

SISTEMA DE QUANTIFICAÇÃO MECÂNICA APLICADO À AVALIAÇÃO DE
ESPASTICIDADE

André Rodrigues Dantas

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM CIÊNCIAS EM
ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Aprovada por:

Prof. Márcio Nogueira de Souza, D.Sc.

Prof. Charles Andre, D.Sc.

Prof. Jurandir Nadal, D.Sc.

Prof. Pedro Lopes de Mello, D.Sc.

Profa. Ana Paula Fontana, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

MARÇO DE 2008

DANTAS, ANDRÉ RODRIGUES

Sistema de Quantificação Mecânica
Aplicado à Avaliação de Espasticidade
[Rio de Janeiro] 2008

X, 151p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M.Sc., Engenharia Biomédica, 2008)

Dissertação – Universidade Federal do
Rio de Janeiro, COPPE

1. Espasticidade

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

Dedico este trabalho aos meus pais, pelo constante apoio, orientação, exemplo e sobretudo amor.

Agradeço ...

Ao Programa de Engenharia Biomédica da COPPE que através de seus funcionários e professores viabilizou a minha formação e o desenvolvimento deste trabalho;

Ao Serviço de Fisioterapia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho pela cooperação e viabilização da coleta de dados em suas instalações;

Ao Serviço de Neurologia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho que possibilitou a parceria desenvolvida com o Professor Charles André neste trabalho;

Ao Laboratório de Biomecânica da EEFD-UFRJ, pelo apoio na fase de testes preliminares do Sistema;

Ao Engenheiro Sérgio de Abreu Caixão do Centro de Pesquisas de Energia Elétrica que auxiliou no desenvolvimento dos acoplamentos mecânicos do Sistema;

Aos pacientes e voluntários por sua paciência e espírito de colaboração com o estudo;

Às Fisioterapeutas Juliana Marins e Íris Barros pelo auxílio na primeira fase da coleta de dados;

Ao Professor da EEFD-UFRJ, Marco Antonio Cavalcanti Garcia pelo apoio e incentivo ao longo de todo este trabalho;

Aos Fisioterapeutas João Yamasaki Catunda e Bruna Maria de Paula pelos seus inestimáveis esforços para realização da parte experimental deste trabalho;

Ao Professor Márcio Nogueira de Souza, pela brilhante orientação e pelo incomparável exemplo de profissionalismo e amor ao ensino e à pesquisa;

À Michelle, por seu amor e pela compreensão, tolerância e apoio ao longo dos muitos finais de semana e noites dedicados a este trabalho;

Ao Mestre dos Mestres que me ilumina em todos os momentos de minha existência.

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

SISTEMA DE QUANTIFICAÇÃO MECÂNICA APLICADO À AVALIAÇÃO DE ESPASTICIDADE

André Rodrigues Dantas

Março/2008

Orientadores: Márcio Nogueira de Souza

Charles André

Programa: Engenharia Biomédica

Este trabalho apresenta um Sistema de Quantificação Mecânica desenvolvido para coletar e processar sinais de membros superiores de modo não-invasivo, objetivando avaliar a espasticidade na prática clínica. Os seguintes sinais são adquiridos pelo Sistema: força responsável pelo movimento passivo, eletromiografia dos principais músculos envolvidos (bíceps e tríceps) e o deslocamento angular da articulação do cotovelo. Após análise exploratória do comportamento dos sinais primários e de alguns sinais derivados dos mesmos, foi possível propor um índice composto, Índice de Rigidez Muscular Médio (IRMM), que se correlaciona com a avaliação obtida por um método muito utilizado na prática clínica, a Escala de Ashworth Modificada. Num estudo envolvendo oito adultos que sofreram acidente vascular cerebral (AVC) e treze sujeitos normais foi verificado um coeficiente de correlação de Spearman de 0,81 entre o IRMM e o grau da Escala de Ashworth Modificada, sendo o IRMM no grupo espástico sempre significativamente maior ($p < 0,05$) que no grupo controle.

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

MECHANICAL QUANTIFICATION SYSTEM APPLIED TO THE ASSESSMENT
OF SPASTICITY

André Rodrigues Dantas

March/2008

Advisors: Márcio Nogueira de Souza

Charles André

Department: Biomedical Engineering

This work presents a Mechanical Quantification System designed to acquire non-invasively and process signals in the upper limbs, aiming to assess spasticity in routine clinical practice. The following signals are acquired by the System: the force responsible for the passive movement, electromyography signals in the main muscles involved in the movement (biceps and triceps), and elbow joint angular displacement. After an initial exploratory analysis of the primer signals and also some derived signals it was possible to propose a compound index, Mean Muscular Rigidity Index (IRMM), that correlated with the assessment performed by a well accepted method used in the clinical practice, i.e., the Modified Ashworth Scale. In a study involving eight adults with brain injury and thirteen normal subjects one observed a Spearman coefficient of 0.81 between the IRMM and the degree associated to the Modified Ashworth Scale, being the IRMM for the spastic group significantly higher ($p < 0,05$) than for the control group.

ÍNDICE

1.	INTRODUÇÃO	1
2.	ESPASTICIDADE	4
2.1	Sistema Nervoso Central e o Controle do Movimento	4
2.1.1	Componentes do Sistema Nervoso no Controle do Movimento	5
2.2	Síndrome do Neurônio Motor Superior e Espasticidade	15
2.3	Avaliação da Espasticidade	17
2.4	Tratamento da Espasticidade	19
2.4.1	Tratamento Fisioterapêutico	19
2.4.2	Tratamento Medicamentoso	19
2.4.3	Tratamento Cirúrgico	20
3.	MÉTODOS QUANTITATIVOS PARA AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE	21
3.1	Tentativa de modelagem matemática da espasticidade	22
3.2	Avaliação em laboratório	24
3.3	Avaliação na prática clínica	33
3.3.1	O trabalho de PANDYAN e colaboradores (2001)	33
3.3.2	O trabalho de KUMAR e colaboradores (2006)	35

3.3.3	O trabalho de GORDON e colaboradores (2006)	37
3.3.4	O trabalho de LEE e colaboradores (2004)	39
4.	MATERIAIS E MÉTODOS	42
4.1	Sistema de Medição	42
4.1.1	Acoplamento dos sensores	45
4.1.2	Sistema de aquisição de dados	47
4.2	Protocolo Experimental	49
4.2.1	Descrição do experimento	49
4.2.2	Protocolo de colocação dos eletrodos de eletromiografia	50
4.3	Modelagem Matemática do experimento	53
4.3.1	Modelagem do sistema de forças envolvidas no protocolo experimental	54
4.3.2	A célula de carga como medidor de força	56
4.3.3	Modelagem do sistema de forças usando a célula de carga SV/50 como eletrodinamômetro	58
4.4	Processamento dos Sinais obtidos com o SQM	61
4.4.1	Processamento em Matlab e Excel	61
4.4.2	Equacionamento do IRM e do IRMM	64
4.5	Coleta de Dados	67
4.5.1	Piloto 2005-2006	67

4.5.2	Coleta 2006-2007	69
4.6	Análise Estatística	69
5.	RESULTADOS	71
5.1	Piloto 2005/2006	71
5.1.1	Sinal de Canivete	71
5.1.2	Comparação entre IRESM de voluntários e pacientes	73
5.2	Coleta 2006/2007	74
5.2.1	Análise exploratória de dados	75
5.2.2	Comparação dos IRMM entre os grupos de voluntários e pacientes	94
5.2.3	Verificação da variação da Amplitude da Força Muscular e do IRM com a Periodicidade	94
5.2.4	Comparação entre o IRMM Médio e a Escala de Ashworth Modificada	97
6.	DISCUSSÃO	98
6.1	Comparação entre os métodos de medição da espasticidade	100
6.2	Considerações sobre os protocolos experimentais adotados	103
6.2.1	Posicionamento do paciente	103
6.2.2	Periodicidades e amplitudes de movimento	104

6.2.3	Tamanho da amostra	105
6.3	Índices para avaliação do fenômeno	106
6.3.1	IRM	109
6.3.2	IRMM	110
7.	CONCLUSÃO	112
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	115
A1.	DADOS EXPERIMENTAIS PROCESSADOS	118
A2.	PROGRAMA DESENVOLVIDO EM MATLAB	140
A2.1	Fluxograma do programa desenvolvido em MatLab 6.5	140
A2.2	Descrição das etapas do programa	141
A3.	ANALOGIA ELETRO-MECÂNICA	146

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

A evolução da medicina e as políticas de saúde adotadas pelos países desenvolvidos e em desenvolvimento têm proporcionado um aumento significativo no número de sobreviventes aos mais diversos tipos de acidentes e patologias, assim como na sobrevivência da população. Deste modo, o número de indivíduos com idade superior a 70 anos cresce a cada dia (PANDYAN *et al.*, 2001). Como consequência, milhões de pessoas em todo o mundo apresentam lesões congênitas ou adquiridas do Sistema Nervoso Central (SNC) levando a quadros de incapacidade. Há, portanto, uma crescente necessidade de investimento em pesquisa e desenvolvimento de técnicas de tratamento e reabilitação a fim de minorar esses problemas.

O aumento da sobrevivência da população e dos cuidados com a saúde, no entanto, ocasionaram uma elevação significativa nos custos dos sistemas de saúde, sugerindo tanto a necessidade de uma avaliação criteriosa das técnicas adotadas, como também da reabilitação do paciente.

Um dos distúrbios neurológicos mais frequentes e que exige alto grau de investimento em tratamento e reabilitação é a espasticidade (PANDYAN *et al.*, 2001). Ela surge em decorrência de situações clínicas tais como: acidente vascular cerebral, paralisia cerebral, lesões medulares, neoplasias do SNC, trauma crânio-encefálico, doenças hereditárias e desmielinizantes; entre outras alterações do neurônio motor superior (LIANZA *et al.*, 2001).

A definição clássica de espasticidade dada por LANCE *et al.* (1980) e aceita por grande parte dos profissionais da área é: *desordem motora caracterizada pelo aumento, velocidade dependente, do tônus muscular, com exacerbação dos reflexos profundos, decorrente de hipersensibilidade do reflexo de estiramento*. Sendo assim, a espasticidade é um dos componentes da Síndrome do Neurônio Motor Superior, a qual pode ainda apresentar outros sinais e sintomas.

Dado a complexidade associada a sua fisiopatologia e os outros sinais e sintomas envolvidos com a Síndrome do Neurônio Motor Superior, há ainda hoje uma dificuldade de se caracterizar a espasticidade com exatidão (PANDYAN *et al.*, 2001).

Indicadores quantitativos e qualitativos são utilizados para tentar identificar os padrões clínicos de disfunção, como por exemplo: Escala de Ashworth Modificada, goniometria, análise de marcha, dinamometria de preensão e avaliação quantitativa da força muscular (LIANZA *et al.*, 2001).

Os vários métodos apontados não permitem, no entanto, avaliar com exatidão e resolução satisfatória os diferentes graus de espasticidade. Há a necessidade, portanto, do desenvolvimento de tecnologias que permitam quantificar as diversas características do fenômeno, a fim de permitir um acompanhamento criterioso da reabilitação do paciente ao longo do tratamento, possibilitando uma melhor avaliação das técnicas e recursos terapêuticos utilizados. Há técnicas que se aproximam destes objetivos gerais, como, por exemplo, as apresentadas no trabalho de PISANO *et al.*, (2000) e no trabalho de MCCREA *et al.* (2003). No entanto, estes procedimentos são complexos e normalmente executados apenas em condições de laboratório de pesquisas.

Este trabalho se propõe a desenvolver um Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade (SQM) na prática clínica com vistas a atender às necessidades acima mencionadas. O SQM será avaliado (testado) num grupo de pacientes e comparado com o método tradicionalmente mais usado e aceito na prática clínica, ou seja, a Escala de Ashworth Modificada. Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Definir as grandezas de interesse para a avaliação, através do estudo das características do fenômeno e dos trabalhos desenvolvidos até o momento;
- Definir e integrar os sensores e respectivos acoplamentos e adaptações necessárias ao funcionamento do SQM;
- Desenvolver o sistema de aquisição e processamento de dados das grandezas obtidas pelo SQM;
- Definir o protocolo experimental;
- Criar a infra-estrutura necessária à coleta de dados;
- Realizar teste comprobatório de funcionalidade do SQM por meio de experimento comparativo com método tradicionalmente utilizado na prática clínica;

- Verificar a afirmação de LANCE *et al.* (1980), ou seja, verificar se ocorre efetivamente o aumento do tônus muscular em pacientes espásticos relativamente a voluntários normais e se esse aumento de tônus é velocidade dependente.

Os aspectos relacionados à fisiopatologia da espasticidade são estudados no segundo capítulo deste trabalho. O terceiro capítulo aborda alguns trabalhos que se propõem a estudar o fenômeno. As especificações do projeto, o desenvolvimento do Sistema proposto e o desenho experimental são apresentados no capítulo quatro. O capítulo cinco apresenta os resultados experimentais. A discussão dos resultados obtidos e as conclusões deste trabalho são apresentadas no capítulo seis e sete, respectivamente.

CAPÍTULO 2

ESPASTICIDADE

Este capítulo apresenta uma breve introdução sobre o sistema nervoso no controle do movimento, as bases fisiopatológicas da espasticidade, as escalas de Ashworth e Ashworth Modificada utilizadas para sua avaliação, e alguns métodos de tratamento.

2.1 – Sistema Nervoso Central e o Controle do Movimento

O Sistema Nervoso é responsável pela coordenação e controle dos movimentos e até mesmo dos atos motores mais simples. O diagrama esquemático da figura 2.1 permite visualizar a seqüência de atividades que desencadeiam um ato motor.

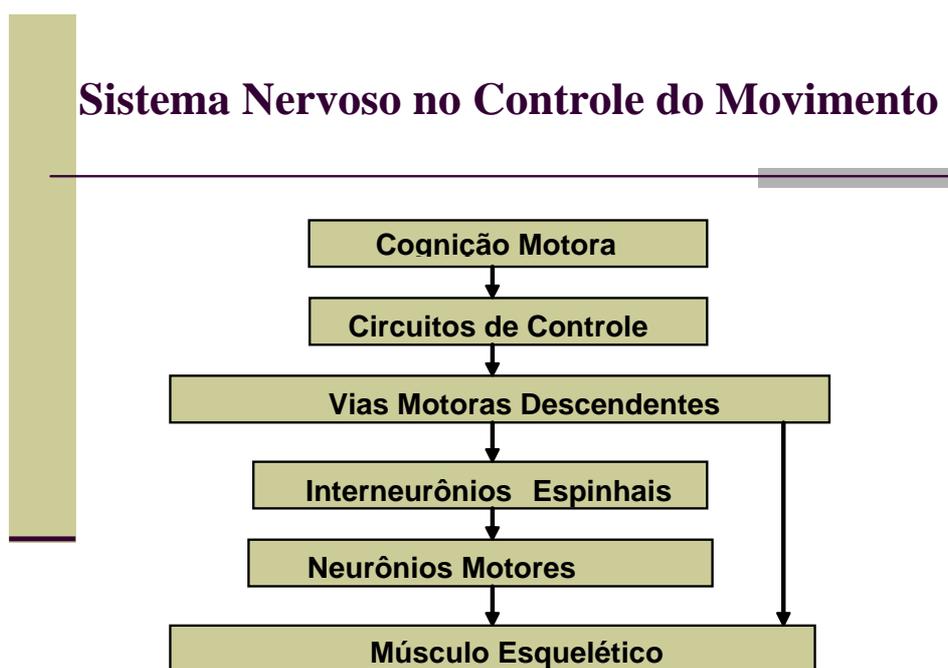


Fig. 2.1 – Seqüência de atividades que desencadeiam um ato motor. Adaptado de EKMAN (2004).

A partir do momento em que o indivíduo toma a decisão de realizar o movimento (parte anterior do lobo frontal), a área de planejamento motor é ativada e em seguida os circuitos de controle (cerebelo e núcleos da base) são ativados. Estes regulam a atividade nos tratos motores descendentes os quais conduzem os sinais a

interneurônios medulares e motoneurônios inferiores. Os motoneurônios inferiores atuam na musculatura esquelética desencadeando a contração das fibras musculares necessárias a realização do movimento desejado (EKMAN, 2004).

2.1.1 – Componentes do Sistema Nervoso no Controle do Movimento

a) Musculatura Estriada Esquelética

Os músculos esqueléticos são responsáveis pelos movimentos voluntários e apresentam três propriedades principais: elasticidade, contratilidade e tonicidade.

Cada músculo é formado por centenas de fibras musculares e estas são formadas por miofibrilas dispostas paralelamente ao eixo longitudinal da fibra. As miofibrilas são constituídas pelas seguintes proteínas: actina, miosina, troponina, tropomiosina e titina. Estas proteínas encontram-se organizadas nas miofibrilas de modo a formar a estrutura ou unidade funcional de contração muscular, o sarcômero. Quando um potencial de ação chega à membrana celular do músculo as miofibrilas se contraem em resposta a este estímulo desencadeando a contração do músculo (Figura 2.2).

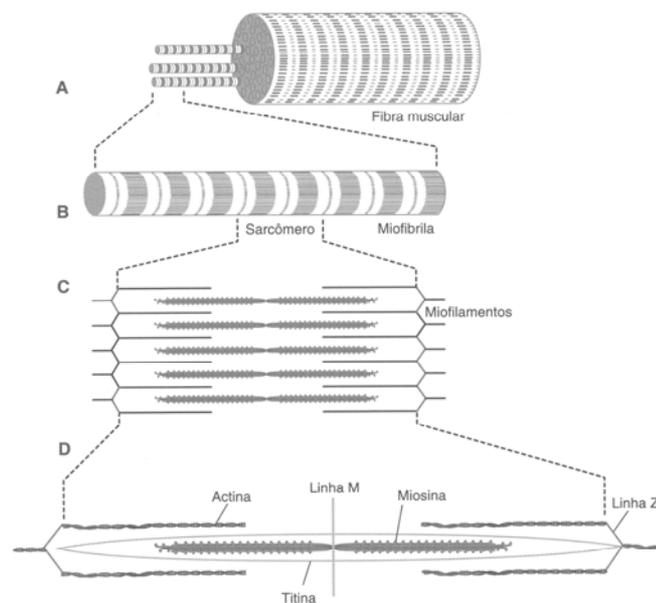


Figura 2.2 – Detalhe da musculatura estriada esquelética evidenciando a fibra muscular e a unidade de contração muscular (sarcômero). Extraído de EKMAN *et al.* (2004).

b) Neurônios Motores Inferiores

Os corpos celulares dos neurônios motores inferiores se situam no corno ventral da medula espinhal ou tronco encefálico e seus axônios saem pela raiz ventral para formar o nervo periférico (espinhal misto) (Figura 2.3).

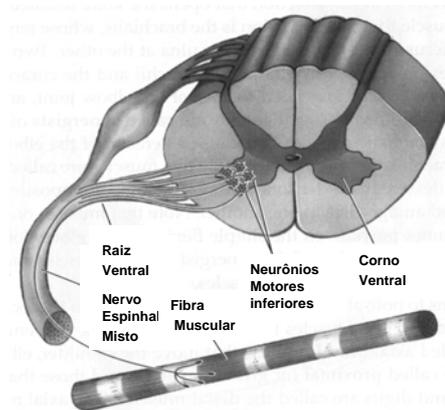


Figura 2.3 – Detalhe de segmento da medula espinhal com suas raízes ventral e dorsal, nervo espinhal misto e axônio de neurônio motor inferior se projetando até a fibra muscular. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

Os neurônios motores inferiores são controlados por suas entradas sinápticas no corno ventral da medula espinhal (Figura 2.4). Há dois tipos de neurônios motores inferiores: alfa e gama. Os neurônios motores alfa são diretamente responsáveis pela geração de força pelo músculo. Os neurônios motores gama são apresentados no item d.

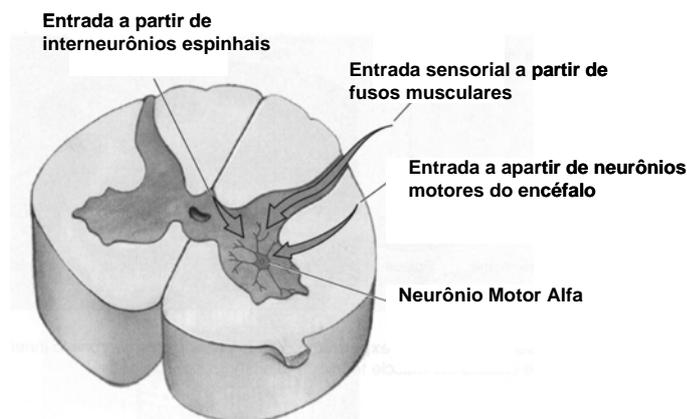


Figura 2.4 – Detalhamento das três possíveis origens de entradas de um neurônio motor alfa. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

c) Unidade motora

A unidade motora é formada por um neurônio motor alfa e todas as fibras musculares inervadas por ele (Figura 2.5).

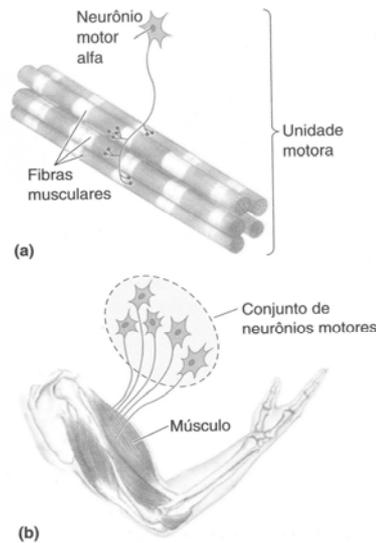


Figura 2.5 – (a) Unidade motora. (b) Conjunto de neurônios motores formado por todos os neurônios alfa que inervam um músculo. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

d) Receptores musculares especializados:

Fusos musculares: são sensíveis ao estiramento do músculo. Sinalizam variações do comprimento muscular e a velocidade com que elas ocorrem. Apresentam fibras musculares esqueléticas modificadas dentro de sua cápsula fibrosa (fibras intrafusais). As fibras extrafusais, localizadas fora do fuso muscular, são inervadas pelos neurônios motores alfa e as intrafusais pelo neurônio motor gama. A ativação do neurônios motores gama contrai os pólos do fuso mantendo-o ativo (Figura 2.6).

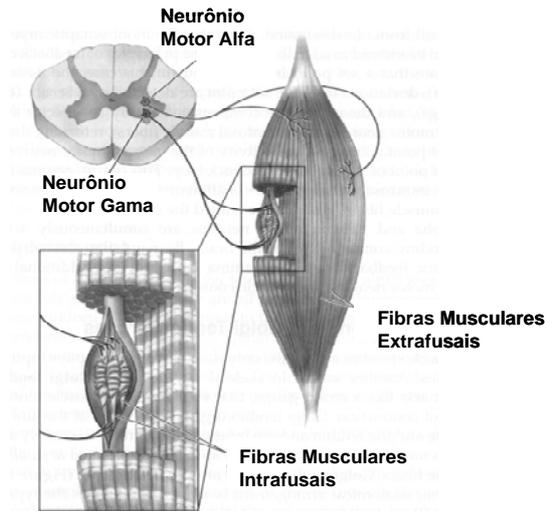


Figura 2.6 – Detalhe do fuso muscular evidenciando as fibras extrafusais e intrafusais e os neurônios motores alfa e gama. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

Órgãos tendinosos de Golgi: sinalizam tensão muscular sobre o tendão. Estão localizados na junção do músculo com o tendão (Figura 2.7).

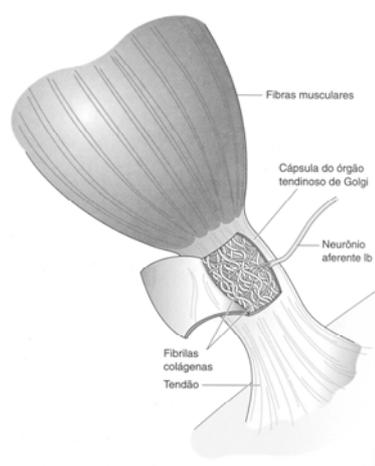


Figura 2.7 – Detalhe do órgão tendinoso de Golgi. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

e) Interneurônios Espinhais

A maioria das entradas dos motoneurônios alfa são originadas de interneurônios da medula espinhal os quais recebem aferências de axônios sensoriais primários, axônios descendentes do encéfalo e axônios colaterais de neurônios motores inferiores (Figura 2.4). Viabilizam através de sua interconexão programas motores coordenados.

f) Neurônios motores superiores

Ocorrem no córtex cerebral ou tronco encefálico e seus axônios cursam pelos tratos (vias) motores descendentes.

g) Tratos Motores Descendentes

Os axônios dos neurônios motores superiores se projetam dos centros supra-espinais a neurônios motores inferiores (alfa e gama) e a interneurônios no tronco encefálico e na medula espinhal. Aqueles que fazem sinapse na medula espinhal formam tratos específicos caracterizados pela região onde se projetam: medial, lateral (EKMAN, 2004).

Mediais: inervam músculos posturais e cingulares.

- ✓ Trato cortico-espinhal medial
- ✓ Trato tecto-espinhal
- ✓ Trato retículo-espinhal medial (ou pontino)
- ✓ Trato vestibulo-espinhal medial
- ✓ Trato vestibulo-espinhal lateral

O trato cortico-espinhal medial é proveniente do córtex e os demais são provenientes do tronco encefálico. A Figura 2.8 apresenta o percurso dos tratos ativadores mediais.

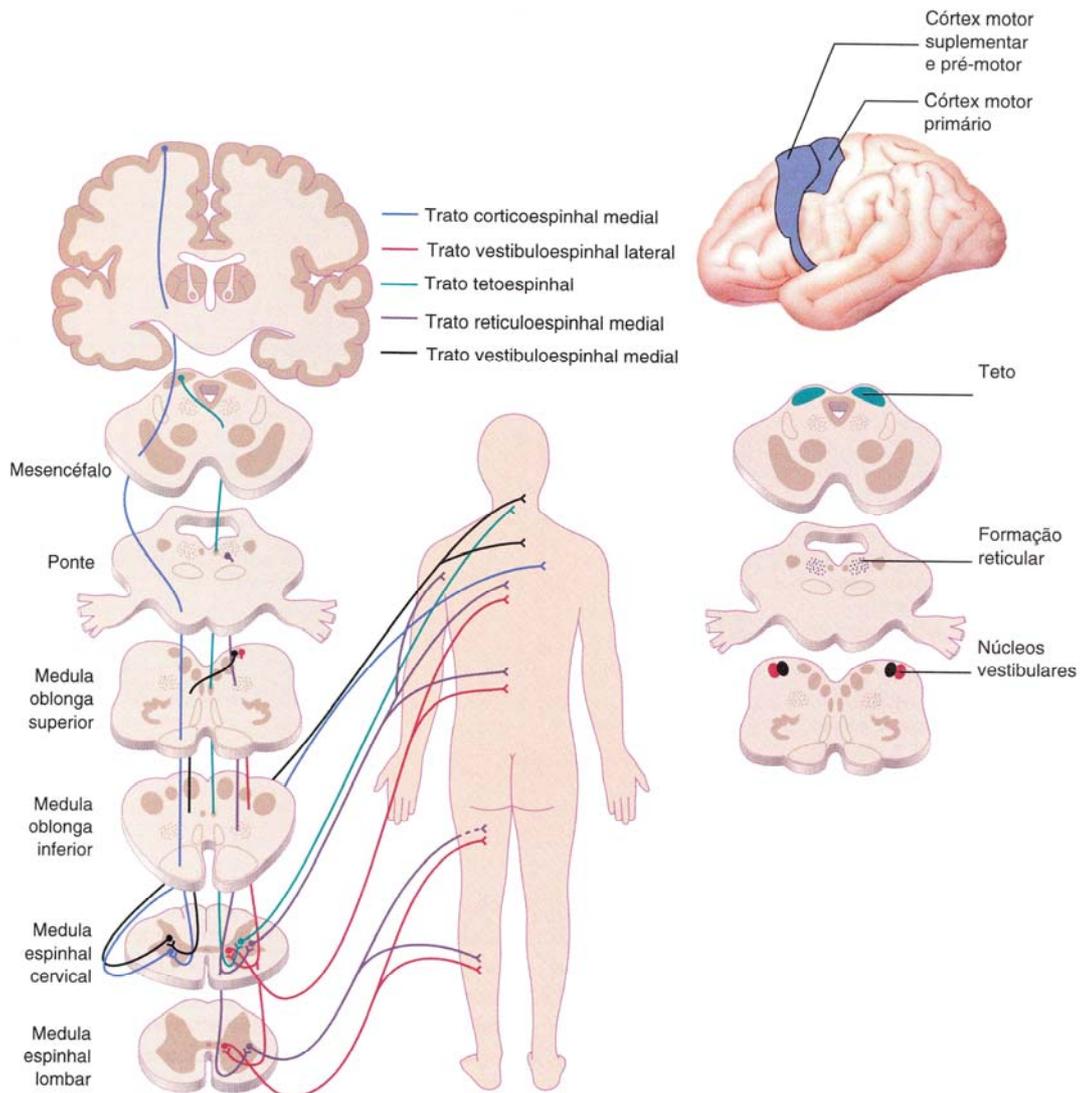


Figura 2.8 – Tratos ativadores mediais. Extraído de EKMAN (2004).

Laterais: relacionados a movimentos distais dos membros e movimentos finos (precisos) (Figura 2.9).

- ✓ Trato cortico-espinhal lateral (ou piramidal)
- ✓ Trato rubro-espinhal
- ✓ Trato retículo espinhal lateral (ou bulbar)

O trato cortico-espinhal lateral origina-se das áreas de planejamento motor e do córtex motor primário. Permite ativar músculos individuais viabilizando a mobilidade das mãos, por exemplo.

O trato rubro-espinhal origina-se no núcleo rubro do mesencéfalo (tronco encefálico). Inervam principalmente músculos flexores dos membros superiores.

O trato retículo espinhal lateral participa da ativação de neurônios motores flexores e da inibição de extensores e vice-versa.

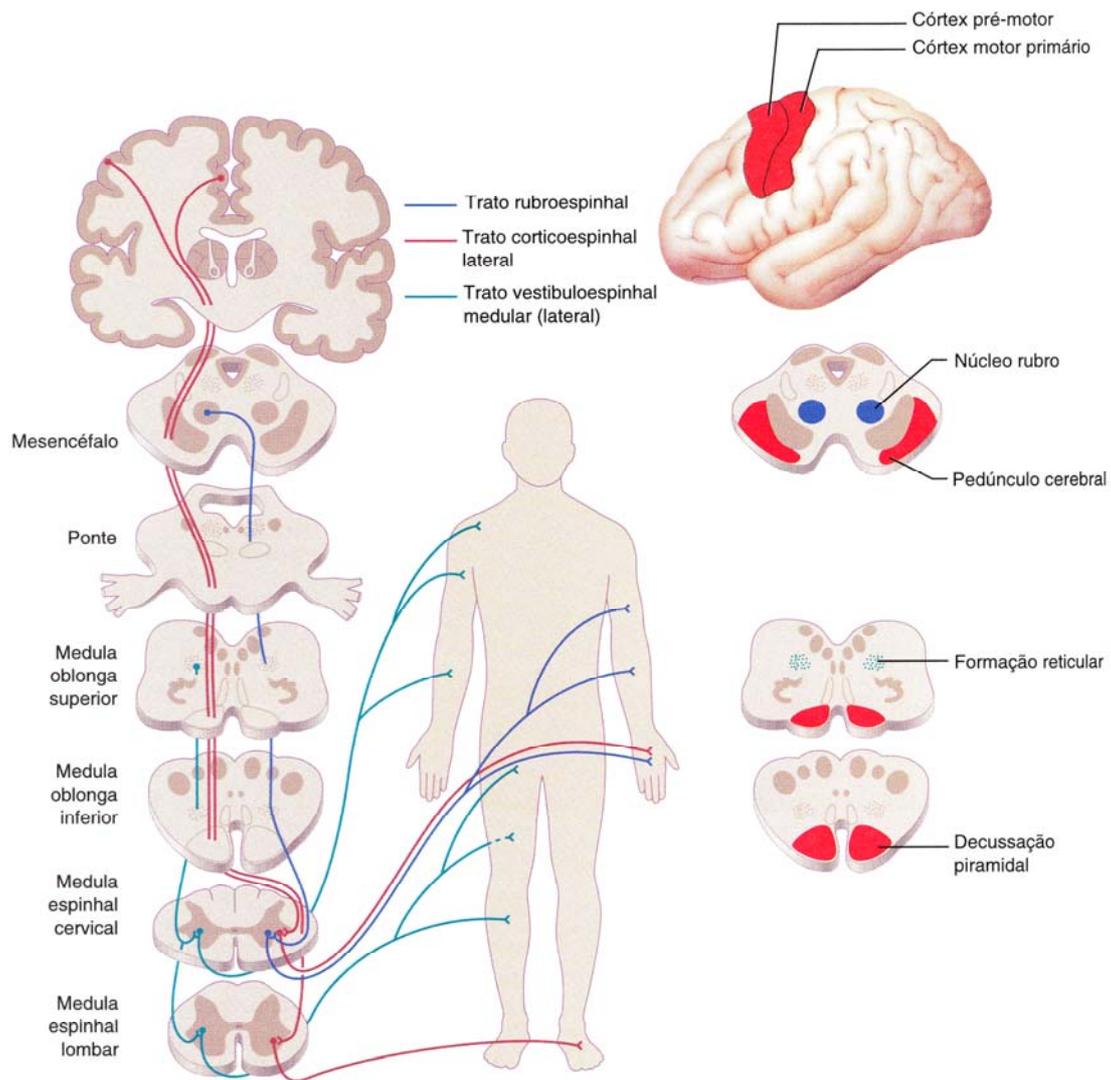


Figura 2.9 – Tratos ativadores mediais. Extraído de EKMAN (2004).

h) Circuitos de controle motor:

Núcleos da base: participam da comparação entre a informação proprioceptiva e os comandos para o movimento, sequenciação dos movimentos e regulação do tônus e da força muscular. Incluem os seguintes núcleos: caudado, putâmen, globo pálido, núcleo subtalâmico, substância negra. O caudado, o putâmen e o globo pálido localizam-se no cérebro. O núcleo subtalâmico se localiza inferiormente ao tálamo e lateralmente ao hipotálamo. A substância negra se localiza no mesencéfalo. (Figura 2.10).

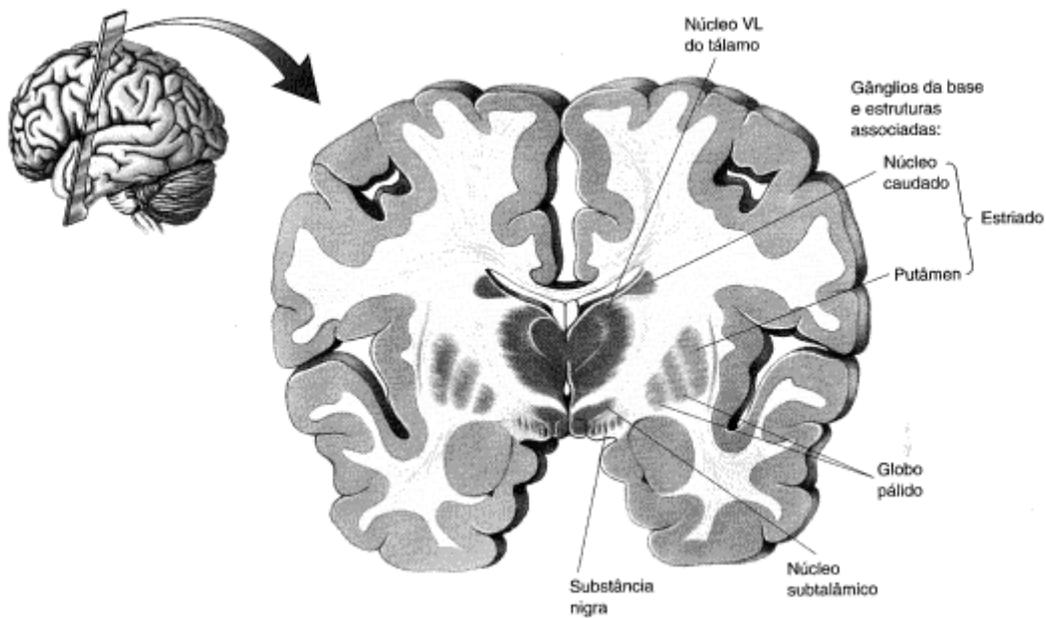


Figura 2.10 – Circuitos de controle motor – localização dos núcleos da base. Extraído de BEAR *et al.* (2002).

Cerebelo: compara o movimento em curso com o movimento pretendido e corrige-os quando necessário. Situa-se atrás do cérebro, ocupando a fossa craniana posterior. Apresenta forma oval e é formado por três lóbulos que se encontram divididos por fissuras profundas e distintas: lóbulos: anterior, posterior e floclonodular. Verticalmente, o cerebelo, pode ser dividido em seções: verme na linha média; hemisfério paravérmico e hemisfério lateral. Cada uma das seções verticais está relacionada a uma classe específica de movimentos (EKMAN, 2004) (Figura 2.11).

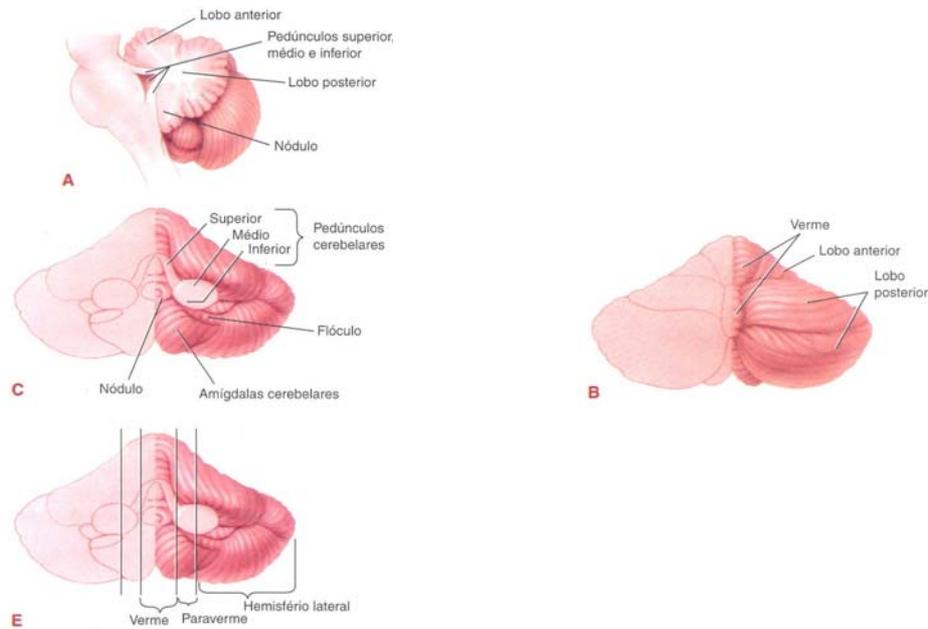


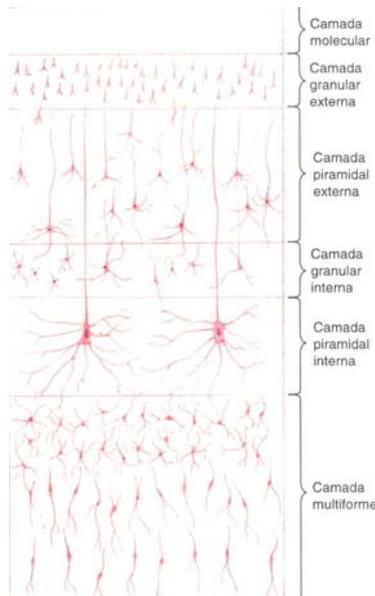
Figura 2.11 – Anatomia do cerebelo. *A*, corte sagital médio mostrando os pedúnculos cerebelares e os lobos do cerebelo. *B*, visualização posterior do cerebelo. *C*, visualização anterior do cerebelo, com o tronco encefálico removido. *D*, visualização anterior do cerebelo, com o tronco encefálico removido. *E*, divisões verticais do cerebelo. Extraído de EKMAN (2004).

i) Córtex motor:

O córtex cerebral corresponde à camada externa (cinzenta) do cérebro. É formado por uma vasta coleção de corpos celulares, axônios, dendritos, cobrindo a superfície dos hemisférios cerebrais. Os tipos mais comuns de neurônios corticais são as células piramidais, fusiformes e estreladas. A maioria das células piramidais produz estímulos que saem do córtex. O mesmo ocorre com as fusiformes que se projetam principalmente para o tálamo. As estreladas apresentam a função de interneurônios e mantêm-se no interior do córtex. (EKMAN, 2004).

O córtex cerebral possui camadas diferenciadas pelo tamanho e conectividades de suas células. A exceção do córtex olfatório e temporal medial há seis camadas numeradas da superfície para a profundidade. Estas camadas são apresentadas na Figura 2.12 e descritas na tabela 2.1. (EKMAN, 2004).

Tabela 2.1 – Descrição das camadas do córtex cerebral
 Extraído de EKMAN (2004).

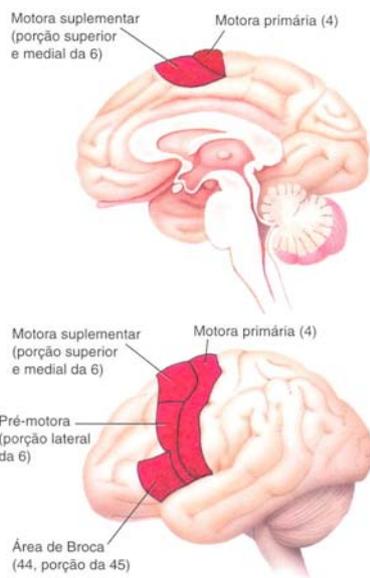


Nome	Descrição
I	<i>Camada molecular:</i> principalmente axônios e dendritos; contém poucas células
II	<i>Camada granular externa:</i> muitas pequenas células piramidais e estreladas
III	<i>Camada piramidal externa:</i> células piramidais
IV	<i>Camada granular interna:</i> principalmente células estreladas
V	<i>Camada piramidal interna:</i> predominantemente células piramidais, com estrelas e outros interneurônios
VI	<i>Camada multiforme:</i> primariamente células fusiformes

Figura 2.12 – Camadas do córtex cerebral. Extraído de EKMAN (2004).

O córtex motor divide-se, segundo a nomenclatura estabelecida por Brodmann em 1909, em: área 4 ou córtex motor primário (M1) e área 6, dividida em área pré-motora (APM) e área motora suplementar (AMS). A Figura 2.13 apresenta a localização destas áreas no córtex e a tabela 2.2 suas respectivas funções (EKMAN, 2004).

Tabela 2.2 – Descrição das funções das áreas motoras do córtex. Extraído de EKMAN (2004).



Áreas Motoras	Função
Córtex motor primário	Movimentos controlados voluntariamente
Área pré-motora	Controle dos músculos do tronco e da cintura, ajustes posturais antecipatórios
Área motora suplementar	Início do movimento, planejamento da orientação, movimentos bimanuais e seqüenciais
Área de Broca	Programação motora da fala (usualmente, apenas no hemisfério esquerdo)
Área análoga à de Broca no hemisfério oposto	Planejamento da comunicação não-verbal (gestos emocionais, tom da voz; usualmente, no hemisfério direito)

Figura 2.13 – Áreas motoras do córtex cerebral. As áreas de Brodmann correspondentes estão indicadas nos parênteses. Extraído de EKMAN (2004).

2.2 – Síndrome do Neurônio Motor Superior e Espasticidade

Algumas doenças e distúrbios que afetam o Sistema Nervoso Central tais como lesão medular espinhal, esclerose múltipla, paralisia cerebral e acidente vascular cerebral, entre outras, podem lesar os neurônios motores superiores desencadeando uma síndrome denominada Síndrome do Neurônio Motor Superior. Esta Síndrome é caracterizada por um conjunto de alterações na estimulação motora apresentando duas distinções clássicas em relação a seus sinais ou sintomas. Basicamente, sinais positivos e negativos podem surgir em decorrência desta Síndrome. Os sinais negativos surgem devido à perda da função e são caracterizados por fraqueza e perda de destreza. Os sinais positivos caracterizam-se por uma hiper-atividade muscular, seja por excessiva contração ou por algum tipo de atividade muscular inapropriada. Dentre os sinais positivos pode-se ainda citar: espasticidade, hiper-reflexia, clono, sinal de canivete, espasmos, sinal de Babinski e distonia espástica (SHEEAN *et al.*, 2002, PANDYAN *et al.*, 2001, LIANZA *et al.*, 2001).

Os padrões clínicos desenvolvidos a partir da Síndrome do Neurônio Motor Superior são determinados pelo local onde ocorreu a lesão (córtex, tronco encefálico ou medula espinhal) e dependem do tempo decorrido após a mesma (SHEEAN *et al.*, 2002).

A espasticidade é apenas um dos sinais positivos que podem vir a ser desenvolvidos após uma lesão em Neurônio Motor Superior. Os membros espásticos apresentam um aumento da resistência ao serem submetidos a um movimento passivo que é tão maior quanto maior é a velocidade e a amplitude do movimento que se tenta realizar (LANCE *et al.*, 1980). Esse aumento de resistência é maior no início do movimento e diminui de forma significativa a partir de determinado momento caracterizando um fenômeno conhecido como sinal de “canivete”.

A atuação dos músculos flexores predomina na espasticidade em membros superiores o que ocasiona uma postura com adução e rotação interna do ombro, flexão do cotovelo, pronação do punho e flexão dos dedos (Figura 2.14). Em membros inferiores ocorre a predominância dos músculos extensores ocasionando uma postura com extensão e rotação interna do quadril, extensão do joelho, com flexão plantar e inversão do pé (Figura 2.15) (TEIVE *et al.*, 1998).

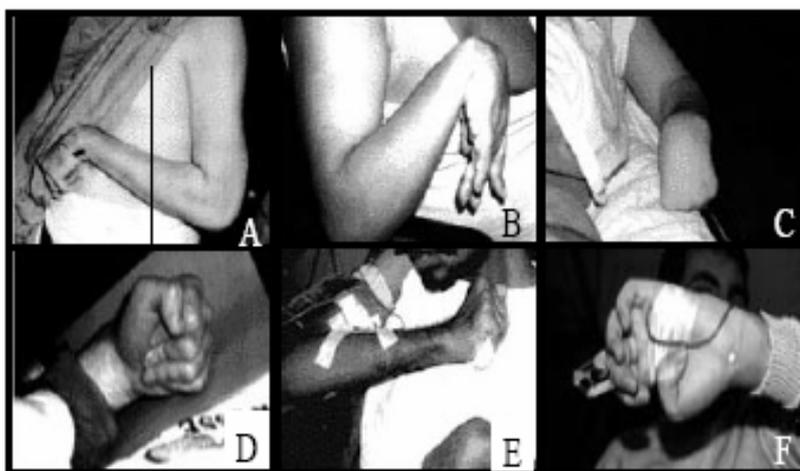


Figura 2.14 – Ilustração de posturas espásticas segmentares no membro superior. A - Ombro aduzido e rodado internamente; B - Punho fletido; C – Antebraço pronado; D – Punho fechado; E – Cotovelo fletido; F – Polegar fletido sobre a palma. Extraído de (TEIXEIRA e FONOFF, 2004).



Figura 2.15 – Ilustração de posturas espásticas segmentares no membro inferior. A – Pé equinovaro; B – Joelho estendido; C – Joelho fletido; D – Quadril aduzido. Extraído de (TEIXEIRA e FONOFF, 2004).

A teoria clássica explica o aumento do tônus muscular no quadro espástico, como consequência da perda das influências inibitórias descendentes (via ou trato retículo espinhal) em decorrência de lesões que comprometem o trato córtico-espinhal. A perda da influência inibitória descendente provoca o aumento da excitabilidade dos

neurônios fusimotores gama e dos motoneurônios alfa (TEIVE *et al.*, 1998). Alguns pesquisadores no entanto, afirmam que os sinais positivos e negativos decorrentes da Síndrome do Neurônio Superior e da espasticidade não são oriundos de lesões no trato córtico-espinhal e sim nas fibras que viajam próximas a ele. Denominam estes neurônios de parapiramidais (SHEEAN *et al.*, 2002).

A discussão da fisiopatologia da espasticidade é complexa e gera divergências no meio acadêmico e entre profissionais da área. Alguns grupos de pesquisa inclusive, questionam a definição clássica de LANCE *et al.* (1980) e propõem novas definições para a espasticidade (PANDYAN *et al.*, 2005). Este trabalho, no entanto, visa quantificar características relacionadas a este distúrbio neurológico tendo por base a definição clássica de LANCE *et al.* (1980). Pretende-se assim, atender os anseios dos profissionais da área de saúde auxiliando-os na avaliação da espasticidade na prática clínica.

2.3 – Avaliação da Espasticidade

A avaliação do grau de Espasticidade é extremamente importante para que se possa estabelecer a melhor terapêutica a ser utilizada com cada paciente como também para poder acompanhá-lo ao longo do tratamento. Na prática clínica, o método ordenativo usualmente utilizado para avaliação da espasticidade baseia-se nas Escalas de Ashworth e Escala de Ashworth Modificada.

O protocolo para utilização das escalas de Ashworth e de Ashworth Modificada para avaliação de espasticidade é o mesmo. O avaliador deve mover passivamente o membro do paciente em relação à respectiva articulação. Deve então, estimar a resistência encontrada usando um conjunto de regras preestabelecido (tabela 2.2 ou tabela 2.3) para “quantificar” de forma subjetiva a atividade reflexa nos grupos musculares que se opõem ao movimento passivo (PANDYAN *et al.*, 2001, TEIVE *et al.*, 1998).

Tabela 2.2 – Escala de Ashworth (TEIVE *et al.*, 1998).

Escore	Grau do Tônus Muscular
0	Sem aumento de tônus
1	Leve aumento de tônus (“canivete”)
2	Moderado aumento de tônus
3	Aumento de tônus acentuado
4	Rigidez em flexão ou extensão

Tabela 2.3 – Escala de Ashworth Modificada (TEIVE *et al.*, 1998).

Escore	Grau do Tônus Muscular
0	Sem aumento de tônus
1	Leve aumento de tônus (“canivete”)
1+	Leve aumento de tônus seguido por uma resistência mínima ao longo do resto do movimento
2	Moderado aumento de tônus
3	Aumento de tônus acentuado
4	Rigidez em flexão ou extensão

Pode-se perceber que a utilização deste protocolo e as respectivas escalas apresentam uma limitada reprodutibilidade e uma baixa resolução. Há, portanto, a necessidade do desenvolvimento de uma tecnologia que permita caracterizar qualitativa e quantitativamente a espasticidade na clínica. Alguns trabalhos vêm sendo desenvolvidos com esse objetivo. Uma breve apresentação e discussão de alguns destes trabalhos será apresentada no próximo capítulo.

2.4 – Tratamento da Espasticidade

No tratamento da espasticidade deve-se considerar até o momento atual os seguintes aspectos: não existe ainda cura definitiva da lesão; o tratamento é multifatorial visando à diminuição da incapacidade; o tratamento deve estar inserido dentro de um programa de reabilitação; o tempo de tratamento deve ser baseado na evolução funcional.

Os principais tratamentos utilizados para minimizar os efeitos da espasticidade são os seguintes: fisioterápico, medicamentoso e cirúrgico (TEIVE *et al.*, 1998, TEIXEIRA e FONOFF, 2004, LIANZA *et al.*, 2001).

2.4.1- Tratamento Fisioterapêutico

O tratamento fisioterapêutico clássico tinha como objetivo inibir a atividade patológica reflexa, a fim de normalizar o tônus muscular e facilitar o movimento normal. Essa inibição poderia ser alcançada em cada caso empregando métodos que restringissem movimentos e posturas reflexas inadequadas, como por exemplo, por meio do uso de talas e/ou alongamentos músculo tendinosos lentos executados diariamente (TEIVE *et al.*, 1998).

Atualmente, alguns autores indicam a estimulação da motricidade voluntária e o ganho de força muscular como o método fisioterapêutico mais adequado para o tratamento espasticidade (CARR e SHEPHERD, 2003).

2.4.2 – Tratamento Medicamentoso

O tratamento medicamentoso pode envolver o uso de medicamentos com ação sistêmica e aqueles que apresentam ação local ou regional.

Os medicamentos de ação sistêmica apresentam função de relaxamento muscular. Os mais comuns são: Blacofen, Benzodiazepínicos, Dantrolene Sódico, Clonitidina e Tiazidina.

No tratamento local ou regional são efetuadas neurólises químicas. Nestes procedimentos, o médico injeta o medicamento sobre os nervos ou sobre os músculos. Há dois tipos de neurólise: neurólise por fenol, o qual atua destruindo a bainha de mielina do neurônio motor; e por toxina botulínica tipo A que atua bloqueando a

liberação de acetilcolina na terminação pré-sináptica (TEIVE *et al.*, 1998, TEIXEIRA e FONOFF, 2004, LIANZA *et al.*, 2001).

2.4.3 – Tratamento Cirúrgico

Os tratamentos mais comumente utilizados são os neurocirúrgicos e os ortopédicos (TEIVE *et al.*, 1998, TEIXEIRA e FONOFF, 2004, LIANZA *et al.*, 2001).

- Tratamento Neurocirúrgico:
 - ✓ *Rizotomia dorsal seletiva*: consiste na secção da radículas dorsais (40 a 50%) entre L2-S2 que estão diretamente envolvidas nos reflexos anormais.
 - ✓ *Mielotomia e Cordotomia*: restritos a casos de e Espasticidade grave e refratária.
 - ✓ *Estimulação Medular*: implante de eletrodos para estimulação elétrica, via transmissor, nas regiões da medula cervical e torácica.
- Tratamento Ortopédico:
 - ✓ *Tenotomia*: liberação de tendões em músculos muito espásticos.
 - ✓ *Alongamento de Tendão*: enfraquece músculos espásticos e melhora o posicionamento das articulações.
 - ✓ *Transferência de Tendões*: utilizada em músculos que se apresentam parcialmente funcionais.

CAPÍTULO 3

MÉTODOS QUANTITATIVOS PARA AVALIAÇÃO DA ESPASTICIDADE

Ao longo dos últimos anos, algumas pesquisas vêm sendo desenvolvidas em todo o mundo com o objetivo de se caracterizar a espasticidade de forma quantitativa e qualitativa. A partir do estudo clínico da fisiopatologia da espasticidade e da experiência adquirida de vários profissionais da área, alguns trabalhos propuseram modelos matemáticos para viabilizar o entendimento do fenômeno. Com base nestes, métodos e sistemas foram desenvolvidos para medição e quantificação da espasticidade. No entanto, grande parte destes sistemas, apesar de auxiliarem na investigação do fenômeno, permite o estudo apenas ao nível de laboratório (PISANO *et al.*, 2000, KEARNEY e MIRBAGHERI, 2001, LEE *et al.*, 2002, MCCREA *et al.*, 2003).

A necessidade de quantificação da espasticidade na prática clínica ocasionou o desenvolvimento de outro conjunto de pesquisas com o objetivo de desenvolver tecnologias e métodos simplificados (PANDYAN *et al.*, 2001, LEE *et al.*, 2004, GORDON *et al.*, 2006, KUMAR *et al.*, 2006). Estes trabalhos buscam em sua maioria a criação de um índice que permita a comparabilidade com o método de avaliação tradicionalmente aceito e utilizado na prática clínica (Escala de Ashworth Modificada). Este índice gerado a partir de sinais obtidos concomitantemente com a avaliação tradicional permitiria uma melhor exatidão, resolução e repetitividade da quantificação do fenômeno. Além disso, evitaria possíveis discordâncias entre avaliadores distintos.

Muito embora as técnicas de medição e os sensores utilizados sejam semelhantes ou até mesmo idênticos, os trabalhos de ambas as linhas de pesquisa analisam articulações específicas tendo-se em vista que os membros envolvidos apresentam diferenças anatômicas significativas, exigindo soluções mecânicas para avaliação biomecânica particulares. De modo geral, os trabalhos analisam as seguintes articulações: punho, tornozelo e cotovelo. No entanto, há um maior número de trabalhos avaliando a articulação do cotovelo, sobretudo no caso da prática clínica. De modo a permitir uma maior comparabilidade com os resultados obtidos nestes trabalhos, optou-se no presente estudo por avaliar a articulação do cotovelo.

Os trabalhos em sua grande maioria elegeram a mensuração do que vários autores denominaram como variação da resistência da musculatura do membro espástico ao movimento passivo e o EMG de superfície como ponto de partida para viabilizar a análise. Para tanto, houve a necessidade de se medir em quase todos os trabalhos as seguintes grandezas: deslocamento angular, velocidade angular, força, torque e sinal de eletromiografia.

Este capítulo apresenta alguns métodos de quantificação e caracterização da espasticidade para articulação do cotovelo. A Seção 3.1 apresenta a tentativa de modelagem matemática do fenômeno sugerida por alguns trabalhos. A Seção 3.2 apresenta trabalhos que objetivaram estudar a espasticidade em laboratório. A Seção 3.3 apresenta os principais trabalhos desenvolvidos sobre quantificação de espasticidade voltados à prática clínica. Esta apresentação sucinta visa viabilizar uma futura comparação com os resultados obtidos no presente estudo.

3.1 – Tentativa de modelagem matemática da espasticidade

Muito embora vários grupos de pesquisa rediscutam atualmente a definição de espasticidade (WOOD *et al.*, 2005), deve-se esclarecer que todo instrumental desenvolvido para sua análise quantitativa nos diversos trabalhos de pesquisa realizados até os dias de hoje teve por base a definição de LANCE *et al.* (1980) (capítulo 1). Percebe-se através desta definição que há três aspectos importantes para a tentativa de mensuração do fenômeno: o aumento do tônus muscular, a dependência deste aumento de tônus em decorrência do aumento da velocidade e o reflexo de estiramento propriamente dito.

Com vistas a viabilizar esta mensuração, os trabalhos em sua maioria passaram a investigar os aspectos biomecânicos relacionados ao movimento de extensão do membro. A razão entre o torque aplicado ao membro para a realização do movimento passivo e o deslocamento imposto ao mesmo passou então a ser medido (Eq.3.1).

$$\frac{\text{Torque}(s)}{\text{Deslocamento}(s)} = \frac{Tr(s)}{\theta(s)} \quad \text{(Eq. 3.1)}$$

Esta razão é representada por uma função variável no tempo que requer análise específica para extração da informação de quantificação do fenômeno. Os diferentes

grupos de pesquisa passaram, então, a fazer considerações e processamentos a partir dos dados coletados com vistas a obter um índice que pudesse expressar o fenômeno. Alguns autores tentaram modelar os diversos componentes deste sistema como um sistema massa-mola-amortecedor. A equação Eq. 3.2 expressa matematicamente esta tentativa.

$$Tr = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K\theta \text{ (Eq. 3.2)}$$

Onde:

Tr – Torque resultante;

I – Momento de Inércia do membro;

$\ddot{\theta}$ - Aceleração Angular;

$\dot{\theta}$ - Velocidade Angular;

θ – Deslocamento angular;

B – Coeficiente de atrito viscoso;

K – Coeficiente de elasticidade.

Há que se considerar, no entanto, que este modelo caracteriza apenas as componentes passivas relacionadas ao fenômeno. Além disso, alguns trabalhos que desenvolvem suas análises a partir desta equação não expressam claramente qual o torque efetivamente medido: torque imposto pelo operador, torque resultante ou torque involuntário gerado pelo paciente (PANDYAN *et al.*, 2001, LEE *et al.*, 2004, GORDON *et al.*, 2006, KUMAR *et al.*, 2006) .

KEARNEY e MIRBAGHERI (2001) propuseram o diagrama em blocos apresentado na Figura 3.1 para modelar o fenômeno, o qual considera as partes passivas e ativas do movimento através da rigidez intrínseca e da rigidez reflexa. Obtém por meio destas considerações as equações 3.3 e 3.4, através das quais afirmam permitir uma melhor descrição do fenômeno.

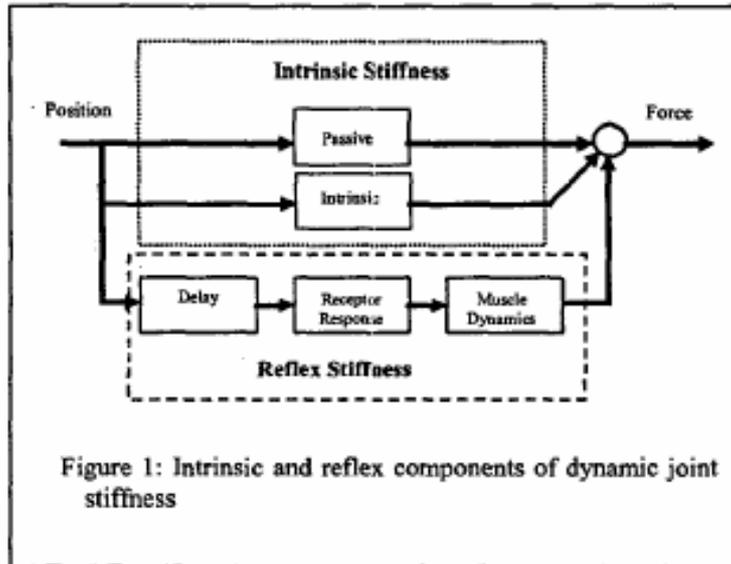


Figura 3.1 – Modelo proposto por KEARNEY e MIRBAGHERI (2001) para a rigidez dinâmica articular.

$$TQP_{IRF}(s) = \frac{P(s)}{TQ_I(s)} = \frac{1}{I s^2 + B s + K} \quad (\text{Eq. 3.3})$$

$$VTQ_{IRF}(s) = \frac{TQ_R(s)}{V(s)} = \frac{G_R \omega_n^2 P}{(s^2 + 2\xi \omega_n s + \omega_n^2)(s + p)} e^{-s\tau} \quad (\text{Eq. 3.4})$$

De forma geral, os trabalhos realizam processamentos específicos e pequenas variações de metodologia a partir dos princípios de modelagem discutidos nesta seção. O aprofundamento da metodologia de cada trabalho, quando necessário, assim como os resultados considerados relevantes para este estudo são apresentados nas seções seguintes.

3.2 – Avaliação em laboratório

Os equipamentos utilizados em laboratório para a avaliação de espasticidade (Isocinéticos) permitem manter a velocidade angular constante durante todo o ciclo de flexão e extensão do membro a ser avaliado. Além disso, permitem realizar o

experimento em diferentes velocidades. Alguns exemplos destes equipamentos são apresentados nas Figuras 3.2 (articulação do tornozelo), 3.3 (articulação do punho) e 3.4 (articulação do cotovelo).

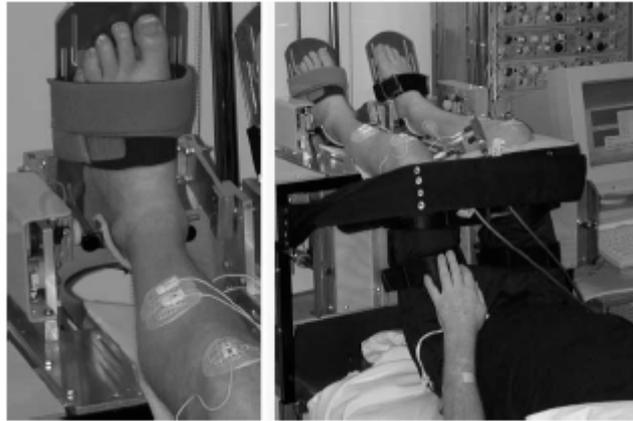


Figura 3.2 - Sistema de medição de torque controlado por computador utilizado para avaliar a articulação do tornozelo (SINGER *et al.*, 2003).

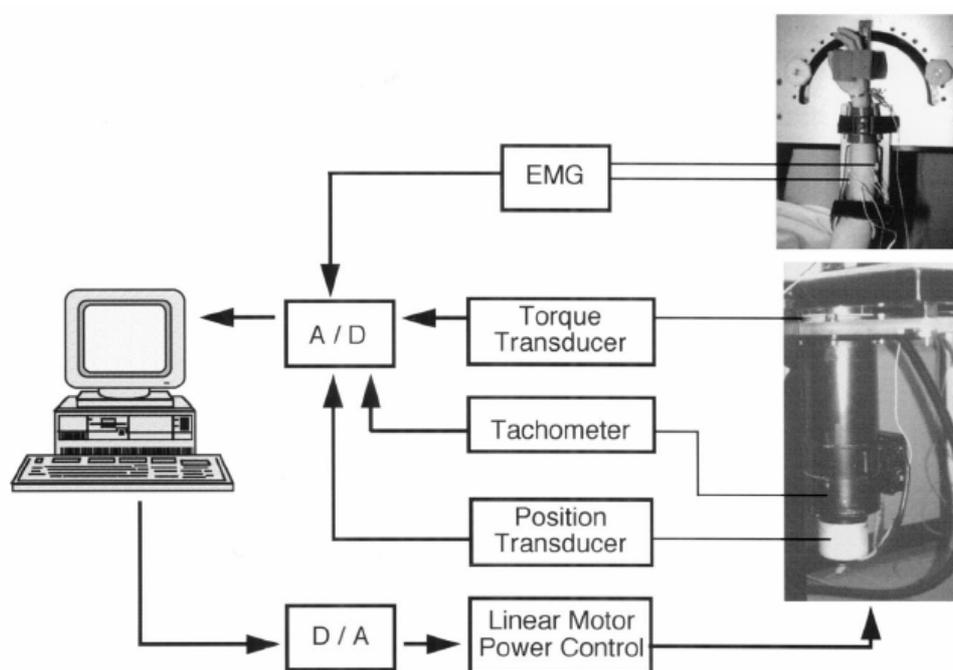


Figura 3.3 - Diagrama em blocos de um sistema para avaliação quantitativa da articulação do punho (PISANO *et al.*, 2000).

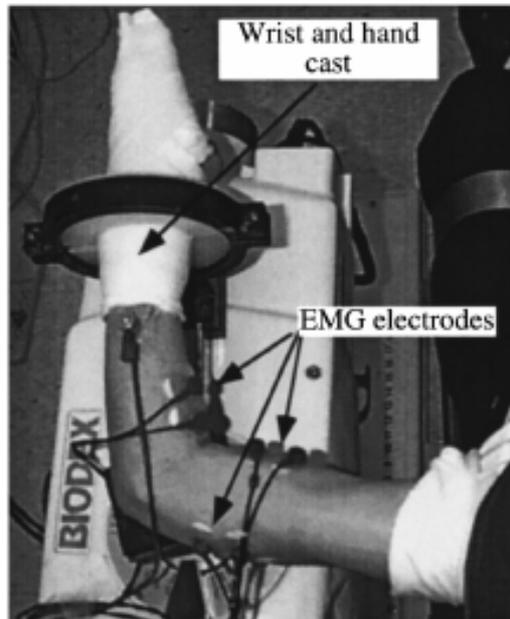


Figura 3.4 - Diagrama em blocos de um sistema para avaliação da articulação do cotovelo (SCHIMIT *et al.*, 1999).

Percebe-se através de toda infra-estrutura apresentada nas Figuras 3.2, 3.3 e 3.4 a complexidade e espaço considerável ocupado por estes sistemas. Nestes sistemas, há sempre um limitador da excursão de movimento articular de modo a evitar danos ao paciente. De forma geral, os sinais de eletromiografia de superfície dos músculos envolvidos no movimento e a informação de deslocamento angular são coletados.

Em função da característica do Isocinético, pode-se desprezar a componente inercial do modelo apresentado na seção anterior, tendo em vista que a aceleração neste caso passa a ser nula. Deste modo a equação 3.2 se reduz à equação 3.5.

$$Tr = B\dot{\theta} + K\theta \text{ (Eq. 3.5)}$$

Alguns trabalhos estabeleceram sua metodologia com base no conceito de modelagem da equação 3.5.

a) O trabalho de LEE e colaboradores (2002)

LEE *et al.* (2002) desenvolveram um experimento (para a articulação do cotovelo) com doze pacientes hemiparéticos, dezesseis Parkinsonianos e doze saudáveis, utilizando o sistema apresentado esquematicamente através do diagrama em blocos apresentado na Figura 3.5. O paciente é posicionado em decúbito dorsal e o movimento de flexão e extensão é realizado dentro de uma amplitude de 75° (30° a 105° - onde 0°

representa a extensão completa). Os músculos flexores da articulação do cotovelo foram estendidos em quatro velocidades diferentes: 40, 80, 120, 160°/s. Sensores de eletromiografia são posicionados no bíceps e no tríceps. Os indivíduos espásticos foram avaliados clinicamente segundo a Escala de Ashworth Modificada (três pacientes obtiveram grau um, quatro grau dois, quatro grau três e um grau quatro).

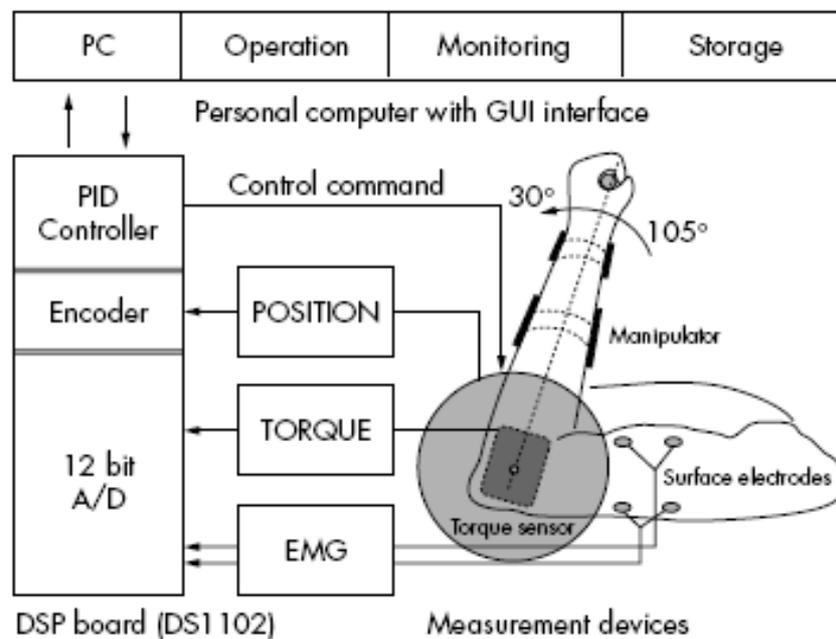


Figura 3.5 - Diagrama em blocos de um sistema para avaliação da articulação do cotovelo. Extraído de LEE *et al.* (2002) .

Os autores consideraram ainda, que a componente relacionada ao atrito viscoso pode ser desprezada para baixas velocidades (5°/s). Realizaram então, medições nesta velocidade e afirmaram que o torque medido (linha de base do torque) representa a soma da componente elástica ($K\theta$) com a gravidade (peso do antebraço). Em seguida repetiram o experimento para as velocidades superiores e retiraram do novo torque medido a parcela computada anteriormente para baixas velocidades. O gráfico da Figura 3.6 ilustra esta operação.

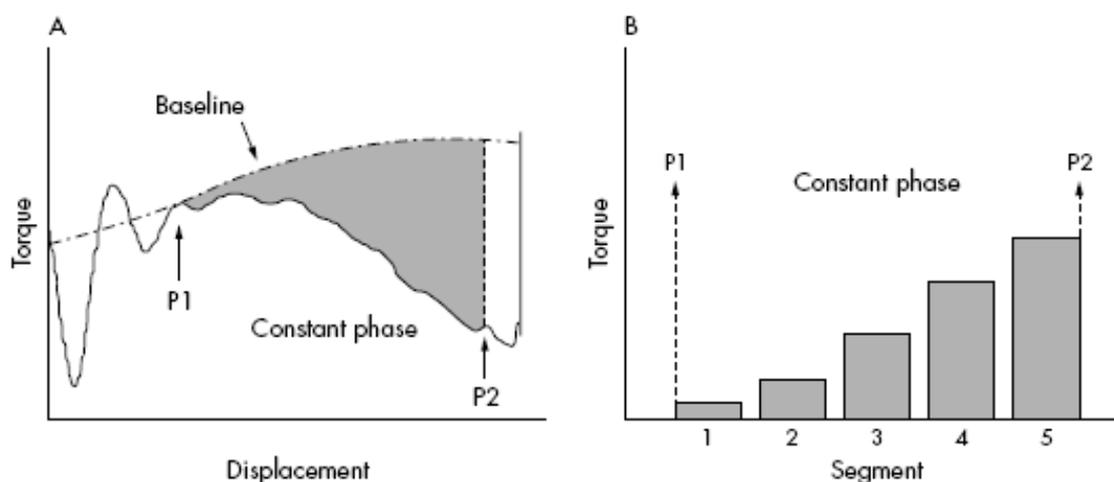


Figura 3.6 – (A) A linha tracejada representa a componente do torque obtida através de uma velocidade de estiramento de 5°/s. A linha contínua representa o torque obtido para uma velocidade de 80°/s. A área hachurada representa a diferença entre estas duas parcelas do torque que é utilizada para a criação do índice ASRT. (B) Segmentação da área hachurada da Figura 3.6(A) para criação do índice SASRT. Extraído de LEE *et al.* (2002).

Através da área do gráfico da Figura 3.6(A), normalizada pelo deslocamento, criaram um índice (ASRT) que é usado para quantificar a componente velocidade-dependente de aumento do tônus muscular (proporcional a $B\dot{\theta}$). Este índice é calculado para cada indivíduo nas quatro velocidades. Uma regressão linear dos índices obtidos (ASRT) para cada paciente permitiu gerar um segundo índice (inclinação), VARST, representando a viscosidade (B) (único para cada indivíduo). A segmentação da área hachurada da Figura 3.6(A) em cinco partes permite a criação de um terceiro índice (SARST) que relaciona o torque com o deslocamento (representa a amplitude média do torque para as cinco faixas de deslocamento).

As médias dos ASRT médios de cada indivíduo para as quatro velocidades apresentaram diferenças significativas ($p < 0,01$) para o grupo de Hemiparéticos e para o grupo de Parkinsonianos, mas não para os normais ($p > 0,05$). Houve diferenças significativas ($p < 0,01$) na comparação entre os grupos Parkinsonianos e normais e Hemiparéticos e normais, mas não houve diferença significativa entre o grupo de Parkinsonianos e o grupo de Hemiparéticos para este índice. Estes resultados são apresentados na Tabela 3.1, extraída de LEE *et al.* (2002). Eles indicam que o aumento do torque com o aumento da velocidade de estiramento pode ser verificado na hemiparesia espástica e na rigidez parkinsoniana, mas não no tônus muscular dos

normais. Revelam ainda que este índice não foi capaz de diferenciar a espasticidade da rigidez.

Tabela 3.1 – Comparação dos valores médios de ASRT para cada grupo em cada velocidade.

	Mean (SD) of ASRT (Nm)				
	40°/s	80°/s	120°/s	160°/s	
HP (n=12)	0.271 (0.206)	0.528 (0.350)	0.800 (0.358)	1.194 (0.527)	
PS (n=16)	0.250 (0.084)	0.397 (0.140)	0.622 (0.205)	0.958 (0.436)	
NS (n=12)	0.084 (0.033)	0.151 (0.050)	0.216 (0.065)	0.252 (0.057)	
Main factors:	*Group factor		*Velocity factor		*Interaction: group x velocity
Simple main effects:	Group factor in			Velocity factor in	
	*40°/s	*80°/s	*120°/s	*160°/s	*HP *PS *NS
A posteriori test:	Group difference		Velocity effect		
	*HP v PS	*PS v NS	*HP v NS	*40 v 80°/s *80 v 120°/s	*120 v 160°/s

All tests marked with asterisk show significant difference ($p < 0.01$) in statistical comparisons, except the velocity factor in normal group (marked "+") and the a posteriori test between parkinsonian and hemiparetic subjects (marked "-").
ASRT, averaged speed dependent reflex torque; HP, hemiparesis; NS, normal subject; PS, parkinsonism.

As médias dos VASRT de cada grupo foram comparadas. Houve Diferenças significativas entre o grupo de Hemiparéticos e o grupo de normais e entre o grupo de Parkinsonianos e normais ($p < 0.01$). Não houve diferenças significativas entre o grupo de Hemiparéticos e o grupo de normais. Estes resultados são apresentados na Tabela 3.2 extraída de LEE *et al.* (2002). Eles indicam que a dependência do tônus muscular com a velocidade aumenta aproximadamente igual para o grupo Parkinsoniano e o grupo Hemiparético.

Tabela 3.2 – Comparação dos valores médios de VASRT entre grupos.

	Mean (SD) VASRT (Nm/°/s)			Group difference
	HP (n=12)	PS (n=16)	NS (n=12)	
	0.0076 (0.0032)	0.0057 (0.0033)	0.0014 (0.0005)	$p < 0.01$
A posteriori test:	HP v PS	HP v NS	PS v NS	
	$p > 0.05$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	

Among the tests, only a posteriori testing of the hemiparesis/parkinsonism pairs showed no significant difference.
HP, hemiparesis; NS, normal subject; PS, parkinsonism; VASRT, velocity sensitivity of averaged speed dependent reflex torque.

As médias dos SASRT médios de cada grupo em cada velocidade foram comparados. Houve diferenças significativas entre os seguintes grupos: Hemiparéticos e Parkinsonianos, Hemiparéticos e normais, Parkinsonianos e normais. Estas diferenças ocorreram em todas as velocidades a exceção de 40°/s para a comparação entre Hemiparéticos e Parkinsonianos. Ou seja, nesta velocidade não consegue diferenciar espasticidade de rigidez. Na comparação por velocidades houve diferenças significativas apenas para os Hemiparéticos ($p < 0.01$) em todas as velocidades. Não houve diferenças para Parkinsonianos ou normais ($p > 0.05$). Estes resultados são apresentados na Tabela 3.3 extraída de LEE *et al.* (2002). Eles demonstram que a característica de dependência da espasticidade com a posição foi significativa e que o índice SASRT diferencia espasticidade de rigidez.

Tabela 3.3 – Comparação dos valores médios de SASRT entre grupos em cada velocidade .

Table 4 Summary of SASRT pattern comparison for stretch velocities of 40, 80, 120, and 160°/s		40°/s	80°/s	120°/s	160°/s
Group difference:		$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
A posteriori test	HP v PS	* $p > 0.05$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
(between groups):	PS v NS	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
	HP v NS	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
Position effect:		* $p > 0.05$	$p < 0.01$	$p < 0.01$	$p < 0.01$
Simple main effects (position difference in)	HP	X	$\bar{p} < 0.01$	$\bar{p} < 0.01$	$\bar{p} < 0.01$
	PS	X	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$
	NS	X	$p > 0.05$	$p > 0.05$	$p > 0.05$

In group difference analysis, only the hemiparesis/parkinsonism pairs in 40°/s show non-significant differences (marked "+"). In position effect analysis, the position differences are only significant for the hemiparetic group (marked "-"). As position effect at 40°/s was not significant (marked "**"), subsequent tests (simple main effects) were not necessary (marked "X").
HP, hemiparesis; NS, normal subject; PS, parkinsonism; SASRT, segmented averaged speed dependent reflex torque. 4

LEE e colaboradores não realizaram comparação entre os índices criados e os graus obtidos através da avaliação dos pacientes pela escala de Ashworth.

b) O trabalho de MCCREA e colaboradores (2003)

MCCREA *et al.* (2003) realizaram um experimento com dezessete indivíduos (onze homens e seis mulheres) que sofreram AVC (espasticidade crônica) com o objetivo de modelar as características de posição e velocidade relacionadas à hipertonia. Definiram hipertonia como aumento na resistência articular ao movimento passivo em

consequência da espasticidade e/ou mudanças nas características viscoelásticas do músculo e tecidos conectivos.

Para viabilizar esta modelagem, mediram a resistência (torque) dos músculos flexores da articulação do cotovelo do braço mais afetado e do menos afetado de cada indivíduo através do Sistema apresentado na Figura 3.7. O Sistema utiliza um dinamômetro isocinético (Kincom, Chatanooga, TN), manguito acoplado ao antebraço e célula de carga acoplada ao suporte de apoio do antebraço. Os seguintes sinais são coletados e amostrados a uma frequência de 600 Hz: sinal de goniometria obtido através de um transdutor potenciométrico; sinal de velocidade angular obtido através do tacômetro e o de força obtido através da célula de carga. A resistência (torque) foi obtida através do produto da força pela distância do centro da articulação até o ponto de contato da célula de carga.

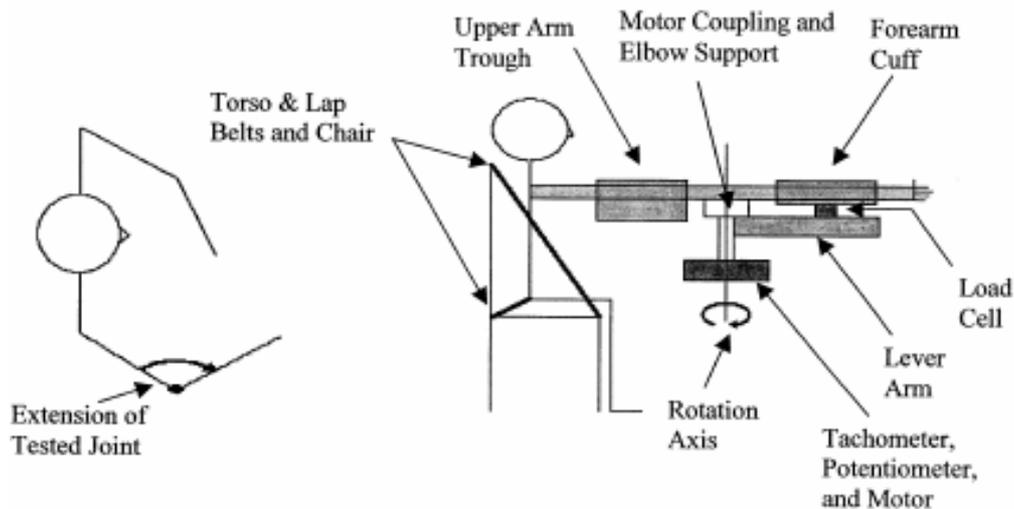


Figura 3.7 – Diagrama esquemático do experimento realizado. Extraído de MCCREA *et al.* (2003).

O paciente é posicionado sentado com o ombro abduzido a 80° e flexionado a 45° . O antebraço é posicionado na posição intermediária entre supinação e pronação. O ângulo de início do movimento varia de 60° a 80° e o ângulo final varia de 140° a 165° . O experimento é realizado em seis velocidades diferentes: 30, 60, 90, 120, 150, $180^\circ/s$. Estas velocidades são mantidas constantes ao longo do ciclo de movimento. Três coletas foram realizadas para cada velocidade. O torque analisado é obtido através da média dos valores de torque das três coletas (para cada velocidade).

Os autores adotaram como metodologia de análise do fenômeno, o modelo apresentado na Seção 3.2 (Eq. 3.5). Utilizaram o método dos mínimos quadrados para

solucionar a equação. Para facilitar a comparação entre os participantes, normalizaram a rigidez e o amortecimento pela massa de cada um.

Os valores R^2 do modelo corresponderam ao torque do braço menos afetado em uma faixa de 0,58 a 0,96 com o valor médio de 0,83. Para o braço mais afetado os valores R^2 variaram de 0,79 a 0,99 com o valor médio de 0,94. A Figura 3.8 ilustra a resistência passiva aproximada pelo modelo para o braço mais afetado de um indivíduo.

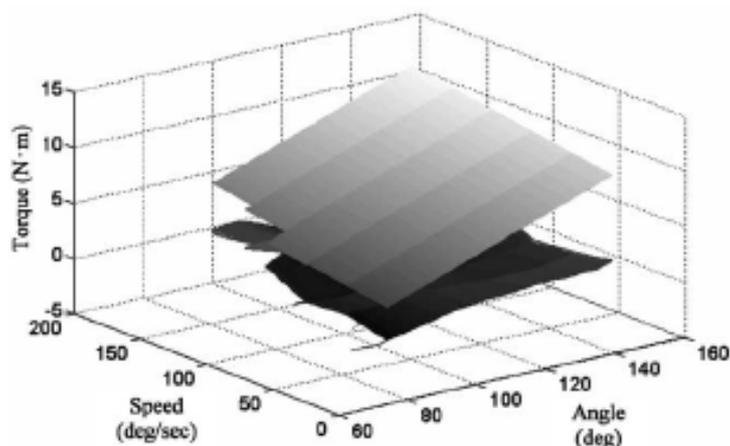


Figura 3.8 – Dados de resistência passiva ajustados pelo modelo linear mola-amortecedor para o braço mais afetado de um indivíduo. A curva superior representa o ajuste por mínimos quadrados de extensões em diferentes velocidades. Os resíduos são apresentados na curva inferior. Extraído de MCCREA *et al.* (2003).

O valor da rigidez média do braço mais afetado ($4,81 \times 10^{-4}$ N.m/°.kg) foi estatisticamente diferente do braço menos afetado ($2,08 \times 10^{-4}$ N.m/°.kg) ($p < 0,05$). O valor do amortecimento médio do braço mais afetado ($14,38 \times 10^{-5}$ N.m.s/°.kg) também foi estatisticamente diferente do braço menos afetado ($6,29 \times 10^{-5}$ N.m.s/°.kg).

As correlações entre a avaliação clínica da espasticidade (hipertonia) obtida pela escala de Ashworth Modificada e os parâmetros de rigidez e amortecimento foram calculadas pelo índice de correlação de Spearman. Para esta avaliação o código '1+' foi considerado como tendo o valor 1,5. Os resultados obtidos foram altamente correlacionados para a rigidez ($r=0,820$ $p < 0,001$) e amortecimento ($r=0,816$ $p < 0,001$). Os autores geraram ainda um descritor do tônus muscular chamado viscoelasticidade através do produto dos parâmetros rigidez e amortecimento de modo a

facilitar a interpretação na clínica. O grau de correlação para este parâmetro foi de 0,909 ($p < 0,001$).

Nesta seção foram apresentados dois trabalhos de avaliação da espasticidade em laboratório. Entretanto, há algumas dificuldades para viabilizar este tipo de avaliação: complexidade dos sistemas, custos, dificuldade operacional de locomoção dos pacientes até o laboratório. Surgiu assim, a necessidade de viabilizar a quantificação da espasticidade na prática clínica. Os principais trabalhos desenvolvidos sobre quantificação de espasticidade (articulação do cotovelo) voltados para a prática clínica são apresentados a seguir.

3.3 – Avaliação na prática clínica

O objetivo principal deste tipo de avaliação é o de desenvolver um método simples, eficiente e de baixo custo que viabilize a avaliação do grau de espasticidade de forma confiável e com a melhor exatidão, resolução e repetitividade possíveis. Deve ainda, poder ser comparado diretamente com os métodos atuais mais comumente utilizados na prática clínica, como, por exemplo, a Escala de Ashworth Modificada. Deste modo alguns trabalhos foram publicados apresentando o desenvolvimento de métodos e tecnologias que viabilizam a mensuração de grandezas que permitem inferir sobre o grau de espasticidade.

3.3.1 – O trabalho de PANDYAN e colaboradores (2001)

PANDYAN *et al.* (2001) desenvolveram um sistema portátil para viabilizar a medição não invasiva do que denominaram resistência ao movimento passivo (RTMP) dos músculos do antebraço (articulação do cotovelo). O sistema é formado por um transdutor de força (célula de carga) e um eletrogoniômetro flexível (Biometrics Ltd., Gwent, UK). A Figura 3.9 apresenta o sistema utilizado para a medição e a Figura 3.10 apresenta o protocolo da manobra para realização do experimento. O avaliador abduz o úmero do paciente à 90°, flexiona completamente seu antebraço e estende-o dentro da maior amplitude possível (livre de dor). As saídas dos transdutores são amplificadas, amostradas a uma taxa de 100 Hz e armazenadas em um computador portátil.

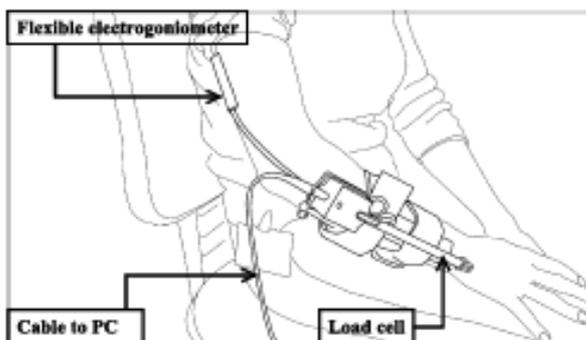


Figura - 3.9 Dispositivo utilizado para medir a resistência ao movimento passivo. Extraída de PANDYAN *et al.* (2001).

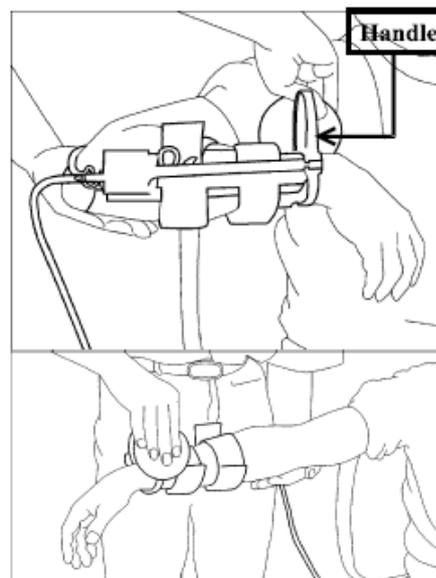


Figura - 3.10 Protocolo de manobra para aquisição das medidas. Extraída de PANDYAN *et al.* (2001).

PANDYAN *et al.* (2001) realizaram uma experiência piloto com seis mulheres e dez homens com hemiplegia (uma semana após o AVC). Três medidas foram coletadas pelo sistema para o braço lesado e o não lesado. A avaliação clínica foi realizada segundo a escala de Ashworth Modificada. A RTPM foi obtida através da inclinação, obtida por regressão linear, do gráfico da força aplicada em relação à amplitude de movimento passivo. A velocidade foi calculada a partir da razão entre deslocamento angular e tempo.

As Tabelas 3.4 e 3.5 apresentam um resumo dos resultados obtidos com a experiência. Para o braço lesado, indivíduos com grau '1+' na Escala de Ashworth Modificada apresentaram uma maior RTPM que os indivíduos com grau '0' ou '1' ($p < 0,05$). No entanto, para este mesmo braço, a RTPM não foi significativamente diferente em indivíduos com grau '1' ou '0' ($p > 0,1$). A velocidade e a amplitude do movimento passivo (PROM) foram maiores em indivíduos com grau '0' ($p < 0,05$) quando comparados a indivíduos com graus '1' e '1+' (Tabela 3.4). A associação entre a Escala de Ashworth Modificada e a RTPM é pequena ($k = 0,366$; erro padrão = 0.119). No entanto, pode-se perceber a coerência entre o aumento da RTPM e a diminuição da PROM com o aumento da Escala de Ashworth Modificada.

Tabela 3.4: Resumo dos resultados (média; desvio padrão) dos braços lesados para as medidas de RTPM, velocidade e PROM para cada grau da Escala de Ashworth Modificada. A primeira linha apresenta o número de medidas (xx) obtidas para cada grau da escala. Extraído de PANDYAN *et al.* (2001).

MAS (Frequency)	0 (24)	1 (18)	1+ (6)
RTPM (N/deg)	0.17; 0.02	0.23; 0.02	0.46; 0.08
Speed (deg/s)	66; 5	44; 3	28; 5
PROM (deg)	91; 3	78; 2	70; 4

A velocidade não foi significativamente diferente entre o braço lesado (média, 54°/s, desvio padrão, 3°/s) e o não lesado (média, 59°/s, desvio padrão, 4°/s), ($p > 0,10$). Entretanto, a RTPM foi maior no braço lesado (média, 0,23N/°, desvio padrão, 0,2N/°) do que no não lesado (média, 0,14N/°, desvio padrão, 0,1N/°), ($p < 0,01$) (Tabela 3.5).

Tabela 3.5 – Resumo dos resultados (média; desvio padrão) mostrando a relação para RTPM e para velocidade entre as três medidas repetidas obtidas do braço lesado e do não lesado. Extraído de PANDYAN *et al.* (2001).

	Non-impaired			Impaired		
	RM1	RM2	RM3	RM1	RM2	RM3
RTPM (N/deg)	0.17; 0.02	0.12; 0.01	0.13; 0.02	0.25; 0.04	0.22; 0.04	0.21; 0.03
Speed (deg/s)	45; 7	65; 5	69; 5	36; 5	61; 5	64; 6

Os autores concluem que o sistema desenvolvido quantificou com sucesso a RTPM no ambiente clínico. Entretanto, afirmaram que a relação entre a RTPM e a velocidade não foi consistente com a definição neurofisiológica, pois o aumento da velocidade correspondeu a uma diminuição da RTPM. Em relação à baixa correlação entre a RTPM e a Escala de Ashworth Modificada consideraram que este fato relaciona-se provavelmente a baixa confiabilidade da escala em sua faixa inferior. Questionaram, portanto, a validade da utilização da Escala de Ashworth Modificada como uma medida ordenativa de espasticidade.

3.3.2 – O trabalho de KUMAR e colaboradores (2006)

KUMAR *et al.* (2006) realizaram um estudo com o objetivo de investigar se o dispositivo portátil desenvolvido anteriormente (PANDYAN *et al.*, 2001) (Seção 3.3.1) poderia ser utilizado na prática clínica para avaliar a espasticidade comparativamente a Escala de Ashworth Modificada. O protocolo de coleta e as variáveis medidas e

processadas foram mantidos. As medidas foram coletadas do braço afetado (articulação do cotovelo) simultaneamente a Escala de Ashworth Modificada.

Cento e onze indivíduos (quarenta e cinco mulheres e sessenta e seis homens) que sofreram AVC foram avaliados neste estudo. Não foi possível demonstrar qualquer diferença entre a resistência passiva ao movimento (RPM) e os graus 0, 1, 1+ e 2 da Escala de Ashworth Modificada ($p > 0,1$). O grau 4 foi significativamente maior que o 3 e menores ($p < 0,05$). A Tabela 3.6 apresenta estes resultados.

Tabela 3.6 – Medidas dos valores médios de RPM obtidos com o dispositivo e seus respectivos graus na Escala de Ashworth Modificada (avaliador). Extraído de KUMAR *et al.* (2006).

MAS	Frequency	Mean RPM Newtons/° (SEM)
0	15	0.07 (0.03)
1	15	0.21 (0.05)
1+	14	0.31 (0.03)
2	13	0.37 (0.02)
3	43	0.72 (0.03)
4	11	2.21 (0.37)

A força requerida para atingir a máxima amplitude de extensão passiva (livre de dor) aumentou com o aumento da escala de Ashworth e isto estava associado com a redução progressiva na velocidade ($p < 0,01$). A amplitude do movimento passivo diminuiu com o aumento da escala ($p < 0,01$). A Tabela 3.7 apresenta estes resultados.

Tabela 3.7 – Medidas da força requerida para atingir a máxima amplitude de extensão passiva (livre de dor) e velocidade do antebraço no movimento de extensão para os respectivos graus obtidos através da avaliação da Escala de Ashworth Modificada. Extraído de KUMAR *et al.* (2006).

MAS	Maximum force (Newton)	PROM (°)	Velocity of movement (°/s)
0	8.9 (0.8)	79 (5)	65 (6)
1	16.7 (1.1)	82 (5)	55 (4)
1+	21.3 (1.8)	72 (4)	41 (4)
2	27.9 (1.5)	74 (5)	50 (7)
3	36.9 (1.5)	55 (2)	33 (2)
4	37.9 (3.1)	23 (2)	22 (4)

All values are given as mean (SEM).

Os autores reagruparam os dados usando o seguinte algoritmo: rigidez nula = '0'; rigidez leve = '1', '1+' e '2'; rigidez moderada = '3'; rigidez severa = '4'. A Tabela

3.8 apresenta este reagrupamento de dados. Não foram encontradas diferenças estatísticas entre a rigidez nula e a rigidez leve ($p > 0,10$), mas foram encontradas diferenças estatísticas entre a leve e a moderada e entre a moderada e a severa ($p < 0,01$).

Tabela 3.8 – Reagrupamento dos dados de resistência média ao movimento de extensão passiva do antebraço de acordo com uma nova classificação (escala) criada pelos autores. Extraído de KUMAR *et al.* (2006).

Stiffness	Frequency	RPM Newton/ ^o (SEM)
None	15	0.07 (0.01)
Mild	41	0.29 (0.03)
Moderate	45	0.71 (0.03)
Severe	10	2.21 (0.37)

Os autores concluem que a Escala de Ashworth Modificada não é uma medida ordenativa válida do nível de RPM ou espasticidade. Concluem ainda, que a medição de RPM é possível ao nível clínico desde que a atividade muscular seja registrada através de sinais de eletromiografia dos músculos envolvidos no movimento.

3.3.3 – O trabalho de GORDON e colaboradores (2006)

GORDON *et al.* (2006) desenvolveram um método quantitativo para avaliação de espasticidade e distonia em crianças com paralisia cerebral. Utilizaram um Analisador de Rigidez comercial (Neurokinetics Inc. Alberta, Canadá) composto de um manguito acoplado a sensores de força e um giroscópio para medição e coleta de dados. Treze crianças diagnosticadas com paralisia cerebral e oito crianças normais foram avaliadas.

Antes de iniciar o experimento, o paciente é avaliado segundo a Escala de Ashworth Modificada (articulação do punho e cotovelo). O paciente é colocado sentado em uma cadeira com encosto (Figura 3.11). O ombro permanece em posição neutra e o antebraço em supinação.

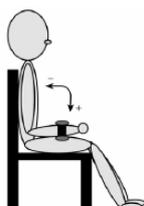


Figura 3.11 – Posicionamento do paciente e da instrumentação para a coleta de dados. Extraído de GORDON *et al.* (2006).

O Analisador de Rigidez é posicionado no antebraço. Eletrodos de eletromiografia são posicionados nos ventres dos músculos deltóide (anterior e posterior), bíceps, tríceps e flexores e extensores do punho. Solicita-se ao indivíduo que relaxe e permita que o avaliador realize os movimentos de extensão e flexão do antebraço. O avaliador realiza três ciclos de flexão e extensão passiva do antebraço do paciente entre a posição de flexão completa e a posição inicial. Ele é auxiliado nesta operação por um metrônomo. Repete, então, este procedimento para três velocidades distintas: 25 batidas por minuto (0,42 Hz – 2,4 s), 100 batidas por minuto (1,67 Hz – 0,6 s) e 175 batidas (2,92 Hz – 0,34 s). Duas coletas são realizadas totalizando seis medidas para cada velocidade.

A espasticidade foi definida pelos autores como a razão entre força e velocidade. Esperavam que em velocidades maiores, o músculo espástico requeresse maior força para ser distendido passivamente do que um músculo normal. Determinaram então, para cada ciclo de movimento o valor de pico da velocidade. Nesta velocidade, a aceleração é nula, o que reduz a componente inercial do antebraço. A força média foi então calculada por 100 ms a partir deste ponto. A força também foi normalizada pela massa do antebraço para viabilizar a comparação entre pacientes de massa diferentes.

Os valores das forças médias normalizadas obtidas para cada velocidade de pico em cada ciclo de extensão do antebraço foram expressos por meio de gráficos. Usando-se o Matlab, realizou-se uma interpolação entre os dados de cada grupo. Determinou-se assim a inclinação destas retas. O grupo controle apresentou inclinações significativamente menores do que o grupo de pacientes (Teste t – $p < 0,05$): controle, $0,0001 \pm 0,0028$; pacientes, $0,0291 \pm 0,0067$ (média e desvio padrão respectivamente). O grupo de pacientes apresentou inclinações correlacionadas com a Escala de Ashworth Modificada ($r = 0,56$; $p < 0,05$; Índice de Correlação de Pearson)

A Figura 3.12 apresenta gráficos representativos de um indivíduo do grupo controle (A), de um indivíduo com baixo grau de espasticidade (B) e de um indivíduo com elevado grau de espasticidade (C).

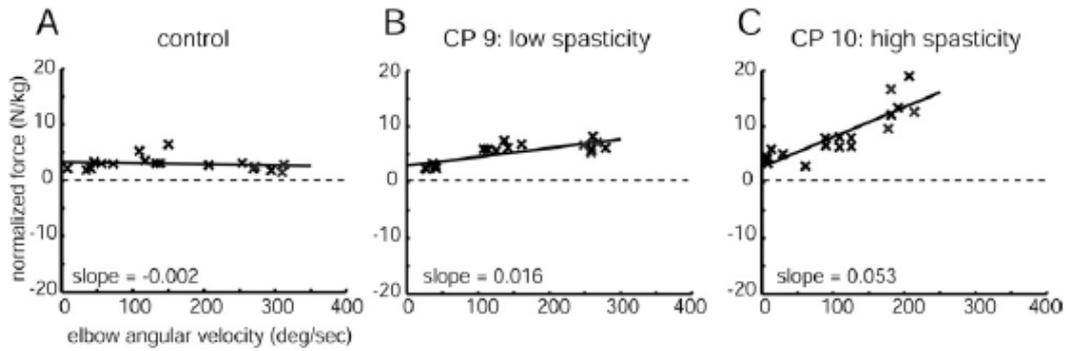


Figura 3.12 – Gráficos representativos dos diferentes graus de espasticidade obtidas pelo método. Extraído de GORDON *et al.* (2006).

3.3.4 – O trabalho de LEE e colaboradores (2004)

LEE *et al.* (2004) desenvolveram um dispositivo portátil para quantificação das propriedades velocidade-dependente dos músculos espásticos relacionados à articulação do cotovelo. O dispositivo mede o torque reativo (medição de pressão diferencial – através de um manguito) do movimento de flexão e extensão passiva do antebraço e o deslocamento angular da articulação do cotovelo (giroscópio). O avaliador realiza dez ciclos de flexão e extensão do antebraço do paciente (posicionado em decúbito dorsal) em quatro frequências distintas (1/3, 1/2, 1 e 3/2 Hz) auxiliado por um metrônomo. O dispositivo apresenta ainda um limitador de amplitude do movimento imposto pelo avaliador (60° a 120°) (Figuras 3.13 (a) e 3.13 (b)). Os sinais são amostrados a uma frequência de 500 Hz e armazenados em um *notebook* (Figura 3.13 (c)).

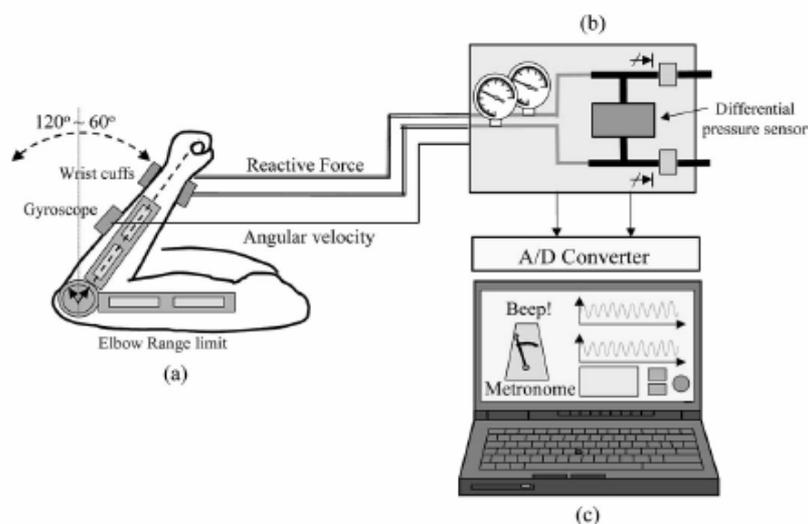


Figura 3.13 – Dispositivo portátil para quantificação das propriedades velocidade-dependente dos músculos espásticos da articulação do cotovelo. Extraído de LEE *et al.* (2004)

O experimento foi realizado com dois grupos: um grupo controle formado por 15 indivíduos normais e um grupo de 15 indivíduos hemiplégicos. Os indivíduos hemiplégicos foram avaliados clinicamente segundo a Escala de Ashworth Modificada.

Este trabalho considera a Eq. 3.1, apresentada na Seção 3.1, como a equação que permite modelar este movimento periódico senoidal. A partir da análise e manipulações algébricas nesta equação, dois índices foram criados para estimar as propriedades velocidade-dependentes da articulação do cotovelo: um que reflete uma componente viscosa para cada frequência do ciclo de movimento de cada indivíduo avaliado - $B\omega$ e outro parâmetro que reflete a viscosidade para cada indivíduo avaliado - B .

Os resultados obtidos para os dois índices para normais e espásticos em cada frequência são apresentados na Tabela 3.9. Os valores expressam a média de cada parâmetro para cada grupo seguido do desvio padrão. A componente viscosa ($B\omega$) apresenta uma média para cada frequência enquanto a viscosidade (B) apresenta uma única média. Testes t de Student não pareados foram realizados para comparar o grupo normal e o grupo espástico em cada frequência. Houve diferenças significativas para todos os testes ($p < 0.001$).

Tabela 3.9 – Comparação estatística dos parâmetros $B\omega$ e B entre normais e espásticos. Extraída de LEE *et al.* (2004).

Table 4
Statistical comparison of parameters BW and B between normal and spastic elbow joints

Parameters	$BW1/3$	$BW1/2$	$BW1$	$BW3/2$	Averaged viscosity B	P value
Normal	0.043 ± 0.027	0.049 ± 0.029	0.069 ± 0.030	0.094 ± 0.038	0.045 ± 0.035	All $P < 0.001$
CVA	0.112 ± 0.066	0.148 ± 0.087	0.210 ± 0.133	0.288 ± 0.178	0.169 ± 0.121	

A análise de correlação entre os parâmetros $B\omega$ e B e o grau da escala de Ashworth são apresentados na Tabela 3.10. Os quinze pacientes e três normais foram avaliados segundo a escala de Ashworth Modificada. Quatro apresentaram grau zero, quatro apresentaram grau um, quatro possuíam grau dois, três registraram grau três e três grau quatro. Todos os parâmetros apresentaram elevado grau de correlação ($p < 0.001$).

Tabela 3.10 – Comparação estatística dos parâmetros $B\omega$ e B entre normais e espásticos. Extraída de LEE *et al.* (2004).

Table 5
Correlation analysis between measured parameters (BW and B) and the modified Ashworth scale (MAS)

Parameters	$BW1/3$	$BW1/2$	$BW1$	$BW3/2$	B
Rho	0.785	0.793	0.840	0.915	0.859
P value	0.001	0.001	<0.001	<0.001	<0.001

Fifteen spastic subjects along with three normal subjects are enrolled in this analysis. Each grade have four subjects in MAS = 0, MAS = 1 and MAS = 2. The rest six subjects are three subjects each for MAS = 3 and MAS = 4.

Os autores indicaram que o parâmetro (viscosidade média) poderia ser utilizado como um índice clínico para a avaliação de espasticidade. A utilização do parâmetro $B\omega$ como índice clínico seria conveniente para frequências mais elevadas (3/2 Hz), pois a melhor correlação entre a resposta ao estiramento e a escala de Ashworth Modificada aconteceria para estiramentos mais rápidos. Criticaram ainda outros trabalhos que tentaram quantificar a rigidez através do gráfico deslocamento-resistência no modo de estiramento manual considerando a componente inercial (massa).

Alguns métodos e sistemas desenvolvidos por diferentes grupos de pesquisa para avaliação objetiva de algumas características da espasticidade foram apresentados neste capítulo. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de um Sistema de Quantificação Mecânica aplicado à avaliação de espasticidade. Além de possibilitar o estudo do fenômeno, este sistema objetiva disponibilizar ao profissional de saúde uma ferramenta que forneça resultados comparáveis com os do método mais usado na prática clínica, ou seja, a Escala de Ashworth Modificada (EASM).

CAPÍTULO 4

MATERIAIS E MÉTODOS

Este capítulo descreve as etapas do desenvolvimento do Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade (SQM) na prática clínica.

A definição das grandezas necessárias à quantificação de espasticidade assim como os sensores e respectivos acoplamentos e adaptações necessários ao funcionamento do SQM, a especificação do sistema de *aquisição* de dados utilizado, a descrição funcional do programa desenvolvido para a *aquisição* e a infra-estrutura criada de modo a atender as necessidades da coleta de dados são apresentados na primeira seção deste capítulo.

A seção subsequente apresenta a descrição do protocolo experimental criado para o experimento de avaliação do SQM e a aprovação deste pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (HUCFF).

Na seção final é apresentado o processamento dos sinais coletados e o método desenvolvido para criação do Índice de Rigidez Muscular (IRM) e Índice de Rigidez Muscular Médio (IRMM).

4.1 – Sistema de Medição

O SQM (Figura 4.1) possibilita a medição de forma direta e simultânea de sinais associados às seguintes grandezas: força aplicada para gerar o movimento passivo do membro em estudo, eletromiografia dos músculos agonistas ao movimento, eletromiografia dos músculos antagonistas ao movimento e deslocamento angular.

A articulação do cotovelo foi escolhida neste trabalho como a articulação a ser inicialmente investigada devido à maior prevalência de espasticidade em membros superiores e à necessidade de uma infra-estrutura mais simples para avaliação desta articulação. Além disso, alguns trabalhos existentes na literatura sobre a avaliação da espasticidade na prática clínica também investigam a articulação do cotovelo, PANDYAN *et al.*, 2001, LEE *et al.*, 2004, GORDON *et al.*, 2006, KUMAR *et al.*,

2006. A escolha desta articulação permite, portanto, uma melhor comparação dos resultados e achados do presente trabalho.

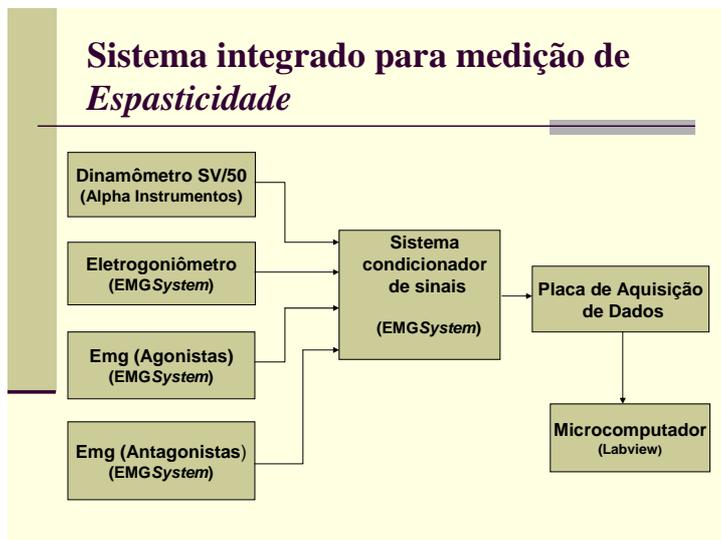


Figura 4.1 – Diagrama em blocos do Sistema

O hardware do SQM é constituído principalmente por um módulo comercial (EMG System, São Paulo) de condicionamento de sinais para eletromiografia (EMG) de quatro canais (Figura 4.2), dos quais dois foram especialmente adaptados, a partir da especificação e demanda de trabalho, para o condicionamento dos sinais de goniometria e dinamometria. O equipamento utiliza filtros passa–baixa com frequência de corte em 35 Hz para os sinais de dinamometria e goniometria. Os sinais de eletromiografia são filtrados por meio de um passa–alta e um passa baixa com frequências de corte em 20 Hz e 500 Hz respectivamente.



Figura 4.2 – Módulo comercial de EMG adaptado

Este equipamento atende aos requisitos de segurança estabelecidos na norma NBR IEC 60601– 2– 40.

As Figuras 4.3 e 4.4 apresentam a fonte de alimentação do módulo de condicionamento de sinais e o seu adaptador de conexão dos cabos ao equipamento, usado para facilitar a coleta de dados.



Figura 4.3 – Fonte do Sistema



Figura 4.4 – Módulo Adaptador de Conexão dos Cabos

Os transdutores utilizados em conjunto com módulo comercial de condicionamento de sinais foram os seguintes:

- Goniômetro potenciométrico – EMGSystem (Figura 4.5);
- Célula de carga - Alfa Instrumentos – modelo SV/50 (Figura 4.6);
- Sensores de Eletromiografia – EMGSystem (Figura 4.7);



Figura 4.5 - Goniômetro - EMGSystem.

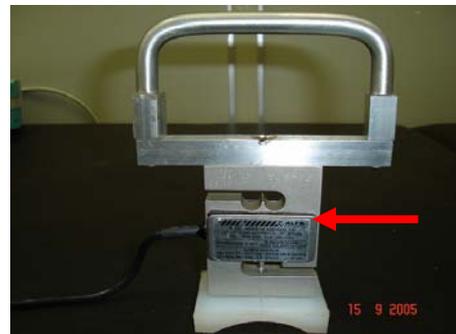


Figura 4.6 - Célula de carga - Alfa Instrumentos – SV/50.



Figura 4.7 – Sensores de Eletromiografia – EMGSystem.

4.1.1 – Acoplamento dos sensores

Algumas adaptações foram implementadas para viabilizar o acoplamento dos transdutores de dinamometria e goniometria ao punho e cotovelo respectivamente do paciente/voluntário. Foram elas:

- a. manopla para permitir que o operador faça a tração do antebraço do paciente/voluntário (Figura 4.8);
- b. acoplamento de resina entre a célula de carga e o punho do paciente (Figura 4.8);
- c. aparato de fixação (tipo correia) da célula de carga ao punho do paciente/voluntário (Figura 4.9).

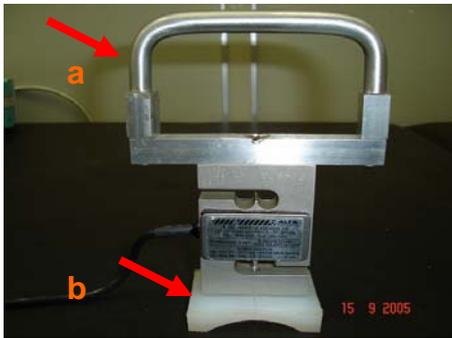


Figura 4.8 - Detalhes das adaptações para o sensor de dinamometria, manopla (a), resina (b).



Figura 4.9 - Detalhes das adaptações para o sensor de dinamometria, fixador da célula de carga (c).

Outro aparato de fixação da célula de carga (Figura 4.10) foi adotado no experimento piloto 2005/2006, mas não atendeu às necessidades de funcionamento do SQM, pois gerava um atraso no tempo entre o sinal de dinamometria e goniometria devido às características elásticas do material.



Figura 4.10 – Aparato de fixação (tipo elástico) da célula de carga adotado no experimento piloto.

As adaptações inicialmente desenvolvidas para a goniometria foram as seguintes:

- d. suporte de fixação (régua adaptada) para o goniômetro potenciométrico (Figura 4.11);
- e. acoplamento de madeira entre o suporte de fixação e o antebraço do paciente/voluntário (Figura 4.11);
- f. fixador do goniômetro no cotovelo do paciente/voluntário (Figura 4.12).

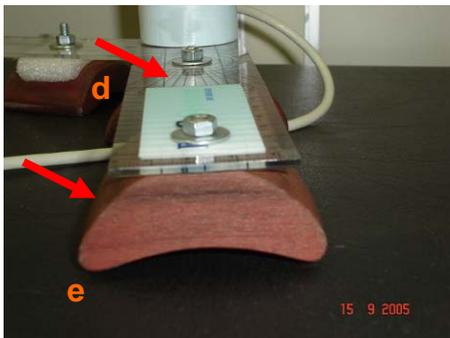


Figura 4.11 – Detalhes das adaptações para o sensor de goniometria, suporte de fixação (d), acoplamento de madeira (e).

Figura 4.12 - Detalhes das adaptações para o sensor de goniometria, fixador do goniômetro no cotovelo (f).

As adaptações (d) e (e) não atenderam as necessidades funcionais do SQM, pois geraram um incômodo significativo no voluntário. Além disso, ao se realizar o movimento de flexão e extensão do antebraço, o potenciômetro tendia a se movimentar longitudinalmente em relação ao antebraço, buscando estar sempre alinhado ao eixo da articulação do cotovelo. Este fato ocasionava a mudança de posição de todo o sistema de fixação do goniômetro, gerando não linearidades no sinal de goniometria.

Uma nova adaptação foi desenvolvida para solucionar esta questão.

- g. suporte de fixação (estrutura de alumínio) para o goniômetro potenciométrico (Figura 4.13), sendo o mesmo costurado na cotoveleira (Figura 4.14);
- h. guia de resina para permitir o movimento longitudinal do potenciômetro evitando o movimento do restante da estrutura (Figura 4.13);

- i. fixador do goniômetro no cotovelo (cotoveleira) do paciente/voluntário (Figura 4.14).

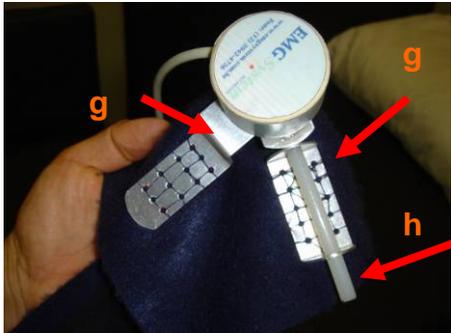


Figura 4.13 - Detalhes das novas adaptações para o sensor de goniometria: suporte de fixação (g), guia de resina (h).



Figura 4.14 - Detalhes das novas adaptações para o sensor de goniometria: fixador do goniômetro no cotovelo (cotoveleira) (f).

4.1.2 – Sistema de aquisição de dados

O sistema para aquisição de dados do SQM é formado por placa de aquisição AT-MIO 16 (National Instruments) instalada num microcomputador (Pentium III - 800MHZ). A aquisição, processamento inicial e gravação dos dados em meio magnético são feitos por um programa especialmente desenvolvido em Labview 6.0 para esta finalidade. A frequência de amostragem utilizada para todos os sinais foi de 1000 Hz. A Figura 4.15 apresenta a tela inicial do programa desenvolvido em Labview.

Este programa permite visualizar, em tempo real, na tela do microcomputador, os gráficos dos sinais de dinamometria, goniometria, eletromiografia de bíceps e eletromiografia de tríceps respectivamente.

O programa pode ser executado através do acionamento do botão *liga/desliga* (modo *liga*) seguido da seta presente no alto da tela (lado esquerdo). Ele pode ser interrompido acionando-se novamente o botão *liga/desliga* (modo *desliga*).

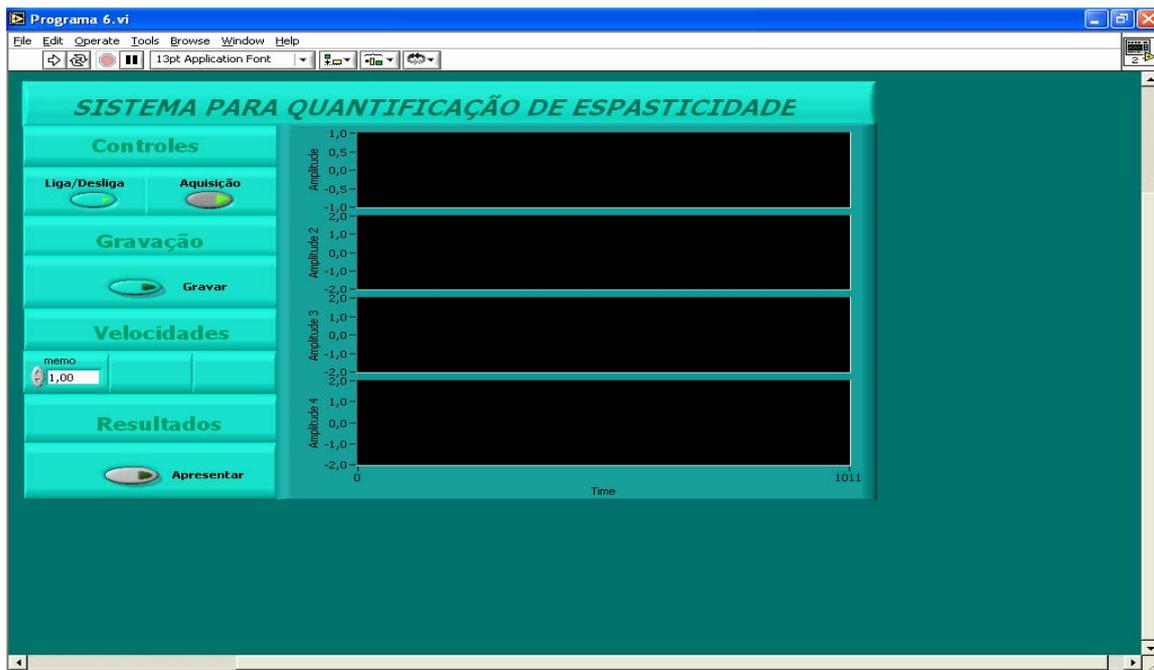


Figura 4.15 – Tela inicial do programa desenvolvido em Labview.

Há quatro modos principais de funcionamento no programa: modo de aquisição, modo de gravação, ajuste de velocidades e apresentação de resultados:

- Modo de Aquisição – enquanto esta tecla estiver acionada o programa realiza de forma contínua as *aquisições* dos quatro sinais (força aplicada para gerar o movimento passivo do membro em estudo, eletromiografia dos músculos agonistas ao movimento, eletromiografia dos músculos antagonistas ao movimento e deslocamento angular);
- Modo de Gravação – neste modo o programa grava os quatro sinais em meio magnético. O destino é especificado pelo usuário;
- Ajuste de Velocidades – este controle permite ajustar a periodicidade de um sinal de áudio gerado pelo microcomputador e que tem a função de auxiliar o operador ao longo do experimento, funcionando como um metrônomo. Isto permite que o operador consiga realizar o protocolo de coleta de dados em intervalos de tempo próximos aos previamente definidos;
- Apresentação de Resultados – este controle permite abrir arquivos previamente gravados pelo programa e apresenta em uma outra tela (Figura 4.16) os respectivos sinais. Permite ainda, realizar ajustes nas

escalas dos gráficos de modo a visualizar trechos específicos de cada sinal. O acionamento do botão *stop* permite o retorno à tela anterior.

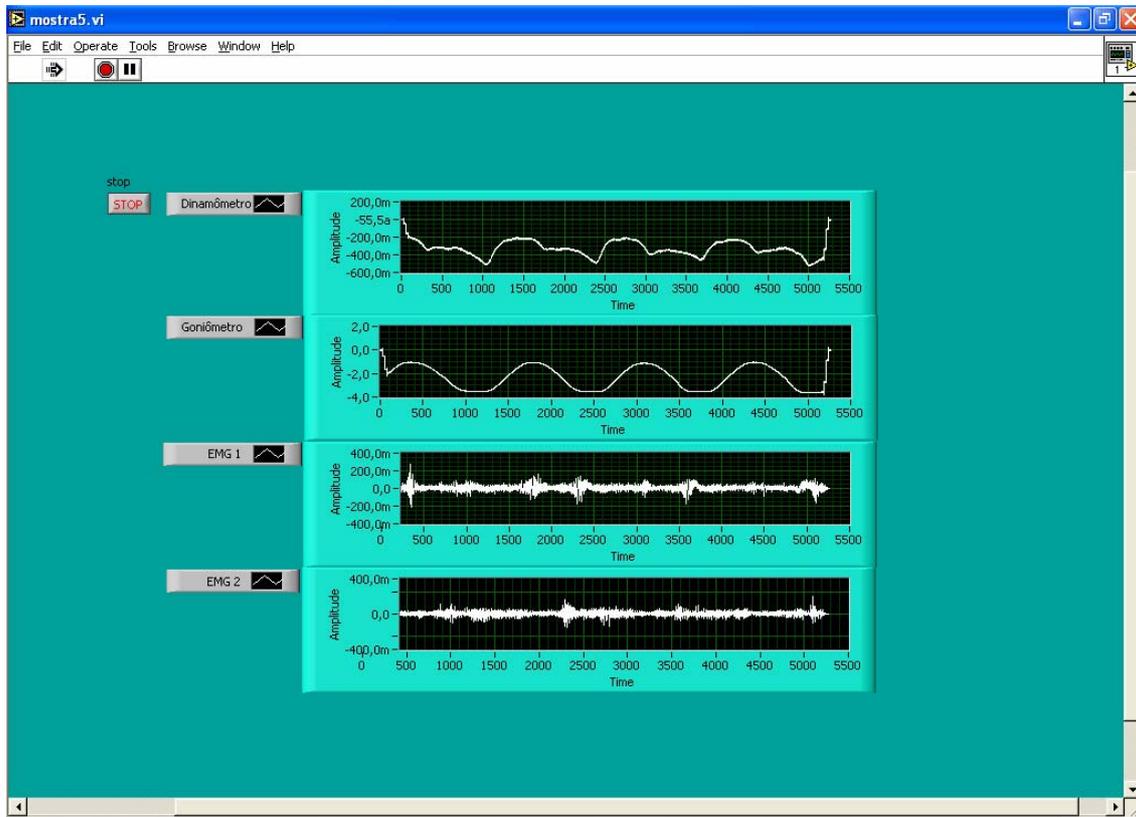


Figura 4.16 – Tela de apresentação de resultados.

4.2 – Protocolo Experimental

4.2.1 - Descrição do experimento

O experimento é realizado por um Fisioterapeuta que transmite ao paciente/voluntário as informações acerca do estudo. Caso ele deseje participar, solicita-se que assine o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TECLE).

A etapa inicial do experimento consiste no preenchimento da ficha de avaliação do paciente/voluntário pelo Fisioterapeuta. As seguintes informações são obtidas do prontuário: idade, sexo, tempo de lesão, número de eventos (AVE) e tratamentos realizados. Além dessas informações, o Fisioterapeuta avalia o paciente segundo a Escala de Ashworth Modificada e mede a massa corporal e o comprimento de seu antebraço. A etapa seguinte consiste na realização do protocolo de manobra propriamente dito.

O protocolo de manobra para realização do experimento é similar ao utilizado atualmente para avaliação da espasticidade pela escala de Ashworth modificada na prática clínica. O protocolo de manobra realizado pelo Fisioterapeuta (operador) pode ser dividido nas seguintes etapas: colocação do sistema de medição no antebraço do paciente; posicionamento do paciente; flexão passiva completa do antebraço do paciente; rápida extensão passiva do antebraço do paciente dentro da maior amplitude possível (livre de dor).

Colocação do sistema de medição no antebraço do paciente

Dois eletrodos são colocados no braço do voluntário/paciente para registro das atividades elétricas dos músculos (eletromiografia) da parte anterior e posterior do braço (ventre dos músculos bíceps braquial e tríceps braquial). O posicionamento dos sensores foi determinado pelo protocolo SENIAM, (HERMENS *et al.*, 1999), descrito na seção seguinte (4.2.2). De modo a se evitar artefatos na medida dos sinais de EMG, é realizada a retirada de pêlos, através de uma lâmina descartável, e a limpeza da região (sabão neutro) onde são fixados os eletrodos. Dois outros sensores são colocados: um na articulação do cotovelo (eletrogoniometria) e outro no punho (dinamometria) para registrar as informações de deslocamento angular e de resistência ao movimento passivo, respectivamente. Todos os sensores são não-invasivos, sendo o procedimento de mensuração seguro e indolor.

Posicionamento do paciente

O paciente/voluntário é colocado em decúbito lateral em uma maca especialmente desenvolvida para este trabalho (Figuras 4.17 e 4.18)

Flexão e rápida extensão passiva do antebraço do paciente

Após o posicionamento do paciente em decúbito lateral na maca adaptada, o operador posiciona-se lateralmente à maca, segura na manopla do dinamômetro com uma das mãos e com a outra estabiliza o ombro do voluntário/paciente. Solicita então, ao voluntário/paciente que relaxe e permita que ele realize o movimento de flexão e extensão de seu antebraço. O operador realiza sete ciclos de flexão e extensão. O ciclo de flexão, assim como o ciclo de extensão, é realizado num intervalo próximo a um dado intervalo de tempo predefinido e ajustado no metrônomo implementado do programa de aquisição de dados. Ao término desta operação, o arquivo é gravado. Esta

operação é realizada três vezes para cada paciente/voluntário em três diferentes periodicidades: um, dois e três segundos para os ciclos de flexão e extensão respectivamente. Como anteriormente mencionado, para conseguir realizar esta operação com razoável nível de exatidão, nos intervalos de tempo predefinidos, o operador conta com o auxílio do sinal de áudio gerado pelo microcomputador (metrônomo), o qual pode ser ajustado pelo botão de controle do programa desenvolvido em Labview (Figura 4.15).



Figura 4.17 – Maca adaptada para coleta de dados (Vista anterior).



Figura 4.18 – Maca adaptada para coleta de dados (Vista posterior).

Este experimento tem duração aproximada de 20 minutos.

A mudança na manobra para a avaliação de espasticidade em relação à habitualmente realizada está relacionada ao posicionamento do paciente. A manobra usual é realizada com o paciente sentado ou deitado (decúbito dorsal). A manobra adotada neste experimento é realizada com o paciente/voluntário em decúbito lateral a fim de se eliminar a contribuição do peso do antebraço do paciente na medida de resistência ao movimento passivo o que conferiria um viés na pesquisa.

4.2.2 - Protocolo de colocação dos eletrodos de eletromiografia

O critério adotado para colocação dos eletrodos de eletromiografia seguiu o protocolo SENIAM, (HERMENS *et al.*, 1999). Os músculos monitorados pelos eletrodos de eletromiografia foram: o bíceps braquial (cabeça longa e cabeça curta) e o tríceps braquial (cabeça lateral).

Protocolo para o bíceps braquial

Postura de início: sentado em uma cadeira com o cotovelo flexionado em ângulo reto e a parte dorsal do antebraço em posição horizontal (supinação). A Figura 4.19 apresenta os pontos de referência para colocação dos eletrodos de eletromiografia do músculo bíceps braquial. Os eletrodos devem ser posicionados na linha imaginária entre o acrômio medial e a fossa ulnar, a 1/3 da fossa ulnar. A distância entre eletrodos é de aproximadamente 20 mm.

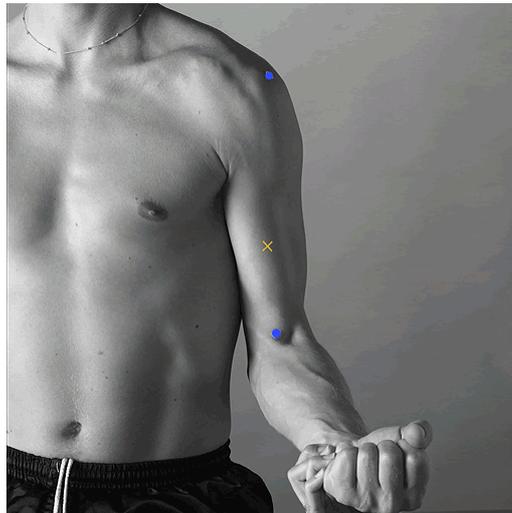


Figura 4.19 – Localização dos eletrodos no músculo bíceps braquial. Extraído de HERMENS *et al.* (1999).

Protocolo para o tríceps braquial cabeça lateral

Postura de início: sentado com o ombro abduzido a 90 graus, o braço flexionado a 90 graus e com o antebraço em pronação. A Figura 4.20 apresenta os pontos de referência para colocação dos eletrodos de eletromiografia do músculo tríceps braquial. Os eletrodos foram posicionados na metade da distância da linha imaginária entre a crista posterior do acrômio e o olécrano. A distância entre eletrodos é de aproximadamente 20 mm.

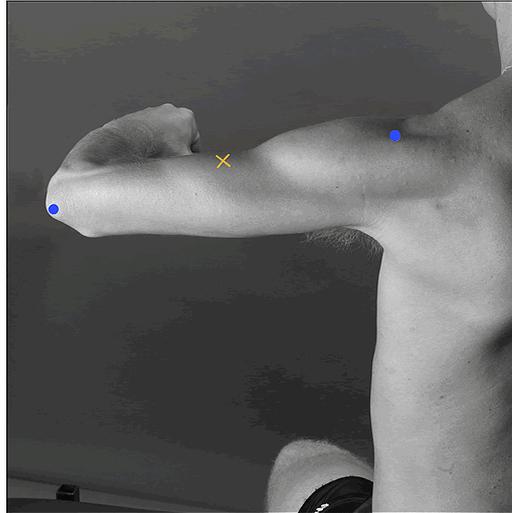


Figura 4.20 – Localização dos eletrodos no músculo tríceps braquial cabeça longa. Extraído HERMENS *et al.* (1999).

A indicação do protocolo Seniam para o posicionamento do eletrodo de referência é ao redor do punho. No entanto, para este experimento esta localização não é possível tendo em vista o acoplamento da célula de carga utilizada para aquisição do sinal de dinamometria no punho do paciente/voluntário. Deste modo, determinou-se o posicionamento do eletrodo de referência ao nível da sétima vértebra cervical. Esta escolha permite uma maior liberdade no protocolo de coleta e evita artefatos que certamente ocorreriam como consequência do constante deslocamento físico do eletrodo de referência pelo constante contato com a célula de carga manipulada ao longo de todo o experimento.

4.3 – Modelagem Matemática do Experimento

A oposição ao movimento de flexão e extensão relacionado à parte passiva do antebraço pode ser modelada por um sistema que apresenta basicamente três aspectos biomecânicos: inércia, atrito viscoso e elasticidade. A inércia relaciona-se diretamente à massa do antebraço, o atrito viscoso ao atrito articular e a elasticidade ao comportamento das fâscias musculares.

O modelo matemático que descreve o movimento de rotação deste sistema passivo pode ser expresso pela equação 4.1.

$$Tr = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K\theta \quad (\text{Eq. 4.1})$$

Onde:

Tr – Torque resultante;

I – Momento de Inércia do antebraço;

$\ddot{\theta}$ - Aceleração Angular;

$\dot{\theta}$ - Velocidade Angular;

θ – Deslocamento angular;

B – Coeficiente de atrito viscoso;

K – Coeficiente de elasticidade.

O Anexo 3 apresenta maiores considerações sobre este modelo, assim como sua analogia com modelos de sistemas elétricos.

Esta seção apresenta a modelagem do sistema de forças envolvidas no protocolo experimental e as características de transdução da célula de carga utilizada. O objetivo desta modelagem é isolar a força muscular (F_m) realizada involuntariamente pelo paciente/voluntário para que se possa utilizá-la na criação de um índice que expresse o grau de rigidez muscular de cada paciente/voluntário. Este índice permitirá a comparação entre estes dois grupos de sujeitos, assim como a comparação dos pacientes com o grau da escala de Ashworth Modificada indicado pelo avaliador.

4.3.1 – Modelagem do sistema de forças envolvidas no protocolo experimental

O movimento de flexão e extensão passiva do antebraço representa uma rotação em relação à articulação do cotovelo. Em cada ciclo deste movimento (flexão ou extensão) o torque resultante (Tr) apresenta um sentido. As Figuras 4.21 e 4.22 permitem visualizar as forças presentes em cada ciclo do movimento e seus respectivos sentidos. F_m representa a força muscular realizada pelo paciente/voluntário ao longo do movimento e F_{op} representa a força realizada pelo operador.

Extensão do antebraço:

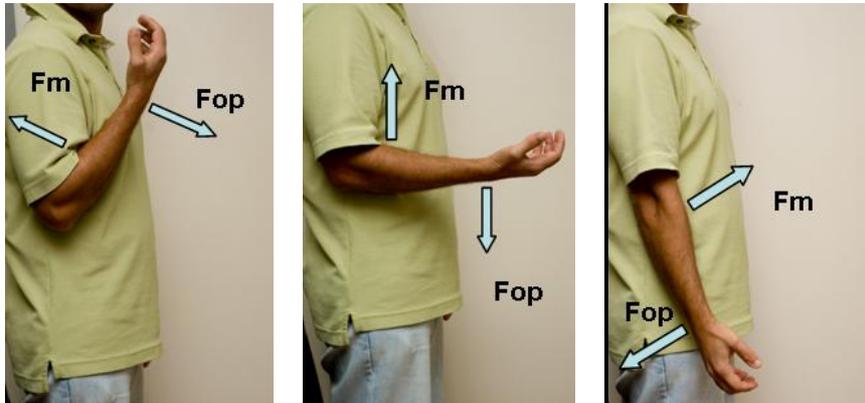


Figura 4.21 – Forças presentes no ciclo de extensão passiva do antebraço: Fop – Força do operador; Fm – Força muscular.

Flexão do antebraço:

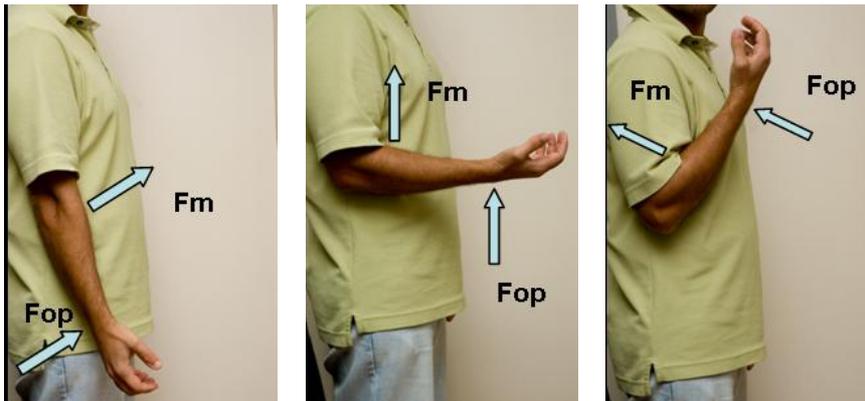


Figura 4.22 – Forças presentes no ciclo de flexão passiva do antebraço: Fop – Força do operador; Fm – Força muscular.

Nas Figuras 4.21 e 4.22, Fm representa a componente da força muscular realizada involuntariamente pelo paciente/voluntário ortogonal ao antebraço, sendo que no caso do voluntário esta força deveria ser aproximadamente nula. Para efeito desta análise, considera-se que esta força é realizada predominantemente pelo músculo bíceps braquial. De modo contrário, Fop representa a força realizada pelo operador para gerar os movimentos de flexão e extensão do antebraço.

A Figura 4.23 apresenta algumas referências anatômicas do braço e do antebraço que facilitam o entendimento do sentido adotado para Fm nas Figuras 4.21 e 4.22.

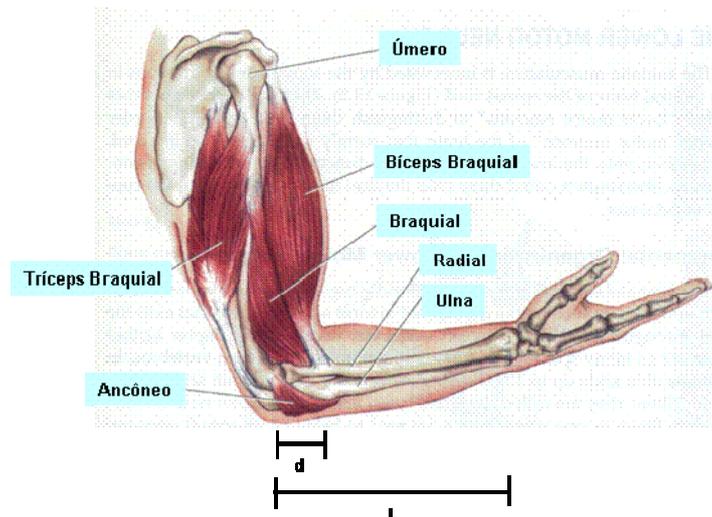


Figura 4.23 – Referências anatômicas do braço e do antebraço. Adaptado de BEAR *et al.* (2002).

Considerando-se o antebraço como um corpo rígido, d como a distância de inserção do músculo bíceps braquial à articulação do cotovelo, L como a distância entre o ponto de aplicação de força pelo operador e a articulação do cotovelo e Fr como força resultante, pode-se descrever o balanceamento dos torques no sistema estudado por meio das equações 4.2 e 4.3:

Na extensão:

$$Tr = Fr \times L = Fop \times L - Fm \times d \quad (\text{Eq. 4.2})$$

Na flexão:

$$Tr = Fr \times L = Fop \times L + Fm \times d \quad (\text{Eq. 4.3})$$

Como anteriormente apresentado, o SQM utiliza uma célula de carga acoplada ao punho do paciente/voluntário para a obtenção do sinal de dinamometria. Para que se possa equacionar corretamente este experimento, torna-se necessário estudar o funcionamento desta célula de carga.

4.3.2 – A célula de carga como medidor de força

Uma célula de carga é um dispositivo que permite medir esforços aplicados às estruturas as quais está acoplada. É formada por um ou mais extensômetros

posicionados de forma conveniente. Estes extensômetros apresentam a característica de variar sua resistência mediante pequenas variações nos esforços a eles aplicados.

A célula de carga utilizada neste sistema (Figura 4.24) mede esforços de tração e compressão quando estes são aplicados ao longo de seu eixo longitudinal (Figuras 4.24, 4.25 e 4.26, respectivamente).



Figura 4.24 – Célula de carga e acoplamentos utilizados no sistema.



Figura 4.25 – Esforço de tração (célula de carga)



Figura 4.26 – Esforço de Compressão (célula de carga)

Isto significa que na situação estática, quando se aplica à célula de carga um esforço de compressão ou tração de módulo F , ela sofre realmente a ação total de uma força de módulo $2 \cdot F$ devido à ação da força de reação com a superfície de apoio da célula. Neste caso, o processamento da informação resistiva fornecida pela célula de carga pode ser realizado dividindo tal informação pela metade, para que o valor correto seja registrado.

O SQM visa registrar as variações nos sinais de interesse ao longo do movimento de flexão e extensão do antebraço. Deste modo, a análise do comportamento da célula de carga passa a ter que ser realizada de acordo com as leis da dinâmica

vetorial e não mais da estática. Assim, a premissa adotada acima (para um esforço F , ela mede $2 \cdot F$) não pode mais ser considerada válida para este sistema.

No caso dos equipamentos isocinéticos (apresentados na Seção 3.2), a premissa inicial adotada para a célula de carga continua válida uma vez que este dispositivo garante uma velocidade constante ao longo de todo o movimento (ciclo de flexão e ciclo de extensão).

4.3.3 – Modelagem do sistema de forças usando a célula de carga SV/50 como eletrodinamômetro

A análise do funcionamento da célula de carga neste experimento pode ser dividida em duas situações: ciclo de flexão do antebraço e ciclo de extensão do antebraço.

- Ciclo de flexão do antebraço

As Figuras 4.27 e 4.28 apresentam os diagramas esquemáticos das forças envolvidas no ciclo de flexão do antebraço. Percebe-se pelo diagrama da Figura 4.28 que o sinal de dinamometria representa a subtração do esforço do operador e do esforço do paciente, uma vez que a força realizada pelo operador comprime a célula de carga e a força realizada pelo paciente traciona a célula de carga.

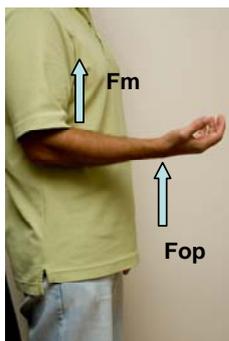


Figura 4.27 – Diagrama de forças aplicadas ao longo do ciclo de flexão do antebraço



Figura 4.28 – Diagrama esquemático das forças aplicadas a célula de carga ao longo do ciclo de flexão do antebraço

- Ciclo de extensão do antebraço

As Figuras 4.29 e 4.30 apresentam os diagramas esquemáticos das forças envolvidas no ciclo de extensão do antebraço. Percebe-se pelo diagrama da Figura 4.30 que o sinal de dinamometria representa a soma dos esforços do operador e do paciente uma vez que as forças realizadas pelo operador e pelo paciente tracionam a célula de carga.

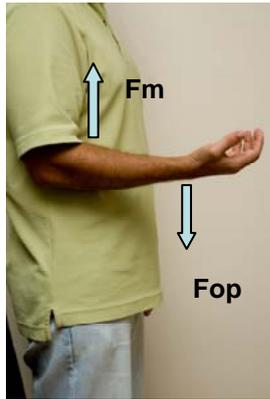


Figura 4.29 – Diagrama de forças aplicadas ao longo do ciclo de extensão do antebraço



Figura 4.30 – Diagrama esquemático das forças aplicadas a célula de carga ao longo do ciclo de extensão do antebraço

Esta avaliação será restrita ao movimento de extensão do antebraço, pois este representa o movimento de interesse para a avaliação de Espasticidade (Escala de Ashworth Modificada).

Considerando-se que tanto os voluntários como os pacientes não apresentam comprometimentos articulares e que a componente elástica relacionada à fáscia muscular para o deslocamento angular realizado pode ser desprezada na Eq. 4.1, o torque resultante do sistema pode ser escrito como o produto de seu momento de inércia por sua aceleração angular ($\ddot{\theta}$) (Eq. 4.3):

$$\sum T = Tr = I \times \ddot{\theta} \quad (\text{Eq. 4.4})$$

Pela Figura 4.29, verifica-se que o torque resultante (Tr) é a diferença entre o torque que o operador realiza e o torque realizado pelo paciente (Tm – Torque muscular).

$$Tr = Top - Tm \quad (\text{Eq. 4.5})$$

Como o torque é o produto da força aplicada (F) pelo braço de alavanca (L) (distância entre o ponto de aplicação da força – punho – e o eixo da articulação do cotovelo).

$$T = F \times L \quad (\text{Eq. 4.6})$$

Substituindo a Eq. 4.6 na Eq. 4.5 pode-se escrever o torque resultante, obtendo-se a equação 4.2 já apresentada na Seção 4.3.1:

$$Fr \times L = Fop \times L - Fm \times d \quad (\text{Eq. 4.2})$$

Para esta análise, o antebraço será aproximado por uma barra cilíndrica, de modo que o seu momento de inércia passa ser expresso pela equação 4.7 (RESNICK e HALLIDAY, 1976):

$$I = \frac{1}{3} ma \times L^2 \quad (\text{Eq. 4.7})$$

onde:

ma – massa do antebraço.

L - distância entre o ponto de aplicação da força e o eixo da articulação do cotovelo

Como na extensão a célula de carga registra os esforços de tração, isto é, soma o torque estabelecido pelo operador com o estabelecido pelo paciente, então o torque medido pela célula de carga (produto da força registrada pelo braço de alavanca) é a soma do torque do operador e do torque muscular (Eq. 4.8):

$$Tdin = Top + Tm \quad (\text{Eq. 4.8})$$

Deste modo, obtém-se a Eq. 4.9:

$$Fdin \times L = Fop \times L + Fm \times d \quad (\text{Eq. 4.9})$$

onde :

$Tdin$ – Torque teórico representando o sinal de dinamometria;

$Fdin$ - Sinal de dinamometria medido.

Resolvendo o sistema de equações Eq. 4.2 e Eq. 4.9, obtém-se a força realizada pelo operador e a força muscular:

$$F_{op} = \frac{F_{din} + Fr}{2} \quad (\text{Eq. 4.10}) \qquad F_m = \frac{L \times (F_{din} - Fr)}{2 \times d} \quad (\text{Eq. 4.11})$$

Resolvendo o sistema das equações Eq. 4.4, Eq. 4.6, Eq. 4.7, obtém-se a força resultante:

$$Fr = \frac{ma \times L \times \ddot{\theta}}{3} \quad (\text{Eq. 4.12})$$

A massa do antebraço pode ser estimada a partir da massa corporal pela equação (ENOKA, R.M., 2000):

$$ma = 0,013 \times mc + 2,41 \quad (\text{Eq. 4.13})$$

onde, mc – massa corporal;

De acordo com a literatura (ENOKA, R.M., 2000) a distância média da inserção do bíceps braquial à articulação do cotovelo é de aproximadamente 3,8 cm. Logo, assumiu-se neste trabalho que $d = 3,8$ cm.

Deste modo é possível estimar-se a força muscular F_m por meio da força registrada pelo dinamômetro F_{din} e características antropométricas do paciente/voluntário (Eq. 4.14). Tal equação é utilizada no processamento de sinais *offline* (Seção 4.4) de modo a se obter o gráfico da força muscular realizada por cada paciente/voluntário ao longo do ciclo de extensão passiva do antebraço.

$$F_m = \frac{L \left(F_{din} - \frac{(0,013m_c + 2,41)L\ddot{\theta}}{3} \right)}{2 \times d} \quad (\text{Eq. 4.14})$$

4.4 – Processamento dos Sinais obtidos com o SQM

4.4.1 – Processamento em Matlab e Excel

O processamento *offline* para a avaliação objetiva da espasticidade foi realizado por um programa especialmente desenvolvido em MatLab 6.5. Os arquivos de saída gerados pelo programa de aquisição de sinais em LabView são lidos e processados por tal programa, gerando um arquivo de saída que permite a visualização dos resultados

finais em uma planilha em Excel. O Anexo 2 apresenta o fluxograma do programa e descreve as diversas etapas do processamento. O Anexo 1 apresenta as tabelas completas dos dados. O formato da tabela é apresentado abaixo.

Paciente 2	Sexo		Idade (anos)	
	Masculino		68	
	Massa (kg)	Antebraço (cm)	Ashworth Modificada	IRMM (N/m)
	68,20	26,00	2	0,50
	Tempo de Lesão	AVE hemorrágico há 33 meses		
	Número de Eventos	um		
	Tratamentos	Fisioterapia (início há 32 meses)		
Grandeza	Ciclo	Periodicidade		
		1s	2s	3s
Periodicidade (s)	Ciclo 1	1,58	2,47	3,12
	Ciclo 2	1,49	2,53	2,89
	Ciclo 3	1,71	2,33	3,23
	Média	1,59	2,44	3,08
	Desvio Padrão	0,11	0,10	0,17
Amplitude da Goniometria (°)	Ciclo 1	99,00	88,46	53,57
	Ciclo 2	91,47	97,82	63,91
	Ciclo 3	88,89	99,48	72,65
	Média	93,12	95,25	63,38
	Desvio Padrão	5,25	5,94	9,55
Velocidade Angular Média (°/s)	Ciclo 1	68,78	45,40	18,55
	Ciclo 2	68,60	43,87	24,07
	Ciclo 3	57,14	48,30	27,76
	Média	64,84	45,86	23,46
	Desvio Padrão	6,67	2,25	4,63
Amplitude da Velocidade Angular (°/s)	Ciclo 1	141,94	99,28	47,81
	Ciclo 2	141,04	93,89	49,16
	Ciclo 3	116,44	105,35	55,43
	Média	133,14	99,51	50,80
	Desvio Padrão	14,47	5,73	4,07
Força Muscular Média (N)	Ciclo 1	73,04	47,80	62,75
	Ciclo 2	67,36	51,40	63,41
	Ciclo 3	56,97	51,92	61,00
	Média	65,79	50,37	62,39
	Desvio Padrão	8,15	2,24	1,25
Amplitude da Força Muscular (N)	Ciclo 1	128,80	72,22	97,68
	Ciclo 2	104,06	97,40	91,77
	Ciclo 3	104,32	98,85	90,57
	Média	112,39	89,49	93,34
	Desvio Padrão	14,21	14,97	3,81
Valor Médio Eletromiografia Biceps (mV RMS)	Ciclo 1	0,0191	0,0085	0,0240
	Ciclo 2	0,0195	0,0116	0,0248
	Ciclo 3	0,0153	0,0151	0,0233
	Média	0,0180	0,0117	0,0240
	Desvio Padrão	0,0023	0,0033	0,0008
Amplitude Eletromiografia Biceps (mV RMS)	Ciclo 1	0,0401	0,0174	0,0499
	Ciclo 2	0,0341	0,0250	0,0424
	Ciclo 3	0,0269	0,0301	0,0419
	Média	0,0337	0,0242	0,0447
	Desvio Padrão	0,0066	0,0064	0,0045
Valor Médio Eletromiografia Triceps (mV RMS)	Ciclo 1	0,0101	0,0124	0,0088
	Ciclo 2	0,0091	0,0118	0,0108
	Ciclo 3	0,0124	0,0118	0,0102
	Média	0,0105	0,0120	0,0100
	Desvio Padrão	0,0017	0,0004	0,0010
Amplitude Eletromiografia Triceps (mV RMS)	Ciclo 1	0,0133	0,0131	0,0160
	Ciclo 2	0,0115	0,0136	0,0171
	Ciclo 3	0,0538	0,0192	0,0146
	Média	0,0262	0,0153	0,0159
	Desvio Padrão	0,0239	0,0034	0,0013
Aceleração Angular Média (rad/s ²)	Ciclo 1	-0,50	-0,19	-0,18
	Ciclo 2	-0,60	-0,13	-0,14
	Ciclo 3	-0,22	-0,16	-0,12
	Média	-0,44	-0,16	-0,15
	Desvio Padrão	0,20	0,03	0,03
IRM (N/m)	***	0,531	0,368	0,596

As descrições das grandezas obtidas através do processamento são apresentadas abaixo.

a) Periodicidade (s) – expressa o período de cada ciclo de extensão do antebraço.

b) Amplitude da Goniometria ($^{\circ}$) - expressa a amplitude angular do movimento de extensão do antebraço. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

c) Velocidade Angular Média ($^{\circ}/s$) – expressa a média das velocidades instantâneas. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo. As velocidades angulares instantâneas são obtidas a partir da diferenciação do sinal de goniometria.

d) Amplitude da Velocidade Angular ($^{\circ}/s$) – expressa a diferença entre a amplitude máxima e a amplitude mínima da velocidade angular instantânea. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

e) Força Muscular Média (N) – expressa a média das forças musculares instantâneas realizadas pelo paciente/voluntário. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

f) Amplitude da Força Muscular (N) - expressa a diferença entre a amplitude máxima e a amplitude mínima da força muscular instantânea. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

g) Valor Médio da Eletromiografia (EMG) de Bíceps (mV) – expressa a média dos valores RMS de janelas de 200 amostras (0,2s) do sinal de EMG do músculo bíceps braquial. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

h) Amplitude da Eletromiografia (EMG) de Bíceps (mV) – expressa a diferença entre a amplitude máxima e a amplitude mínima dos valores RMS de janelas de 200 amostras (0,2s) do sinal de EMG do músculo bíceps braquial. O sinal é analisado a

partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

i) Valor Médio da Eletromiografia (EMG) de Tríceps (mV) – expressa a média dos valores RMS de janelas de 200 amostras (0,2s) do sinal de EMG do músculo tríceps braquial. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

j) Amplitude da Eletromiografia (EMG) de Tríceps (mV) – expressa a diferença entre a amplitude máxima e a amplitude mínima dos valores RMS de janelas de 200 amostras (0,2s) do sinal de EMG do músculo tríceps braquial. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo.

k) Aceleração Angular Média (rad/s^2) - expressa a média das acelerações angulares instantâneas. O sinal é analisado a partir do momento (início do movimento) em que o sinal de dinamometria é nulo até a extensão máxima em cada ciclo. As acelerações angulares instantâneas são obtidas a partir da diferenciação do sinal de velocidade angular.

l) IRM e IRMM – são apresentados na Seção 4.4.2 deste capítulo.

4.4.2 – Equacionamento do IRM e do IRMM

O protocolo experimental desenvolvido para este trabalho teve como objetivo avaliar a funcionalidade do SQM por meio de experimento comparativo com método tradicionalmente utilizado na prática clínica (Escala de Ashworth Modificada). Além disso, visou verificar se a resistência muscular ao movimento passivo, ou seja, a espasticidade é velocidade dependente, como afirmado por alguns autores (LANCE *et al.*, 1980).

Para tanto houve a necessidade de se definir quais as grandezas eram relevantes para se criar o índice que pudesse expressar o grau de rigidez muscular dos pacientes/voluntários. Entende-se que a força muscular representa grandeza fundamental para este objetivo. Deste modo, o processamento dos sinais coletados foi desenvolvido de modo a isolá-la, conforme apresentado anteriormente na Seção 4.3. No

entanto, houve a necessidade de se considerar ainda, algumas questões para a criação deste índice.

Como anteriormente mencionado, o protocolo experimental foi também idealizado para se verificar a dependência da resistência muscular passiva com a velocidade (LANCE *et al.*, 1980). Para tanto, três ciclos de extensão foram realizados para cada paciente/voluntário. Cada ciclo apresentou diferentes tempos de duração, próximos de 1 s, 2 s e 3 s.

Sob o ponto de vista da compreensão do comportamento do sistema no domínio da frequência entende-se que ao variar o tempo de duração deste evento “quasi-periódico”, varia-se o seu período e conseqüentemente sua frequência. Outro aspecto a ser considerado é que devido ao desenho do protocolo experimental, tanto o tempo de duração do ciclo, quanto à amplitude do movimento podem ser diferentes, o que implica diferentes velocidades médias. No modelo elétrico correspondente (Anexo 3) isto representaria variar a frequência (tempo) e corrente (velocidade) simultaneamente. Então, de modo a solucionar estas questões decidiu-se criar o índice que quantifica a rigidez muscular (IRM) através da normalização da força muscular (F_m) pela velocidade e pelo período do ciclo de extensão envolvidos. No cômputo do IRM considerou-se a amplitude da força muscular e a amplitude da velocidade angular como melhores descritores dos respectivos fenômenos, tendo em vista a eliminação de qualquer *offset* que porventura possa ocorrer na coleta.

O IRM é, portanto, um índice relativo a cada ciclo de extensão efetuado. Como durante o protocolo executado para cada periodicidade foram realizados três ciclos de extensão, o IRM foi obtido através da média das grandezas supracitadas, ou seja, o IRM foi computado como a razão entre a média da Amplitude da Força Muscular (AF_m) nos três ciclos, normalizada pela média da Amplitude da Velocidade Angular (AV_a) nos três ciclos e pela média da periodicidade (P) nos três ciclos (equação 4.15). Segmentos da tabela apresentada na seção anterior e no Anexo 3 são apresentados abaixo para facilitar a visualização.

Amplitude da Força Muscular (N)	Ciclo 1	41,79	25,13	40,48
	Ciclo 2	30,74	35,74	60,43
	Ciclo 3	22,67	46,36	56,90
	Média	31,73	35,74	52,60
	Desvio Padrão	9,60	10,62	10,65

Amplitude da Velocidade Angular (°/s)	Ciclo 1	131,57	76,90	46,54
	Ciclo 2	119,07	64,64	44,65
	Ciclo 3	82,12	57,93	63,31
	Média	110,92	66,49	51,50
	Desvio Padrão	25,71	9,62	10,27

Periodicidade (s)	Ciclo 1	1,46	2,25	3,60
	Ciclo 2	1,52	2,22	5,36
	Ciclo 3	1,65	2,22	4,48
	Média	1,54	2,23	4,48
	Desvio Padrão	0,10	0,02	0,88

$$IRM_j = \frac{\sum_{i=1}^3 \frac{AF_{mi}}{3}}{\sum_{i=1}^3 \frac{AV_{ai}}{3} \times \sum_{i=1}^3 \frac{P_i}{3}} \quad \text{onde } j \text{ representa cada periodicidade (Eq. 4.15)}$$

De modo a propiciar uma melhor comparação com o grau da escala de Ashworth Modificada indicada pelo avaliador, uma vez que o uso de tal escala implica um único grau atribuído a cada paciente após a realização de manobras em várias “velocidades” diferentes, optou-se por atribuir a cada paciente/voluntário a média dos IRMs (IRMM - Eq. 4.16) obtidos para as periodicidades de 1, 2 e 3s.

$$IRMM = \sum_{j=1}^3 \frac{IRM_j}{3} \quad \text{(Eq. 4.16)}$$

Deve-se ressaltar ainda, que estes índices (IRM e IRMM) apresentam como dimensão [N/m] e poderiam ser interpretados como o análogos a rigidez torsional (Anexo 3).

4.5 – Coleta de Dados

O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (107/05 – CEP). Tal protocolo foi executado no serviço de Fisioterapia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho.

Um armário (Figuras 4.31 e 4.32), uma maca adaptada, toda a instrumentação e os acessórios necessários à coleta de dados foram instalados em local especialmente cedido ao Programa de Engenharia Biomédica pelo Serviço de Fisioterapia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho para a realização do experimento.



Figura 4.31 – Armário com rodízios para coleta de dados (Vista interna).



Figura 4.32 – Armário com rodízios para coleta de dados (Vista externa).

4.5.1 – Piloto 2005-2006

Dois grupos de indivíduos participaram do estudo: um grupo controle formado por quatorze saudáveis, isto é, sem indicativo de possuírem problemas de espasticidade; e um grupo de cinco pacientes com lesões vasculares cerebrais que desencadearam espasticidade em membro superior.

Os critérios de inclusão para os participantes do grupo controle foram os seguintes:

- Assinar o consentimento de participação no experimento e permissão para divulgação dos resultados (garantida a privacidade do voluntário);
- Estar habilitado a cooperar com o protocolo de estudo;

Os critérios de exclusão para os participantes do grupo controle foram:

- Apresentar qualquer lesão osteomioarticular que pudesse prejudicar os resultados do experimento;
- Apresentar idade inferior a dezoito anos.

Os critérios de inclusão para os pacientes avaliados foram os seguintes:

- Apresentar espasticidade;
- Estar habilitado a cooperar com o protocolo de estudo;
- Fornecer consentimento direto ou através de um responsável para a realização do experimento e permitir a divulgação dos resultados (garantida sua privacidade);

Os critérios de exclusão para os pacientes espásticos foram:

- Apresentar história progressiva de problemas ortopédicos que pudessem causar alterações na resistência ao movimento passivo em relação à articulação escolhida para o experimento;
- Apresentar idade inferior a dezoito anos.

Um avaliador realizou a coleta de dados dos pacientes espásticos (escala de Ashworth Modificada). Este avaliador não teve acesso aos dados coletados pelo SQM (avaliador cego).

4.5.2 – Coleta 2006-2007

No período 2006-2007, uma coleta de dados, dentro dos padrões anteriormente mencionados, foi realizada por avaliador diferente daquele que realizou a coleta piloto.

Na nova coleta, modificou-se o critério de inclusão para o grupo de pacientes de modo a permitir a inclusão de sujeitos com AVC/AVE que apresentassem grau zero na escala de Ashworth Modificada. Tal inclusão objetivou ampliar a comparabilidade entre a avaliação utilizando a escala de Ashworth Modificada e o novo índice de rigidez criado. Três voluntários saudáveis e oito pacientes com lesões vasculares cerebrais participaram desta coleta.

O aparato de fixação adotado no piloto 2005-2006 para célula de carga (tipo elástico) foi substituído pela fixação tipo correia apresentada na Figura 4.9 (c).

4.6 – Análise Estatística

Os dados brutos da coleta foram inicialmente avaliados por meio de estatística descritiva simplificada (média e desvio padrão), assim como por meio de gráficos do tipo *box plot* gerados por programa desenvolvido em Matlab .6.5. O programa Statistica 6.0 foi utilizado para a realização das análises estatísticas. O nível de significância adotado foi de 5%.

Apesar da análise prévia indicar a normalidade de parte dos dados (teste de Shapiro-Wilk), decidiu-se pela aplicação de estatística não paramétrica para avaliação de todo o conjunto de dados, tendo em vista os tipos de variáveis (variáveis contínuas e categóricas) e o reduzido número da amostra. Deste modo, procedeu-se a seguinte análise:

a) Através do teste de Mann-Whitney (amostras independentes) comparou-se o grupo de voluntários e o grupo de pacientes para todas as grandezas processadas (Seções 4.4.1 e 4.4.2) e apresentadas por meio de *box plot*.

b) O teste de Kruskal-Wallis para mais de duas amostras foi realizado com o intuito de se verificar se a Amplitude da Força Muscular e o IRM apresentavam variação com a periodicidade.

c) A comparação entre o IRMM e o grau da escala de Ashworth Modificada indicado pelo avaliador foi efetuada utilizando-se o coeficiente de correlação de Spearman.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 – Piloto 2005/2006

A experiência piloto realizada no período de 2005/2006 possibilitou uma primeira análise sobre o desempenho do SQM. Dois índices foram criados para auxiliar na avaliação do fenômeno: IRES, Índice de Resistência Muscular, obtido por meio da razão entre força e velocidade e IRESM, Índice de Resistência Muscular Médio, obtido por meio da média do IRES ao longo do intervalo de extensão do antebraço (DANTAS *et al.* 2006). Nesta fase foi verificado que o aparato de fixação da célula de carga apresentava uma característica elástica, o que gerava uma defasagem temporal entre os sinais de dinamometria e goniometria. Como esperado, tal defasagem era mais acentuada no grupo de indivíduos espásticos. Esta característica dificultava a comparação entre o IRESM e o grau da escala de Ashworth Modificada indicado pelo avaliador. Entretanto, o processamento dos dados obtidos para aquela coleta permitiu identificar algumas características do fenômeno, tais como o sinal de canivete nos pacientes espásticos e diferenças estatísticas significativas entre as médias do IRESM para voluntários e espásticos. Esta seção apresenta os resultados referentes a estas duas características. O processamento dos sinais de eletromiografia não evidenciou aspectos relevantes do fenômeno.

5.1.1 – Sinal de Canivete

As figuras 5.1 e 5.2 ilustram os sinais típicos de dinamometria (Dina), goniometria (Goni), velocidade angular (Vel.Ang.), eletromiografia de bíceps (EMGB) e eletromiografia de tríceps (EMGT) adquiridos e os processados para um voluntário e para um paciente, respectivamente. Um detalhe do sinal do paciente apresentado na figura 5.2 é mostrado na figura 5.3, onde se destaca o sinal de canivete, caracterizado por um aumento abrupto do IRES (Índice de Resistência Muscular) seguido de sua redução no meio do percurso de extensão.

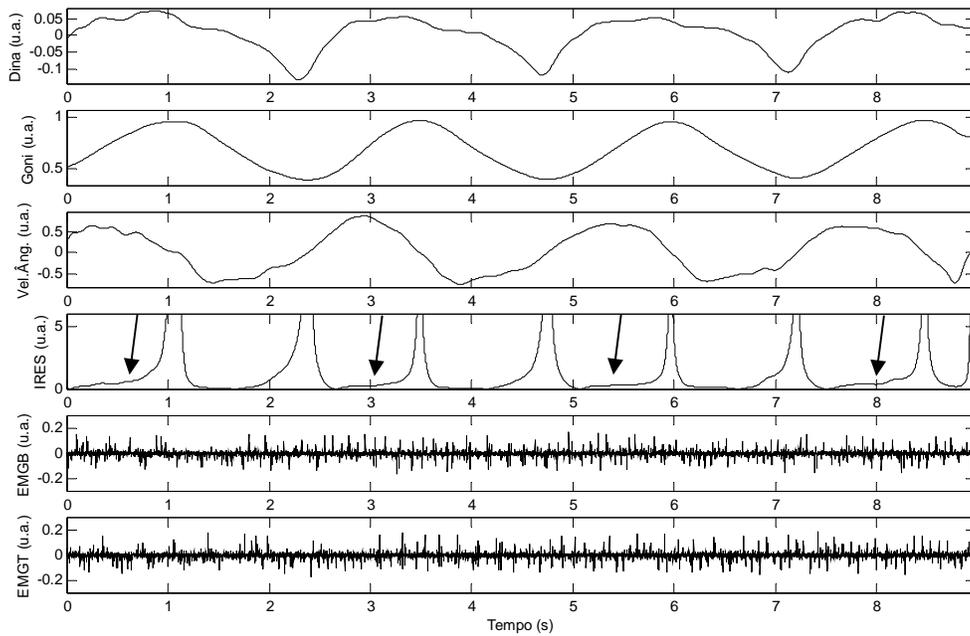


Figura 5.1 – Sinais adquiridos e processados para um voluntário, com destaque (setas) para a região da resistência na extensão passiva. As grandezas (ordenadas) estão expressas em unidades arbitrárias (u.a.). Extraído de DANTAS *et al.* (2006).

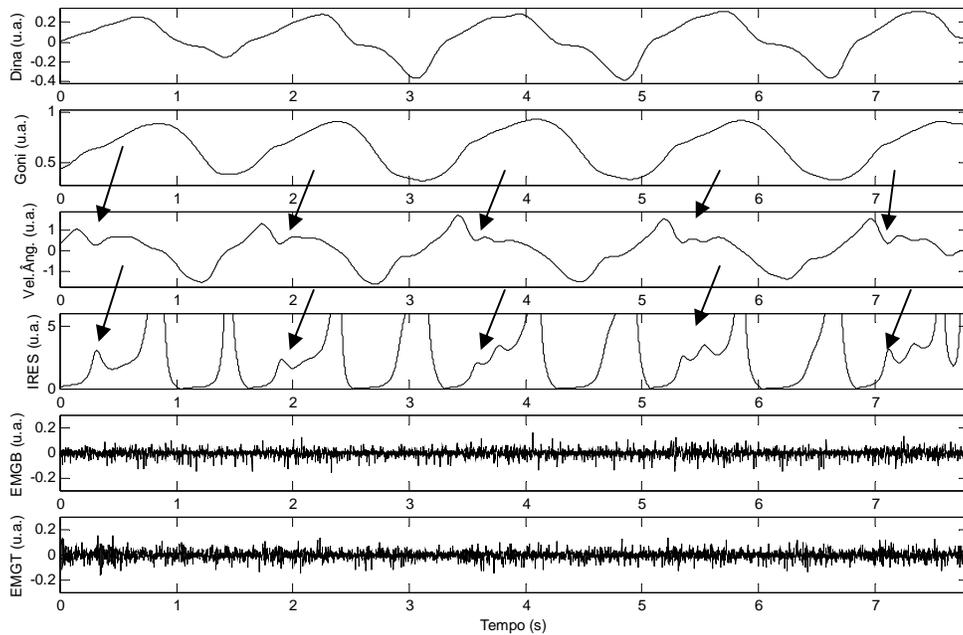


Figura 5.2 – Sinais adquiridos e processados para um paciente, com destaque (setas) para o aumento abrupto do IRES, seguido de sua redução na extensão passiva. As grandezas (ordenadas) estão expressas em unidades arbitrárias (u.a.). Extraído de DANTAS *et al.* (2006).

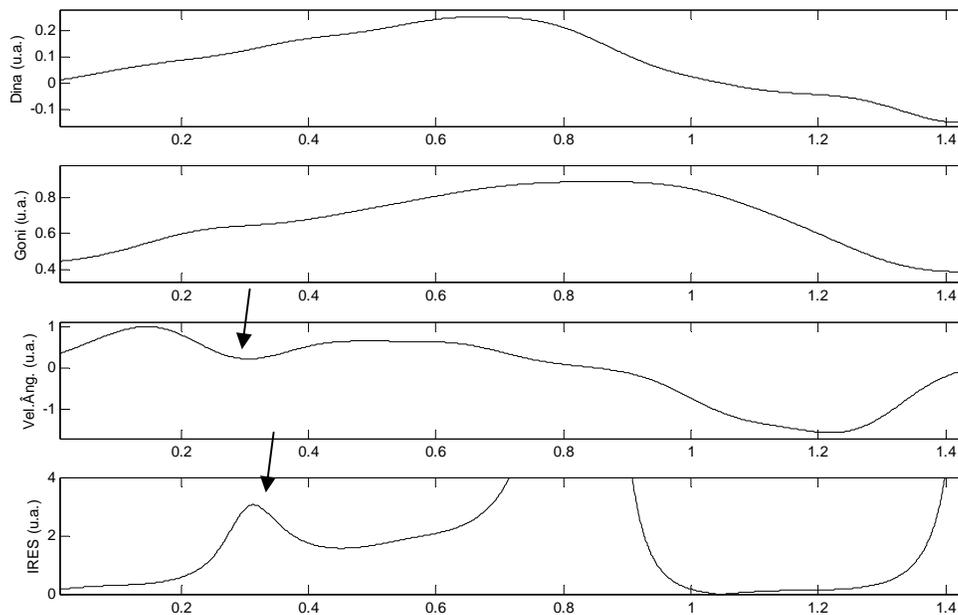


Figura 5.3 –Detalhe da Figura 5.2 evidenciando o aumento do IRES. As grandezas (ordenadas) estão expressas em unidades arbitrárias (u.a.). Extraído de DANTAS *et al.* (2006).

5.1.2 – Comparação entre IRESM de voluntários e pacientes

A Figura 5.4 ilustra, através de um *box plot*, a análise exploratória dos dados referentes aos IRESM de cada grupo para as janelas de 1 s, 2 s e 3 s respectivamente. Um teste não paramétrico (Wilcoxon Rank Sum), com nível de significância de 5%, foi realizado para verificar a hipótese das resistências musculares dos dois grupos estudados serem estatisticamente iguais para cada janela temporal realizada no protocolo experimental. O teste mostrou que as resistências musculares são estatisticamente diferentes para as 3 janelas temporais investigadas. Obteve-se para a janela de 1s, $p = 1.7200e-004$, para a janela 2s, $p = 5.1600e-004$ e para a janela 3s, $p = 1.7200e-004$.

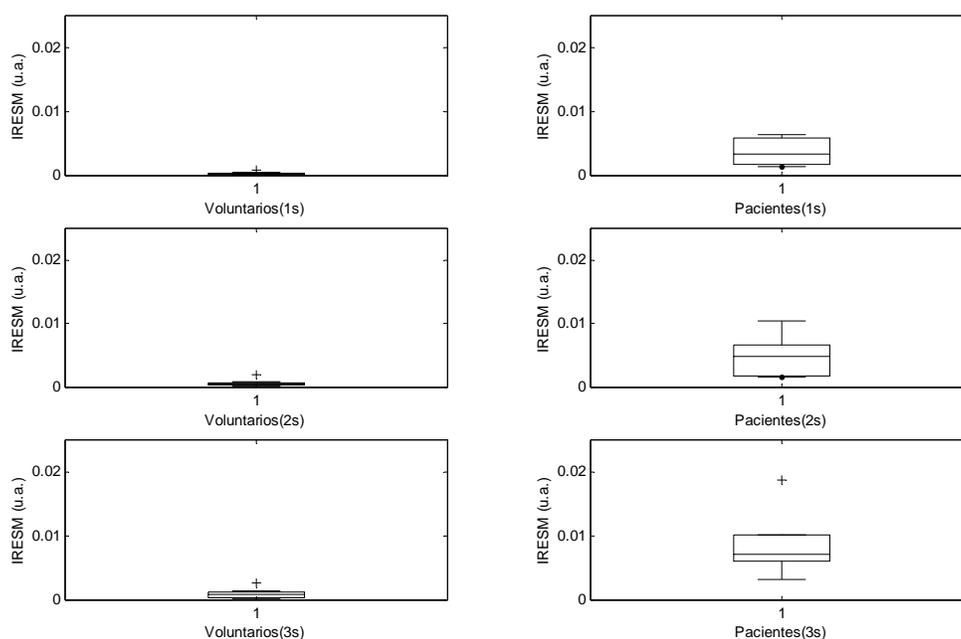


Figura 5.4 – *Box Plot* do IRESM para voluntários (esquerda) e pacientes (direita) para as janelas de 1s, 2s e 3s. As grandezas (ordenadas) estão expressas em unidades arbitrárias (u.a.). Extraído de DANTAS *et al.* (2006).

Os resultados encontrados apontaram para a viabilidade do SQM, mas indicaram a necessidade de melhorias no sistema de fixação da célula de carga no punho do voluntário, o que foi efetivamente implementado para a Coleta realizada em 2006-2007.

5.2 – Coleta 2006/2007

Nesta seção são apresentados resultados estratificados dos dados obtidos no experimento realizado no período de 2006/2007 (os dados completos são apresentados no Anexo 1). Nestes resultados estratificados foram incluídos dez voluntários da coleta realizada no período de 2005/2006, pois como mencionado anteriormente, o problema da elasticidade do aparato de fixação da célula de carga afetava substancialmente apenas os dados dos pacientes. Para tanto, houve a necessidade de se estimar a massa corporal destes voluntários, tendo-se em vista que esta grandeza não havia sido medida à época daquela coleta. Esta estimativa teve como base a média das massas dos voluntários da coleta de 2006/2007 (69,3 kg). Do mesmo modo, a medida do comprimento do antebraço de um

voluntário de 2005/2006 não havia sido realizada. Estimou-se também este valor, a partir da média daquele grupo (25,65 cm). Estes voluntários são identificados no Anexo 1 com uma marcação (*) no respectivo campo.

O item 5.2.1 desta seção apresenta a análise exploratória dos dados através de diversos *box plot* e suas respectivas tabelas. No item 5.2.2 é apresentado o resultado do teste não paramétrico de Mann-Whitney que compara o IRMM do grupo de voluntários com o do grupo de pacientes. O item 5.2.3 apresenta o resultado do teste de Kruskal-Wallis realizado para verificar se a Amplitude da Força Muscular variava com a periodicidade, tanto para o grupo controle quanto para o grupo de pacientes. De modo análogo, é apresentado o resultado do mesmo teste realizado para o IRM. O item 5.2.4 apresenta a correlação, através do teste não paramétrico de Spearman, entre o IRMM e a avaliação obtida pelo operador segundo a escala de Ashworth Modificada.

5.2.1 – Análise exploratória de dados

Dados coletados pelo sistema ou processados a partir destes são apresentados a seguir através de *box plot* gerados pelo MatLab 6.5 e respectivas tabelas de modo a permitir uma melhor avaliação dos resultados. Deve-se ressaltar que os dados apresentados representam as médias dos dados (médias dos três ciclos) apresentados nas tabelas do Anexo 1. Os *box plot* indicam as medianas e os primeiro e terceiro quartis destas distribuições. O valor de p é apresentado em cada *box plot* e representa o resultado do teste não paramétrico de Mann-Whitney que compara o grupo de pacientes e o grupo de voluntários em cada periodicidade.

a) Médias das Periodicidades

Os *box plots* da figura 5.5, assim como os dados da tabela (5.1), apontam para uma diferença na mediana dos dois grupos (voluntários e pacientes) em relação aos valores desejados de periodicidade. Isto decorreu da dificuldade do avaliador em seguir o metrônomo criado para o sistema de aquisição (seção 4.1.2). Este desvio é maior para o grupo de pacientes e pode ser explicado pelo fato da rigidez muscular dificultar ao

avaliador manter a velocidade média de extensão do antebraço necessária para atender ao requisito de periodicidade.

A figura 5.5 permite ainda verificar uma significativa dispersão para os dados do grupo de voluntários. Isto pode ser explicado pelo fato de parte destes dados ser referente à coleta de 2005/2006 realizada por outro avaliador ainda em fase de treinamento. Entretanto, pode-se notar que as medianas de cada *box plot* são distintas e próximas aos valores desejados, o que viabiliza a comparabilidade entre as grandezas medidas e processadas neste trabalho. Os testes de Mann-Whitney realizados para comparação entre os dois grupos mostraram que para 2 e 3 s as periodicidades podem ser consideradas equivalentes.

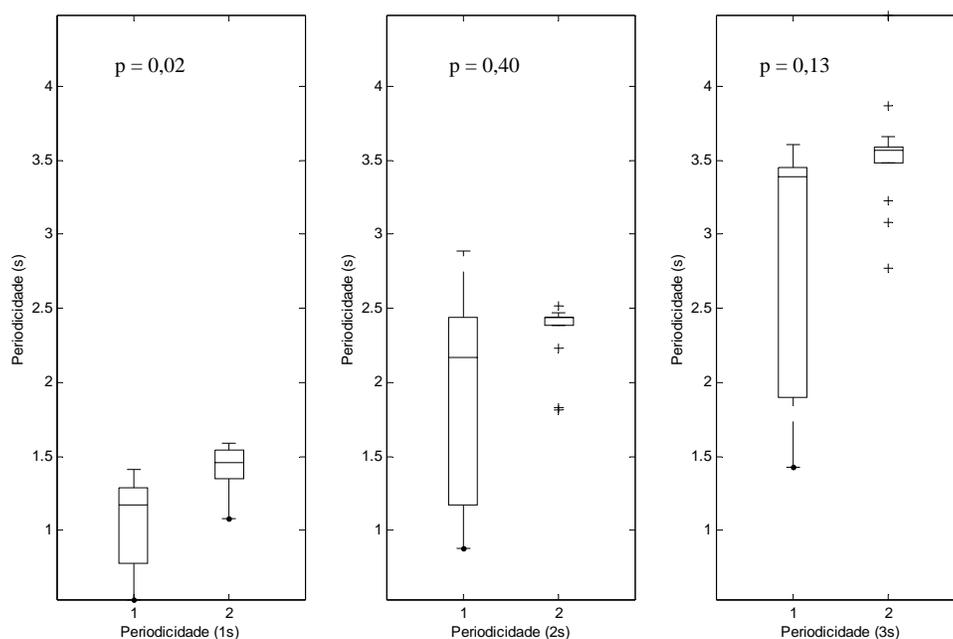


Figura 5.5 – *Box Plot* das médias das Periodicidades Médias de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2).

Tabela 5.1 – Médias das Periodicidades Médias de voluntários e pacientes para os valores teóricos de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades			
		1s	2s	3s	
Periodicidade (s)	Voluntários	***	0,88	1,43	
		0,78	2,50	3,51	
		1,32	2,10	3,47	
		0,74	1,12	1,72	
		1,28	2,89	3,42	
		0,53	1,17	1,96	
		1,19	2,24	3,45	
		1,16	2,23	3,61	
		0,77	1,17	1,68	
		1,41	2,52	3,36	
		1,31	2,42	3,21	
		1,23	2,07	3,43	
		1,07	***	***	
		Média	1,07	1,94	2,85
		Desvio Padrão	0,29	0,67	0,87
	Pacientes	1,54	2,23	4,48	
		1,59	2,44	3,08	
		1,22	1,81	3,87	
		1,27	2,52	3,66	
		1,58	2,47	3,57	
		1,38	2,44	3,23	
		1,55	***	***	
		1,08	1,83	2,77	
	Média	1,40	2,25	3,52	
	Desvio Padrão	0,20	0,31	0,56	

b) Médias das Amplitudes da Goniometria

A amplitude da goniometria foi obtida através do processamento do sinal de goniometria e exprime a amplitude angular do movimento de extensão do antebraço desde o momento em que o sinal de dinamometria apresenta valor nulo até a extensão máxima em cada ciclo (seção 4.4.1 – J). A tabela 5.2 apresenta as médias das amplitudes obtidas em cada ciclo.

Através dos *box plot* da figura 5.6 pode-se verificar que as medianas das amplitudes da goniometria são expressivamente maiores para o grupo de voluntários, embora em alguns casos tais amplitudes não tenham demonstrado diferença estatística devido possivelmente ao pequeno número de casos estudados. Tais tendências podem ser explicadas pelo fato do grupo de pacientes apresentar rigidez muscular consideravelmente maior do que o grupo de voluntários, oferecendo assim maior dificuldade ao avaliador para fazer a extensão máxima do antebraço dos pacientes dentro da periodicidade desejada.

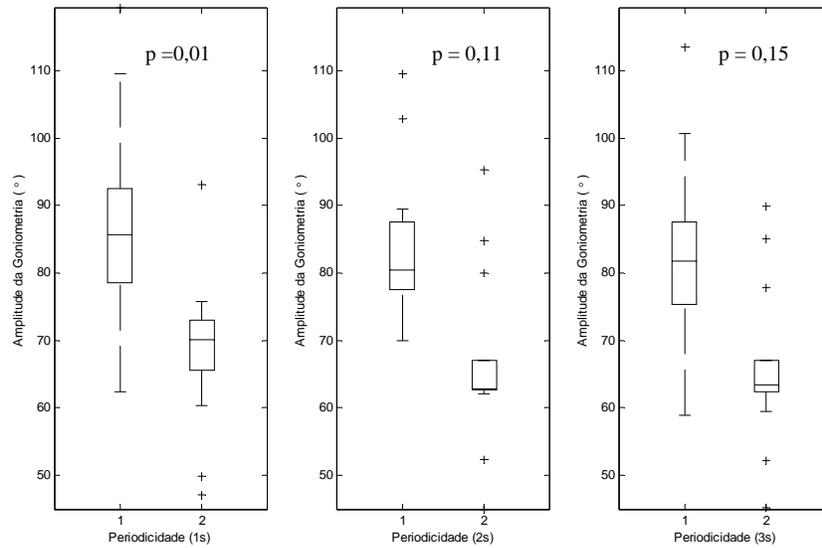


Figura 5.6 – *Box Plot* das médias das amplitudes do sinal de goniometria de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Tabela 5.2 – Médias das Amplitudes do sinal de goniometria de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Amplitude da Goniometria (°)	Voluntários	***	78,07	75,76
		119,32	102,83	96,43
		109,62	109,52	113,47
		85,86	82,70	81,19
		89,41	89,44	82,17
		100,72	86,13	84,39
		83,83	69,97	70,28
		89,81	77,83	74,02
		79,81	76,81	58,91
		85,35	86,93	100,64
		74,62	71,33	76,99
		72,85	77,87	84,62
	62,41	***	***	
	Média	87,80	84,12	83,24
	Desvio Padrão	15,88	11,95	14,58
	Pacientes	72,65	62,79	77,81
		93,12	95,25	63,38
		67,37	61,99	52,16
		49,79	52,26	59,42
		73,86	79,92	85,09
		47,06	44,87	45,21
		60,33	***	***
		75,70	84,76	89,90
Média		67,48	68,83	67,57
Desvio Padrão		14,99	18,29	16,99

c) Médias das Velocidades Angulares Médias

Os *box plots* da figura 5.7 indicam que as medianas das velocidades angulares médias apresentam uma tendência de decréscimo com o aumento da periodicidade. Este fato já era esperado visto que o protocolo experimental visava manter a amplitude de extensão do antebraço aproximadamente constante para as três periodicidades. Logo, ao se aumentar o período, a velocidade angular média deve necessariamente diminuir. No entanto, as medianas das velocidades médias de cada grupo diferem. Isto ocorre porque como visto nos itens anteriores (*a* e *b*) as medianas das amplitudes da goniometria do grupo de pacientes são inferiores às do grupo de voluntários e as medianas de suas periodicidades são maiores.

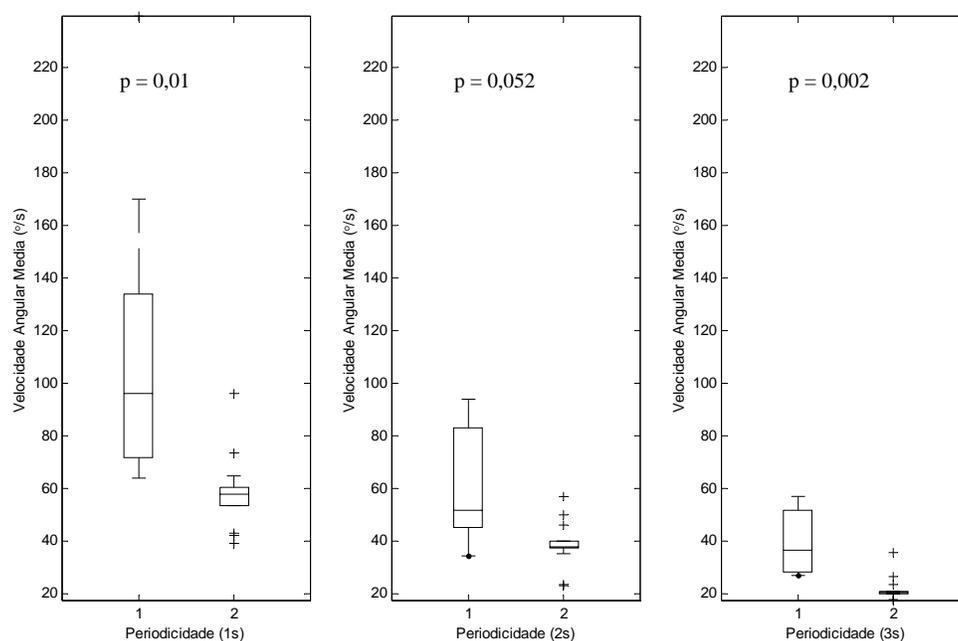


Figura 5.7 – *Box Plot* das médias dos sinais de Velocidade Angular Média de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.3 – Médias das Velocidades Angulares Médias de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Velocidade Angular Média (°/s)	Voluntários	***	93,75	56,61
		170,08	53,68	35,66
		94,68	58,17	36,77
		128,69	82,97	53,54
		72,70	34,24	26,84
		239,56	88,48	55,30
		97,43	49,81	29,83
		99,44	47,22	28,66
		149,04	82,98	50,81
		82,63	46,96	37,63
		64,46	36,03	27,05
		68,90	39,74	27,30
		63,69	***	***
		Média	110,94	59,50
	Desvio Padrão	52,92	21,60	11,92
	Pacientes	58,72	35,10	20,06
		64,84	45,86	23,46
		73,25	49,95	19,65
		42,13	23,25	17,23
		56,79	37,82	26,32
		42,94	22,98	17,86
		39,17	***	***
		96,11	56,90	35,65
	Média	59,24	38,84	22,89
	Desvio Padrão	19,10	12,96	6,46

d) Médias das Amplitudes das Velocidades Angulares

Os *box plots* da figura 5.8 indicam que as medianas das amplitudes das velocidades angulares também decaem com o aumento da periodicidade. Este fato também já era esperado pelos mesmos motivos apresentados no item anterior. Entretanto, percebe-se que as diferenças entre os grupos de voluntários e pacientes para cada periodicidade são consideravelmente menores, conforme se objetivava com o protocolo experimental, isto é, velocidades semelhantes entre os grupos para cada periodicidade. A Amplitude da Velocidade Angular representa, portanto, um melhor descritor para o fenômeno.

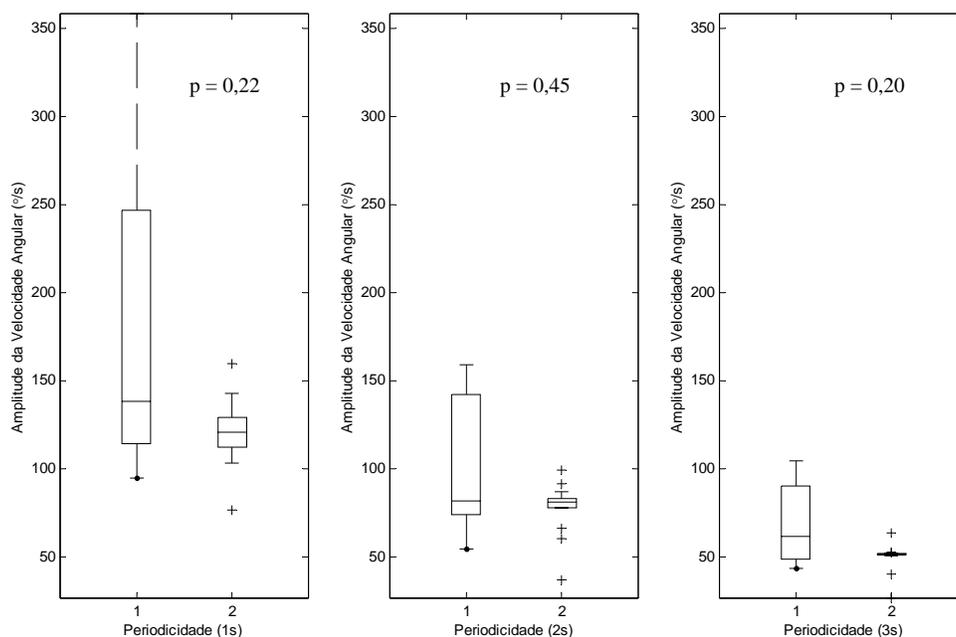


Figura 5.8 – Box Plot das médias das Amplitudes das Velocidades Angulares de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.4 – Médias das Amplitudes das Velocidades Angulares de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Amplitude da Velocidade Angular (°/s)	Voluntários	***	154,86	104,83
		267,75	80,87	60,43
		132,60	83,22	70,82
		253,55	137,80	98,01
		116,32	54,52	48,71
		358,19	154,71	88,76
		131,04	74,52	44,84
		149,83	72,37	49,00
		244,69	159,21	93,69
		143,47	86,51	63,24
		98,85	62,39	43,80
		107,54	74,46	49,33
		95,13	***	***
		Média	174,91	99,62
	Desvio Padrão	84,60	39,67	22,64
	Pacientes	110,92	66,49	51,50
		133,14	99,51	50,80
		113,10	91,32	40,63
		103,45	81,52	52,63
		159,65	60,46	52,37
		76,57	37,07	26,71
		127,90	***	***
		142,87	86,98	63,54
	Média	120,95	74,76	48,31
	Desvio Padrão	25,67	21,51	11,61

e) Médias das Forças Musculares Médias

Os *box plots* da figura 5.9 permitem verificar que:

- As médias das Forças Musculares Médias são significativamente menores para o grupo de voluntários nas três periodicidades. Este fato corrobora o entendimento que se tem do fenômeno, ou seja, a força muscular passiva realizada por um paciente espástico deve ser consideravelmente maior do que aquela realizada por um indivíduo do grupo controle. Deve-se considerar ainda que as faixas de rigidez muscular do grupo de voluntários e do grupo de espásticos não se apresentam totalmente disjuntas apenas pelo fato de um paciente ter sofrido um AVC, mas não apresentar quadro de espasticidade quando da realização da coleta dos dados. Deste modo, para esta grandeza, pode-se considerar que este paciente se comporta como um voluntário;
- As medianas das distribuições das médias da Forças Musculares Médias dos voluntários apresentam valor semelhante nas três periodicidades. Isto pode ser explicado pelo fato de se esperar que o grupo de voluntários apresente resistência ao movimento passivo aproximadamente homogênea e muito reduzida ao movimento de extensão passiva.

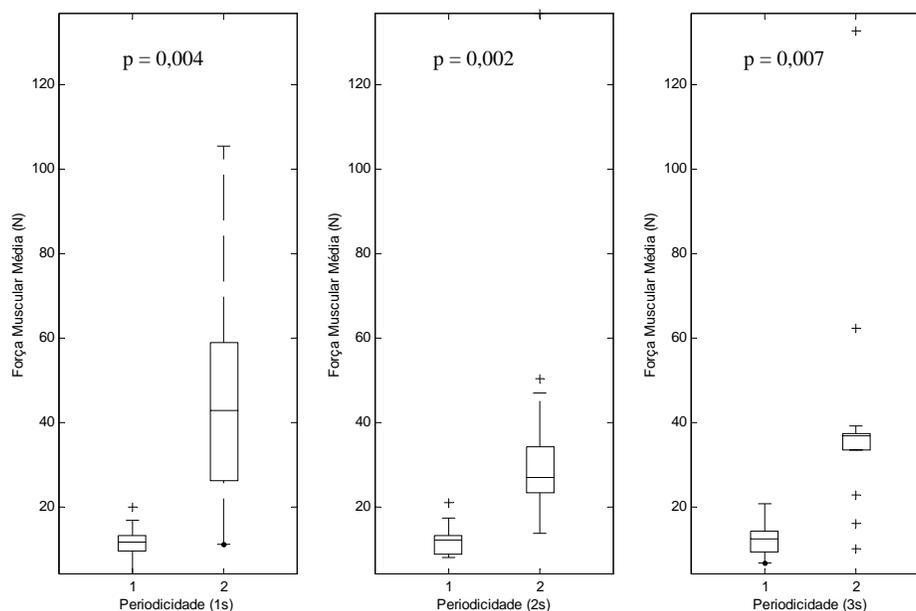


Figura 5.9 – *Box Plot* das médias das Forças Musculares Médias de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.5 – Médias das Forças Musculares Médias de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Força Muscular Média (N)	Voluntários	***	8,24	8,70
		11,63	9,12	9,68
		9,85	11,83	12,24
		9,32	13,12	14,19
		20,24	21,18	20,36
		17,10	13,09	7,83
		12,65	11,27	11,12
		8,52	9,00	12,88
		4,32	8,12	6,85
		12,04	14,13	15,53
		15,84	13,04	20,82
		10,80	17,54	13,48
		11,83	***	***
	Média	12,01	12,47	12,81
	Desvio Padrão	4,20	3,90	4,48
	Pacientes	19,04	21,01	39,21
		65,79	50,37	62,39
		15,06	15,54	10,39
		105,42	136,74	132,56
		56,90	47,16	36,97
		28,77	24,44	23,00
		95,93	***	***
		11,23	14,30	16,19
Média	49,77	44,22	45,81	
Desvio Padrão	37,05	43,31	41,98	

f) Médias das Amplitudes das Forças Musculares

Os *box plots* das figuras 5.10 e 5.9 permitem verificar o comportamento muito semelhante das Amplitudes das Forças Musculares e das Forças Musculares Médias respectivamente. Não se percebeu no entanto, diferença estatística para a Amplitude da Força Muscular entre os dois grupos para periodicidade de 1 s, devido possivelmente ao pequeno número de casos estudados.

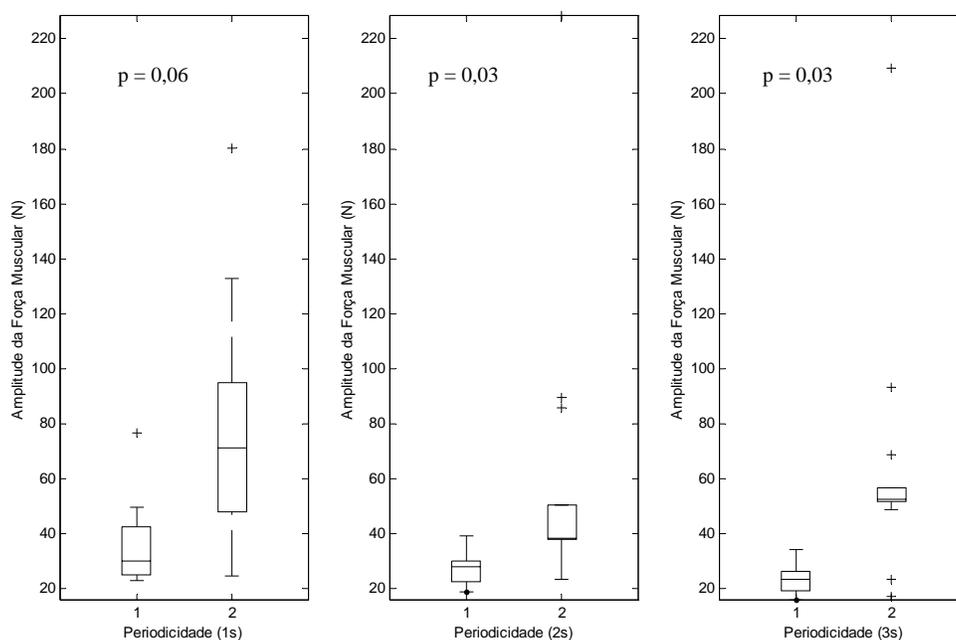


Figura 5.10 – *Box Plot* das médias das Amplitudes das Forças Musculares de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.6 – Médias das Amplitudes das Forças Musculares de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Amplitude da Força Muscular (N)	Voluntários	***	30,07	22,25
		49,55	21,03	19,84
		33,19	22,95	18,11
		45,84	33,17	25,45
		41,76	39,22	34,14
		76,83	28,61	18,03
		27,88	27,84	24,64
		23,51	21,60	26,06
		31,52	24,44	15,97
		22,97	28,03	28,02
		28,39	18,91	30,04
		24,65	30,33	21,71
		25,12	***	***
		Média	35,93	27,18
	Desvio Padrão	15,68	5,76	5,41
	Pacientes	31,73	35,74	52,60
		112,39	89,49	93,34
		27,59	26,86	17,27
		180,24	228,45	209,52
		89,41	85,73	68,91
		53,50	38,51	48,69
		132,64	***	***
		24,58	23,48	23,43
	Média	81,51	75,47	73,40
	Desvio Padrão	57,06	72,70	65,37

g) Sinais de EMG

Os sinais de EMG processados não apresentaram características significativas para justificar sua utilização pelo SQM. Pode-se perceber pelos *box plot* e tabelas apresentados ao longo deste item que os sinais de eletromiografia de tríceps, tanto em amplitude quanto em valor médio, apresentam valores muito próximos para as três periodicidades e são semelhantes aos valores dos sinais de eletromiografia de bíceps. A análise dos sinais de eletromiografia de bíceps, tanto em amplitude quanto em valor médio, apresentam discreto aumento para o grupo de pacientes em algumas periodicidades em relação ao grupo de voluntários. Isto poderia significar alguma atividade muscular voluntária. Esta, no entanto, não seria significativa tendo em vista a ordem de grandeza destes valores e os resultados semelhantes obtidos para o EMG de tríceps.

▪ **Valores Médios do EMG de Bíceps**

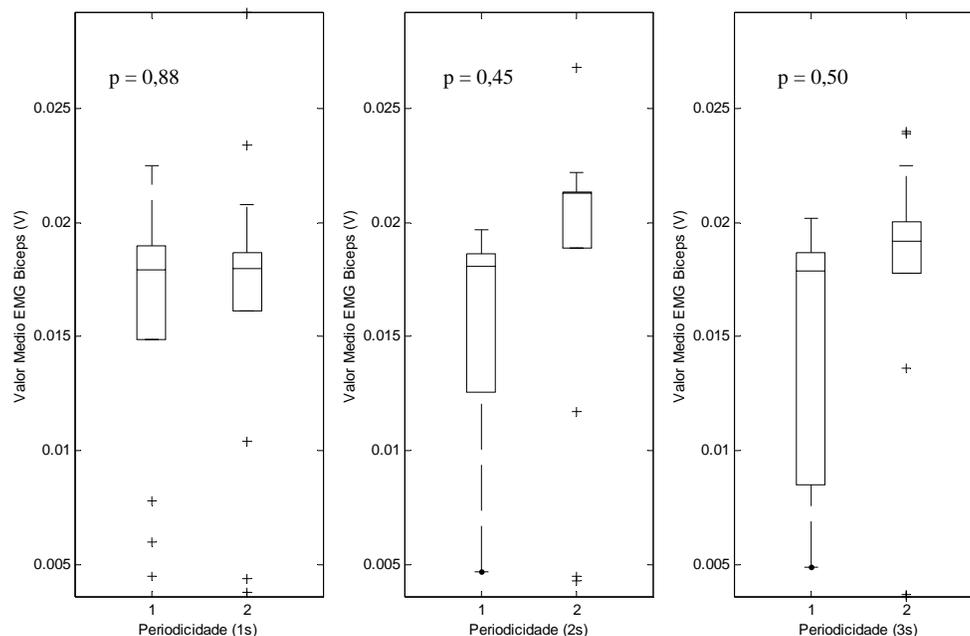


Figura 5.11 – *Box Plot* das médias dos Valores Médios do EMG de Bíceps de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.7 – Médias dos Valores Médios dos EMG de Bíceps de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Valor Médio da Eletromiografia - Bíceps (V _{RMS})	Voluntários	***	0,0148	0,0094
		0,0183	0,0185	0,0178
		0,0185	0,0188	0,0202
		0,0045	0,0047	0,0049
		0,0176	0,0181	0,0185
		0,0078	0,0059	0,0057
		0,0193	0,0197	0,0190
		0,0204	0,0195	0,0196
		0,0060	0,0051	0,0059
		0,0172	0,0181	0,0180
		0,0175	0,0176	0,0177
		0,0189	0,0186	0,0186
		0,0225	***	***
	Média	0,0157	0,0149	0,0146
	Desvio Padrão	0,0060	0,0060	0,0061
	Pacientes	0,0180	0,0213	0,0136
		0,0180	0,0117	0,0240
		0,0038	0,0045	0,0036
		0,0292	0,0268	0,0239
		0,0234	0,0222	0,0225
		0,0208	0,0215	0,0192
		0,0104	***	***
		0,0044	0,0043	0,0037
Média	0,0160	0,0160	0,0158	
Desvio Padrão	0,0091	0,0092	0,0090	

▪ **Médias das Amplitudes dos EMG de Bíceps**

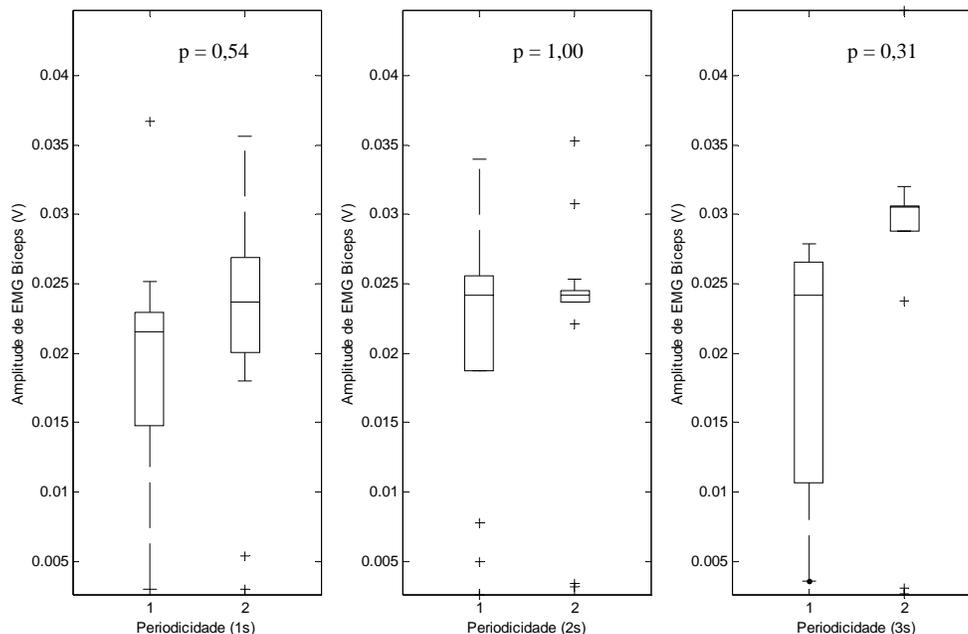


Figura 5.12 – *Box Plot* das Médias das Amplitudes dos sinais de EMG de Bíceps (Amplitude) de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.8 – Médias das Amplitudes dos sinais de EMG de Bíceps de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Amplitude da Eletromiografia - Bíceps (V _{RMS})	Voluntários	***	0,0340	0,0072
		0,0220	0,0234	0,0265
		0,0224	0,0236	0,0267
		0,0030	0,0050	0,0036
		0,0216	0,0255	0,0263
		0,0080	0,0078	0,0118
		0,0247	0,0250	0,0279
		0,0252	0,0248	0,0255
		0,0036	0,0026	0,0051
		0,0193	0,0287	0,0229
		0,0171	0,0259	0,0228
		0,0215	0,0224	0,0273
	0,0367	***	***	
	Média	0,0188	0,0207	0,0195
	Desvio Padrão	0,0097	0,0100	0,0096
	Pacientes	0,0275	0,0308	0,0308
		0,0337	0,0242	0,0447
		0,0030	0,0034	0,0027
		0,0356	0,0353	0,0320
		0,0267	0,0253	0,0238
		0,0207	0,0221	0,0305
		0,0180	***	***
		0,0054	0,0032	0,0031
Média	0,0213	0,0206	0,0239	
Desvio Padrão	0,0121	0,0126	0,0157	

▪ **Médias dos Valores Médios do EMG de Tríceps**

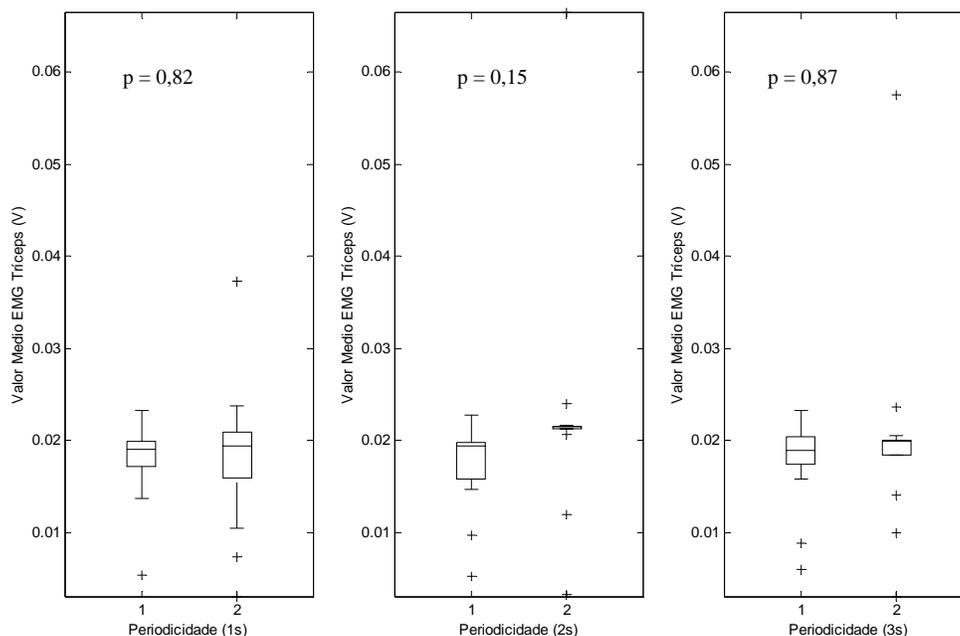


Figura 5.13 – *Box Plot* das médias dos Valores Médios dos sinais de EMG de Tríceps de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.9 – Médias dos Valores Médios dos sinais de EMG de Tríceps de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Valor Médio da Eletromiografia - Tríceps (V RMS)	Voluntários	***	0,0161	0,0158
		0,0233	0,0228	0,0233
		0,0203	0,0200	0,0207
		0,0054	0,0052	0,0060
		0,0189	0,0190	0,0182
		0,0142	0,0097	0,0088
		0,0199	0,0202	0,0203
		0,0188	0,0196	0,0200
		0,0137	0,0147	0,0214
		0,0191	0,0194	0,0188
		0,0182	0,0195	0,0180
		0,0194	0,0197	0,0191
		0,0201	***	***
	Média	0,0176	0,0172	0,0175
	Desvio Padrão	0,0046	0,0051	0,0051
	Pacientes	0,0178	0,0216	0,0141
		0,0105	0,0120	0,0100
		0,0030	0,0032	0,0030
		0,0209	0,0207	0,0205
		0,0237	0,0240	0,0236
		0,0211	0,0215	0,0199
		0,0373	***	***
		0,0074	0,0665	0,0575
Média	0,0177	0,0242	0,0212	
Desvio Padrão	0,0108	0,0200	0,0175	

▪ **Médias das Amplitudes dos EMG de Tríceps**

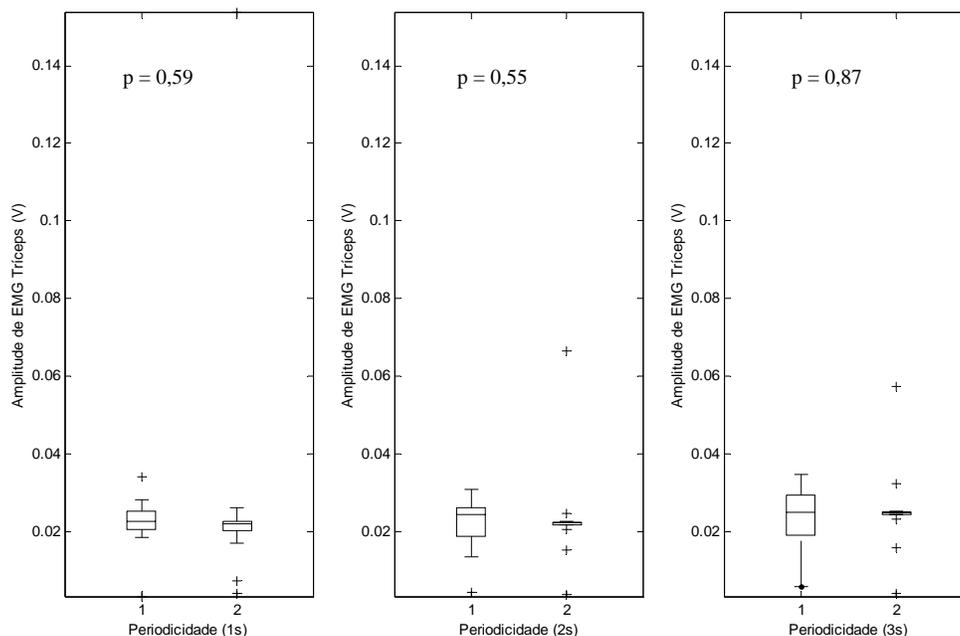


Figura 5.14– Box Plot das médias das Amplitudes dos sinais de EMG de Tríceps (Amplitude) de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.10 – Médias das Amplitudes dos sinais de EMG de Tríceps de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Amplitude da Eletromiografia - Tríceps (V RMS)	Voluntários	***	0,0205	0,0169
		0,0244	0,0310	0,0300
		0,0283	0,0262	0,0336
		0,0033	0,0045	0,0059
		0,0222	0,0258	0,0263
		0,0230	0,0138	0,0088
		0,0252	0,0261	0,0241
		0,0198	0,0250	0,0236
		0,0208	0,0135	0,0348
		0,0223	0,0272	0,0264
		0,0187	0,0239	0,0198
		0,0262	0,0220	0,0294
		0,0341	***	***
	Média	0,0223	0,0216	0,0233
	Desvio Padrão	0,0073	0,0075	0,0091
	Pacientes	0,0171	0,0223	0,0253
		0,0262	0,0153	0,0159
		0,0042	0,0040	0,0043
		0,0215	0,0207	0,0232
		0,0233	0,0248	0,0250
		0,0227	0,0227	0,0323
		0,1537	***	***
		0,0078	0,2361	0,3094
Média	0,0346	0,0494	0,0622	
Desvio Padrão	0,0488	0,0826	0,1094	

h) Médias das Acelerações Angulares Médias

A Aceleração Angular foi obtida através da diferenciação numérica do sinal de Velocidade Angular. A Aceleração Angular Média foi obtida através das médias das acelerações angulares, conforme definido na seção 4.4.1. Pelo protocolo experimental, o avaliador devia executar a extensão do antebraço em três periodicidades diferentes, 1 s, 2 s e 3 s. Para conseguir realizar este protocolo, ele tendia a realizar maiores mudanças na velocidade no início e fim do movimento de extensão, e em especial para as periodicidades menores, o que implicava maiores acelerações para estas periodicidades. Isto pode ser observado nos *box plot* da figura 5.15 pelo decréscimo das medianas dos dois grupos com o aumento da periodicidade.

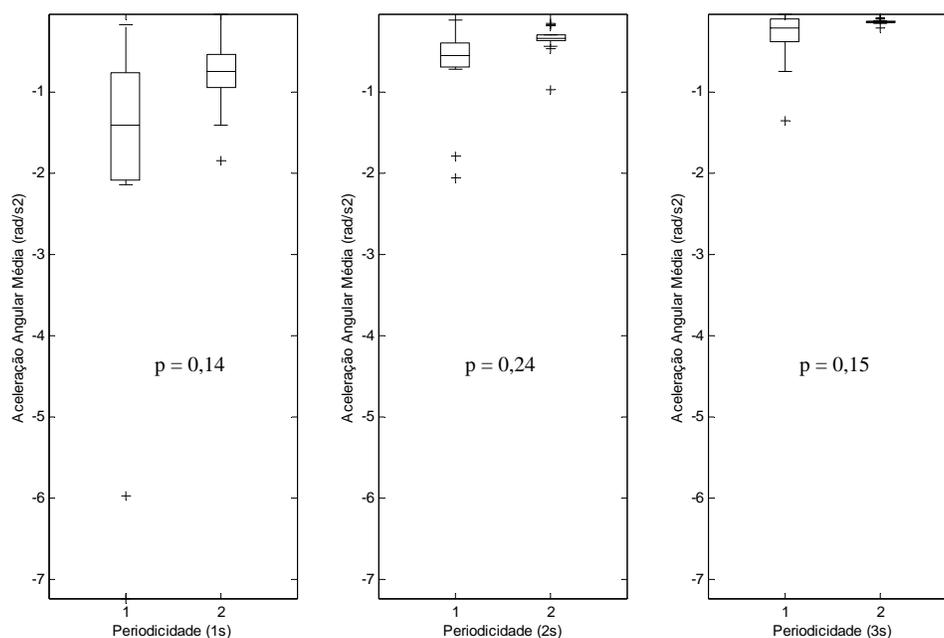


Figura 5.15 – Box Plot do sinal de Aceleração Angular Média de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s .

Tabela 5.11 – Médias das Acelerações Angulares Médias de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Aceleração Angular Média (rad/s ²)	Voluntários	***	-0,42	-0,11
		-2,08	-0,58	-0,36
		-0,77	-0,46	-0,05
		-0,80	-0,69	-0,46
		-0,17	-0,12	-0,11
		-5,97	-1,80	-0,76
		-2,03	-0,73	-0,28
		-1,96	-0,54	-0,23
		-7,24	-2,06	-1,36
		-2,14	-0,69	-0,20
		-0,86	-0,33	-0,18
		-0,74	-0,13	-0,08
		-0,41	***	***
		Média	-2,10	-0,71
	Desvio Padrão	2,23	0,61	0,38
	Pacientes	-0,93	-0,44	-0,10
		-0,44	-0,16	-0,15
		-1,41	-0,98	-0,22
		-0,31	-0,19	-0,09
		-1,01	-0,35	-0,15
		-0,58	-0,18	-0,11
		-0,05	***	***
		-1,85	-0,47	-0,16
	Média	-0,82	-0,39	-0,14
	Desvio Padrão	0,60	0,29	0,04

i) IRM

Os *box plots* da figura 5.16 indicam que as medianas dos IRM do grupo de pacientes são expressivamente maiores que as do grupo de voluntários. Além disso, para o grupo de pacientes a mediana do IRM apresenta uma tendência de redução com o aumento da periodicidade de 1 s para 2 s, mantendo-se aproximadamente constante entre 2 s e 3 s.

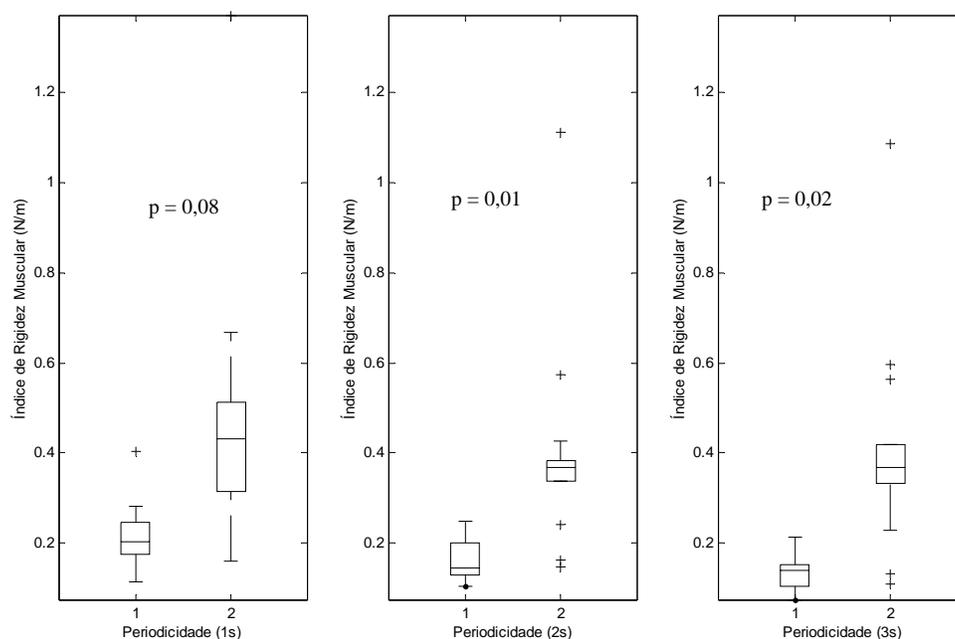


Figura 5.16 – *Box Plot* dos IRM de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2) para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Tabela 5.12 – IRM de voluntários e pacientes para as periodicidades de 1 s, 2 s e 3 s.

Grandeza	Grupo	Periodicidades		
		1s	2s	3s
Índice de Rigidez Muscular (N/m)	Voluntários	***	0,221	0,149
		0,236	0,104	0,094
		0,189	0,131	0,074
		0,246	0,215	0,151
		0,282	0,249	0,205
		0,404	0,158	0,104
		0,178	0,167	0,159
		0,135	0,134	0,147
		0,166	0,131	0,101
		0,113	0,128	0,132
		0,219	0,125	0,214
		0,187	0,197	0,128
	0,248	***	***	
	Média	0,217	0,163	0,138
	Desvio Padrão	0,077	0,046	0,042
	Pacientes	0,186	0,241	0,228
		0,531	0,368	0,596
		0,200	0,162	0,110
		1,371	1,111	1,087
		0,355	0,574	0,369
		0,507	0,425	0,564
		0,668	***	***
		0,160	0,148	0,133
	Média	0,497	0,433	0,441
Desvio Padrão	0,399	0,335	0,344	

j) Índice de Rigidez Muscular Médio

Os valores do IRMM apresentados nos *box plot* da figura 5.17 demonstram que a mediana do grupo de pacientes é significativamente maior que a do grupo de voluntários.

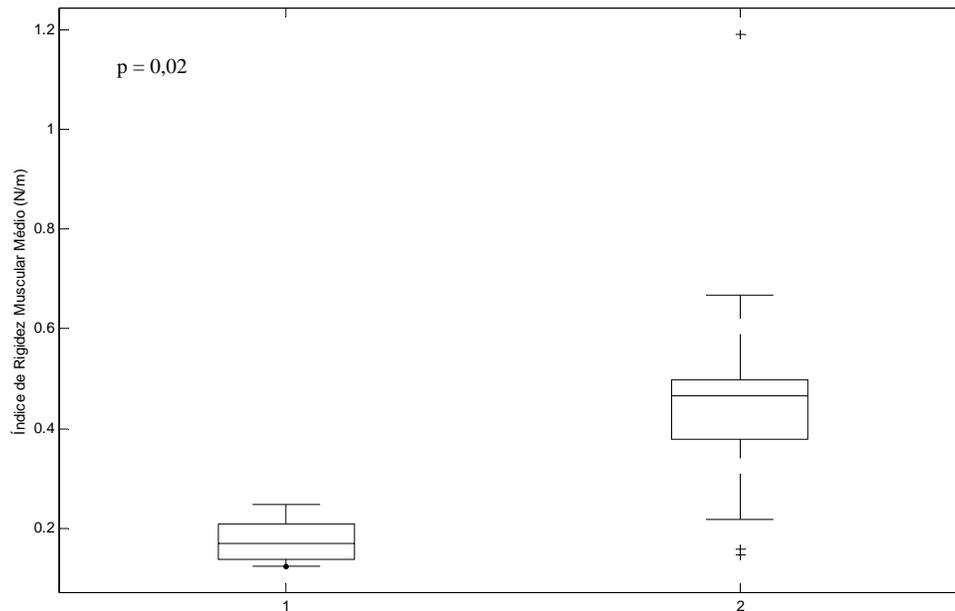


Figura 5.17 – Box Plot dos IRMM Médios de voluntários (coluna 1) e pacientes (coluna 2).

Tabela 5.13 – IRMM Médio de voluntários e pacientes.

Grupo	IRMM (N/m)
Voluntários	0,185
	0,145
	0,131
	0,204
	0,245
	0,222
	0,168
	0,139
	0,133
	0,125
	0,186
	0,171
	0,248
Média	0,173
Desvio Padrão	0,055
Pacientes	0,218
	0,498
	0,158
	1,190
	0,433
	0,499
	0,668
	0,147
Média	0,476
Desvio Padrão	0,343

5.2.2 – Comparação dos IRMM dos grupos de voluntários e pacientes

Um teste de Mann-Whitney foi realizado de modo a se verificar se os dados obtidos para o IRMM do grupo de voluntários podem ser considerados estatisticamente diferentes daqueles observados para o grupo de pacientes (Figura 5.17, Tabela 5.13), observando-se, através do Statistica 6.0, que o IRMM é estatisticamente diferente entre os dois grupos ($p = 0,02$).

5.2.3 – Verificação da variação da Amplitude da Força Muscular e do IRM com a Periodicidade

Com o intuito de se avaliar a possível relação entre a rigidez muscular e a velocidade de mobilização do membro espástico (LANCE *et al.*, 1980), neste caso, extensão do antebraço, verificou-se a variação da Amplitude da Força Muscular e do IRM com a Periodicidade. Esta análise estatística foi realizada através do teste não paramétrico de Kruskal-Wallis, para se verificar se a Amplitude da Força Muscular para as três periodicidades era estatisticamente diferente, tanto para o grupo controle quanto para o grupo de pacientes. O mesmo teste foi realizado para o IRM.

a) Amplitude da Força Muscular – Voluntários

O teste de Kruskal-Wallis realizado para o grupo de voluntários (figura 5.18) permite afirmar que as Amplitudes das Forças Musculares não são estatisticamente diferentes ($p = 0,10$).

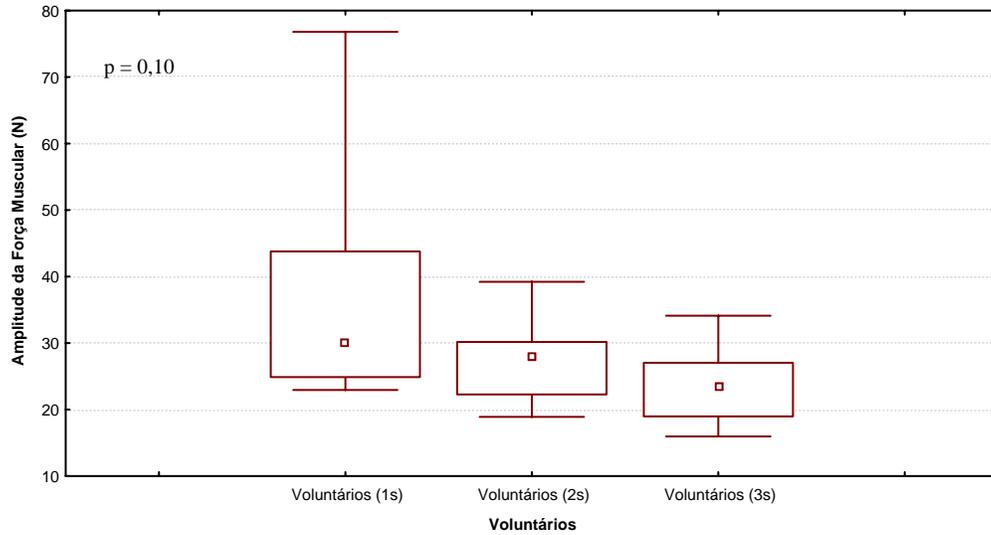


Figura 5.18 – Box Plot das Amplitudes das Forças Musculares do grupo de voluntários (Teste de Kruskal-Wallis).

b) Amplitude da Força Muscular - Pacientes

O teste de Kruskal-Wallis realizado para o grupo de pacientes (figura 5.19) permite afirmar que as Amplitudes das Forças Musculares não são estatisticamente diferentes ($p = 0,68$).

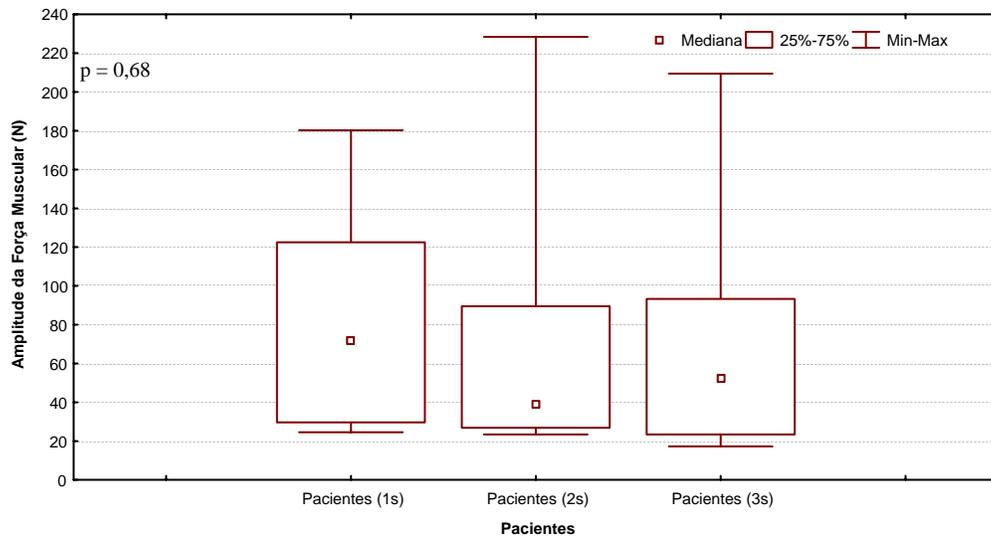


Figura 5.19 – Box Plot das Amplitudes das Forças Musculares do grupo de pacientes (Teste de Kruskal-Wallis).

c) IRM – Voluntários

O teste de Kruskal-Wallis realizado para o grupo de voluntários (figura 5.20) permite afirmar que os IRM para as três periodicidades são estatisticamente diferentes ($p = 0,01$).

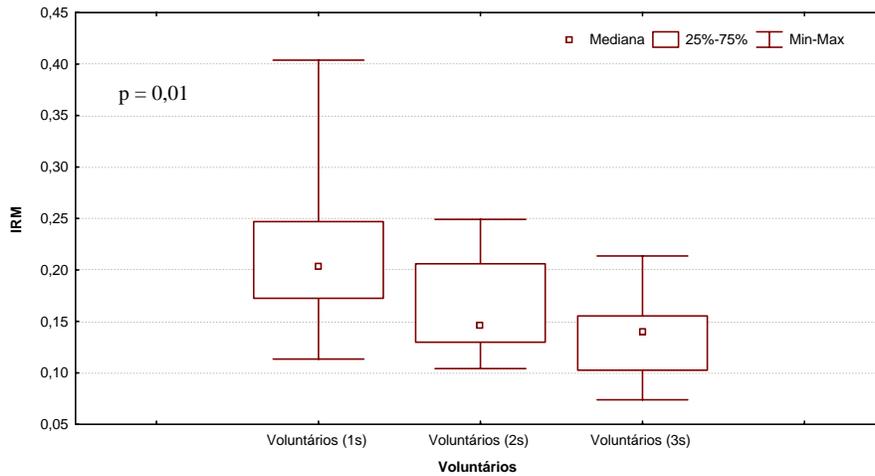


Figura 5.20 – Box Plot dos IRM do grupo de voluntários (Teste de Kruskal-Wallis).

d) IRM – Pacientes

O teste de KRUSKAL-WALLIS realizado para o grupo de pacientes (figura 5.21) permite afirmar que os IRM para as três periodicidades não são estatisticamente diferentes ($p = 0,87$).

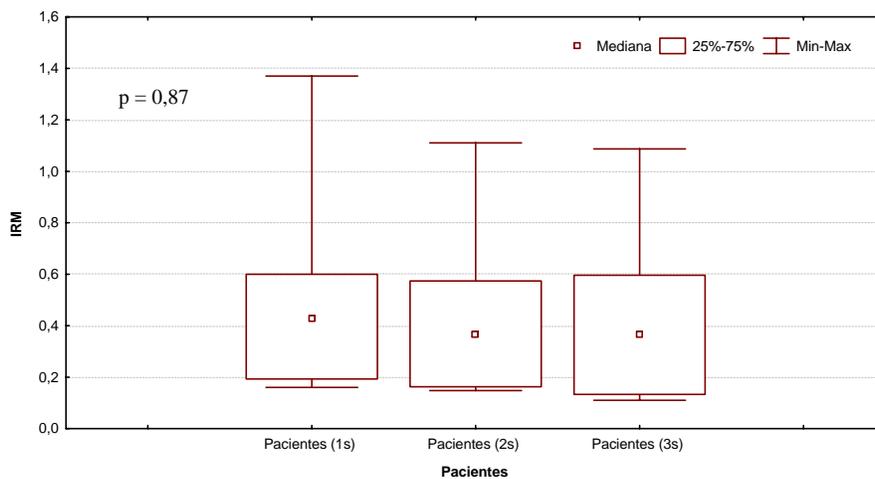


Figura 5.21 – Box Plot dos IRM do grupo de pacientes (Teste de Kruskal-Wallis).

5.2.4 – Comparação entre o IRMM Médio e a Escala de Ashworth Modificada

Com o intuito de se comparar o índice gerado pelo SQM, o IRMM, e o índice da escala de Ashworth Modificada indicado pelo avaliador, realizou-se, com o auxílio do Statistica 6.0 o teste não paramétrico de Spearman, que indicou o coeficiente de correlação de 0,81 ($p = 0,01$) (figura 5.22).

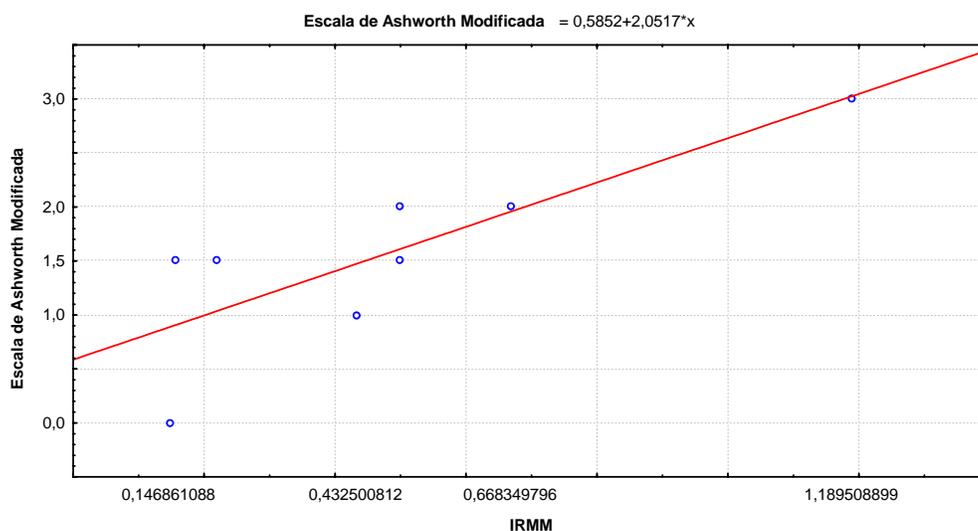


Figura 5.22 – Coeficiente de Correlação de Spearman – Comparação entre IRMM e Escala de Ashworth Modificada.

CAPÍTULO 6

DISCUSSÃO

Há alguns anos pesquisadores estudam a espasticidade com vistas a melhor compreender sua fisiopatologia. A maioria destas pesquisas teve por base a definição de espasticidade criada por LANCE *et al.* (1980). De forma geral, os pesquisadores tentaram descrever o fenômeno através do modelo mecânico massa-mola-amortecedor e a partir deste quantificar as diversas características que, em tese, seriam oriundas da espasticidade. Experimentos piloto foram realizados para testar tal abordagem. Para tanto, utilizaram equipamentos que garantiam velocidade constante ao longo do movimento de extensão do membro espástico (isocinéticos), eliminando a parcela relativa à inércia com o intuito de facilitar a análise.

O primeiro ponto importante que se deve mencionar nestas pesquisas refere-se ao modelo adotado, sendo este limitado para explicar o fenômeno em profundidade. Isto porquê este modelo considera apenas os componentes passivos do movimento, desconsiderando um dos principais aspectos da espasticidade: a não linearidade relacionada à parte ativa do movimento. Entende-se, portanto, que o estudo do fenômeno e de suas diversas características requeria uma melhor modelagem levando em consideração inclusive este aspecto. Muito embora não tenham obtido resultados satisfatórios em seu experimento, KEARNEY e MIRBAGHERI (2001) propuseram um modelo considerando esta componente não linear, conforme apresentado na seção 3.1.

O segundo ponto importante a se considerar, e que logo foi percebido pelos pesquisadores da área, se refere à complexidade dos sistemas utilizados na tentativa de quantificação e caracterização do fenômeno. Os equipamentos são grandes, caros e necessitam de um espaço físico considerável para sua utilização. Estas características inviabilizam sua utilização na prática clínica. Deste modo, novos sistemas portáteis foram sendo desenvolvidos. Estes sistemas apresentam, no entanto, uma limitação significativa em relação aos anteriores: não garantem que a velocidade do membro espástico permaneça exatamente constante ao longo de todo o ciclo de movimento.

As pesquisas com os sistemas portáteis passaram a focar, em sua maioria, a explicação do fenômeno e suas características, criando métodos sofisticados e múltiplos índices para quantificação dos vários aspectos associados a espasticidade. A maior parte das informações geradas a partir destas pesquisas não atendia, no entanto, a necessidade dos profissionais da área de saúde que necessitavam avaliar de forma confiável o grau de espasticidade e a evolução dos tratamentos. Tendo em vista que o método utilizado na prática clínica é a escala de Ashworth Modificada, alguns pesquisadores identificaram então, a necessidade da criação de um índice único para viabilizar esta comparabilidade (MCCREA *et al.*, 2003).

O Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade foi então desenvolvido visando a atender basicamente a estas premissas: portabilidade e comparabilidade com o método tradicionalmente utilizado na prática clínica. Muito embora o Sistema possa vir a nos permitir realizar inferências acerca das características do fenômeno, tais como rigidez elástica e viscosa, não foi este o objetivo do presente trabalho. Além disso, há que se considerar que este Sistema, assim como a maioria dos outros estudados, não permite exatamente quantificar a espasticidade, tendo em vista adotarem como modelagem do fenômeno apenas os componentes passivos do movimento. Como já mencionado, entendemos que para a quantificação mais efetiva da espasticidade seria necessário utilizar um modelo semelhante ao de KEARNEY e MIRBAGHERI (2001), que considera os aspectos ativos do movimento.

Como diversos pesquisadores da área utilizam nomenclaturas semelhantes para denominar aspectos diferentes do fenômeno, a saber: tônus, rigidez, elasticidade, viscosidade, preferiu-se adotar uma terminologia eminentemente respaldada pelos conceitos da Física (Mecânica): Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade.

O Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade pretende atender aos anseios dos profissionais de saúde, pois cria, a partir do processamento das grandezas medidas, um índice único (IRMM) que reflete o aspecto mecânico relacionado ao fenômeno, de forma similar ao método tradicionalmente utilizado na prática clínica, a Escala de Ashworth Modificada. Este índice, após sua validação em

novos experimentos, poderá reduzir a subjetividade desta avaliação. Os resultados obtidos neste trabalho corroboram esta expectativa (Coeficiente de Correlação de Spearman de 0,81, $p = 0,01$).

Este trabalho apresentou de forma sucinta a rediscussão proposta por alguns pesquisadores acerca da fisiopatologia da espasticidade (WOOD *et al.*, 2005, SHEEAN, 2002), os métodos de modelagem e mensuração do fenômeno (capítulos 2 e 3 respectivamente), o Sistema desenvolvido (capítulo 4) e os respectivos resultados do experimento (capítulo 5). As seções seguintes deste capítulo evidenciam as diferenças entre os métodos de medição e protocolos adotados pelos diversos trabalhos, a coerência do IRMM e de seus precursores (Fm e IRM) e comparam alguns dos resultados obtidos pelo SQM e pelos trabalhos apresentados no capítulo 3.

6.1 – Comparação entre os métodos de medição da espasticidade

De forma geral, os vários trabalhos relacionados ao problema utilizaram sistemas para a medição das seguintes grandezas: torque ou força, goniometria, velocidade angular e eletromiografia dos músculos envolvidos no movimento. Os autores, no entanto, não descrevem com clareza o funcionamento de alguns dos dispositivos utilizados para medição, como também em alguns casos, que grandezas estes dispositivos efetivamente medem.

Os sinais de eletromiografia coletados por GORDON *et al.* (2006) e LEE *et al.* (2002) foram utilizados como critério de exclusão dos eventos onde o indivíduo realizou voluntariamente a contração muscular. Para o Sistema desenvolvido neste trabalho, não houve alterações significativas no EMG que justificassem sua utilização como critério de exclusão ou na composição do índice criado (IRMM). Os métodos de medição de goniometria e velocidade angular são similares aos aqui utilizados e não suscitam questionamentos. A metodologia de medição de força ou torque, no entanto, não foi devidamente esclarecida pelos autores. Foram apresentados dois tipos de dispositivos para realização desta medição: célula de carga ou medição de pressão utilizando um manguito.

PANDYAN *et al.* (2001) utilizou a célula de carga, mas não identificou que força efetivamente é medida com este dispositivo: força do operador, força muscular, resultante ou uma composição das duas. Além disso, não mensura o torque por não ter medido a distância entre o ponto de aplicação da força e o centro da articulação.

LEE *et al.* (2004) e GORDON *et al.* (2006) utilizam o sistema com manguito para medição do torque, mas também não identificaram qual o torque medido: torque do operador, torque muscular, resultante ou uma composição dos dois.

O SQM utiliza célula de carga para esta medição. Conforme exposto no capítulo 4 (seção 4.3), a célula de carga mede no ciclo de extensão a soma da força do operador e a força muscular. No entanto, o SQM isola a força muscular para efeito de análise, que é o que efetivamente se deseja medir. As figuras 6.1 e 6.2 apresentam os gráficos das forças obtidos pelo SQM para um paciente e um voluntário respectivamente (periodicidade de 1s). Há que se ressaltar que a força muscular apresenta, de fato, magnitude significativamente maior que as demais. Isto se dá em função desta gerar um torque de magnitude semelhante as demais, porém com braço de alavanca muito inferior (3,8 cm enquanto as demais apresentam aproximadamente 24 cm).

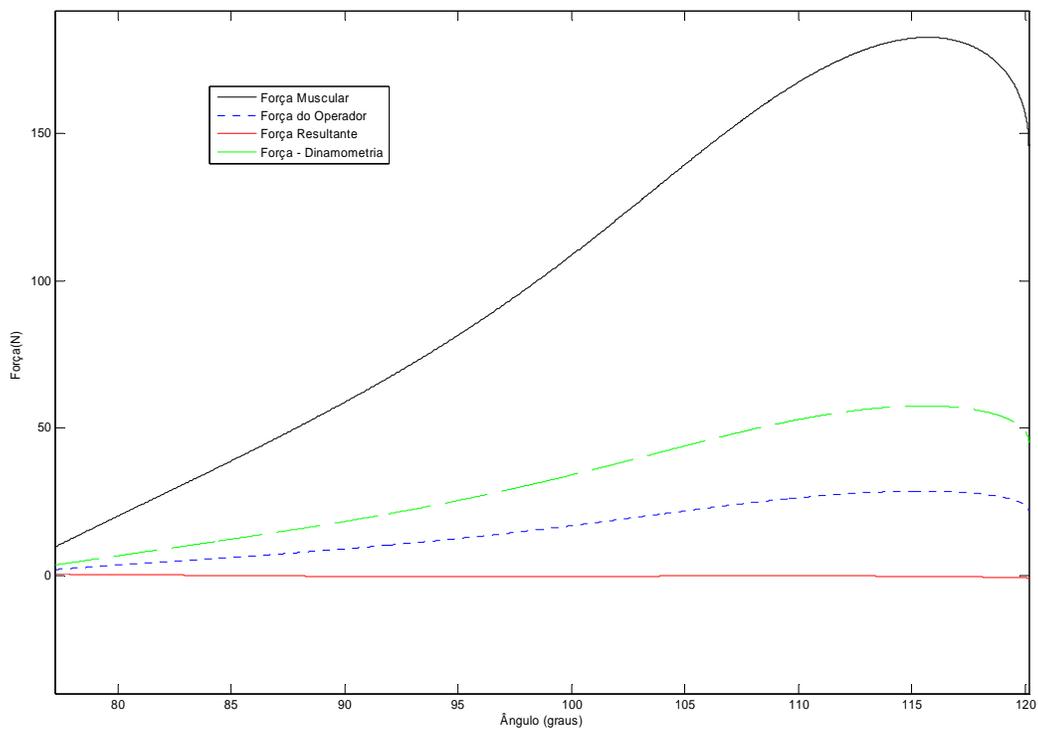


Figura 6.1 – Forças envolvidas no movimento de extensão do antebraço de um paciente. Obtidas através do SQM (periodicidade de 1s).

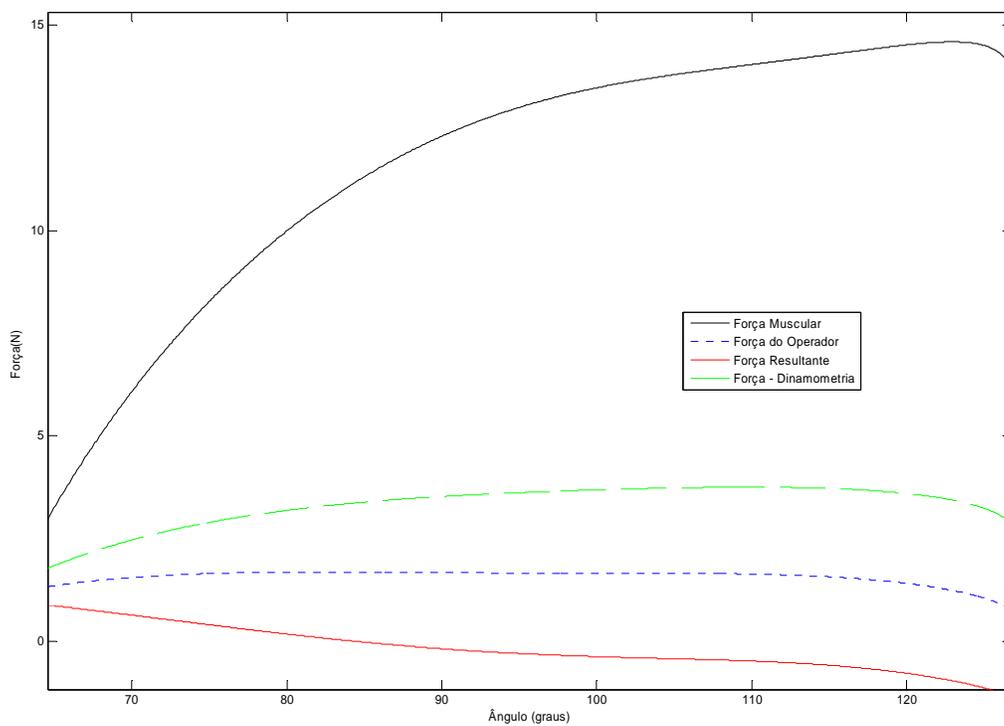


Figura 6.2 – Forças envolvidas no movimento de extensão do antebraço de um voluntário. Obtidas através do SQM (periodicidade de 1s).

A análise dos gráficos permite perceber diferenças expressivas entre o comportamento da força muscular do paciente e do voluntário. Além disso, mostra que a utilização de outra força diferente desta poderá ocasionar diferenças significativas na análise do experimento.

A tabela 6.1 apresenta um resumo comparativo entre os métodos de medição utilizados por cada trabalho.

Trabalhos	Torque	Goniometria	Velocidade	EMG
PANDYAN KUMAR	Célula de carga (Força)	Semelhante	Semelhante	Não utiliza
GORDON	Manguito (cuff)	Semelhante	Semelhante	Critério de exclusão
LEE	Manguito (cuff)	Semelhante	Semelhante	Critério de exclusão
SQM	Célula de carga	Semelhante	Semelhante	Não houve alterações

Tabela 6.1 – Comparação entre os métodos de medição de espasticidade utilizados por cada trabalho.

6.2 – Considerações sobre os protocolos experimentais adotados

Nesta seção são avaliadas características dos protocolos experimentais apenas dos trabalhos desenvolvidos para avaliação na prática clínica (sistemas portáteis).

6.2.1 – Posicionamento do paciente

O SQM adota o posicionamento do paciente em decúbito lateral de forma a minimizar a componente de peso do antebraço. Caso contrário isto representaria um erro na medição de dinamometria.

Alguns autores como PANDYAN *et al.* (2001) e KUMAR *et al.* (2006) realizam a coleta com o paciente sentado e o ombro abduzido a 90°. Muito embora esta posição também elimine o efeito da gravidade, ocasiona o inconveniente de restringir o número de pacientes avaliados tendo em vista que muitos apresentam limitação articular. Além disso, no experimento por eles realizado não existe um suporte para garantir o correto posicionamento a 90°, o que pode inserir um erro na medição.

GORDON *et al.* (2006) mantém o paciente sentado em uma cadeira com encosto. O ombro permanece em posição neutra e o antebraço em supinação. LEE *et al.* (2004) posicionam o paciente em decúbito dorsal. Como apresentado na seção 6.1, estes autores não esclarecem devidamente o funcionamento dos dispositivos utilizados para medição. Deste modo, podem ter ocorrido incorreções na medição em função do posicionamento do paciente e a conseqüente medição do peso do antebraço em acréscimo aos outros esforços envolvidos no movimento.

6.2.2 – Periodicidades e amplitudes de movimento

O SQM adota três periodicidades aproximadas para a coleta dos dados: 1 s, 2 s e 3 s. O movimento é realizado dentro da maior amplitude possível (livre de dor).

PANDYAN *et al.* (2001) e KUMAR *et al.* (2006) adotam a periodicidade de aproximadamente 1 s. O movimento também é realizado dentro da maior amplitude possível (livre de dor).

GORDON *et al.* (2006) adotam três periodicidades: 0,34 s, 0,6 s e 2,4 s. O movimento é realizado entre a posição de flexão completa e a posição inicial. Isto confere ao movimento uma amplitude de aproximadamente 50°.

LEE *et al.* (2004) adotam quatro periodicidades: 0,3 s, 0,5 s, 1 s e 1,5 s. O movimento é realizado na faixa de 60° a 120°.

Amplitudes menores no ciclo de extensão possibilitam velocidades maiores ao se adotar periodicidades menores. Isto facilita a avaliação do reflexo de estiramento e a dependência da resistência ao movimento passivo com a velocidade. De forma diversa a

GORDON *et al.* (2006) e LEE *et al.* (2004), o SQM utilizou uma combinação de amplitude de movimento e periodicidades que implicam baixas velocidades. Isto pode ter dificultado a avaliação da dependência do fenômeno com a velocidade.

PANDYAN *et al.* (2001) e KUMAR *et al.* (2006) utilizaram apenas a periodicidade de 1s e a amplitude máxima de movimento, concluindo que a amplitude do movimento e a velocidade decrescem com o aumento da escala de Ashworth Modificada. Este protocolo, no entanto, não é adequado para a avaliação da dependência do fenômeno com a velocidade. É natural que pacientes avaliados com graus superiores na escala tenderão a apresentar limitação na amplitude de movimento. Se a periodicidade é mantida, a velocidade para estes pacientes será necessariamente menor. Esta avaliação só se torna possível utilizando protocolo semelhante aos apresentados nos outros trabalhos (amplitude de movimento definida e periodicidade variável).

6.2.3 – Tamanho da amostra

A coleta de dados de pacientes que sofreram AVC ou algum tipo de lesão do sistema nervoso envolve cuidados que implicam dificuldades em se obter número significativo de participantes. Os trabalhos apresentados, a exceção de KUMAR *et al.* (2006) que avaliaram cento e onze indivíduos, corroboram com essa consideração. PANDYAN *et al.* (2001) realizou experimento com seis mulheres e dez homens com hemiplegia, GORDON *et al.* (2006) com treze crianças diagnosticadas com paralisia cerebral e oito crianças normais, LEE *et al.* (2004) com 15 indivíduos hemiplégicos e um grupo de 15 indivíduos normais.

Neste trabalho também houve a dificuldade de obtenção de pacientes para participação no experimento. Deste modo, o SQM avaliou oito pacientes que sofreram AVC e treze normais. Deve-se também considerar que grande parte do tempo destinado a este projeto foi utilizado no estudo e desenvolvimento do Sistema. Muito embora a amostra seja reduzida, os resultados obtidos indicam amplas possibilidades de sucesso na sua utilização na prática clínica.

A Tabela 6.2 apresenta um resumo comparativo dos protocolos experimentais adotados pelos trabalhos apresentados.

Trabalhos	Posição	Periodicidade	Amplitude	Amostra
PANDYAN KUMAR	Sentado Abdução Ombro 90°	1s	Extensão completa	6 m e 10 h (Hemiplegia) 66 h e 55 m
GORDON	Sentado Ombro pos. Neutra	0,34; 0,6 e 2,4s	~ 50°	13 (PC) e 8 normais (crianças)
LEE	Decúbito dorsal	0,3; 0,5; 1 e 1,5s	60° à 120°	15h hemi. e 15 normais
SQM	Decúbito lateral	1; 2 e 3s	Extensão completa	8 (AVC) e 13 normais

Tabela 6.2 – Comparação entre os métodos de medição de espasticidade utilizados por cada trabalho.

6.3 – Índices para avaliação do fenômeno

Conforme apresentado na seção introdutória deste capítulo, os métodos de medição e quantificação propostos não quantificam exatamente a espasticidade, mas as alterações mecânicas do movimento inerentes à doença. Dada a ausência de melhor modelagem para o fenômeno houve a necessidade de criação de índices para permitir a comparabilidade com a Escala de Ashworth Modificada.

A força muscular é uma das principais grandezas utilizadas na criação do índice gerado pelo SQM. O processamento do sinal de força muscular no ciclo de extensão do antebraço, apresentado no capítulo 5, demonstrou sua eficácia na indicação de rigidez aumentada nos pacientes espásticos. Tanto a força muscular média quanto a amplitude da força muscular apresentaram resultados satisfatórios para esta identificação.

As figuras 6.3 e 6.4 apresentam os gráficos do torque muscular (T_m) de um paciente e de um voluntário respectivamente (similares aos das figuras 6.1 e 6.2). As retas

apresentadas nestes gráficos representam regressões lineares obtidas pelo método dos mínimos quadrados. A análise das inclinações das retas (coeficiente angular) demonstra diferença expressiva entre a razão Torque muscular e deslocamento angular obtida para o paciente e para o voluntário ($B_{pac} = 0,1718$; $B_{vol} = 0,0068$). Esta razão foi apresentada no capítulo 3 (seção 3.1) como o método inicial utilizado por vários trabalhos para tentar quantificar o fenômeno.

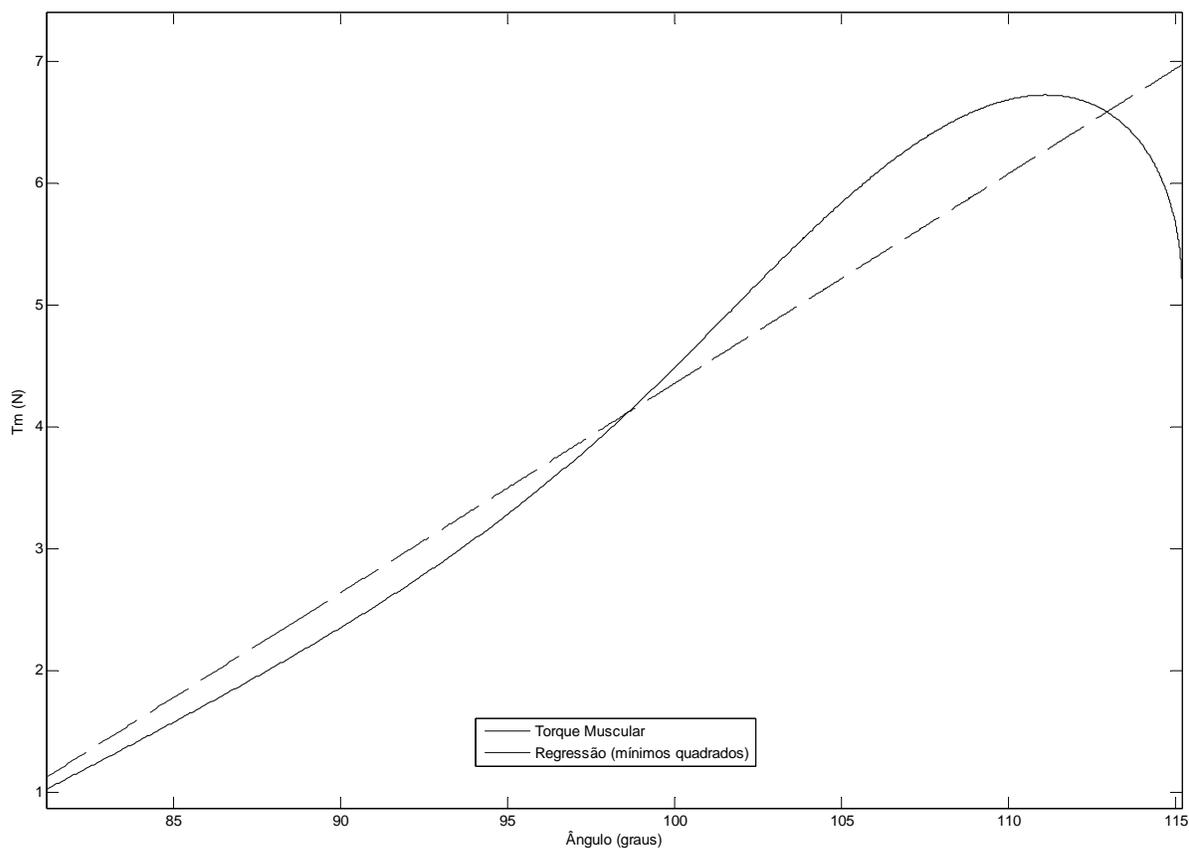


Figura 6.3 – Gráfico do Torque Muscular em função do deslocamento angular de um paciente e gráfico da regressão linear obtida pelo método dos mínimos quadrados. Dados obtidos pelo SQM (ciclo de extensão do antebraço - Periodicidade de 1s).

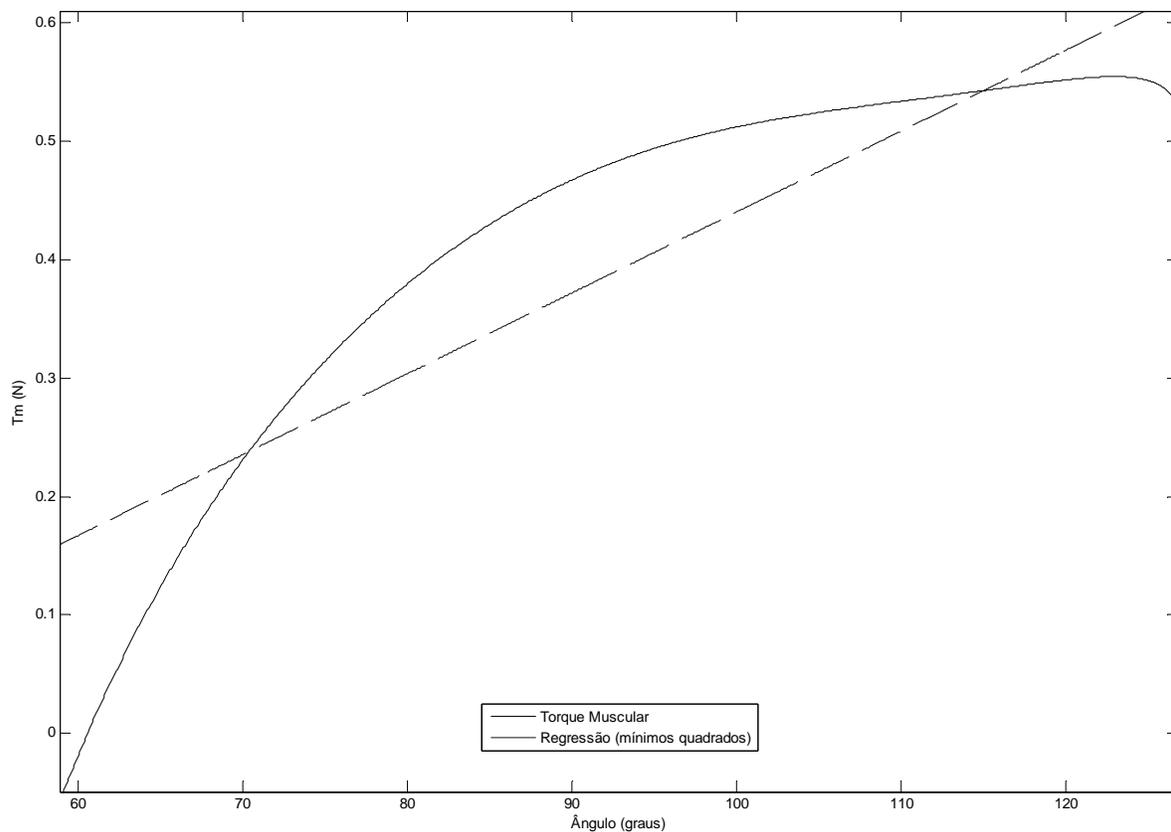


Figura 6.4 – Gráfico do Torque Muscular em função do deslocamento angular de um voluntário e gráfico da regressão linear obtida pelo método dos mínimos quadrados. Dados obtidos pelo SQM (ciclo de extensão do antebraço - Periodicidade de 1s).

PANDYAN *et al.* (2001) e KUMAR *et al.* (2006) realizaram operação semelhante utilizando o sinal de dinamometria, o qual denominaram RPM (resistência ao movimento passivo). Os resultados por eles obtidos não foram satisfatórios. Isto ocorreu possivelmente em decorrência do não isolamento da força muscular.

6.3.1 – IRM

O SQM criou o IRM a partir da amplitude da força muscular, da amplitude da velocidade angular e da periodicidade. O desenvolvimento deste índice foi apresentado na seção 4.4.2 (equação 4.16). Deve-se ressaltar que o IRM, apesar da normalização da amplitude da força muscular pela amplitude da velocidade e pela periodicidade, conserva as características da força muscular, apresentadas na seção 6.2, no que se refere à indicação do grau de rigidez muscular.

As análises estatísticas apresentadas na seção 5.2.3 indicaram que os IRM para o grupo de voluntários podem ser considerados distintos para as três periodicidades, ao passo que os IRM para o grupo de pacientes não podem ser considerados distintos. Uma análise precipitada destes resultados permitiria questionar a afirmação de LANCE *et al.* (1980) no que concerne à dependência da variação da resistência muscular ao movimento passivo em pacientes espásticos. No entanto, deve-se considerar que o reduzido número de sujeitos avaliados neste trabalho e a análise não paramétrica adotada não conferem robustez necessária para se realizar tal afirmação. A avaliação deste resultado para o grupo de pacientes, por exemplo, permite alguns comentários. A figura 6.5 apresenta curvas obtidas através da interpolação dos valores das medianas dos IRMs dos pacientes (curva superior) e dos voluntários (curva inferior) em relação às medianas das amplitudes das velocidades angulares. Percebe-se uma maior tendência dos IRMs dos pacientes em aumentar com a velocidade. Conforme discutido na seção 6.2.2, a combinação de amplitudes de movimento e periodicidades adotadas pelo SQM implicou que as máximas velocidades obtidas no experimento ainda fossem baixas para viabilizar uma melhor avaliação da dependência do fenômeno com a velocidade. Espera-se que no futuro a mudança de protocolo, avaliando-se periodicidades menores e amostras maiores, possa demonstrar, à semelhança de outros trabalhos, a relação de dependência do IRM com a velocidade para o grupo espástico, ou seja, que este índice aumenta com o aumento da velocidade.

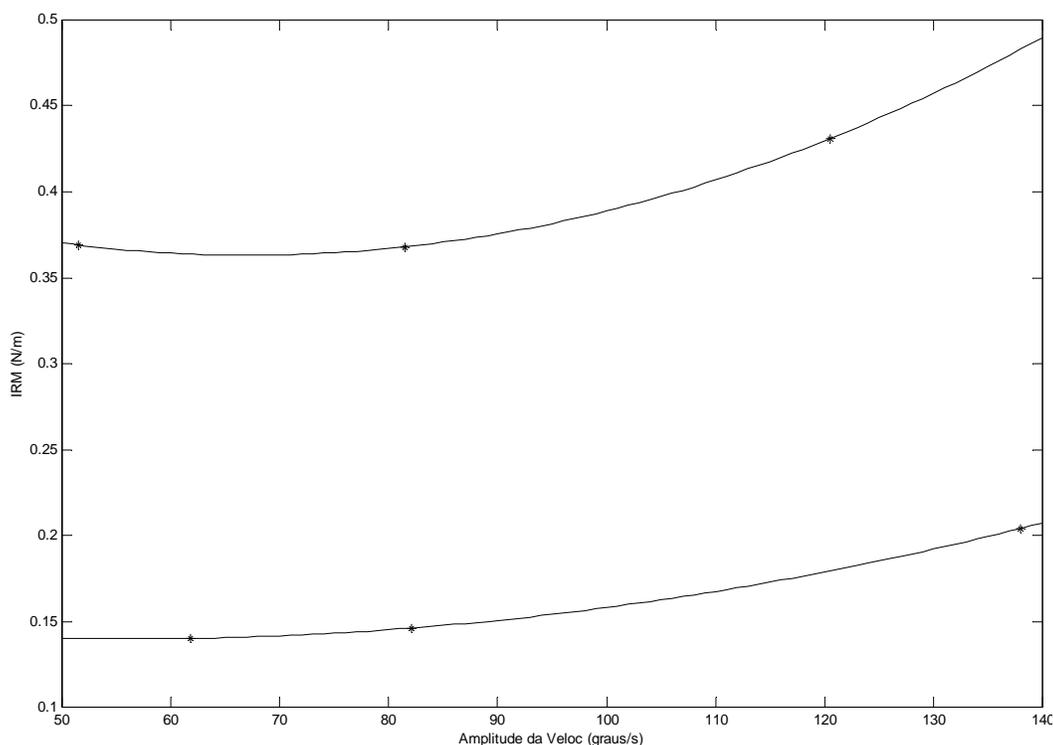


Figura 6.5 – Interpolação dos valores das medianas dos IRMs dos pacientes (curva superior) e voluntários (curva inferior) em relação as medianas das amplitudes da velocidade angular.

6.3.2 – IRMM

A necessidade de criação de um índice único para a quantificação de características mecânicas aplicadas à avaliação da espasticidade foi justificada na parte introdutória deste capítulo. Deste modo, o SQM criou o IRMM (equação 4.17).

Conforme apresentado no capítulo 4, tanto o IRM quanto o IRMM apresentam como dimensão [N/m] o que possibilita a analogia com a rigidez torsional (Anexo 3).

Apesar de ser obtido através da média dos IRM em três periodicidades distintas, o IRMM preserva as características do IRM e da força muscular. É um índice mais adequado a avaliação na prática clínica, pois permite a imediata comparação com a Escala de Ashworth Modificada, atendendo assim a necessidade dos profissionais de saúde responsáveis pela avaliação e acompanhamento da evolução do tratamento do paciente espástico.

Há que se ressaltar ainda, o alto grau de correlação obtido entre o IRMM e o índice da escala de Asworth Modificada indicado pelo avaliador (Coeficiente de correlação de Spearman = 0,81; $p = 0,01$). Muito embora o número de indivíduos analisados seja reduzido, mantém-se a expectativa de que essa tendência possa ser confirmada em futuros experimentos utilizando-se o SQM para amostras maiores.

Apesar de não utilizarem um sistema portátil, MCCREA *et al.* (2003) adotaram a mesma filosofia do SQM quando propuseram um único índice para viabilizar a avaliação na prática clínica, obtendo a correlação (Spearman) de 0,909 ($p < 0,001$).

LEE *et al.* (2004) obtiveram elevada correlação entre os índices B ω e B e o índice da escala de Asworth Modificada indicado pelo avaliador. No entanto, não esclareceram devidamente o motivo da inclusão de três indivíduos normais no cálculo desta correlação. Esta medida introduz um viés na análise, na medida em que aumenta forçosamente a correlação, pois se estes indivíduos não tiveram qualquer lesão que justificasse o possível desenvolvimento de espasticidade, a probabilidade de apresentarem grau zero na avaliação realizada pelo Sistema e pelo avaliador é muito elevada.

GORDON *et al.* (2006) obtiveram para o grupo de pacientes inclinações correlacionadas com a Escala de Ashworth Modificada ($r = 0,56$; $p < 0,05$; Índice de Correlação de Pearson).

KUMAR *et al.* (2006) não conseguiram perceber diferenças entre os graus zero, 1, 1+ e 2 dos pacientes avaliados. Concluem que a Escala de Ashworth Modificada não é uma medida ordenativa válida do nível de RPM ou espasticidade. Esta conclusão contraria a experiência adquirida pelos profissionais da área ao longo dos anos. Ela decorre possivelmente de incorreções do processo de medição e do protocolo por eles adotados, já amplamente discutidos ao longo deste trabalho.

CAPÍTULO 7

CONCLUSÃO

Este trabalho apresentou o desenvolvimento de um novo sistema para a avaliação de espasticidade na prática clínica, denominado de Sistema de Quantificação Mecânica Aplicado à Avaliação de Espasticidade (SQM). A descrição do Sistema, o experimento piloto, os resultados apresentados e a comparação com outros trabalhos demonstraram que o SQM pode vir a ser utilizado com sucesso de modo a atender aos anseios dos profissionais de saúde. Os objetivos definidos no início do trabalho foram atendidos.

Um índice único para avaliação do grau de rigidez muscular (IRMM) foi criado a partir de grandezas primárias, ou derivadas, medidas pelo Sistema. Tal índice reflete alterações de aspectos mecânicos relacionados à espasticidade, de modo similar ao que ocorre no método tradicionalmente utilizado na prática clínica (Escala de Ashworth Modificada), melhorando, porém as características de repetitividade, exatidão e resolução.

O grupo de pacientes estudado apresentou valores de IRMM significativamente maiores do que o grupo controle. Muito embora, a avaliação da dependência do aumento de tônus muscular com o aumento da velocidade de extensão do antebraço não tenha sido estatisticamente confirmada, dada a tendência observada nos resultados do presente estudo, há amplas possibilidades de confirmação desta questão em trabalhos futuros. Considera-se que o número reduzido de pacientes dificultou tal constatação.

Apesar de se alcançar os objetivos propostos para o presente trabalho e do SQM já poder ser utilizado na prática clínica, melhorias adicionais poderiam ser implementadas para torná-lo cada vez mais adaptado à prática usual dos profissionais de saúde.

O primeiro ponto importante a se considerar refere-se ao posicionamento do paciente. Atualmente a avaliação de espasticidade na prática clínica é realizada, salvo algum impedimento do paciente, na posição sentada. O SQM utiliza uma maca adaptada onde o paciente é posicionado em decúbito lateral para evitar a medição do peso do seu antebraço em acréscimo aos outros esforços presentes no movimento de extensão

passiva. No entanto, é possível estimar o peso do antebraço a partir da massa corporal conforme apresentado no capítulo 4. Além disso, deve-se medir o peso da manopla e da célula de carga. A partir desta medição e da estimativa do peso do antebraço, pode-se eliminar matematicamente estas parcelas indesejadas, obtendo-se assim a força muscular. Deste modo, pode-se acrescentar ao protocolo de coleta utilizado, a aquisição de dados com o paciente sentado. Uma posterior comparação entre os resultados obtidos com os dois protocolos permitirá avaliar a possibilidade de se adotar de forma definitiva melhor protocolo.

O segundo aspecto importante no que concerne a melhorias no SQM se refere à amplitude do movimento de extensão do antebraço. O SQM adota a amplitude máxima de extensão (livre de dor). Embora alguns autores (MCCREA *et al.*, 2003) sugiram a utilização da maior amplitude de movimento possível, percebe-se que esta prática, sem a utilização de um equipamento isocinético, ocasiona inconvenientes à coleta, levando o operador a encontrar dificuldades em realizar o movimento em periodicidades menores. Além disso, a variabilidade das velocidades instantâneas obtidas para o grupo de pacientes é significativa, tendo em vista a necessidade do operador de adotar grandes acelerações para atender a periodicidade ou velocidade média definida. Isto implica dificuldades no processamento do sinal *offline*, tendo em vista não se poder descartar a parte inercial (massa) do modelo massa-mola-amortecedor apresentado na seção 3.1. Uma amplitude de movimento de aproximadamente 50° seria suficiente para a avaliação. Pode-se adotar inclusive, caso o protocolo sentado seja validado, o mesmo protocolo adotado por GORDON *et al.* (2006) em que o paciente é posicionado sentado em uma cadeira com encosto, o ombro permanece em posição neutra e o antebraço em supinação (figura 3.12).

Apesar de não ter se constituído em objetivo inicial do SQM, sugere-se que futuramente sejam investigadas questões relativas à rigidez elástica e à rigidez viscosa. Alguns autores (LEE *et al.* 2002) afirmam que para baixas velocidades (inferiores a 10°/s) a parcela da equação do movimento correspondente à rigidez viscosa ($B\dot{v}$) pode ser considerada desprezível. Assim o modelo massa-mola-amortecedor se reduziria, caso a velocidade fosse mantida aproximadamente constante, apenas a componente dependente da posição ($k\theta$). Isto significaria, para o novo protocolo acima proposto, acrescentar a periodicidade de 5 s. Deste modo, poder-se-ia tentar obter a componente de rigidez elástica. A componente de rigidez viscosa ($B\dot{v}$) poderia ser obtida acrescentando-

se ao protocolo de coleta a periodicidade de 0,3s, o que conferiria uma velocidade que permitiria melhor quantificá-la. Esta operação, no entanto não é simples de se realizar mantendo a velocidade constante. A rigidez viscosa seria obtida através da subtração deste valor medido do valor da rigidez elástica obtida anteriormente. A introdução da periodicidade de 0,3s no protocolo de coleta facilitaria ainda a verificação do aumento do tônus muscular com o aumento da velocidade para o grupo de pacientes. Pôde-se perceber no experimento piloto realizado que a combinação de amplitude de movimento com as periodicidades de 2s e 3s geraram velocidades baixas e muito próximas. Isto também dificultou a verificação estatística da dependência do aumento de tônus muscular com o aumento da velocidade de extensão do antebraço.

Deve-se ressaltar, ainda, conforme discutido no capítulo 6, que o SQM e todos os trabalhos apresentados no capítulo 3 não quantificam espasticidade e sim aspectos relacionados ao fenômeno. Esta quantificação só se tornará possível a partir do desenvolvimento de um modelo que considere a parte ativa (não linear) do movimento de extensão do membro espástico. Esta nova linha de pesquisa permitirá aprofundar ainda mais na investigação do fenômeno.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- BEAR, M.F., CONNORS, B.W., PARADISO, M.A., 2002, *Neurociências: Desvendando o Sistema Nervoso*, 2 ed. Porto Alegre, Artmed Editora S.A..
- CARR, J.H., SHEPHERD, R.B., 2003, *Stroke Rehabilitation Guidelines for Exercise and Training to Optimize Motor Skill*, Elsevier Health Sciences.
- DANTAS, A.R., SOUZA, M.N., ANDRÉ, C., 2006, “Sistema de Aquisição de Sinais Não-Invasivos para a Quantificação de Espasticidade na Prática Clínica”, In: *Anais do XX Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica*, São Pedro - SP, pp. 1344-1347.
- EKMAN, L.L., 2004, *Neurociência: Fundamentos para Reabilitação*, 2 ed. Rio de Janeiro, Elsevier Editora Ltda.
- ENOKA, R.M., 2000, *Bases Neuromecânicas da Cinesiologia*. 4 ed. São Paulo, Manole.
- HERMENS H.J., FRERIKS B., MERLETTI R., *et al.*, 1999, *European Recommendations for Surface Electromyography – SENIAM Project*, n. 8.
- GORDON, L.M., KELLER, J.L., STASHINKO, E.E., *et al.*, 2006, “Can Spasticity and Dystonia Be Independently Measured in Cerebral Palsy?”, *Journal of Pediatric Neurology*, n.35, pp. 375-381.
- KEARNEY, R.E., MIRBAGHERI, 2001, “Identification and Simulation as Tools for Measurement of Neuromuscular Properties”. In: *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, Istanbul, Out.
- KUMAR, R.T.S., PANDYAN, A.D., SHARMA, 2006, “Biomechanical measurement of post-stroke spasticity”, *Age and Ageing*, n.35, pp. 371-375.
- KUO, B. C., 1985, *Sistemas de controle automático*, 4 ed, Prentice Hall.
- LANCE, J.W., FELDMAN, R.G., YOUNG, R.R *et al.*, 1980, *Pathophysiology of Spasticity and Clinical Experience with Baclofen*, WP editors, Year Book, pp. 185-204.
- 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.

LEE, H.M., CHEN, J.J.J, JU, M.S. *et al.*, 2004, “Validation of Portable Tone Measurement Device for Quantifying Velocity-Dependent Properties in Elbow Spasticity”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, n. 14, pp. 577-589.

LIANZA, S., PAVAN, K., LOURENÇO, A.F. *et al.*, 2001, “Diagnóstico e Tratamento da Espasticidade”, Projeto Diretrizes (AMB e CFM) – Sociedade Brasileira de Medicina Física e Reabilitação”.

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*, n.128, pp. 121-128.

PANDYAN, A.D., PRICE, C.I.M., RODGERS, H. *et al.*, 2001, "Biomechanical Examination of a Commonly Used Measure of Spasticity”, *Clinical Biomechanics*, n.16, pp. 859-865.

PANDYAN, A.D., GREGORIC, M., BARNES, M.P., *et al.*, 2005, “Spasticity: Clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement”, *Disability and Rehabilitation*, n.27(1/2), pp. 2-6.

PISANO, F., MISCIO, G., CONTE, C.D *et al.*, 2000, “Quantitative Measures of Spasticity in Post-Stroke Patients”, *Clinical Neurophysiology*, n. 111, pp. 1015-1022.

RESNICK, R., HALLIDAY, D., 1976, *Física I*, Volume 1. 2 ed. Rio de Janeiro, Livros Técnicos e Científicos Editora S.A.

SCHIMIT, B.D., DASHER, Y., DEWALD, J.P.A *et al.*, 1999, “Reflex Torque Response to Movement of the Spastic Elbow: Theoretical Analyses and Implications for Quantification of Spasticity”. In: *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 27, pp.815-829.

SHEEAN, G., 2002, “The pathophysiology of spasticity”, *European Journal of Neurology*, n.9 (Suppl.1), pp.3-9.

SINGER, B. J., DUNNE, J.W., SINGER, K.P. *et al.*, 2003, “Velocity Dependent Passive Plantarflexor Torque in Patients with Acquired Brain Injury”, *Clinical Biomechanics*, n.18, pp. 157-165.

TEIVE, A.G., ZONTA, M., KUMAGAI, Y., 1998, “Tratamento da Espasticidade: Uma Atualização”, *Arquivos de Neuropsiquiatria*, n.56(4), pp. 852-858.

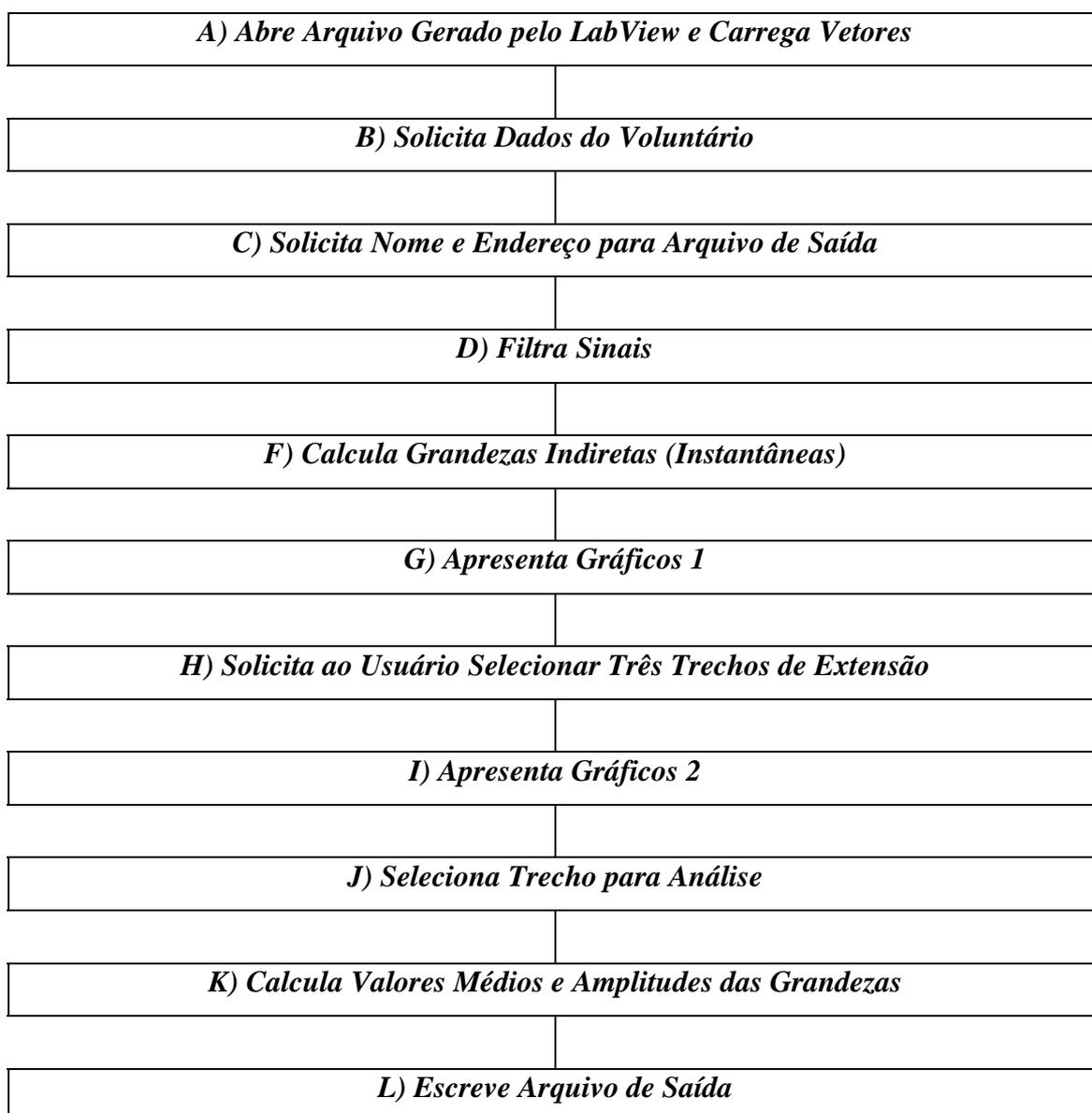
TEIXEIRA, M.J., FONOFF, E.T., 2004, “Tratamento Cirurgico da Espasticidade”, *Rev Med*, n.83(1-2), pp.17-27.

WOOD, D.E., BURRIDGE, J.H., WIJCK, F.M.V. *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*, n.27(1/2), pp. 19-32.

ANEXO 2

PROGRAMA DESENVOLVIDO EM MATLAB

A2.1 – Fluxograma do programa desenvolvido em MatLab 6.5



A2.2 – Descrição das etapas do programa

A) Abre Arquivo Gerado pelo LabView e Carrega Vetores

A primeira etapa do programa consiste em abrir o arquivo de saída gerado pelo programa LabView durante a *aquisição* dos sinais.

O nome e local onde o arquivo está armazenado é solicitado ao usuário conforme apresentado na figura A2.1.

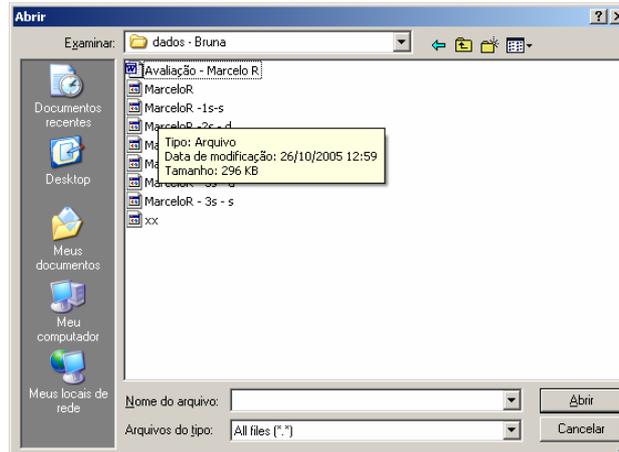


Figura A2.1 – Abertura do arquivo de dados gerado pelo LabView.

Os dados lidos deste arquivo são armazenados em vetores para processamento pelo MatLab.

B) Solicita Dados do Voluntário

Esta tela solicita, conforme apresentado na figura A2.2, ao usuário dados do paciente/voluntário necessários ao processamento.

Figura A2.2 – Dados do paciente/voluntário fornecidos pelo usuário.

C) Solicita Nome e Endereço para Arquivo de Saída

Esta tela solicita, conforme apresentado na figura A.3, nome e endereço para gravação do arquivo de saída.



Figura A2.3 – Nome e endereço para gravação do arquivo de saída.

D) Filtra Sinais

Filtros digitais rejeita-faixa foram utilizados para filtrar a frequência de 60 Hz dos sinais coletados, assim como o segundo, o terceiro e quarto harmônicos.

Os sinais de eletromiografia foram submetidos a um filtro passa faixa, *Butterworth* de sexta ordem com frequências de corte em 5Hz e 500Hz respectivamente.

E) Calibra Célula de Carga e Goniômetro

A célula de carga foi calibrada em laboratório. Os dados de calibração são utilizados pelo programa de modo ajustar o sinal de dinamometria. O *offset* também é excluído com esta operação.

O sinal de goniometria é expresso pelo programa em LabView em mV. A calibração do goniômetro foi realizada através da comparação com goniômetro mecânico. A medição foi realizada em dois ângulos facilmente conhecidos (180° e 90°). Através de uma regressão linear, obteve-se a equação para transformação do sinal em mV para graus. O *offset* também é excluído com esta operação.

F) Calcula Grandezas Indiretas

O Programa gera algumas grandezas de interesse de forma indireta a partir das grandezas medidas pelo SQR. Dentre elas, pode-se citar:

- i) Torque em relação à articulação envolvida (cotovelo);
- ii) Velocidade angular do membro que está sendo submetido ao movimento passivo (obtida a partir da diferenciação do sinal de deslocamento angular);
- iii) Aceleração angular do antebraço (obtida a partir da diferenciação do sinal de velocidade angular);
- iv) Valor RMS dos sinais de eletromiografia - É realizado para janelas de 200 amostras (0,2s);
- v) Índice de resistência muscular (IRESM)

Este índice foi criado ao longo do piloto realizado em 2005-2006. Não é mais utilizado atualmente. Ele é calculado pela razão entre os sinais de dinamometria e de velocidade angular. No entanto, esta razão diverge nos pontos onde a velocidade angular é nula. Em tais pontos não é possível definir-se a resistência, fazendo com que seja necessário descartarem-se tais pontos para o cálculo do valor médio da resistência muscular dentro de um ciclo completo de extensão do antebraço. O cálculo destes valores médios foi utilizado para testarem-se as diferenças entre as resistências médias de pacientes espásticos e de voluntários saudáveis.

G) Apresenta Gráficos 1

A figura A2.4 apresenta os gráficos de algumas grandezas disponibilizadas pelo programa de modo a permitir ao usuário sua análise inicial. Estas grandezas são as seguintes: goniometria (ângulo), velocidade angular, aceleração angular e dinamometria.

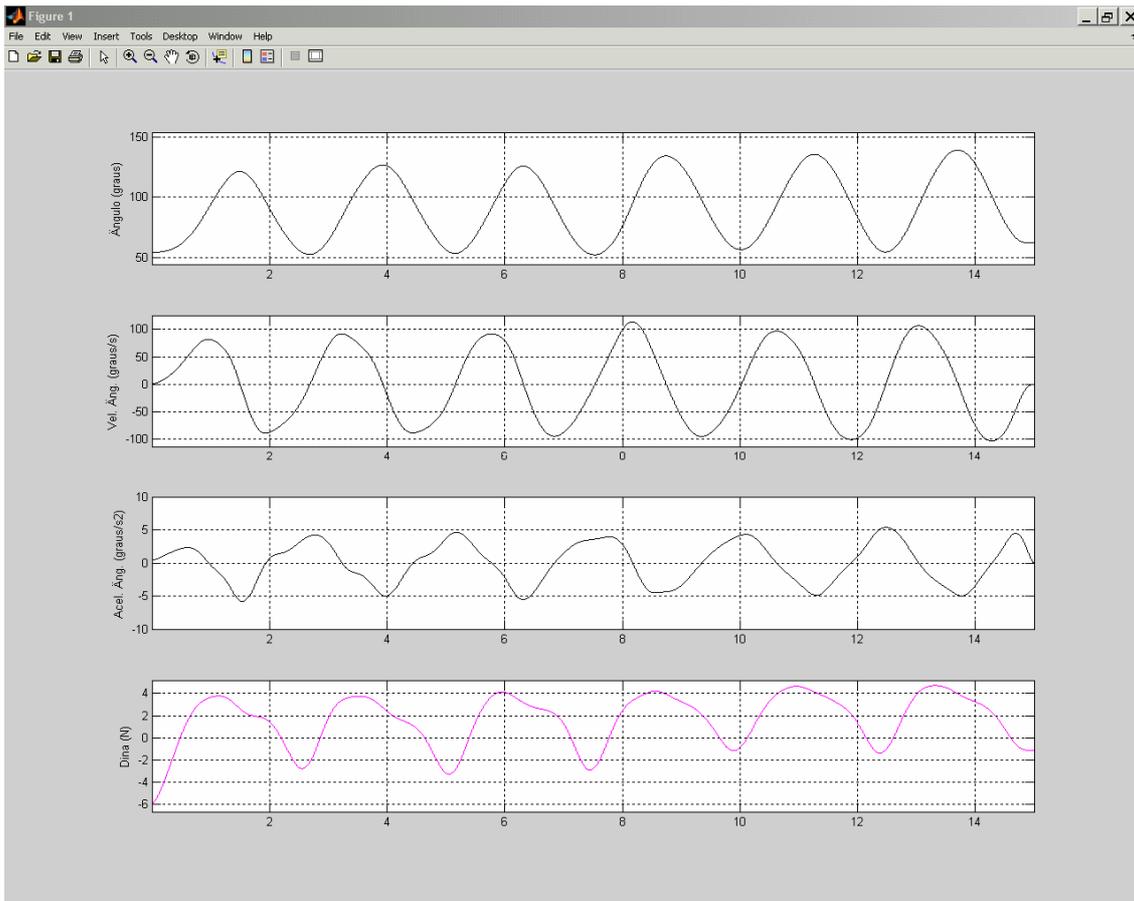


Figura A2.4 – Gráficos com algumas grandezas disponibilizadas pelo programa.

H) Solicita ao Usuário Selecionar Três Trechos de Extensão

Na tela da figura A2.4, um cursor é disponibilizado ao usuário para que ele selecione três trechos de extensão para serem analisados. O usuário deve marcar um ponto imediatamente anterior a um mínimo (máxima flexão do antebraço) e o ponto subsequente imediatamente posterior a um máximo (máxima extensão do antebraço) do sinal de goniometria. Esta operação deve ser realizada três vezes.

O protocolo de coleta especificou a aquisição de sete ciclos de extensão e flexão do antebraço. Para esta análise desprezou-se o primeiro e selecionaram-se os três ciclos de extensão subsequentes.

I) Apresenta Gráficos 2

Os trechos selecionados no item gráficos 1 são apresentados em três novos gráficos para permitir uma melhor avaliação do usuário.

J) Selecciona Trecho para Análise

O programa desenvolvido identifica os pontos de máximo e mínimo da goniometria dos trechos selecionados pelo usuário. Usa então o seguinte critério para demarcação do trecho de análise:

- A partir do ponto de mínimo, seleciona como ponto inicial o primeiro ponto onde o sinal de dinamometria é nulo.
- O ponto de máximo é definido como o ponto máximo da goniometria.

K) Calcula Valores Médios e Amplitudes das Grandezas

O programa calcula os valores médios e as amplitudes (subtração entre o valor máximo e mínimo da grandeza), nos trechos demarcados, das seguintes grandezas para a gravação no arquivo de saída e posterior análise no Excel: velocidade, aceleração, força muscular, valores RMS dos sinais de EMG, goniometria (amplitude).

L) Escreve Arquivo de Saída

Os valores médios das grandezas são armazenados em arquivo para posterior análise dos dados em planilha Excel e geração do IRM e IRMM.

ANEXO 3

ANALOGIA ELETRO-MECÂNICA

Os sistemas mecânicos assim como sistemas elétricos apresentam elementos em sua constituição cuja modelagem matemática é semelhante. Deste modo, pode-se traçar uma analogia matemática entre estes sistemas a partir das equações que descrevem o comportamento de cada um de seus elementos. (KUO, 1985).

Interessa-nos especialmente para este trabalho a modelagem do movimento de extensão do antebraço a partir das equações da dinâmica vetorial. No entanto, apesar deste ser um movimento tipicamente rotacional, podemos iniciar a análise a partir das analogias para o movimento de translação.

Massa

Sabe-se pela terceira lei de Newton, expressa matematicamente na Eq. A3.1, que a resultante das forças aplicadas a um corpo de massa M equivale ao produto de sua massa por sua aceleração (Figura A3.1).

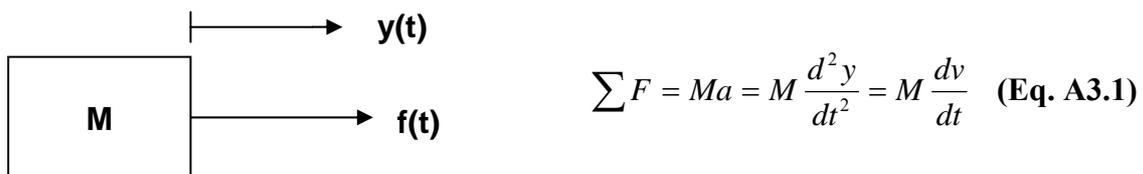


Figura A3.1 – Massa M submetida a uma força $f(t)$

Sabe-se ainda que um indutor ao ser submetido a uma variação de corrente desenvolve, como apresentado na Eq. 4.15, uma determinada diferença de potencial entre seus terminais.

$$V = L \frac{di}{dt} \quad (\text{Eq. A3.2})$$

Matematicamente as Eqs. A3.1 e A3.2 são idênticas, o que permite avaliar as semelhanças entre seus argumentos:

$$\mathbf{F} \leftrightarrow \mathbf{V}$$

$$\mathbf{M} \leftrightarrow \mathbf{L}$$

$$v \leftrightarrow \mathbf{I}$$

“De fato, a massa (M) pode ser considerada como a indicação da propriedade de um elemento que armazena a energia cinética do movimento de translação.” (KUO, 1985). O indutor, por sua vez, pode ser considerado como a indicação da propriedade de um elemento que armazena uma diferença de potencial elétrico em consequência de uma variação de corrente.

Como a velocidade desenvolvida por um corpo de massa M está relacionada com a variação da posição deste em relação ao tempo, temos:

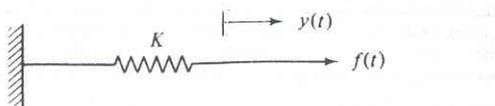
$$v = \frac{dy}{dt} \quad \text{ou} \quad y = \int v dt \quad (\text{Eq. A3.3})$$

De modo análogo a corrente e a carga elétrica podem ser relacionadas como:

$$I = \frac{dQ}{dt} \quad \text{ou} \quad Q = \int I dt \quad (\text{Eq. A3.4})$$

Mola Linear

Uma mola submetida a pequenas deformações (Figura A.3.2) apresenta comportamento linear, o qual pode ser expresso matematicamente pela Eq. A3.5.



$$F(t) = k y(t) \quad (\text{Eq. A3.5})$$

onde k é constante elástica da mola

Figura A3.2 – Mola Linear

A Eq. A3.6 descreve a quantidade de cargas armazenadas em um capacitor de capacitância C submetido a uma diferença de potencial V .

$$Q = C \times V \quad (\text{Eq. A3.6})$$

Através de uma manipulação algébrica na Eq. A3.6 obtemos a Eq. 3.7:

$$V = \frac{1}{C} \times Q \quad (\text{Eq. A3.7})$$

Através das semelhanças entre as equações 3.5 e 3.7 pode-se considerar a constante da mola como análoga do inverso da capacitância Eq. A3.8:

$$F \leftrightarrow V$$

$$y \leftrightarrow Q$$

$$k \leftrightarrow \frac{1}{C} \quad \text{Eq. A3.8}$$

Atrito Viscoso

As forças de atrito podem ser divididas em três categorias básicas: atrito viscoso, atrito estático e atrito coulombiano. Para este trabalho, interessa-nos avaliar apenas o atrito viscoso.

“O atrito viscoso representa uma força de retardamento dada por uma relação entre a força aplicada e a velocidade.” (KUO, 1985)

Pode ser representado esquematicamente por um amortecedor (Figura A3.3) e sua expressão matemática é descrita pela Eq. A3.9.

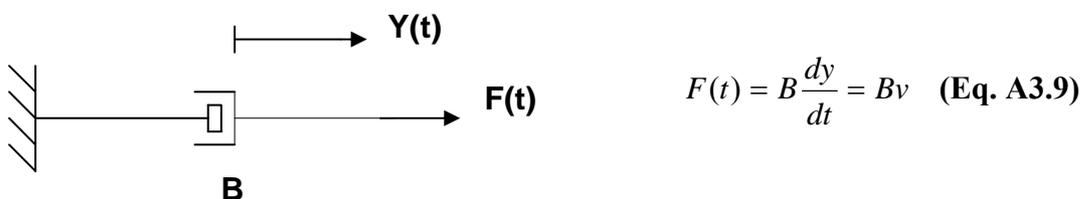


Figura A3.3 – Modelo esquemático do atrito viscoso

A Eq. A3.10 descreve o comportamento de um elemento meramente resistivo quando submetido a uma tensão V .

$$V = R \times I \quad (\text{Eq. A3.10})$$

Comparando-se as Eqs. A3.9 e A3.10 podemos propor a analogia ente os coeficiente de atrito dinâmico e uma resistência elétrica (Eq. A3.11)

$$\mathbf{B} \leftrightarrow \mathbf{R} \quad (\text{Eq. A3.11})$$

Comentários sobre a analogia com o torque

As relações estabelecidas para o movimento de translação podem ser facilmente desenvolvidas para o movimento de rotação. Observa-se, por exemplo, “a inércia como a propriedade de um corpo que armazena energia cinética do movimento de rotação”. (KUO, 1985). Do mesmo modo, velocidade linear, velocidade angular, aceleração linear e aceleração angular estão diretamente relacionadas.

Assim sendo, toda análise acima desenvolvida permanece válida. Isto permite o desenvolvimento de um modelo para o comportamento do antebraço no ciclo de extensão.

Modelo do Comportamento do Antebraço no Ciclo de Extensão

Podemos modelar o comportamento do antebraço no movimento de extensão como um sistema que apresenta basicamente três aspectos biomecânicos: atrito viscoso (aspecto resistivo), elasticidade (aspecto capacitivo) e inércia (aspecto indutivo). Estas características são idênticas as do modelo clássico massa-mola-amortecedor. Por questões didáticas, apresentamos inicialmente (figura A3.4) este modelo para o caso de um movimento de translação. A Figura A3.5 apresenta o circuito equivalente.

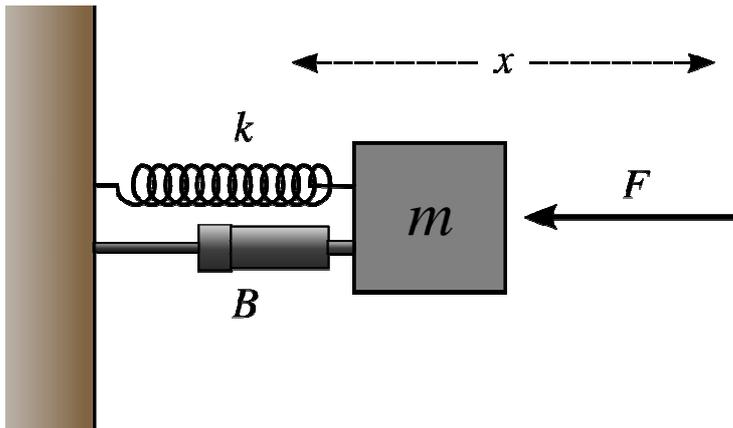


Figura A3.4 – Modelo clássico massa-mola-amortecedor.

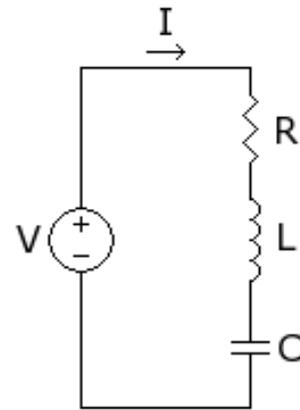


Figura A3.5 – Circuito equivalente do modelo mecânico massa-mola-amortecedor.

Deste modo, podemos escrever para o sistema mecânico no domínio do tempo a Eq. A3.12 e no domínio da frequência a Eq. A3.13. E para o sistema elétrico análogo, podemos escrever no domínio do tempo a Eq. A3.14 e no domínio da frequência a Eq. A3.15. A Tabela A3.1 facilita a visualização das semelhanças entre estas equações.

Tabela A3.1 – Comparação entre as equações do Sistema Mecânico e o do Sistema Elétrico no domínio do tempo e no domínio da frequência

$F(t) = M \frac{dv}{dt} + Bv + K \int v dt$ (Eq. A3.12)	$V(t) = L \frac{dI}{dt} + RI + \frac{1}{C} \int I dt$ (Eq. A3.14)
$F(s) = Ms v(s) + Bv(s) + \frac{K}{s} v(s)$ (Eq. A3.13)	$V(s) = Ls I(s) + RI(s) + \frac{1}{sC} I(s)$ (Eq. A3.15)

Onde:

M – Massa

B – Atrito Viscoso

K – Elasticidade

F – Força

v – Velocidade

L – Indutância

C – Capacitância

R – Resistência

V – Tensão

I - Corrente

Considerando-se um movimento de rotação, o torque pode ser escrito em função do deslocamento angular (θ) e suas derivadas (equação A3.16). A figura A3.6 ilustra o modelo para movimento de rotação (movimento de extensão do antebraço). O circuito equivalente é o mesmo apresentado na figura A.3.5.

$$T(t) = I\ddot{\theta} + B\dot{\theta} + K\theta \quad (\text{Eq. A3.16})$$

Onde:

T – Torque resultante;

I – Momento de Inércia;

$\ddot{\theta}$ - Aceleração Angular;

$\dot{\theta}$ - Velocidade Angular;

θ – Deslocamento angular;

B – Coeficiente de atrito viscoso;

K – Coeficiente de elasticidade.

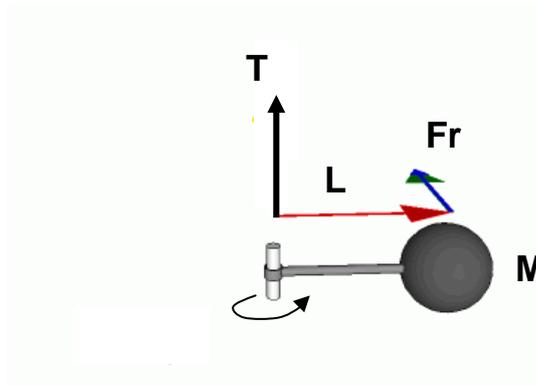


Figura A3.6 – Modelagem mecânica do ciclo de extensão do antebraço