



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

João Fernandes Ferreira

**Dispositivo mecatrónico para a
quantificação da Espasticidade**



Universidade do Minho
Escola de Engenharia

João Fernandes Ferreira

Dispositivo mecatrónico para a quantificação da Espasticidade

Dissertação de Mestrado
Mestrado integrado em Engenharia Biomédica

Trabalho efectuado sob a orientação de:
Professora Doutora Filomena Soares
Professor Doutor José Machado
Doutor Vítor Moreira

Setembro de 2011

É AUTORIZADA A REPRODUÇÃO PARCIAL DESTA DISSERTAÇÃO APENAS PARA EFEITOS DE INVESTIGAÇÃO, MEDIANTE DECLARAÇÃO ESCRITA DO INTERESSADO, QUE A TAL SE COMPROMETE;

Universidade do Minho, ___/___/_____

Assinatura: _____

Agradecimentos

Os meus agradecimentos à Professora Doutora Filomena Soares, ao Professor Doutor José Machado e ao Doutor Vítor Moreira, pela sua orientação, disponibilidade e confiança ao longo da realização deste projecto.

Um particular agradecimento ao Professor Doutor Carlos Lima, pela sua disponibilidade e apoio ao longo deste trabalho.

Agradecimentos a todos os clínicos, terapeutas e colaboradores do Hospital de Braga, APPACDM de Braga e Fisimaia, que contribuíram para a realização deste trabalho. Os meus agradecimentos à gerência e equipa técnica da Orthos XXI, pela disponibilidade e apoio.

Os meus profundos agradecimentos a todos os pacientes, voluntários neste projecto, pela sua paciência, disponibilidade e colaboração.

Um sincero obrigado aos meus familiares e amigos, pelo apoio ao longo de todo este projecto.

Resumo

A Espasticidade é um distúrbio motor incapacitante, resultante de doenças neurológicas, conduzindo a perdas funcionais, distúrbios posturais e dor. Este distúrbio representa actualmente um grande impacto social e económico, estima-se que afecta aproximadamente 1.9% da população mundial.

Regista-se um interesse clínico crescente no desenvolvimento de um método de quantificação objectiva, sensível e reprodutível, em contraste com a subjectividade do método de avaliação actualmente utilizado. Esta quantificação assume importância tanto para diagnóstico, permitindo prevenir sequelas potencialmente catastróficas, como para controlo da resposta à terapia instituída, permitindo controlar o sucesso do tratamento, assim como os onerosos custos associados.

Nesta dissertação pretende-se desenvolver e implementar um equipamento para uma quantificação objectiva, sensível e reprodutível da Espasticidade, capaz de diferenciar a Espasticidade de outros distúrbios motores. É proposto um método com base na quantificação do limiar do reflexo de estiramento tónico (LRET) permitindo a avaliação da gama de movimentos do membro afectado pela Espasticidade. Inerentemente à metodologia proposta foram desenvolvidos e implementados a instrumentação e *software* adequados para aquisição dos sinais de Electromiografia de superfície (EMGs), trajectória e velocidade angular, e para o processamento dos sinais de modo a obter todos os dados e resultados finais. Em particular, foi desenvolvido e implementado um algoritmo inovador, para processamento de sinal de EMG, sensível e estável, para identificação de contracções musculares.

Para validação do equipamento desenvolvido, foram efectuados ensaios experimentais, considerando os músculos flexores do cotovelo, que se dividiram em duas fases: numa primeira fase, em ambiente laboratorial, com indivíduos saudáveis, e numa segunda fase, em ambiente clínico, com a colaboração de pacientes com Espasticidade. Os ensaios experimentais permitiram confirmar a sensibilidade, fiabilidade e reprodutibilidade do equipamento e *software*, para além de ser possível observar a correlação entre o LRET identificado em três avaliações diferentes.

Abstract

Spasticity is a disabling motor disorder resulting from neurological diseases, leading to functional loss, postural disorders and pain. This disorder has now a remarkable social and economic impact, affecting approximately 1.9% of the world population.

There is a growing clinical interest in the development of an objective, sensitive and reproducible method for Spasticity quantification, in contrast with the subjectivity of the current method. The quantification of Spasticity has a remarkable importance for diagnosis, allowing preventing catastrophic consequences, and for the applied therapy, allowing controlling the success of the treatment and the associated costs.

The aim of this dissertation is to develop and implement a device for an objective, sensitive and reproducible quantification of Spasticity, able to differentiate Spasticity from other motor disorder. The proposed method is based on the quantification of the tonic stretch reflex threshold (TSRT), for the assessment of the range of motion, of the limb, affected by Spasticity. It was developed and implemented the appropriate instrumentation and software for the acquisition of sEMG signal, angular trajectory and velocity and for signal processing data. In particular, it was developed and implemented an innovative algorithm for EMG signal processing, sensitive and stable for the identification of muscle contraction.

In order to validate the developed device, experimental trials have been conducted, considering the flexor muscle of the elbow joint: first, tests were performed in laboratory environment with healthy subjects; secondly, tests were run in clinical environment with the collaboration of patients with Spasticity. The experimental trials allow confirming the sensibility, reproducibility and reliability of the device and software, as well as to observe the correlation between TSRT, estimated in three different assessments.

Índice

1.	Introdução	1
1.1.	Espasticidade	1
1.2.	Métodos de quantificação	3
1.2.1.	Escalas de Ashworth modificada	4
1.2.2.	Método do pêndulo de Wartenberg	5
1.2.3.	Método com base na avaliação da hipertonía muscular	7
1.2.4.	Método com base na avaliação da dependência da velocidade do LRE	9
1.3.	Motivação e enquadramento	12
1.4.	Objectivo	13
1.5.	Resultados da actividade científica desenvolvida	14
1.6.	Estrutura da dissertação	14
2.	Espasticidade e sua fisiologia	17
2.1.	Sistema nervoso	17
2.1.1.	Sistema motor	18
2.1.1.1.	Anatomia envolvida	18
2.1.1.2.	Reflexo de estiramento	20
2.2.	Actividade muscular característica da Espasticidade	21
2.3.	Identificação do ponto motor e placas motoras	22
2.3.1.	Ponto motor com base em mapeamentos anatómicos	24
2.3.2.	Ponto motor com recurso a estimulação eléctrica e EMGs	25
2.3.3.	Propriedades características dos potenciais das placas motoras	26
3.	Electromiografia e instrumentação	29
3.1.	EMG	29
3.1.1.	EMG de superfície e EMG invasiva	30
3.1.2.	Ruídos e artefactos que afectam o sinal de EMG	31
3.2.	Detecção de contracções musculares	33
3.3.	Eléctrodos de EMG	35
3.3.1.	Configuração bipolar	36
3.3.2.	Eléctrodos de superfície	37
3.3.2.1.	Eléctrodos passivos	37
3.3.2.2.	Eléctrodos activos	37

3.3.3.	Eléctrodos invasivos de agulha	38
3.3.4.	Material dos eléctrodos	38
3.3.5.	Dimensões dos eléctrodos	39
3.3.6.	Disposição dos eléctrodos.....	39
3.3.6.1.	Zona de detecção.....	40
3.3.6.2.	Distância entre eléctrodos	41
3.3.6.3.	Eléctrodo de referência	42
3.4.	Preparação da pele	42
4.	Aspectos éticos no desenvolvimento de dispositivos médicos	45
4.1.	Contextualização do CI	45
4.2.	Pesquisas que requerem um CI.....	47
4.3.	O CI na investigação contemporânea	47
4.4.	Consentimento Informado	47
4.5.	Processo de obtenção do termo de CI.....	48
4.6.	Obrigações dos participantes e investigadores	50
4.7.	Incentivos à participação	51
5.	Material e métodos	53
5.1.	Identificação do ponto motor e placas motoras	53
5.1.1.	Participantes	53
5.1.2.	Protocolo para identificação do ponto motor.....	54
5.1.3.	Protocolo para a identificação das placas motoras.....	55
5.2.	Equipamento para quantificação da Espasticidade	56
5.2.1.	Aquisição dos sinais	58
5.2.1.1.	Registo do sinal de EMGs	58
5.2.1.2.	Registo do sinal da trajectória e velocidade angular.....	60
5.2.2.	Condicionamento dos sinais	61
5.2.2.1.	Conversão de sinais analógicos para digitais.....	61
5.2.3.	Monitorização e registo dos sinais	62
5.2.4.	Processamento dos sinais.....	63
5.2.4.1.	Contracções musculares	65
5.2.4.2.	Sentido do movimento do membro.....	71
5.2.4.3.	Obter dados	74

5.2.4.4.	Guardar resultados.....	77
5.2.5.	Critérios para análise dos dados	79
5.2.6.	Pacientes	80
5.2.7.	Metodologia adoptada.....	81
5.2.7.1.	Protocolo experimental.....	82
5.2.7.2.	Protocolo instrumental	83
6.	Resultados e discussão	85
6.1.	Ponto motor e placas motoras	85
6.1.1.	Ponto motor	86
6.1.2.	Placa motora	87
6.2.	Eléctrodos de EMGs: análise comparativa	88
6.3.	Detecção de contracções musculares	90
6.3.1.	Indivíduos saudáveis.....	90
6.3.2.	Indivíduos com Espasticidade	91
6.4.	Quantificação da Espasticidade	92
6.4.1.	Uniformidade dos movimentos passivos.....	93
6.4.2.	Uniformidade das velocidades de estiramento	94
6.4.3.	Resposta do RE	95
6.4.4.	Cálculo da recta de regressão e estimação do LRET	97
6.4.5.	Reprodutibilidade entre sessões	102
6.4.5.1.	Resultados associados à excitabilidade do NMS.....	102
6.4.5.2.	Resultados associados à variabilidade do r^2	104
6.4.5.3.	Observação clínica dos resultados	104
7.	Conclusão e trabalhos futuros	107
	Referências.....	113
	Anexo. Termo de Consentimento Informado	121

Lista de figuras

Figura 1 Ilustração do método do pêndulo [1].....	5
Figura 2 Exemplo dos resultados obtidos pelo método do pêndulo.	6
Figura 3 Exemplo da instrumentação usada no método com base na hipertonia muscular[2].	8
Figura 4 Exemplo da determinação do IRP e IRT.....	9
Figura 5 Exemplo de um LRED.....	10
Figura 6 Exemplo do emparelhamento dos LREDs e determinação do LRET [3].....	11
Figura 7 Exemplo da análise do <i>deficit</i> das funções de controlo motor.....	12
Figura 8 Exemplo de uma inibição recíproca.....	19
Figura 9 Fusso neuromuscular e circuito básico [4].....	20
Figura 10 Exemplo da resposta ao estiramento muscular do Bíceps Braquial e trapézio.....	22
Figura 11 Exemplo da actividade muscular, do músculo Solear afectado com Espasticidade.....	22
Figura 12 Exemplo da inserção das placas motoras nas fibras musculares [5].	23
Figura 13 Esquema ilustrativo da identificação anatómica do ponto moto do músculo Braquail.....	25
Figura 14 Exemplo da organização mioelétrica registada.....	30
Figura 15 Exemplo de artefactos, taxa de activação e limiar, no sinal de EMG.....	33
Figura 16 Exemplo de eléctrodos de EMGs e EMGi.....	35
Figura 17 Exemplo de um eléctrodo de EMGi de agulha, com configuração bipolar [6].....	38
Figura 18 Distribuição e detecção dos PAs à superfície dos músculos [7].....	41
Figura 19 Posicionamento da instrumentação para identificação do ponto motor.	54
Figura 20 Posicionamento da instrumentação para identificação de placas motoras.....	55
Figura 21 Diagrama de blocos simplificado do equipamento implementado.....	58

Figura 22 Exemplo dos eléctrodos seleccionados.....	59
Figura 23 Goniómetro SG 110 da Biometrics.....	60
Figura 24 Placa de aquisição NI-6008 da National Instruments.....	62
Figura 25 Painel frontal do dispositivo.....	63
Figura 26 Fluxograma da rotina de processamento dos sinais.....	64
Figura 27 Fluxograma relativo à subrotina detectar contracções.....	67
Figura 28 Identificação de activações musculares.....	68
Figura 29 Identificação de contracções musculares.....	70
Figura 30 Exemplo de um segmento do sinal de trajectória do membro.....	71
Figura 31 Fluxograma subrotina sentido de movimento.....	72
Figura 32 Diferenciação do movimento de extensão do membro.....	74
Figura 33 Fluxograma da subrotina Resultados.....	75
Figura 34 Exemplo explicativo do gráfico 2D, relativo a gama de movimentos da articulação..	77
Figura 35 Fluxograma da subrotina Guarda dados.....	78
Figura 36 Exemplo dos limites iniciais e finais da gama de movimentos da articulação.....	82
Figura 37 Exemplo da colocação da instrumentação.....	84
Figura 38 Activação muscular, em resposta ao estímulo.....	86
Figura 39 Propriedades das placas motoras, em repouso.....	87
Figura 40 Gráficos obtidos em resposta a uma contracção isométrica.....	88
Figura 41 Sinais comparativos dos eléctrodos testados.....	89
Figura 42 Ensaio para identificação de contracções musculares, num indivíduo saudável.....	90
Figura 43 Exemplo da detecção de contracções musculares, em sinais com elevada relação sinal/ruído, mas com alguma instabilidade.....	91
Figura 44 Exemplo da detecção de contracções musculares, num sinal com grande variabilidade e um sinal com baixa relação sinal/ruído.....	92

Figura 45	Exemplo da trajectória do membro.....	94
Figura 46	Exemplo das velocidades de estiramento promovidas durante uma avaliação.....	95
Figura 47	Exemplo da identificação de LREds.....	96
Figura 48	Estimação do LRET, do paciente M17.	97
Figura 49	Estimação do LRET, do paciente M16.	98
Figura 50	Estimação do LRET, do paciente M7.....	98
Figura 51	Exemplo do intervalo de predição de 95%.....	99
Figura 52	Exemplo comparativo de duas avaliações do mesmo paciente.....	103
Figura 53	Exemplo da estimação do LRET e intervalo de predição de 95%.....	104

Lista de tabelas

Tabela 1 Escala de Ashworth modificada [8].	4
Tabela 2 Relação de proximidade entre o ponto motor e as junções neuromusculares.....	23
Tabela 3 Propriedades características dos potênciais das placas motoras.....	27
Tabela 4 Aplicabilidade dos EMGs e EMGi de agulha.....	36
Tabela 5 Distâncias entre eléctrodos mais frequentemente usadas	42
Tabela 6 Grandezas e respectivas gamas a serem consideradas.....	57
Tabela 7 Características dos eléctrodos.....	59
Tabela 8 Dados dos pacientes.....	81
Tabela 9 Resultados quantitativos da identificação do ponto motor.	86
Tabela 10 Resultados e parâmetros do algoritmo para detecção de contracções musculares, em sinais estáveis e com elevada relação sinal/ruído.....	90
Tabela 11 Resultados e parâmetros do algoritmo para detecção de contracções musculares, em sinais instáveis e com baixa relação sinal/ruído.....	92
Tabela 12 Resultados obtidos por cada paciente em cada sessão ode avaliação.....	100
Tabela 13 Análise de variância ANOVA entre sessões.....	102

Lista de acrónimos

Acrónimo	Significado
2D	Duas dimensões
A/D	Analógico para digital
AMM	Associação médica mundial
AVC	Acidente vascular cerebral
CE	Comissão de ética
CI	Consentimento Informado
EAM	Escala de Ashworth modificada
EMG	Electromiografia
EMGi	Electromiografia invasiva
EMGs	Electromiografia de superfície
ia	Índice da curva angular
IPC	Índice de percentagem de confiança
IR	Índice de relaxamento
IRP	Índice de rigidez passiva
IRT	Índice de rigidez total
LRE	Limiar do reflexo de estiramento
LRED	Limiar do reflexo de estiramento dinâmico
LRET	Limiar do reflexo de estiramento tónico
MPAUM	Múltiplos potenciais de acção de unidades motoras
NMI	Neurónio motor inferior
NMS	Neurónio motor superior
PA	Potenciais de acção
PAFM	Potenciais de acção das fibras musculares
PAJ	Percentagem de activações por janela
PAUM	Potencial de acção de unidade motora
PC	Paralisia cerebral
PEJ	Percentagem de extensão por janela
RE	Reflexo de estiramento
SENIAM	<i>Surface EMG for a non-invasive assessment of muscle</i>

SN	Sistema nervoso
SNA	Sistema nervoso autônomo
SNC	Sistema nervoso central
SNS	Sistema nervoso somático
TBA	Toxina Botulínica tipo A
TCE	Traumatismo Crâneo-Encefálico
UM	Unidade motora

1. Introdução

Este capítulo apresenta uma breve descrição da Espasticidade, o seu impacto social e económico, assim como uma revisão dos seus métodos de quantificação. É apresentada a motivação e os objectivos propostos no âmbito desta dissertação e, por último, é apresentada a estrutura da dissertação.

1.1. Espasticidade

A Espasticidade é um fenómeno patológico muito frequente na prática clínica, estando tipicamente associada a lesões do sistema nervoso central (encéfalo e medula espinal), expressando-se frequentemente em doenças como o Acidente Vascular Cerebral (AVC), o Traumatismo Crânio-Encefálico (TCE), o Traumatismo Vértebro-Medular, a Esclerose Múltipla ou a Paralisia Cerebral (PC) [9] [10]. Integra-se no Síndrome do neurónio motor superior (NMS), em que ocorre lesão do 1º motoneurónio da via piramidal, em contraste com as lesões que envolvem o neurónio motor inferior, que não se acompanham de Espasticidade. Na Espasticidade, é a desregulação/hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento (RE), principal mecanismo comprometido, que condiciona o aparecimento das suas manifestações clínicas, hipertonia, hiperreflexia e espasmos musculares [9] [11] [12].

Espasticidade define-se como o aumento da resistência muscular ao seu estiramento passivo, que é velocidade-dependente, estando presente em indivíduos com lesões nas vias descendentes de controlo motor [13] [14]. Esta definição tem como propósito diferenciar a Espasticidade de outras perturbações motoras associadas a alterações das propriedades intrínsecas dos tecidos musculares ou articulares, e sem lesão neurológica subjacente [15]. A definição proposta por Lance [16] persiste actualmente como uma das definições consensualmente aceites e frequentemente citadas pela comunidade científica [14]. Segundo esta definição, “ a Espasticidade é um distúrbio motor caracterizado pelo aumento da dependência da velocidade do limiar do reflexo de estiramento (LRE) (tónus muscular), hiperreflexia osteotendinosa e hiperexcitabilidade do reflexo de estiramento (RE), como uma componente da síndrome do NMS” [17].

Éspasticidade é então um distúrbio motor e potencialmente incapacitante, em que a função motora já se encontra habitualmente afectada pela parésia, diminuição da força muscular

por lesão da via piramidal [11] [14]. Dessa forma complica o défice motor, mas pode contribuir para o agravamento da descoordenação motora, e para o aparecimento de dor [15] [18]. A dor associa-se frequentemente à expressão mais severa da Espasticidade, com instalação de retracções músculo-tendinosas, que progridem posteriormente para a formação de anquiloses articulares. A anquilose articular praticamente anula a função da articulação afectada, limitando o doente nas suas actividades (preensão de objectos ou marcha), afectando seriamente a sua qualidade de vida e participação social, ou até inclusivamente o seu desempenho profissional [9] [11] [17].

A Espasticidade tem um grande impacto social e económico, estimando-se que afecte aproximadamente 1.9% da população mundial [17] [3] [19]. A ciência médica actual já dispõe de várias alternativas terapêuticas, médicas e cirúrgicas, que permitem controlar eficazmente a Espasticidade [17]. Regista-se um interesse clínico crescente na detecção, quantificação e tratamento da Espasticidade, que deriva da necessidade de actuar precocemente, para prevenir as sequelas potencialmente catastróficas e irreversíveis. Há contudo o reconhecimento que o custo económico é oneroso quer para o doente, quer para os sistemas de saúde [17].

A quantificação da Espasticidade, para além da sua importância diagnóstica, é imprescindível para o controlo da resposta à terapêutica instituída [20]. A eficácia terapêutica é muito variável entre doentes para as diferentes abordagens terapêuticas [21] [22]. Dai, advém o interesse em desenvolver métodos de quantificação da Espasticidade sensíveis e reprodutíveis. Permite-se dessa forma, a identificação de doentes que beneficiam de terapêutica anti-espástica, a graduação a severidade da Espasticidade, a selecção das técnicas terapêuticas mais adequadas, e a aferição da eficácia das decisões clínicas implementadas. Estes instrumentos permitem a estandardização de procedimentos, e de recolha de dados, contribuindo para um entendimento mais alargado entre clínicos e com benefícios claros na universalização dos cuidados a prestar a estes doentes [20] [21] [23]. Verifica-se no entanto que os métodos de quantificação da Espasticidade, actualmente disponíveis, não garantem níveis satisfatórios de sensibilidade, especificidade e reprodutibilidade [20]. Revela-se portanto, de incontestável interesse, o desenvolvimento de um dispositivo que optimize esses requisitos [23].

1.2. Métodos de quantificação

Os métodos para a quantificação da Espasticidade têm sido alvo de extensos estudos, levados a cabo pela comunidade científica. Apesar dos constantes progressos, ainda não existe nenhum método consensualmente indicado, para a quantificação deste distúrbio [23].

Para o desenvolvimento de um método adequado, é determinante a identificação da variável que será objecto de avaliação e de quantificação. A variável deve reflectir o mecanismo fisiológico de controlo motor em indivíduos saudáveis, para ser susceptível de detectar a disfunção desses mecanismos que possam contribuir para o aparecimento do distúrbio motor [23] [24].

A aceitação do método de quantificação depende da sua compatibilidade com a expressão clínica padrão da Espasticidade, permitindo reconhecer as especificidades que caracterizam a Espasticidade e que a distinguem de outros distúrbios [23] [25].

Actualmente, a escala de Ashworth modificada (EAM) mantém-se como o método de referência na avaliação clínica da Espasticidade [3]. Esta escala avalia a resistência oferecida ao estiramento muscular, como expressão do tónus muscular. São apontadas várias limitações ao seu uso, com destaque para a elevada variabilidade inter-observadores, devido à classificação subjectiva, limitando a sua reprodutibilidade [14]. Para além da avaliação clínica, são referidos outros métodos instrumentais, para a quantificação da Espasticidade: dispositivos mecatrónicos, com base na avaliação da hipertonia muscular, ou dispositivos com base na avaliação da dependência da velocidade do RE, como por exemplo o método do pêndulo de Wartenberg [23] [24]. No entanto, estes métodos tiveram apenas aplicação experimental, pela sua complexidade de aplicação, incapacidade de avaliar as propriedades da Espasticidade e falta de validação em diferentes grupos musculares [14] [23].

Em [3], conceberam um dispositivo, relativamente menos complexo, em que o parâmetro avaliado baseia-se na dependência da velocidade do LRE. Estudos anteriores demonstraram a existência de uma reprodutibilidade satisfatória do LRE, concluindo-se que, quando avaliado em diferentes sessões, o RE é provocado pela mesma velocidade de estiramento e á mesma amplitude de movimento da articulação [26]. Neste método de quantificação, em que se recorre ao estiramento muscular passivo, o estudo demonstra resultados satisfatórios promovendo o estiramento muscular manualmente, permitindo diminuir

a complexidade do dispositivo e adequar as velocidades de estiramento às respostas reflexas observadas [3].

1.2.1. Escalas de Ashworth modificada

A escala proposta por Ashworth, na sua versão original, e posteriormente modificada por Bobannon e Smith, permanece actualmente como o método de referência na avaliação clínica da Espasticidade [3].

Este método baseia-se numa avaliação qualitativa, pelo clínico que testa o membro/articulação afectada, da hipertonia muscular, isto é, a resistência oferecida ao estiramento muscular resultante de um aumento anormal do tônus muscular [3] [8]. O processo consiste em promover, manualmente, estiramentos musculares passivos, à velocidade angular de aproximadamente $10^\circ/s$ [3] [27]. O paciente é avaliado segundo a resistência oferecida ao movimento, numa classificação constituída por cinco níveis, apresentada na tabela 1 [27].

Tabela 1 Escala de Ashworth modificada [8].

Grau	Observação clínica
0	Nenhum aumento no tônus muscular
1	Ligeiro aumento do tônus muscular, manifestado por uma “prisão e libertação”, ou por uma resistência mínima no fim da amplitude de movimentos da articulação, durante o movimento de extensão e flexão do membro
1+	Uma resistência mínima, em menos de metade do restante arco de movimento da articulação
2	Aumento do tônus muscular, na quase totalidade do arco de amplitude de movimentos, a parte afectada é facilmente mobilizável.
3	Aumento mais acentuado do tônus muscular, na quase totalidade do arco de amplitude de movimentos, a parte afectada é Dificilmente mobilizável
4	Parte afectada em rigidez/anquilose articular. Sem movimentos passivos ou activos da articulação.

Este método apresenta claras limitações, dependendo de uma avaliação subjectiva do clínico, muito dependente do observador, da qual resulta uma baixa reprodutibilidade, para além

da sua incapacidade de diferenciar a rigidez reflexiva da rigidez mecânica associada às propriedades intrínsecas dos tecidos musculares e às propriedades mecânicas do membro [3] [8]. Os especialistas concordam que esta escala não diferencia inequivocamente a Espasticidade de outro distúrbio motor, de acordo com a definição de Espasticidade [3].

1.2.2.Método do pêndulo de Wartenberg

O teste do pêndulo é um dos métodos mais documentados na bibliografia internacional. Apesar da sua versão original ter surgido nos anos 50, só nos anos 80 é que ganha expressão devido ao desenvolvimento tecnológico [24] [28].

Segundo este método, a Espasticidade é avaliada com base na dependência da velocidade do RE [29]. Esta abordagem consiste em promover estiramentos musculares passivos, para se testar a presença de actividade muscular característica de um RE [28]. Neste procedimento, com o doente sentado numa mesa de avaliação, a perna é colocada em posição de máxima extensão do joelho, promovendo-se posteriormente um estiramento muscular passivo pela queda livre da perna, que depende unicamente da gravidade (figura 1) [24]. Depois de iniciado o movimento de queda livre, o movimento oscilatório do membro, semelhante a um pêndulo, é registado por um sensor de movimento angular, que permite registar a amplitude do membro em cada instante de tempo, colocado em concordância com o eixo da articulação do joelho. Simultaneamente, sensores de EMGs são colocados na superfície dos músculos, agonistas e antagonistas, e registam a actividade muscular [1].

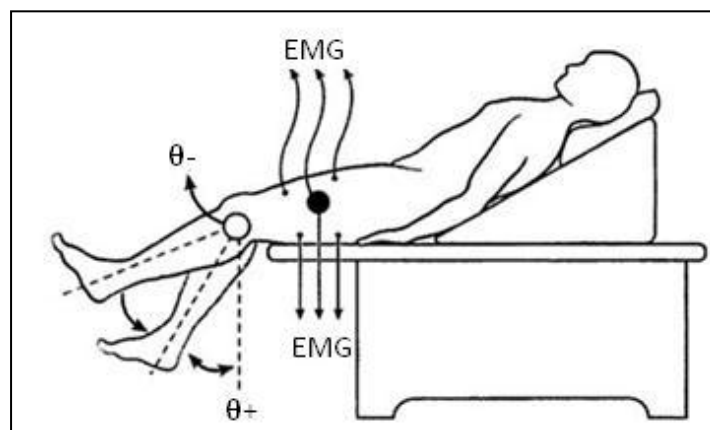


Figura 1 Ilustração do método do pêndulo [1].

A figura 2 apresenta os aspectos qualitativos, e quantitativos, do teste do pêndulo, após a avaliação de um indivíduo saudável, em I), e de dois doentes com Espasticidade em II) e III) [14].

Verifica-se, em I), que o sinal de trajectória angular amortece de forma regular, até atingir um ângulo de aproximadamente 80° (gráfico a)). Nos gráficos b) e c), constata-se que os músculos avaliados apenas apresentam actividade tónica, indiciando que não foram provocados REs [14].

Em II), ilustra-se o resultado da avaliação de um doente com Espasticidade, apresentando grau 1 segundo a EAM. Neste, há uma perturbação no sinal de trajectória angular, quando comparado com o sinal de uma pessoa saudável. Presume-se que esta perturbação esteja associada a uma breve contracção muscular, evocada nos músculos agonistas e antagonistas, e que influencia o movimento oscilatório do membro. A resposta da actividade muscular ao estiramento passivo corresponde ao recrutamento do RE [14].

Testa-se em III) um doente com grau 4 segundo a EAM. Neste caso, regista uma acentuada perturbação no sinal de trajectória angular, associada a uma firme, e persistente, co-contracção muscular, dos músculos agonistas e dos seus antagonistas [14].

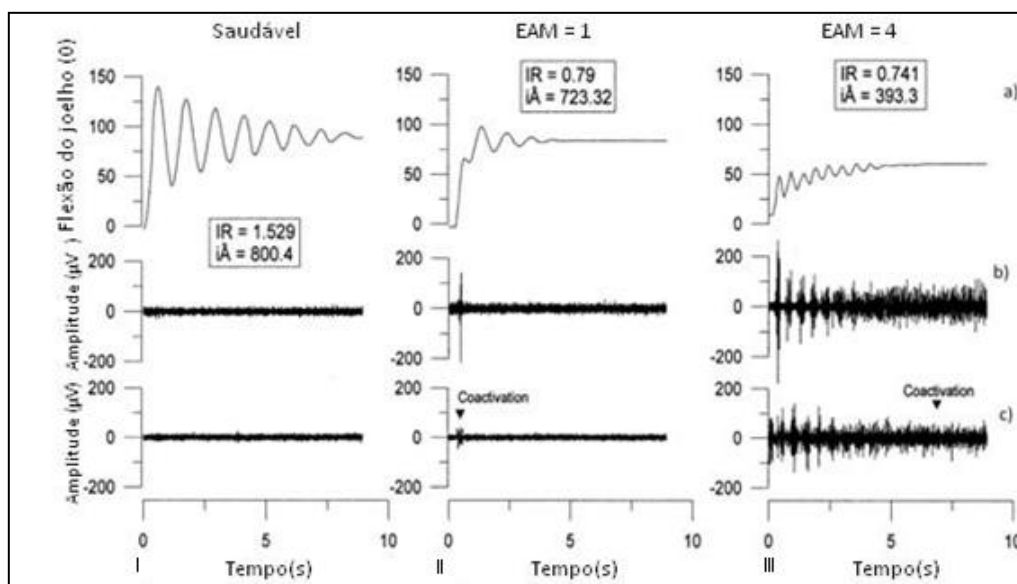


Figura 2 Exemplo dos resultados obtidos pelo método do pêndulo. Em I), indivíduo saudável, em II), indivíduo avaliado com grau 1, em III), indivíduo avaliado com grau 4. É apresentado, em a), o movimento oscilatório do joelho, em b), resposta da actividade muscular do músculo Reto Femural, em c), a resposta da actividade muscular do músculo Semimembranoso [14].

O teste do pêndulo permitiu identificar diferentes variáveis e parâmetros. Entre os mais relevantes destacam-se o índice de relaxamento (IR), e o índice da curva angular (iA). O IR é calculado com base na variação angular, em relação ao ângulo inicial, associada à oscilação do membro. O iA constitui a área abaixo da curva do sinal de deslocamento angular [14] [30]. Os valores de IR, e de iA, têm relação com o grau de Espasticidade, como é demonstrado pelos resultados da figura 2) II) e III). Comprova-se que, quanto maior for o grau de Espasticidade, menores serão os valores de IR e iA. O IR configura-se como um instrumento valioso na diferenciação entre músculos espásticos/não espásticos, enquanto o iA tem utilidade para a quantificação da Espasticidade, contribuindo ambos para a decisão clínica no tratamento anti-Espasticidade [14].

Este método tem ganho aceitação crescente, por quantificar a dependência da velocidade da actividade reflexa, característica da Espasticidade, apesar de os resultados poderem ser influenciados pelas alterações das propriedades intrínsecas dos tecidos musculares, e pelas propriedades mecânicas do membro do indivíduo. Apesar de ser apenas aplicável à articulação do joelho, o teste do pêndulo é um recurso válido na quantificação clínica da Espasticidade, permitindo distinguir a hipertonia patológica reflexa (Espasticidade), da rigidez mecânica induzida por outros factores não relacionados com fenómenos espásticos, como a artrofibrose [14] [21].

1.2.3.Método com base na avaliação da hipertonia muscular

Este método baseia-se na interdependência velocidade do LRE com a hipertonia muscular, de acordo com a definição proposta por Lance (1980) [31] [32].

Nesta abordagem procede-se à avaliação quantitativa do tónus muscular, para avaliar essa relação de dependência da velocidade do LRE com a hipertonia muscular. Os dados são obtidos a partir da análise da resistência muscular ao estiramento passivo, e da análise da trajectória do movimento. O estiramento muscular passivo é promovido manualmente ou por um gerador de impulso. Para a obtenção destes parâmetros, são colocados sensores de força e sensores de posição angular, para registar a posição do membro em função do tempo, em correspondência com o eixo da articulação, que recolhem os dados que serão posteriormente processados por um computador (figura 3) [31] [2].

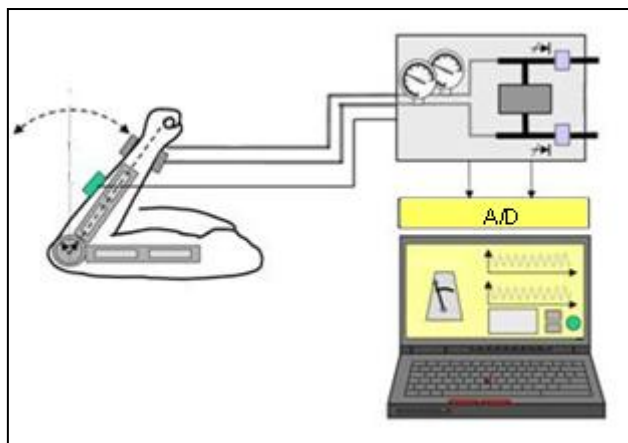


Figura 3 Exemplo da instrumentação usada no método com base na hipertonia muscular[2].

Segundo este método, a medida quantitativa é obtida pelo cálculo do índice de rigidez muscular passiva (IRP) e do índice de rigidez muscular total (IRT). De um ponto de vista prático, o IRP permite identificar potenciais alterações nas propriedades passivas dos músculos espásticos, expressando a rigidez, não reflexa, associada às propriedades mecânicas dos músculos [31] [33]. O IRT apresenta valores quantitativos da resistência ao estiramento induzido, tanto por alterações nas propriedades passivas dos músculos, como pela hiperactividade reflexa, característica da Espasticidade [31]. IRP e IRT apresentam valores significativamente elevados nos pacientes com Espasticidade [31] [32].

O processo metodológico consiste em promover estiramentos musculares passivos a uma velocidade angular constante de $10^{\circ}/s$, para determinar o IRP, e de $200^{\circ}/s$, para determinar o IRT. A curva correspondente à resposta muscular, a cada velocidade, é apresentada num gráfico em duas dimensões (2D), resistência ao estiramento versus amplitude (figura 4). Obtém-se uma recta de regressão que define o IRP, através dos pontos da curva obtida a $10^{\circ}/s$, e o IRT, através dos pontos da curva obtida a $200^{\circ}/s$. Os índices de rigidez IRP e IRT correspondem ao declive das respectivas rectas [31].

Os valores de IRP e IRT determinados em pacientes com Espasticidade são comparados com os valores determinados em indivíduos saudáveis. O IRP é determinado com sucesso, a $10^{\circ}/s$, em indivíduos saudáveis. Enquanto o IRT, com velocidade angular de $200^{\circ}/s$, apenas apresenta valores credíveis em 54% dos indivíduos saudáveis. O IRT é calculado com velocidade de $200^{\circ}/s$ para minimizar o risco de artefactos frequentemente associados a estiramentos a elevadas velocidades [31].

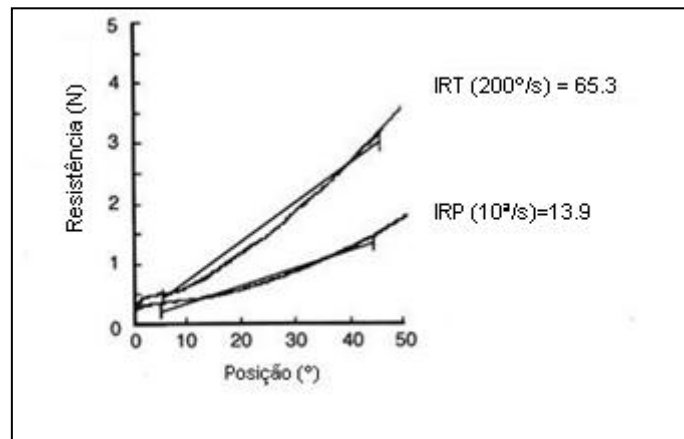


Figura 4 Exemplo da determinação do IRP e IRT.

Este método permite uma avaliação quantitativa e mensurável da Espasticidade, em contraste com a avaliação qualitativa e subjectiva da EAM, apesar de os resultados demonstrarem uma concordância entre os dois métodos [31]. Contudo, a sua aceitação tem sido limitada devido à complexidade de implementação, e devido ao facto dos resultados poderem ser afectados pela influência das alterações das propriedades intrínsecas dos tecidos musculares, e pelas propriedades mecânicas do membro do indivíduo [14] [24].

1.2.4. Método com base na avaliação da dependência da velocidade do LRE

Neste método a quantificação da Espasticidade baseia-se na dependência da velocidade do LRE, responsável pela hipertonia muscular [26].

O LRE pode reflectir a gravidade da Espasticidade, para além do *deficit* nas funções de controlo motor, dada a relação da sua regulação, pelo sistema nervoso (SN), com o controlo motor. O grau de Espasticidade é caracterizado por um valor quantitativo, definido pelo valor do LRET, e pelo *deficit* das funções de controlo motor, caracterizado segundo um plano de referência ortogonal [26].

O LRE é definido pela velocidade de estiramento a partir da qual é provado um RE, identificado pelo aumento sustentado da actividade muscular que denuncia o início da actividade reflexiva (figura 5). Este fenómeno apresenta uma clara dependência da velocidade, isto é, quanto mais elevada a velocidade de estiramento menor será o comprimento muscular em que

é provocado um RE [3] [34]. Por sua vez, o Limiar do reflexo de estiramento dinâmico (LRED) define cada LRE, observado com o membro em movimento, em função da sua velocidade de estiramento e amplitude da articulação. Por outro lado, o LRET define a amplitude da articulação, em que uma velocidade de estiramento mínima (em repouso) recruta o RE, a partir da qual é observada uma resistência espástica ao movimento [26].

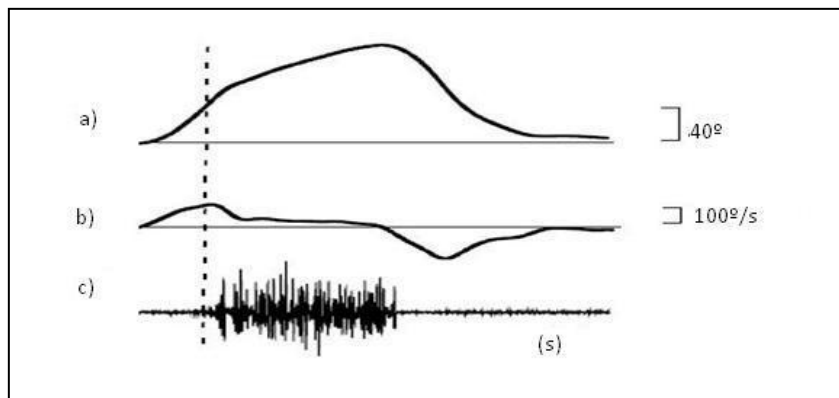


Figura 5 Exemplo de um LRED. Resultado Resposta de um RE registada no Biceps Braquial ao seu estiramento a 100°/s durante a extensão do membro. A figura apresenta o sinal de trajetória angular, em a), sinal da velocidade angular, em b), sinal de electromiografia (EMG), em c). Alinha vertical estabelece a correspondência entre o início do aumento da actividade muscular e os valores do ângulo e velocidade angular, em que foi observado [3].

O processo consiste em promover, manualmente, estiramentos musculares passivos a diferentes velocidades, considerando deste modo a dependência da velocidade do LRE, para determinar cada LRED. Um sensores de amplitude e velocidade angular é colocado em concordância com o eixo da articulação, para registar a trajetória e velocidade do movimento, enquanto sensores de EMGs registam a actividade muscular, para identificar se foi provocado um RE. Cada LRED é definido pelo emparelhamento do valor do ângulo da articulação e velocidade angular em que é identificado um RE, durante o estiramento muscular. A distribuição dos LREDs é apresentada num gráfico 2D, ângulo versus velocidade angular, relativamente a gama de movimentos da articulação (figura 6). Posteriormente, é determinado o LRET, pela interpolação de uma recta de regressão entre a distribuição de LREDs. É assumido como valor do LRET o ângulo em que a recta de regressão intersecta o eixo correspondente, relativamente a uma velocidade de estiramento igual a zero [3] [26].

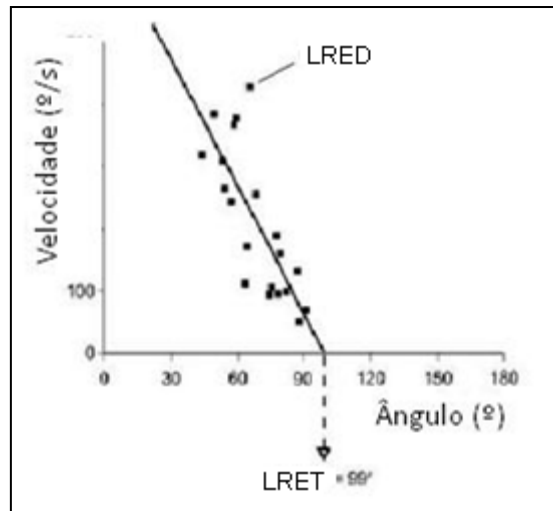


Figura 6 Exemplo do emparelhamento dos LREs e determinação do LRET [3].

O gráfico, obtido, apresenta a relação entre a gama de regulação do LRE e a gama de movimentos da articulação, segundo o qual pode ser observado o *deficit* nas funções de controlo motor. A área a direita da recta de regressão define a gama de movimentos da articulação onde pode ser observada uma resistência espástica ao movimento, induzida pela actividade reflexiva. Por outro lado, a área a esquerda da recta define a gama de movimentos em que a actividade reflexiva não oferece resistência espástica ao movimento do membro (figura 7) [26].

Segundo este método, o grau de Espasticidade é tanto maior quanto menor for o valor de LRET, isto é, quanto menor o valor de LRET menor a liberdade de movimentos permitida, sem resistência muscular espástica. Por outro lado, quanto mais elevado o valor do LRET maior será a amplitude de movimentos permitida sem resistência muscular espástica [3] [35].

No caso de indivíduos saudáveis, tanto a recta de regressão como o LRET não coincidem com a gama de movimentos da articulação, apresentando portanto total liberdade de movimentos [26]. O resultado de estudos anteriores, com o propósito de recrutar RE em indivíduos saudáveis, revelam que apenas em 54.2% dos indivíduos avaliados, foi possível recrutar um RE, a partir de uma velocidade angular de estiramento de $500^{\circ}/s$ (considerada elevada) [31].

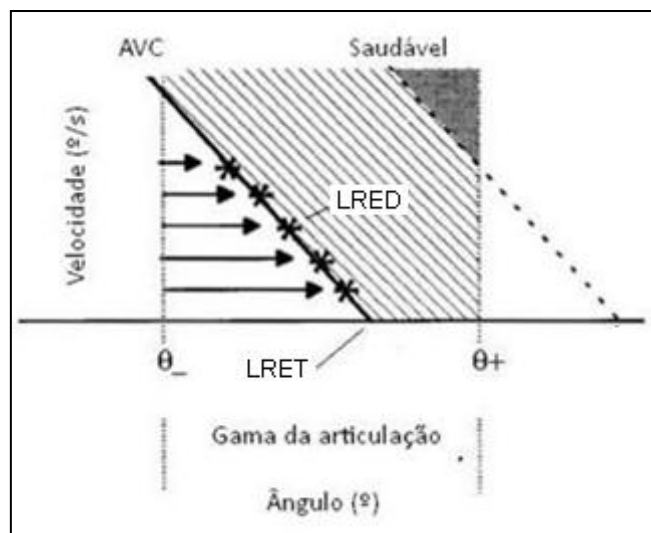


Figura 7 Exemplo da análise do *deficit* das funções de controlo motor. A gama de movimentos da articulação é representada num gráfico 2D, velocidade versus ângulo, desde o seu início (θ_-) até ao seu final (θ_+). O gráfico apresenta as rectas de regressão obtidas com um indivíduo após um AVC e um indivíduo controle (saudável). À direita de cada recta, em correspondência com o respectivo LRET, é ilustrada a gama de movimentos à qual pode ser observada uma resistência reflexiva ao estiramento muscular [26].

Segundo este método, a quantificação da Espasticidade baseia-se no seu processo fisiológico, de acordo com a definição proposta por Lance [16], tendo em conta o mecanismo fisiológico de controlo motor, em indivíduos saudáveis, e observando possíveis alterações nesses mecanismos. Para além disso, este método requer um equipamento e instrumentação facilmente implementável, facilitando a sua utilização e implementação [3] [26] [34]. Este método, apresenta como principal desvantagem a sua susceptibilidade a flutuações entre avaliações, isto é, avaliações distintas do mesmo paciente podem apresentar variações nas respostas reflexivas [3] [26].

1.3. Motivação e enquadramento

A Espasticidade assume actualmente um crescente interesse pela ciência clínica, pela sua incidência e impacto social e económico. A medicina dispõe actualmente de uma vasta gama de tratamentos, que permitem controlar a Espasticidade.

Um dos métodos mais frequentemente utilizados, e considerado eficaz, para o tratamento de músculos espásticos, é a administração de toxina botulínica tipo A. Apesar dos seus claros benefícios, o uso deste tratamento é limitado pelo custo associado a cada administração (aproximadamente 500€), cujo tempo de acção pode variar entre 4 a 6 meses,

não sendo acessível a todas as classes sociais e revelando-se extremamente oneroso para as instituições públicas que disponibilizam este tratamento. Portanto, para maximizar o ganho funcional, em resposta ao tratamento, e evitar utilizações indisciplinadas, a administração da toxina deve ser controlada e efectuada de forma adequada e num intervalo de tempo ideal, de acordo com as necessidades de cada paciente. A quantificação precisa do ganho funcional por cada paciente, em resposta á dose administrada, pode contribuir para o controlo efectivo das dosagens e intervalos de tempo intercalares, minimizando custos e maximizando o ganho funcional.

A bibliografia publica uma clara e urgente necessidade, por parte da comunidade científica e reiterada pelo departamento de medicina física e reabilitação do Hospital de Braga, de um equipamento para uma quantificação sensível, reprodutível e fiável. A existência deste equipamento pode contribuir para identificar precocemente a Espasticidade, controlar a resposta ao tratamento e encaminhar os pacientes para os tratamentos adequados, reduzindo consideravelmente os custos a estes associados.

1.4. Objectivo

O principal objectivo desta dissertação consiste no desenvolvimento e implementação de um equipamento para a quantificação da Espasticidade, incluindo instrumentação e *software* adequados, para apoio à decisão médica e/ou terapêutica. Pretende-se um equipamento de fácil implementação e utilização, sensível e garantindo reprodutibilidade entre avaliações.

A metodologia proposta tem como ponto fulcral a diferenciação da Espaticidade de outras perturbações motoras, associadas a alterações das propriedades intrínsecas dos tecidos musculares e articulações. Pelo disposto, é proposto um equipamento que incide na quantificação do LRET, com base na dependência da velocidade do LRE. No âmbito desta dissertação são considerados os músculos flexores da articulação do cotovelo, porém pretende-se que o equipamento seja igualmente implementável nas articulações do joelho e tornozelo.

A finalidade desta dissertação prende-se com o desenvolvimento e implementação de um algoritmo, para processamento do sinal de EMG, sensível e fiável para a identificação de tempos de activação muscular.

1.5. Resultados da actividade científica desenvolvida

No âmbito deste trabalho de investigação foram publicados cinco artigos em conferências, internacionais, a saber:

- Ferreira, J., Moreira, V., Machado, J., and Soares, F., *Biomedical Device for Spasticity Quantification Based on the Velocity Dependence of the Stretch Reflex Threshold*, in *IEEE International Conference on Emerging Technology & Factory Automation* 2011: Toulouse, França;
- Ferreira, J., Moreira, V., Machado, J., and Soares, F., *Mechatronic Device for Spasticity Quantification*, in *9th IEEE International Conference on Industrial Informatics* 2011: Lisboa, Portugal;
- Ferreira, J., Rodrigues, P., Soares, F., and Machado, J., *An Approach for Spasticity Quantification Based on the Stretch Reflex Threshold*, in *3th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology* 2011: Sanya, China;
- Ferreira, J., Soares, F., Machado, J., and Curado, M. *Ethical Aspects in the Design of Medical Device*. in *6th International Conference on Technology and Medical Sciences*. 2010. Porto;
- Ferreira, J., Rodrigues, P., Soares, F., and Machado, J., *An approach for spasticity quantification based on the stretch reflex threshold*, in *2th International Conference on Innovations, Recent Trends and Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering and New High-Tech Products Development* 2010: Bucharest, Romania.

1.6. Estrutura da dissertação

No presente capítulo foram introduzidos os conceitos relevantes da Espasticidade e os seus métodos de avaliação. São apresentados os princípios a considerar no planeamento e desenvolvimento de um método de quantificação adequado e inequívoco.

No capítulo 2 começa-se por descrever a fisiologia relevante do sistema de controlo motor, envolvida na Espasticidade, para o entendimento das alterações que conduzem a distúrbios motores. É ainda apresentada uma revisão dos conceitos e métodos para identificação da região muscular ideal tanto para a detecção do sinal de EMG como para a infiltração, com toxina Botulínica tipo A.

O capítulo 3 incide sobre as considerações relevantes para o registo do sinal de EMG, assim como para a instrumentação a ser usada e sua manipulação. São ainda introduzidos os conceitos para o planeamento, desenvolvimento e implementação do algoritmo para identificação de tempos de activação musculares.

No capítulo 4 é apresentado o procedimento adequado para a elaboração e obtenção do termo de Consentimento Informado, após a sua breve contextualização histórica.

O capítulo 5 apresenta os materiais e metodologias utilizados no desenvolvimento e implementação do equipamento para a quantificação da Espasticidade, segundo a abordagem proposta, no âmbito desta dissertação. São ainda descritos todos os participantes e pacientes, envolvidos nos ensaios, assim como os procedimentos e protocolos adoptados.

No capítulo 6 apresenta-se a análise e discussão dos resultados obtidos em todos os ensaios experimentais realizados no âmbito desta dissertação (identificação do ponto motor e placas motoras, análise comparativa dos eléctrodos testados, desempenho do algoritmos desenvolvido e implementado para identificação de tempos de activação muscular e equipamento para quantificação da Espasticidade).

Por fim, no capítulo 7, são apresentadas as conclusões desta dissertação, assim como as propostas para trabalhos futuros.

2. Espasticidade e sua fisiologia

Neste capítulo descreve-se os mecanismos fisiológicos de controlo motor, relevantes no contexto da Espasticidade, para facilitar a compreensão dos mecanismos deste distúrbio. É ainda apresentada uma revisão de métodos para identificação do ponto motor e placas motoras, dos músculos, de modo a maximizar a eficácia tanto do processo de detecção do sinal de EMG como do processo de infiltração de toxina Botulínica, no tratamento de músculos espásticos.

2.1. Sistema nervoso

O sistema nervoso (SN) humano é muito complexo e sofisticado, assegura todos os mecanismos de regulação das funções rítmicas e vitais do corpo, assim como o controlo motor, é essencialmente constituído pelo sistema nervoso central (SNC) e o sistema nervoso periférico (SNP) [36] [37].

O SNC recebe, integra e processa a informação recebida e envia, posteriormente, uma resposta adequada, para as glândulas, músculos ou órgãos, coordenando a actividade de todas as partes do corpo [36] [37]. O SNC é constituído pelo encéfalo, localizado na cavidade craniana, e a medula espinal, localizada no canal raquidiano ao longo da coluna vertebral. O encéfalo, por sua vez, é constituído pelo cérebro, responsável pela capacidade de memória e pela inteligência, entre outras funções, cerebelo, cujas principais funções consistem em assegurar o equilíbrio e a coordenação motora, e tronco cerebral que inclui: o tálamo e hipotálamo, que asseguram sensações de sono, fome e sede, por exemplo; medula, que controla as actividades vitais do corpo; mesencéfalo e ponte, que asseguram a transmissão dos impulsos no encéfalo [38]. A medula espinal assegura a transmissão de informação entre o encéfalo e as extremidades distais [37].

O SNP estabelece a ligação entre o SNC e todas as partes do corpo, é constituído essencialmente pelo sistema somático (SNS) e o sistema autónomo (SNA). O SNS está relacionado com o controlo voluntário, é responsável por estabelecer um meio de comunicação e interacção entre o organismo e o meio ambiente que o rodeia. Esta interacção é promovida por meio de nervos sensoriais (fibras aferentes), que recolhem a informação relativa ao meio ambiente, e pelos nervos que comandam o corpo (fibras eferentes), em função da informação recebida pelos nervos sensoriais. Por sua vez, o SNA está relacionado com controlo involuntário,

assegura a homeostasia do corpo, para além de algumas reacções relacionadas com emoções [36] [37].

A troca de mensagens no SN é promovida, sob forma de impulsos nervosos, através de uma rede de células especializadas, os neurónios, que constituem as várias vias do SN. Os impulsos, gerados por acção de estímulos, são transmitidos de neurónio em neurónio ou a outros tecidos, como por exemplo os músculos, na sinapse. A transmissão do impulso nervoso de um neurónio para outro é promovida através de um neurotransmissor, gerado na extremidade do neurónio quando o impulso nervoso se aproxima, dado que os neurónios não se encontram em contacto directo [36] [37].

2.1.1. Sistema motor

O sistema motor é constituído por dois neurónios importantes, o neurónio motor superior (NMS) e o neurónio motor inferior (NMI), ambos essenciais para o controlo dos músculos [39].

O NMS localiza-se no córtex motor, onde são gerados os impulsos neuronais de comando, que se propagam pelo seu axónio. Estes impulsos são transmitidos pelo NMS ao NMI, com o qual faz sinapse, na medula espinal e no tronco cerebral. O NMI recebe ainda influências vindas de um complexo de núcleos de neurónios, denominados de gânglios de base, cuja principal função é o controlo dos movimentos. Por sua vez, o axónio do NMI estende-se até às fibras musculares esqueléticas, com as quais faz sinapse, permitindo deste modo o controlo da actividade muscular. O NMS é responsável pela iniciação do movimento voluntário e o controlo adequado do tónus muscular [38] [39].

2.1.1.1. Anatomia envolvida

Os membros apresentam músculos ou grupos musculares em oposição, de modo a permitir movimentos em mais do que um sentido, dado que uma contracção muscular apenas gera movimento num único sentido. O músculo responsável pelo movimento de um membro é denominado de músculo agonista, por outro lado, o músculo que se opõe ao movimento é denominado de músculo antagonista [40].

Promover o movimento de um membro num determinado sentido envolve a correlação entre a contracção e relaxação de músculos agonistas/antagonistas. Esta sinergia é assegurada pelo SN, por inibição recíproca dos músculos ou grupos musculares envolvidos no movimento.

Durante este processo fisiológico, quando o cérebro envia uma ordem para contrair o músculo agonista também é enviada uma ordem para relaxar o músculo antagonista, para evitar co-contracções musculares (Figura 8) [40].

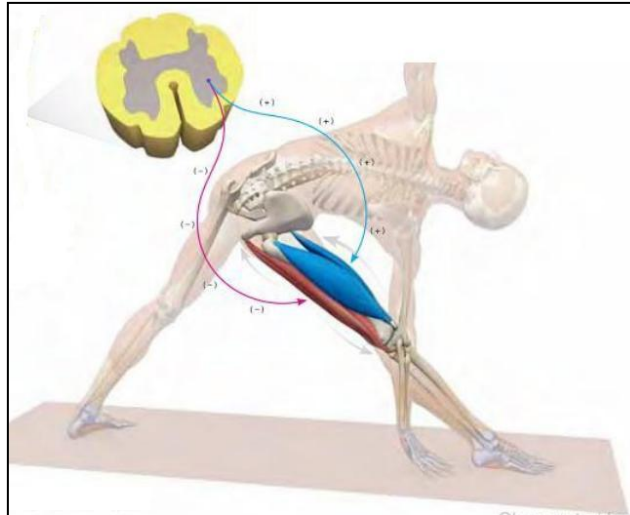


Figura 8 Exemplo de uma inibição recíproca. Ordem para contracção (+) do Quadríceps (músculo agonista), nesta situação é promovida a extensão do Fémur, ao mesmo tempo que é enviada uma ordem para relaxar (-) ao músculo antagonista [40].

O movimento dos membros é promovido por uma força exercida por contracções musculares, nos pontos de inserção do músculo. O SNC é informado das activações musculares e posição dos membros, por receptores (fibras sensoriais) presentes nos músculos e ligamentos. Os receptores dos músculos esqueléticos são os fusos neuromusculares, que disponibilizam informação do comprimento e velocidade de estiramento muscular e o órgão de tendão de Golgi, sensível a pequenas alterações na tensão do tendão (figura 9). Estes receptores enviam a informação, sob forma de fluxos nervosos, necessária para o controlo dos movimentos, pelo SN [41].

Os fusos neuromusculares localizam-se no músculo, em paralelo com as fibras musculares, enquanto o órgão do tendão de Golgi localiza-se na junção tendino-muscular, em série com as fibras musculares [41]. Os fusos neuromusculares apresentam dois tipos de fibras sensoriais, as fibras aferentes primárias Ia e as fibras aferentes secundárias II. As fibras sensoriais Ia transmitem a informação relativa à taxa de mudança no comprimento, enquanto as fibras sensoriais II são influenciadas por alterações no comprimento estático absoluto [8].

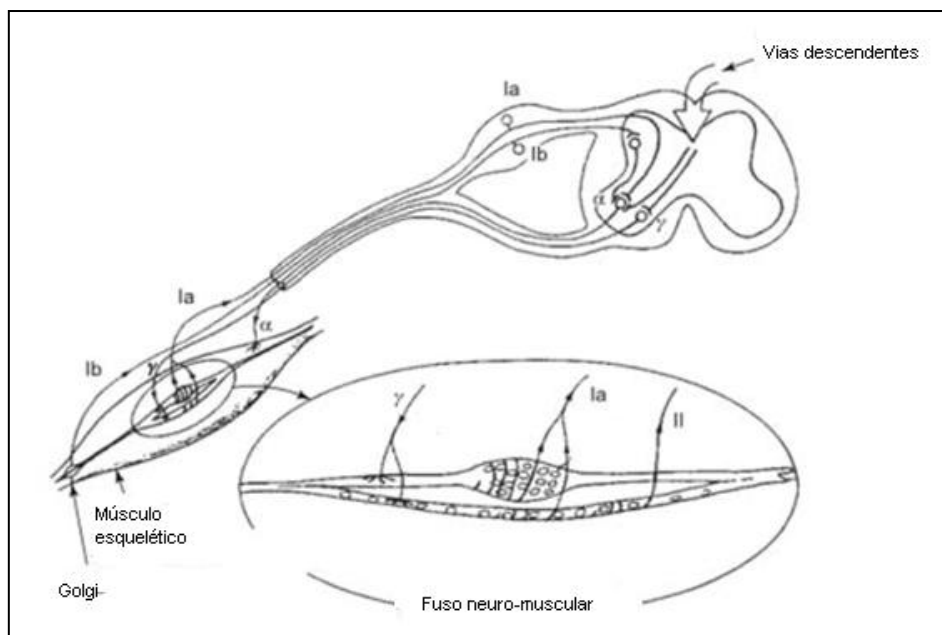


Figura 9 Fuso neuromuscular e circuito básico [4].

O NMI agrega duas categorias: alfa e gama. O NMI alfa enerva as fibras musculares, responsáveis pela geração de força, enquanto o NMI gama enerva as fibras do fuso neuromuscular e controla a sua sensibilidade ao estiramento. Quando um NM é activado todas as suas fibras musculares também são activadas, a activação do NM alfa e gama é coordenada pelo SN. O número de neurónios motores que controlam os músculos varia proporcionalmente com a complexidade de controlo requerida [41] [4].

2.1.1.2. Reflexo de estiramento

O RE é uma resposta reflexiva pré-programada a um estímulo, neste caso o estiramento muscular. Esta actividade reflexiva regula o tónus muscular, responsável pela postura e sustentação, para além de controlar e suavizar os movimentos [41] [42] [43].

O tónus muscular é definido como a resistência oferecida por um músculo ao seu estiramento, e quanto mais elevado o tónus muscular mais resistência o músculo oferece ao seu estiramento. Por outro lado, um músculo hipotónico não oferece qualquer resistência ao seu estiramento [42] [43].

Durante o estiramento muscular, os fusos neuromusculares também são estirados, a esse momento as fibras aferentes, Ia e II, transmitem imediatamente PA para o SNC, cuja frequência é proporcional ao alongamento (componente estática) e à velocidade de estiramento

(componente dinâmica) [4] [42]. Em resposta, segue-se uma ordem de contracção, através do neurónio motor alfa, até ao músculo em estiramento, originando uma contracção reflexiva do músculo antagonista, ao mesmo tempo que os músculos agonistas recebem uma ordem para relaxar. A, conseqüente, correcção é proporcional à variação, do comprimento ou velocidade, provocada pelo estiramento [4] [44].

2.2. Actividade muscular característica da Espasticidade

A Espasticidade afecta as funções neuromusculares dos pacientes, as resultantes perturbações na actividade muscular podem ser observadas por electromiografia (EMG) [10] [45] [46].

A maioria dos pacientes afectados com Espasticidade apresenta uma constante actividade muscular em repouso, para além do tónus muscular. Este aumento da actividade muscular está associado à hipertonia muscular, responsável por disfunções funcionais e posturais. Os espasmos, espontâneos ou contínuos, frequentemente observados em pacientes com Espasticidade, são também eles caracterizados por contracções musculares [10] [47].

Tipicamente a Espasticidade é caracterizada pelo aumento da dependência da velocidade da resposta do RE, resultante da diminuição do LRE e responsável pelo aumento do tónus muscular. O LRE apresenta uma dependência da velocidade linear, isto é, quanto mais rápido for o estiramento muscular, mais cedo ocorre uma contracção muscular (figura 10). De notar que, após um estiramento muscular passivo a elevadas velocidades, podem ser observadas contracções musculares rítmicas e de baixa frequência (figura 11) [10].

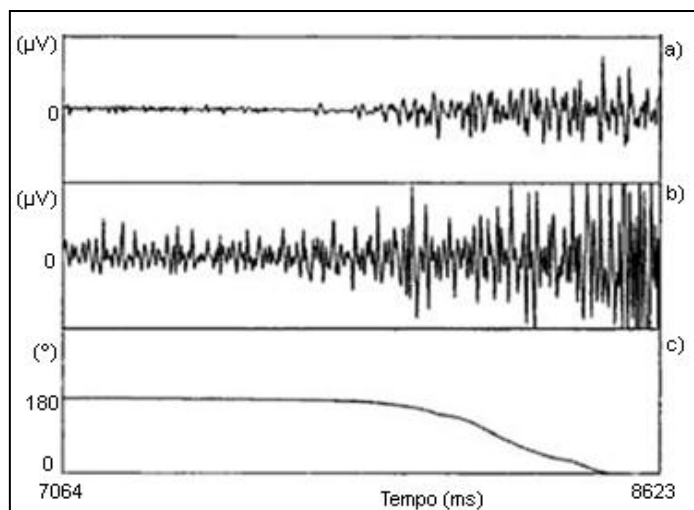


Figura 10 Exemplo da resposta ao estiramento muscular do Bíceps Braquial e trapézio. Em a), Bíceps Braquial e em b) no trapézio, afectados com Espasticidade. Em c) apresenta-se o sinal registado pelo goniómetro, que regista o deslocamento do membro. Pode ser observado, em ambos os músculos, um aumento da actividade muscular durante o estiramento muscular [10].

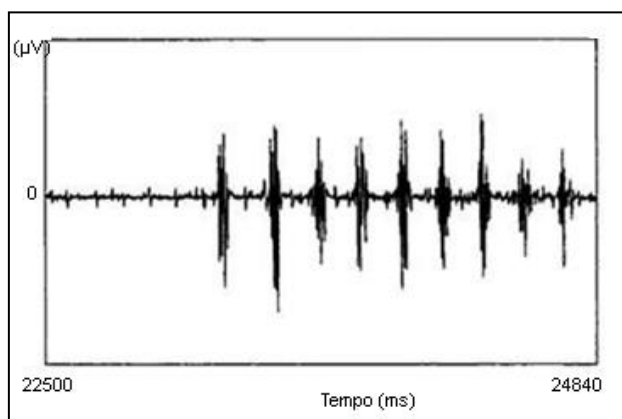


Figura 11 Exemplo da actividade muscular, do músculo Solear afectado com Espasticidade. Resposta muscular após um estiramento muscular a elevada velocidade. Podem ser observadas contracções musculares rítmicas de baixa frequência, observadas logo após o estiramento muscular [10].

2.3. Identificação do ponto motor e placas motoras

A identificação do ponto motor assume um papel importante, tanto para a detecção do sinal de EMG como para o sucesso da infiltração de toxina botulínica tipo A (TBA) [10] [7].

O ponto motor corresponde à área muscular com maior densidade de placas motoras, caracterizado como a área mais activa do músculo, onde um mínimo estímulo provoca uma

contração muscular [10] [22]. Por sua vez, as junções neuromusculares correspondem a ligação entre a terminação nervosa de um axónio, de um NM, às suas respectivas fibras musculares (figura 12). As ramificações das terminações nervosas, que se ligam às respectivas fibras musculares, são designadas por placas motoras. Cada placa motora envolve a libertação de transmissores electroquímicos, na sinapse, que leva à activação do processo de despolarização das membranas musculares, desencadeando contrações musculares [5].

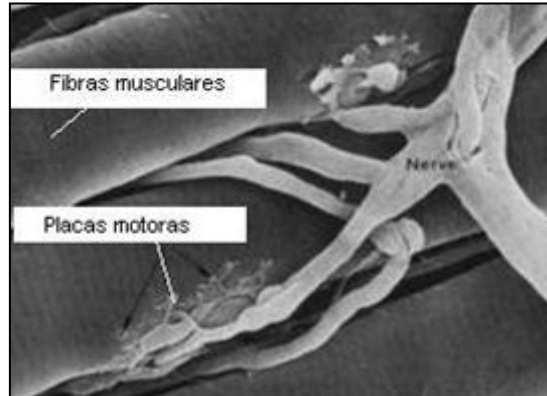


Figura 12 Exemplo da inserção das placas motoras nas fibras musculares [5].

Em algumas aplicações, considera-se que o ponto motor e as junções neuromusculares são coincidentes, a tabela 2 apresenta a relação de proximidade entre o ponto motor e as junções neuromusculares dos músculos mais frequentemente afectados pela Espasticidade [10] [7].

Tabela 2 Relação de proximidade entre o ponto motor e as junções neuromusculares.

Ponto motor afastado das junções neuromusculares	Ponto motor próximo das junções neuromusculares	Ponto motor coincidente com as junções neuromusculares
Bíceps	Gastrocnêmio	Tíbias Anterior
Deltóide	Peroneus Longus	Braquiorradial
Flexor Carpi Radial		
Flexor digitorum sublimis		
Vasto Interno		
Esternomastóideo		
Palmaris Longus		

A infiltração de TBA nos músculos espásticos é um dos tratamentos mais frequentemente utilizado para o controlo da Espasticidade, o seu sucesso depende fortemente da área onde é efectuada a infiltração [22]. Dado que, a TBA actua nas junções neuromusculares inibindo a libertação dos neurotransmissores, o seu efeito é maximizado quando infiltrada numa região densa de placas motoras, sugerindo que o local ideal para a sua infiltração é o ponto motor [22] [27]. Um pequeno desvio na infiltração pode originar uma perda funcional de 50% [27].

A identificação do ponto motor assume um papel importante, para a disposição ajustada dos eléctrodos de EMGs. Estes devem ser colocados a meia distância entre o ponto motor e a junção tendino-muscular, para maximizar a qualidade do sinal de EMG registado [7].

O método mais vulgarmente utilizado, para localizar o ponto motor, consiste em identificar, por palpação, a região do ventre do músculo. Salvo excepções, em que o ponto motor se situa afastado das junções neuromusculares, considera-se que o ponto motor se situa no ventre do músculo [10] [27]. Esta observação clínica nem sempre se revela eficaz, principalmente quando se trata de músculos profundos ou com configurações complexas [22]. Urge portanto a necessidade de recorrer a meios técnicos mais sofisticados [10].

A bibliografia apresenta uma vasta gama de técnicas utilizadas para a localização do ponto motor e placas motoras: localização anatómica, com base em mapeamentos anatómicos, da estrutura do ponto motor; estimulação eléctrica, para identificação do ponto motor, à superfície do músculo; técnicas de orientação com EMG invasiva (EMGi), para localização das propriedades características dos potenciais das placas motoras [10].

2.3.1.Ponto motor com base em mapeamentos anatómicos

Este método apresenta-se como um dos mais frequentemente utilizados, consistindo numa identificação baseada em mapeamentos das estruturas anatómicas do ponto motor e junções neuromusculares [48]. Os mapeamentos são efectuados por dissecação de tecidos musculares, em cadáveres, para identificação do local onde está presente o ponto motor [49].

A bibliografia disponibiliza uma vasta gama de mapeamentos de músculos complexos e dos respectivos pontos motores [49] [50]. Em [50] é proposto um método baseado em mapeamentos anatómicos para a identificação do ponto motor do Bíceps Braquial, considerando

que o ponto motor pode ser identificado, com relativa precisão, com duas coordenadas [48]. Segundo este método o ponto motor é definido segundo um eixo de referência que liga o Processo Coracóide com o Epicôndilo lateral, do Úmero (figura 13) [50].

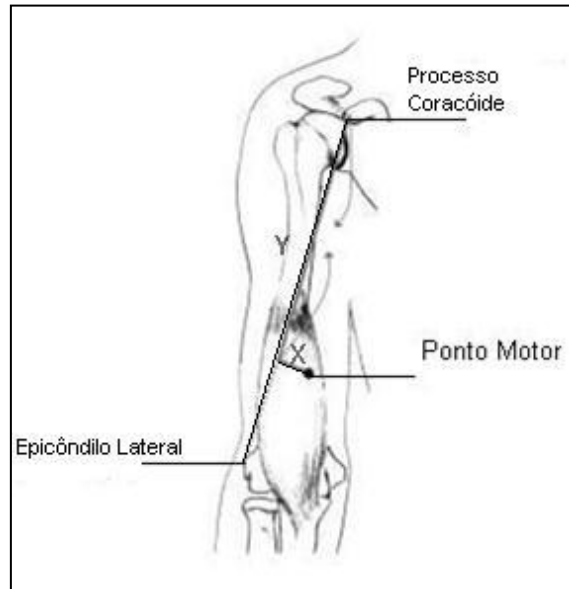


Figura 13 Esquema ilustrativo da identificação anatômica do ponto moto do músculo Braquail. Apresentam-se as linhas de referência: entre o Processo Coracóide e o Epicôndilo lateral do Úmero (eixo y); a linha de referência perpendicular ao eixo y (eixo x) [50].

Conclui-se que o ponto motor do músculo Brachial se localiza a aproximadamente 70% de distância, segundo a linha de referência, desde o Processo Coracóide até ao Epicôndilo lateral, a uma profundidade de 2 cm, segundo o eixo perpendicular. Definem que o ponto motor do Bíceps se localiza a 53% da distância desde o Processo Coracóide até ao Epicôndilo lateral. A profundidade, segundo um eixo perpendicular, não é referida por considerarem que este ponto motor pode ser identificado num ponto intermédio de profundidade [50].

Este método permite uma localização satisfatória do ponto motor, no Bíceps Brachial, sem qualquer risco de lesões [50] [51]. Pode ser complementado com recurso a EMG e estimulação eléctrica, para uma localização mais precisa do ponto motor [50].

2.3.2. Ponto motor com recurso a estimulação eléctrica e EMGs

Como referido anteriormente, o ponto motor é caracterizado como a área muscular com maior densidade de placas motoras, área mais activa do músculo, onde um recrutamento muscular pode ser provocado por um estímulo mínimo e de curta duração [10] [49].

Esta técnica recorre ao uso de estimulação eléctrica, aplicando um estímulo no nervo que enerva o Bíceps Braquial (nervo musculocutâneo). Tipicamente, é possível recrutar uma activação muscular com um estímulo, à superfície do nervo, de aproximadamente 10 mA, com uma duração de 0,5s [22] [50]. Eléctrodos de EMGs colocados à superfície do músculo, fornecem o perfil da actividade muscular, em resposta ao estímulo aplicado [10]. O estímulo mínimo, ao qual se observa um recrutamento muscular, é reproduzido à medida que se vai deslocando o eléctrodo activo, assumindo o papel de eléctrodo explorador, à superfície do músculo. Os pontos onde se observa uma maior actividade muscular, são marcados representando as regiões mais activas do músculo. Deste modo, é identificada a área correspondente ao ponto motor [22] [1].

Este método revela-se satisfatório, para identificar a região do ponto motor à superfície do músculo, com a vantagem de não ser um método invasivo [10].

2.3.3. Propriedades características dos potenciais das placas motoras

As placas motoras localizam-se numa região profunda do corpo do músculo, são caracterizadas segundo as propriedades eléctricas dos seus potenciais de acção das unidades motoras (PAUM), resultantes da sinapse [10] [22].

Este método recorre ao uso de EMGi, com um eléctrodo de agulha que assume o papel de eléctrodo explorador. O eléctrodo é inserido no músculo, à medida que vai capturando o sinal de EMG, efectuando um varrimento dos tecidos musculares, reposicionando e ajustando a agulha, até serem encontradas as propriedades características dos potenciais das placas motoras [10] [27]. A tabela 3 apresenta as propriedades características dos potenciais das placas motoras [10] [22].

Tabela 3 Propriedades características dos potenciais das placas motoras.

Propriedades características dos potenciais das placas motoras
Ruído de fundo (ondulação de base) de baixa voltagem entre 10-40 μ V
Pulsos monopolares que aparecem quando o eléctrodo é deslocada na região próxima da placa motora
Sinal quase maioritariamente negativo
Som característico, semelhante ao som produzido “pela chuva a cair num telhado de zinco”
Dor associada ao contacto da agulha com a placa motora

O posicionamento e ajuste da agulha são guiados pelo reconhecimento sonoro, disponibilizado pela EMGi, permitindo identificar o som característico dos PAUMs produzidos na região das placas motoras [10].

Apesar deste método ser considerado eficiente e satisfatório, principalmente para guiar a infiltração de TBA, pode não ser apropriado quando o paciente não consegue relaxar totalmente o músculo [10] [22] [50]. No entanto, para além das propriedades das placas motoras não serem totalmente conhecidas, não é praticável efectuar sucessivas inserções, com a agulha, no músculo. O uso desta técnica pode ainda apresenta riscos de dor e lesões nas junções neuromusculares, associadas à fricção da agulha com as mesmas [48] [51].

3. Electromiografia e instrumentação

A electromiografia é um método electrofisiológico, de monitorização da actividade muscular. Ao longo deste estudo este método assume um papel de extrema importância, tanto para o desenvolvimento do equipamento, para quantificação da Espasticidade, como no estudo das propriedades características do ponto motor e placas motoras.

Este capítulo introduz os aspectos relevantes, deste método electrofisiológico, tanto para a sua implementação como para o processamento e análise do sinal. É ainda apresentada uma revisão dos instrumentos para a detecção do sinal, assim como os cuidados a ter com a sua escolha e manuseamento.

3.1. EMG

A EMG monitoriza e caracteriza a actividade eléctrica muscular, gerada pelos músculos durante a sua activação [52] [46]. Este sinal assume um particular interesse em aplicações biomédicas e diagnóstico clínico na área da reabilitação e estudos de controlo motor [52].

O elemento fundamental que permite a detecção da EMG é o potencial de acção das fibras musculares (PAFM), que resulta da propagação de um PA através das membranas excitáveis de uma fibra muscular [53]. Os PA têm origem numa mudança abrupta de um potencial de repouso negativo para um potencial positivo, seguindo-se um rápido retorno a um potencial negativo [5]. A amplitude de um PAFM é proporcional às dimensões das fibras musculares activas, é frequentemente medida pico a pico, desde o máximo pico negativo até ao máximo pico positivo, podendo variar entre 0,12 a 2 mV [47] [54].

As fibras musculares de um músculo não são excitadas individualmente, são controladas em grupo, definindo as UM. Cada UM, é constituída por um NM alfa, o seu axónio e todas as fibras musculares que estimula (figura 14) [53]. Quando é gerado um impulso por um NM alfa, nas junções neuromusculares das respectivas fibras da UM, dá origem à propagação de PAs. Estes PAs, propagam-se, em ambos os sentidos, através das membranas das fibras musculares, activando cada fibra muscular [46]. Em circunstâncias normais não são detectados os PAFM, individualmente, mas sim o somatório algébrico de todos os PAFMs registados em cada UM, definidos como PAUMs [53] [55]. Em contracções musculares sustentadas, para manter ou aumentar a força gerada pelo músculo, as UM são activadas repetitivamente, gerando múltiplos

PAUMs, definidos como múltiplos PAUMs (MPAUM). Deste modo, quando ocorre uma contracção muscular o sinal de EMG apresenta uma variação em amplitude e frequência [53].

A corrente envolvida na propagação dos PAs, através das membranas das fibras musculares, pode ser detectada, colocando eléctrodos suficientemente perto das fibras [46].

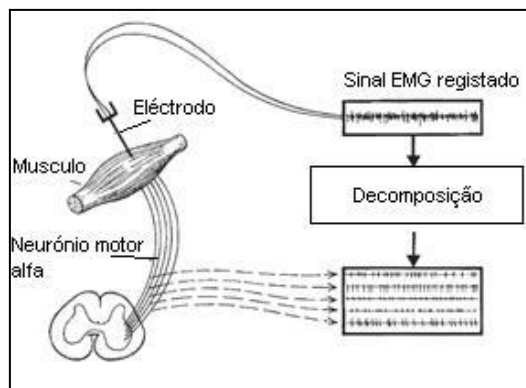


Figura 14 Exemplo da organização mioelétrica registada. Apresentação da subsequente decomposição de cinco PAUM sobrepostos [55].

3.1.1.EMG de superfície e EMG invasiva

A actividade eléctrica muscular pode ser registada à superfície do músculo ou directamente nas fibras musculares [56].

A EMGs consiste em detectar a actividade eléctrica muscular, colocando eléctrodos à superfície da pele, na proximidade do músculo alvo. Por sua vez, a EMGi consiste em detectar a actividade eléctrica muscular directamente nas fibras musculares, inserindo o eléctrodo nas fibras musculares do músculo alvo [56].

Por não ser invasiva e também de fácil implementação, a EMGs é um método frequentemente utilizado, apesar de apresentar algumas limitações, como por exemplo a sua baixa selectividade, principalmente em músculos com organizações anatómicas complexas, a susceptibilidade à interferência de músculos vizinhos no sinal de EMG do músculo alvo, e o facto de restringir a utilização a músculos periféricos [20] [57]. Sendo a EMGi uma técnica invasiva, há certas restrições à sua utilização. Porém este método apresenta algumas vantagens, comparativamente com a EMGs, como por exemplo a sua elevada selectividade, tanto em músculo periféricos como em músculos profundos, permitindo seleccionar músculos em organizações anatómicas complexas e diminuindo a sua susceptibilidade à interferência causada

por músculos vizinhos. A EMGi permite ainda guiar o posicionamento do eléctrodo com auxílio de um sinal sonoro, gerado pela activação das UMs, permitindo guiar o eléctrodo até aos tecidos musculares alvo [58].

No caso da EMGs, o sinal registado pode apresentar amplitudes compreendidas entre os 0.01 mV e 5 mV e uma largura de banda compreendida entre 10 Hz e 500 Hz. No caso da EMGi, o sinal gerado apresenta amplitudes compreendidas entre 0.05 mV e 5 mV e uma largura de banda compreendida entre 0,1 e 10000 Hz [56] [59]. A atenuação da amplitude mínima detectada no sinal de EMGs e a diminuição da sua largura de banda, comparativamente a EMGi, estão associadas à influência dos tecidos presentes entre as fibras musculares activas e a superfície de detecção do eléctrodo [56].

A aplicabilidade da EMGs e o conhecimento acerca das suas características tem aumentado consideravelmente ao longo dos anos. O projecto Europeu SENIAM (*Surface EMG for a non-invasive assessment of muscle*), criado em 1996, em colaboração com diversos grupos de investigadores, tem como principal objectivo normalizar os dados obtidos com EMGs. Este projecto conduziu à elaboração de recomendações sobre sensores, utilização de sensores, processamento e modelação de sinais [60].

3.1.2. Ruídos e artefactos que afectam o sinal de EMG

À medida que o sinal de EMG percorre os tecidos vai adquirindo ruído, que pode influenciar negativamente o perfil do sinal registado. Para além deste factor, o sinal de EMG é susceptível de ser afectado por ruídos e/ou artefactos, associados ao seu sistema de aquisição [52].

A consideração dos factores que podem influenciar negativamente o sinal de EMG, durante o planeamento do sistema de aquisição e processamento, contribui para maximizar sua qualidade e garantir a sua integridade. O ruído eléctrico e artefactos que podem afectar negativamente o perfil do sinal podem ser caracterizados e agrupados nas seguintes categorias [52]:

- Ruído inerente ao dispositivo electrónico: todos os dispositivos electrónicos produzem ruído, que podem ser atenuados, recorrendo a equipamento de alta qualidade;

- Ruído ambiente: ruído associado a constante exposição do corpo a radiações electromagnéticas, por exemplo. Este tipo de ruído, que é dificilmente limitado, pode influenciar directamente a amplitude do sinal;
- Artefactos de movimento: estes artefactos podem ser causados, principalmente, por uma interface inadequada dos eléctrodos e/ou pelo movimento dos cabos, podem causar irregularidades no perfil do sinal registado. Um estudo prévio do sistema a ser implementado pode atenuar o risco de ocorrência deste tipo de artefactos;
- Ruído inerente à instabilidade do sinal de EMG: O sinal de EMG é afectado por ruído inerente as activações de UMs, que ocorrem numa gama de frequências compreendidas entre 0 e 20 Hz. Portanto esta gama deve ser atenuada para minimizar a presença deste tipo de ruído.

O processo de registo do sinal de EMG pode ser afectado por vários factores, que podem ter influência directa no perfil do sinal registado. Estes factores podem ser classificados nas seguintes categorias [52]:

- Factores causativos extrínsecos: associados às características e colocação dos eléctrodos, podendo ter influência directa no sinal registado;
- Factores causativos intrínsecos: associados a factores fisiológicos, anatómicos e bioquímicos, como por exemplo a quantidade de UMs activas, morfologia das fibras musculares, quantidade de tecidos entre o eléctrodo e os tecidos musculares em estudo;
- Factores intermediários: influência de um ou mais factores causativos, podem ser aspectos físicos e/ou fisiológico. Por exemplo, a largura de banda dos eléctrodos, colocação desajustada dos eléctrodos, interferência de músculos vizinhos no sinal de EMG do músculo alvo (fenómeno de “crosstalk”).
- Factores determinísticos: factores que tem influência directa na informação contida no sinal de EMG registado. Por exemplo, o número de UM activa, taxa de activação muscular, amplitude e duração dos PAUM.

A consideração dos factores referidos, contribui para maximizar da relação sinal/ruído, do sinal registado, com o propósito de maximizar a informação correspondente a actividade eléctrica muscular e minimizar influência do ruído, e minimizar o risco de distorção do sinal, minimizando o risco de danificar a informação contida no sinal de EMG [52].

3.2. Detecção de contracções musculares

As contracções musculares são caracterizadas por activações musculares, para gerar ou aumentar a força, identificadas por um aumento sustentado em amplitude e frequência do sinal de EMG [52] [56].

A identificação de contracções musculares, em músculos esqueléticos, assume um papel importante, para estudos de controlo motor. Este processo apresenta-se como um desafio, no desenvolvimento de aplicações médicas e equipamentos experimentais [52] [61]. Vários métodos têm sido propostos, com este propósito, Porém a maioria dos algoritmos propostos apenas se revelam fiáveis quando o sinal de EMG apresenta uma elevada relação sinal/ruído [52]. No entanto, este sinal pode ser afectado por vários factores, que podem dar origem a falsas detecções afectando negativamente a fiabilidade do algoritmo. Os principais factores que podem influenciar a fiabilidade do algoritmo são descritos na figura 15 [62]:

- Escolha do limiar, a partir do qual se considera a ocorrência de uma activação muscular.
- Artefactos e ruídos presentes no sinal de EMG, como por exemplo a presença do sinal de ECG, em alguns tecidos musculares, ruído eléctrico associado ao equipamento usado, artefactos de movimento;
- Taxa de activação muscular, durante uma contracção muscular, podendo influenciar a resolução temporal.

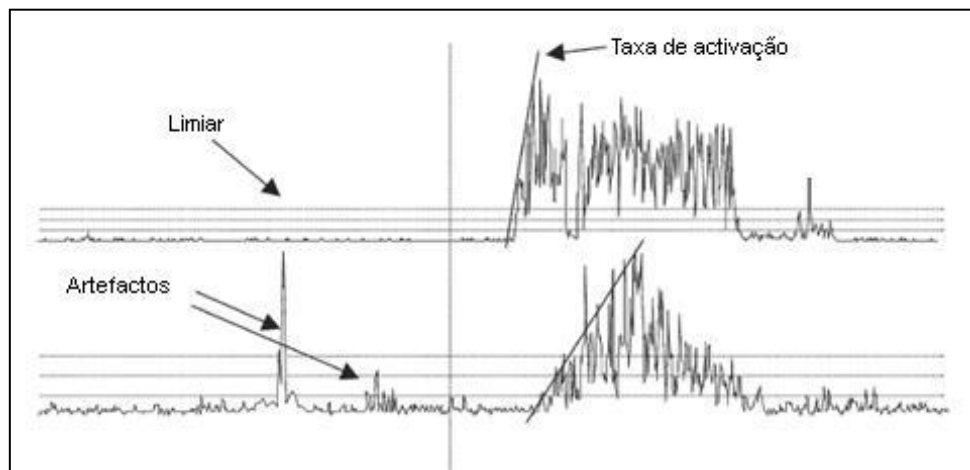


Figura 15 Exemplo de artefactos, taxa de activação e limiar, no sinal de EMG. Neste exemplo, é apresentado o sinal de EMG depois de filtrado e rectificado [62].

A escolha do valor do limiar assume um papel de extrema importância, para a sensibilidade e resolução temporal do algoritmo [52] [62]. Dado que, o limiar é estabelecido a partir da amplitude do sinal de base, correspondente ao tónus muscular (em repouso), um sinal de base com baixa variabilidade e baixa amplitude apresenta um baixo limiar. Por outro lado, um sinal de base com grande variabilidade e elevada amplitude, origina um limiar mais elevado. Consequentemente, um limiar baixo resulta num aumento da sensibilidade e pode gerar detecções prematuras. Por sua vez um limiar elevado resulta numa diminuição da sensibilidade, podendo dificultar a detecção de contracções musculares de baixa amplitude. A determinação do limiar tem uma influência directa na resolução temporal do algoritmo, isto é, um elevado limiar pode originar a detecção mais tardia, de uma contracção muscular, do que um limiar inferior [62].

A resolução temporal, do algoritmo, pode ainda ser afectada pela taxa de activação, isto é, em relação a um dado limiar, uma activação muscular mais lenta pode originar uma detecção mais tardia, do início de uma contracção muscular, do que uma activação muscular mais rápida [62].

Um dos principais factores, que pode dar origem a falsas detecções, é a presença de artefactos no sinal de EMG. O sinal gerado pelos artefactos pode atingir o limiar pré-definido, dando origem a uma falsa detecção [62].

Tanto a fiabilidade como a aplicabilidade de um algoritmo, para a identificação inequívoca e precisa de contracções musculares, requer os seguintes requisitos [52] [61] [62]:

- Elevada sensibilidade: capacidade de detectar pequenos aumentos de actividade muscular;
- Resolução temporal: minimizar o erro associado ao instante inicial considerado para uma contracção muscular;
- Possibilidade de falso alarme: garantir uma directa relação entre identificação de uma contracção muscular e falso alarme;
- Possibilidade de uso em tempo real: requerendo reduzido tempo de processamento;
- Processamento sem necessidade de um *hardware* muito sofisticado e dispendioso.

3.3. Eléctrodos de EMG

Este tipo de eléctrodos é designado por transdutores, utilizam um elemento sensor que detecta um tipo de energia e o transforma em outro tipo de energia [58].

Os eléctrodos de EMG apresentam-se sob duas formas principais: eléctrodos de superfície e eléctrodos invasivos (figura 16). Os eléctrodos de superfície são colocados à superfície da pele, próximo das fibras musculares alvo, enquanto os eléctrodos invasivos são inseridos nos tecidos musculares alvo [58].

Cada uma destas tecnologias apresenta diversos modelos especializados, podendo apresentar diversas configurações, constituindo vantagens e desvantagens em função da aplicação pretendida [58].

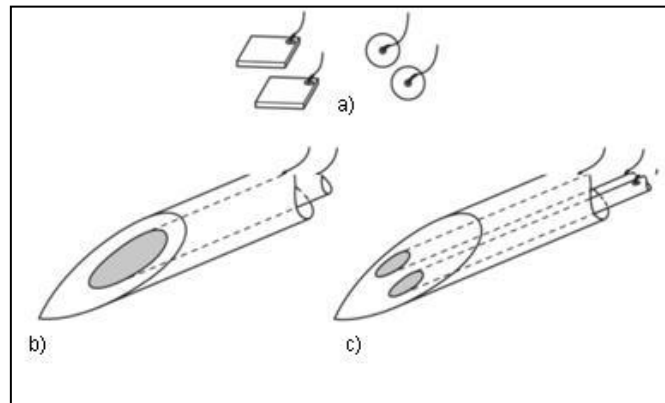


Figura 16 Exemplo de eléctrodos de EMGs e EMGi. Em a) eléctrodos de EMGs e, em b) e c), eléctrodos de agulha de EMGi.

A bibliografia relata, principalmente, o uso de eléctrodos de superfície e eléctrodos invasivos de agulha. A selecção do eléctrodo a ser usado, para registar a actividade eléctrica muscular, depende de duas considerações importantes:

- Objectivos do estudo a ser realizado: tendo em conta a informação que se pretende obter com o sinal de EMG. Por exemplo, a obtenção do sinal de um número muito restrito de UM ou obtenção do sinal de grupo de UMs de um músculo alvo;
- Adequabilidade do seu uso: tendo em conta a aceitação por parte do paciente, para se submeter ao tipo de eléctrodos utilizado. Adequabilidade do eléctrodo em função da duração do estudo.

A tabela 4 apresenta os dois tipos de eléctrodos referidos, em função das suas aplicações ou estudos recomendados [6].

Tabela 4 Aplicabilidade dos EMGs e EMGi de agulha.

Eléctrodos de superfície	Eléctrodos de agulha
Estudos de força e tempos de activação	Estudos das características de MUAPs
Estudos cinesiológicos de músculos superficiais	Estudos de controlo motor (activação, recrutamento das UMs)
Estudos neurofisiológicos de músculos superficiais	Exploração clínica via EMG
Estudos fisiológicos	
Interface homem maquina via EMG	

Ao longo deste estudo, pretende-se registar o sinal de EMG com dois propósitos principais: estudo de tempos de activações musculares de músculos periféricos (Bíceps Braquial); exploração clínica das propriedades características dos potenciais das placas motoras e ponto motor. Para alcançar todos os objectivos, são considerados eléctrodos de superfície e eléctrodos invasivos de agulha.

3.3.1. Configuração bipolar

A configuração dos eléctrodos diz respeito ao número de superfícies de detecção e a sua organização estrutural, podendo ter influência directa na informação contida no sinal registado [58] [63].

A configuração bipolar assume um papel importante, para maximizar a qualidade do sinal de EMG [58]. Nesta configuração são usadas duas superfícies de detecção, para detectar duas diferenças de potencial cada uma em relação a um eléctrodo de referência. Esta arquitectura é usada com um amplificador diferencial, que subtrai a diferença de potencial registada por um dos eléctrodos a diferença de potencial registada pelo segundo eléctrodo. Dado que os eléctrodos detectam os gradientes dos potenciais locais, os sinais da actividade eléctrica dos tecidos musculares alvo não serão iguais, portanto a diferença entre potenciais será diferente de zero e amplificada [64].

3.3.2. Eléctrodos de superfície

Os eléctrodos de EMGs dividem-se em eléctrodos passivos e eléctrodos activos, ambos constituídos por um elemento condutor que captura a corrente gerada pela actividade muscular, através da interface do eléctrodo com a pele.

3.3.2.1. Eléctrodos passivos

Os eléctrodos passivos apresentam uma arquitectura simples, constituídos por uma placa de material condutor, geralmente apresentam geometria circular ou paralelepípedica. O uso deste tipo de eléctrodos pode apresentar-se problemático, por serem susceptíveis a artefactos de movimentos [6] [58]. Após o sinal ter sido detectado, este é transmitido por um cabo, este cabo de transmissão pode ser uma fonte significativa de ruído [57].

O método mais eficaz para minimizar o risco de artefactos de movimento consiste em evitar o contacto directo entre o metal condutor do eléctrodo com a pele. Deste modo, nos eléctrodos de superfície comerciais, mais comuns, a superfície de detecção é mantida afastada da pele, as vias condutivas, entre a pele e o metal condutor do eléctrodo, são asseguradas pela presença de um gel condutor. A fixação do eléctrodo é geralmente assegurada por meio de fita adesiva, colocada sobre o eléctrodo e a pele, ou por um gel aderente [58].

3.3.2.2. Eléctrodos activos

Estes eléctrodos são constituídos por um material condutor ao qual está acoplado um amplificador diferencial. Esta pré-amplificação diferencial, para além de amplificar a amplitude do sinal, permite minimizar a presença de ruídos e artefactos, como por exemplo associados ao movimento dos cabos e ao fenómeno de “Cross-talk” [6].

Neste caso, o material condutor estabelece um contacto directo com a pele, não se revelando necessário uso de gel condutor. Desde que a pele esteja convenientemente preparada, o elemento electrolítico presente na derme revela-se suficiente [58].

A fixação do eléctrodo à pele é geralmente assegurada com uso de fita adesiva de dupla face, colocada entre o eléctrodo e a pele, deixando a área de detecção do eléctrodo em contacto directo com a pele [58].

A principal vantagem dos eléctrodos activos é a elevada relação sinal/ruído, do sinal gerado. Porém, podem apresentar algumas restrições, devidos as suas dimensões, relativamente ao tamanho e localização do músculo que se pretende estudar [58].

3.3.3. Eléctrodos invasivos de agulha

A aplicabilidade deste tipo de eléctrodos levou ao desenvolvimento de uma vasta gama de configurações especializadas. A configuração recomendada e mais frequentemente utilizada, para eléctrodos invasivos de agulha, é a configuração bipolar [6] [65].

Os eléctrodos de agulha, com configuração bipolar, são constituídos por um par de fios condutores, geralmente em platina, envolvidos numa cápsula em aço (figura 17). Os fios condutores são completamente isolados, excepto nas suas pontas, permitindo duas áreas de detecção. Nesta configuração, como referido anteriormente, a diferença de potencial é medida entre as pontas dos dois fios condutores. A parte externa da cápsula assume o papel de eléctrodo de referência. Este tipo de eléctrodos é frequentemente utilizado em práticas clínicas [6] [65].

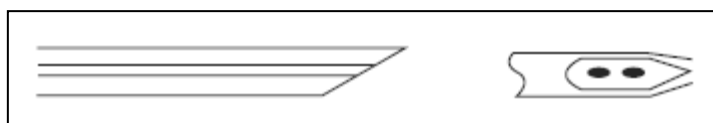


Figura 17 Exemplo de um eléctrodo de EMGi de agulha, com configuração bipolar [6].

3.3.4. Material dos eléctrodos

Os eléctrodos de superfície são constituídos por uma superfície condutora, que estabelece o contacto com a pele e captura o sinal de EMG. O material de que é produzida a superfície condutora pode influenciar o sinal de EMG, tanto no processo de registo do sinal como na informação contida no sinal registado [57] [60].

Para garantir a integridade do sinal de EMG, o material condutor que estabelece o contacto com a pele deve cumprir os seguintes requisitos [60]:

- Garantir bom contacto entre pele e eléctrodo;
- Baixa impedância na junção pele/eléctrodo;
- Baixa produção de ruído;

- Comportamento estável, isto é, manter as mesmas propriedades ao longo do tempo de uso.

A bibliografia relata o uso, com sucesso, de eléctrodos de superfície constituídos por vários materiais. Os mais frequentemente usados e recomendados são os seguintes:

- Ag/AgCl;
- Ag;
- AgCl;
- Au.

Quando usados em configuração bipolar, os eléctrodos de Ag/AgCl são os mais frequentemente utilizados, com sucesso, e recomendados pelo SENIAM, apresentando um comportamento estável e pouco ruído, para além de serem facilmente adquiridos comercialmente [60].

3.3.5. Dimensões dos eléctrodos

As dimensões dos eléctrodos de EMGs definem a área da sua superfície de detecção. Este factor pode influenciar a qualidade do sinal registado, interferindo na impedância e na largura de banda [60].

As dimensões são definidas pelo diâmetro ou dimensões dos lados, da superfície de detecção dos eléctrodos, em função da sua geometria. Um aumento na área da superfície de contacto conduz a uma diminuição da impedância. Por outro lado, aumentando a espessura do eléctrodo provoca uma atenuação nas componentes de alta frequência [60]. As dimensões dos eléctrodos apresentam uma relação directa com o número de UMs abrangidas tendo ainda influencia na susceptibilidade ao fenómeno de “Cross-talk” [52] [58].

A bibliografia relata o uso, com sucesso, de eléctrodos com dimensões entre 8 a 10 mm. Segundo as recomendações do SENIAM as dimensões da área de detecção não devem exceder os 10 mm [60].

3.3.6. Disposição dos eléctrodos

A disposição dos eléctrodos pode influenciar directamente as características do sinal de EMG, tanto em amplitude como no seu conteúdo em frequência [66] [67].

A integridade do sinal de EMG pode ser influenciada por vários factores, durante a sua detecção, como por exemplo as propriedades eléctricas dos PAUMs na zona de enervação,

interferências geradas na região do tendão e o fenómeno de “Cross-talk” [6] [66]. Portanto, a consistência na colocação dos eléctrodos, para maximizar a qualidade do sinal de EMG, revela-se fundamental [66].

No caso de eléctrodos invasivos, dada a sua selectividade, a disposição não assume um papel de extrema relevância, para a integridade do sinal [67]. No entanto, apesar de ser recomendada a detecção na área mais activa, é recomendado evitar a inserção da agulha na zona de enervação, minimizando o risco de lesões nas terminações nervosas [67] [64].

3.3.6.1. Zona de detecção

A correcta identificação da zona de detecção assume uma particular importância no caso de eléctrodos de EMGs, mais susceptíveis a problemas de instabilidade durante a detecção do sinal [6].

Em [7], demonstra-se que, no caso de EMGs com uso de eléctrodos diferenciais com configuração bipolar, a disposição de cada par de pólos, simetricamente em relação a zona de enervação do músculo, pode influenciar a informação contida no sinal de EMG (figura 18). Dado que os PAs se propagam em ambos os sentidos, desde a zona de enervação até a região da junção do músculo com o tendão, estes apresentam fases positivas e negativas. Colocando os eléctrodos simetricamente em relação a zona de enervação faz com que sejam detectados potenciais idênticos, que serão anulados, pelo amplificador diferencial, influenciando directamente a amplitude do sinal registado. Colocando o par de eléctrodos numa região intermédia, entre a zona de enervação e a junção tendino-muscular, a diferença entre potenciais registada apresenta valores diferentes de zero. Os eléctrodos devem ser colocados a meia distância entre a região da junção tendino-muscular e o ponto motor do músculo [7]. Para maximizar a qualidade de detecção do sinal os eléctrodos devem ser colocados em alinhamento com as fibras musculares, dado que os PAs se propagam nessa direcção [67].

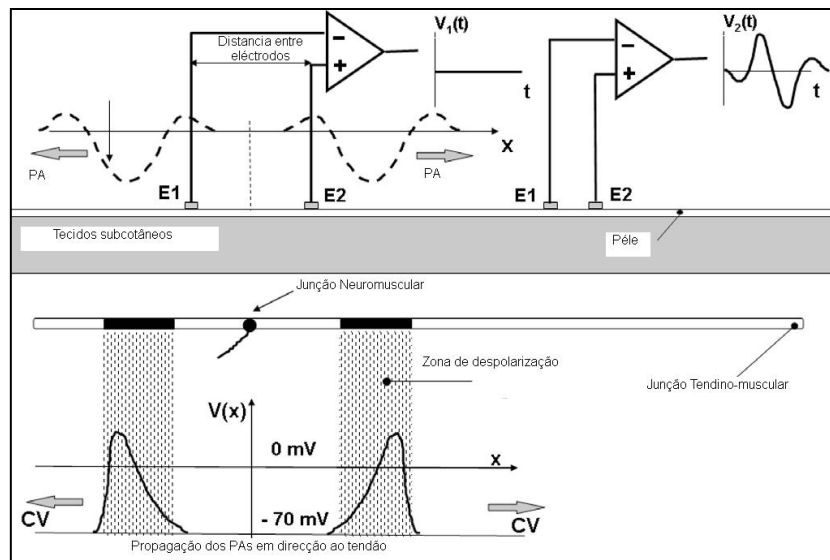


Figura 18 Distribuição e detecção dos PAs à superfície dos músculos [7].

3.3.6.2. Distância entre eléctrodos

A distância entre eléctrodos pode influenciar fortemente o conteúdo do sinal de EMG [58] [60]. Esta distância é definida como a distância, centro a centro, entre as áreas de detecção dos eléctrodos [67].

Garantir uma distância entre eléctrodos consistente, permite maximizar a qualidade do sinal de EMG, tanto em amplitude como em frequência, para além de atenuar a susceptibilidade à influência do fenómeno de “Crosstalk” [58] [67]. Uma diminuição na distância entre os eléctrodos altera a banda de detecção dos mesmos, para frequências mais elevadas, e diminui a amplitudes do sinal [64]. Revela-se portanto, essencial, durante a colocação dos eléctrodos, ter em atenção a distância entre os mesmos [67].

Vários autores relatam um bom desempenho quando usadas distâncias entre eléctrodos múltiplas de 10 mm. Porém, uma distância de 20mm apresenta melhores resultados, segundo as recomendações do SENIAM. Quando são avaliados músculos relativamente curtos, a distância entre eléctrodos não deve exceder um quarto do comprimento das fibras musculares. A Tabela 5 apresenta um exemplo das distâncias entre eléctrodos mais frequentemente usadas em cinco músculos frequentemente avaliados [60].

Tabela 5 Distâncias entre eléctrodos mais frequentemente usadas.

Grupo muscular	Distância em mm
Bíceps Braquial	10 a 40 mm
Bíceps Femoral	20 a 50 mm
Deltóide	20 a 40 mm
Gastrocnemius	10 a 50 mm
Rectos Femoral	10 a 50 mm

3.3.6.3. Eléctrodo de referência

A localização do eléctrodo de referência também tem influência nas características do sinal registado, podendo provocar perturbações associadas à detecção de sinais de modo comum [60].

A bibliografia apresenta diversas sugestões para a localização dos eléctrodos de referência (pulso, tornozelo, tibia, esterno, por exemplo) contudo, para a escolha da sua localização adequada, deve ser tido em conta o músculo a ser avaliado. Idealmente, o eléctrodo de referência deve ser colocado em tecidos electricamente inactivos, usando eléctrodos de EMGs [60].

3.4. Preparação da pele

A interface entre a pele e a superfície de detecção dos eléctrodos assume um papel importante, para maximizar a qualidade do sinal registado. A limpeza prévia e adequada da pele permite controlar a impedância entre a interface pele/eléctrodo [58] [60].

Esta interface revela-se importante para garantir a qualidade da características do sinal registado, em termos de amplitude, minimizar a presença de artefactos e melhorar a relação sinal/ruído [60]. A interface é frequentemente afectada pelo aumento da impedância da camada mais externa da pele, que pode estar associada a vários factores, como por exemplo a presença de matéria orgânica morta, gorduras, sujidade e presença de capilares na área de detecção alvo [68]. Revela-se portanto essencial a preparação prévia e adequada da pele, para maximizar a qualidade do sinal registado.

A bibliografia relata o uso de diversas técnicas para a preparação da pele, incluindo:

- Técnicas abrasivas: procedendo a uma “raspagem ” da pele com o uso de lixas ou papel de vidro, por exemplo;
- Lavagem: recorrendo ao uso de álcool, etanol, acetona, misturas com base neste tipo de produtos, gel de limpeza, entre outros.

Para além destas técnicas, recorre-se frequentemente ao uso de gel condutor, para diminuir a impedância da pele e melhorar a interface do eléctrodo com a pele [58]. É recomendado cortar os capilares existentes a superfície da pele, no local onde vão ser colocados os eléctrodos, lavar a pele com álcool e deixar o álcool evaporar, de acordo com as normas propostas pelo SENIAM [60].

4. Aspectos éticos no desenvolvimento de dispositivos médicos

Este capítulo apresenta as principais considerações para a elaboração de um termo de Consentimento Informado (CI), de acordo com as normas Portuguesas e internacionais. É apresentado o processo de obtenção do CI, assim como a informação necessária fornecer ao potencial participante, para a sua tomada de decisão. É salientada a necessidade do CI sempre que são realizadas experiências e/ou aquisição de dados relativos a seres humanos. Ao longo do texto, é feita uma contextualização histórica do CI, para reforça a sua importância. O objectivo é fornecer uma ferramenta valiosa para aumentar a consistência e adequação do termo de CI.

4.1. Contextualização do CI

Os aspectos éticos e o impacto associados a um projecto de investigação assumem um papel importante na sociedade, principalmente quando envolvem ensaios com seres humanos, devendo ser considerados e avaliados [69]. O CI é actualmente um elemento crucial em investigação clínica, envolvendo ensaios com seres humanos [70].

Actualmente decorrem inúmeros estudos, cujo objectivo é contribuir para o aumento do conhecimento científico e melhoria da qualidade de vida da sociedade civil. Quando os projectos envolvem ensaios clínicos, com seres humanos, para validação dos seus resultados ou protótipos, a segurança dos indivíduos envolvidos não pode ser negligenciada [70].

Todos os estudos envolvendo ensaios com seres humanos necessitam de aprovação por uma Comissão de ética (CE) [70]. As CE são organismos independentes, constituídas por profissionais pluridisciplinares, a quem compete dar um parecer único. Estes organismos são incumbidos de assegurar a protecção dos direitos, segurança e bem-estar dos participantes, durante os ensaios clínicos [71]. Para as CE, o CI é um aspecto muito importante, para aprovação dos estudos, e não pode ser negligenciado. Actualmente, uma grande percentagem de projectos submetidos às CEs, para aprovação, retorna aos seus autores, sem aprovação, devido à ausência ou inadequação do termo de CI [70].

A integridade de uma pesquisa é mais do que evitar actos imorais, requer uma abordagem preventiva e proactiva. O profissionalismo pode ser a “chave” para o sucesso de um projecto, constrói-se fundado numa relação de confiança, entre o participante e o investigador.

Obviamente, a honestidade é crucial para se construir uma relação de confiança, o participante deve estar seguro que pode ter confiança no investigador. Por sua vez, a confiança é um elemento que deve ser cuidadosamente cultivado. As “Directrizes para protecção de humanos que participam em ensaios” [72] consideram os aspectos fundamentais para a forma como devem ser tratadas as pessoas, que participam em pesquisas, e incluem o princípio da beneficência, e justiça [72].

Muitas situações, ocorridas no passado, revelaram a necessidade de legislação para estudos envolvendo ensaios com seres humanos [70]. Muitas das actuais normas, para investigação e ética científica, desenvolveram-se a partir de actos imorais, ocorridos no passado. Um dos exemplos mais flagrantes, são os inquestionáveis comportamentos hediondos, durante a segunda guerra mundial, dos investigadores nazis, durante os ensaios médicos levados a cabo sem respeito pelos direitos humanos das pessoas envolvidas. Os maus tratos inpostos às pessoas, durante os ensaios, desencadearam uma resposta bioética, por parte de organizações internacionais [72] [73]. O resultante Código de Nuremberg, foi caracterizado como o mais autoritário em estabelecer normas, para a protecção dos direitos humanos, em investigação [72] [74]. A tensão entre a ética hipocrática e os direitos humanos esteve evidente, durante a origem do código de Nuremberg [74]. O código foi criado em Agosto de 1947, em Nuremberg, por Juízes durante o julgamento de 23 investigadores acusados de crimes, durante ensaios clínicos, nos campos de concentração nazis. James McHamey, nas suas alegações finais, em 14 de julho de 1947, afirma que “deve ser obtido o consentimento do participante, sem qualquer forma de pressão, e devem ser previamente informados acerca dos riscos envolvidos”. Esta declaração, define claramente o limiar entre o que pode ser considerado crime ou não crime. A importância da ética hipocrática, para salvaguardar o bem-estar e saúde das pessoas, foi reconhecida pelos Juízes fundadores do código de Nuremberg. Porém, estes concluíram que não era suficiente, para proteger as pessoas envolvidas em ensaios clínicos, dado que a decisão depende apenas da opinião do investigador e do seu ponto de vista portanto, foram articulados princípios baseados nos participantes [74]. O principal objectivo, para combinar a ética hipocrática e os direitos humanos, é evitar submeter os direitos dos participantes ao investigador [73]. O código de Nuremberg estabelece a necessidade do consentimento, introduzindo o Consentimento Livre e Informado, por parte das pessoas envolvidas nos ensaios, em participar no estudo; o consentimento deve ser obtido sem qualquer forma de pressão; os participantes devem ser informados acerca dos riscos associados ao estudo [74]. A imposição da necessidade do CI

pelo código de Nuremberg viria, mais tarde, a ser formalizada pela Associação Médica Mundial (AMM), com a declaração de Helsínki. Esta declaração, tanto na sua versão original em 1964 como nas suas versões subseqüentes, reitera a necessidade do Consentimento Livre e Informado, incluindo ainda detalhes específicos acerca dos direitos e obrigações dos investigadores e participantes. A declaração afirma ainda que não é considerado legítimo levar a cabo ensaios cuja importância não justifica os riscos ocorridos, pelos participantes, durante os ensaios. É claramente implícita a necessidade das investigações serem levadas a cabo por profissionais qualificados, e supervisionadas por entidades competentes [73] [74].

4.2. Pesquisas que requerem um CI

Para todas as pesquisas, na área biomédica, envolvendo humanos, o investigador tem de obter previamente o termo de CI, não sendo exigido em pesquisas que envolvem riscos mínimos, definidos como riscos comparáveis aos encontrados no dia-a-dia de qualquer indivíduo. O CI pode ser dispensado em estudos cujo seu processo de obtenção pode afectar negativamente os resultados obtidos. Se o CI for renunciado, para dar início a um tratamento de emergência, este pode ser deferido mais tarde, durante o curso do tratamento [70]. As excepções, para a obrigatoriedade do CI, devem ser aprovadas por uma CE [75].

4.3. O CI na investigação contemporânea

A exigência do CI é actualmente vista como uma necessidade ética, não apenas na investigação mas também para o tratamento médico. A obtenção do CI é fundamental mas não é suficiente, para levar a cabo pesquisa que envolvam seres humanos [73]. A investigação contemporânea da origem a muitos conflitos de interesses, financeiros ou ideológicos, por vezes ambos [72]. Estes conflitos são verificados, por exemplo, quando países desenvolvidos levam a cabo estudos em países subdesenvolvidos. Onde, em muitos casos, mesmo que os participantes entendam os riscos e complicações associados a sua participação no estudo facultam o CI, com o objectivo de receber um tratamento que, de outro modo, não lhes seria garantido [73].

4.4. Consentimento Informado

O CI é uma decisão expressa mediante declaração, obrigatoriamente reduzida a escrito, datada e assinada, de participar num ensaio. É uma decisão tomada livremente, por uma pessoa dotada de capacidade para dar o seu CI ou, na falta da referida capacidade, por um

representante legal. A decisão é tomada após ter sido devidamente informado sobre a natureza, alcance, consequências, riscos envolvidos no estudo e ter recebido a documentação adequada para entender todos os aspectos envolvidos no estudo. Excepcionalmente, se o declarante não estiver em condições de dar o seu CI, por escrito, este pode ser dado oralmente, na presença de duas testemunhas [71].

O CI assegura a divulgação de toda a informação relevante acerca da investigação, assim como garante o livre consentimento, por parte de um indivíduo, em participar num estudo [72]. O CI desempenha um importante papel em investigação clínica, incluindo: o equilíbrio entre o respeito pelas pessoas e o avanço do conhecimento; garantir que os participantes entendam todos os aspectos importantes envolvidos no estudo; garantir os direitos e salvaguarda do bem-estar dos participantes, por parte do investigador; assegurar um comportamento ético do investigador, ao longo de todo o estudo; garantir a integridade do projecto ao longo de todo o seu decurso [70] [72].

4.5. Processo de obtenção do termo de CI

O processo de obtenção do CI começa no primeiro contacto efectuado com o potencial participante, continuando ao longo de toda a duração do estudo. Este processo é assegurado por informação, repetição, explicação, respondendo a todas as suas perguntas, assegurando que cada indivíduo entenda todos os procedimentos envolvidos no estudo.

Os investigadores obtêm o CI de cada participante, manifestando deste modo respeito pela sua dignidade e autonomia. Deve ser disponibilizado tanto tempo quanto necessário para tomar uma decisão, inclusive tempo necessário para consultar familiares ou outras pessoas [75]. O investigador deve fornecer a informação necessária oralmente ou por escrito, numa linguagem adequada, tendo em conta as capacidades cognitivas, inteligência, educação e nacionalidade de cada indivíduo, para garantir que sejam entendidos todos os aspectos envolvidos no estudo. A capacidade do participante entender a informação fornecida depende fortemente da capacidade, sensibilidade e vontade do investigador em comunicar com o participante [75]. O factor determinante para o sucesso deste processo consiste em saber qual a informação necessária e adequada, para o esclarecimento de cada indivíduos. Antes da obtenção do CI o investigador deve fornecer, ao participante, as seguintes informações [75]:

- Benefícios da investigação, para o participante ou para a sociedade civil;

- Liberdade do participante em recusar participar, retirar-se a qualquer momento sem perda de qualquer benefício que lhe seria contemplado caso não tivesse desistido da participação;
- Objectivo da investigação, procedimentos a levar a cabo pelo investigador, diferença em relação aos cuidados médicos rotineiros;
- Duração total e parcial, esperada para a sua participação;
- Se for disponibilizado dinheiro ou outra forma de bens, pelo participante, o género e a quantia deve ser reembolsado;
- Depois da finalização do estudo, cada participante será informado das conclusões gerais do projecto e das suas conclusões individuais;
- Direito do participante em aceder aos seus dados, obtidos no decurso da pesquisa, mesmo que o estudo ainda não esteja concluído, a menos que a CE tenha preferido a não divulgação de dados, temporária ou permanentemente. Neste caso, os participantes devem ser informados do motivo do sigilo;
- Possíveis riscos, dor ou desconforto, inconvenientes para o participante, incluindo o risco para a sua saúde e/ou para o bem-estar do seu cônjuge ou companheiro(a);
- Depois da conclusão do estudo, se for provado que o estudo ou equipamento pode ser benéfico para o participante, este será informado se lhe vai ser fornecido e quanto terá que pagar para ter acesso a esse produto;
- Alternativas disponíveis, para intervenções ou procedimentos relacionados com tratamento em estudo;
- Medidas tomadas para garantir a confidencialidade e anonimato, relativamente aos dados obtidos durante o estudo. Os participantes devem ser informados sobre os termos, legais ou outros, existentes para salvaguardar a confidencialidade e possíveis consequências de uma quebra de confidencialidade;
- Política que diz respeito à utilização dos resultados de testes genéticos e informações genéticas familiares. Medidas aplicadas, para evitar a divulgação dos resultados de um teste genético de um participante e familiares directos;
- Destino das amostras biológicas, recolhidas durante a investigação. O participante deve ser informado se estas vão ser destruídas no final do estudo, caso não sejam, devem ser informados acerca dos detalhes do seu armazenamento, possível uso futuro e quem é responsável pelas amostras;

- Financiadores da investigação, instituição à qual o investigador esta ligado, motivações que deram origem ao estudo;
- Se o investigador está a trabalhar apenas como investigador ou também como médico do participante;
- A extensão da responsabilidade ou autoridade do investigador, para promover serviços médicos ao participante;
- Tratamento assegurado gratuitamente, para ferimentos ou complicações, associadas ao estudo. Deve ser fornecido o nome da organização ou indivíduo que assegura o tratamento;
- De que modo (qual a entidade responsável) o participante e/ou os familiares que dele dependem, possam ser compensados, por eventual incapacidade ou morte resultante do estudo;
- Se, no país onde o participante é convidado a participar no estudo, o direito a indemnização está legalizado;
- Se uma CE aprovou ou autorizou o protocolo de investigação.

4.6. Obrigações dos participantes e investigadores

A integridade de um projecto de investigação depende do investigador e de todos os seus participantes. Para garantir esta integridade, participantes e investigadores têm deveres e obrigações [71] [74]:

- Abster-se de enganos, influências ou intimidações;
- O investigador tem o dever de assegurar o bem-estar e direitos dos participantes;
- O investigador tem o dever de se responsabilizar pelo estudo, mesmo depois de ser obtido o CI;
- O investigador deve interromper o ensaio, se tiver conhecimento que este pode ser prejudicial para o participante;
- O investigador deve obter o CI, apenas após verificação que o participante tem a perspectiva adequada de todos os factores relevantes e das possíveis consequências da sua participação;
- Regra geral, deve ser obtido um documento escrito e assinado pelo possível participante como evidência do consentimento livre e informado;

- Os investigadores devem justificar quaisquer tipos de excepções e obter aprovação da CE;
- Renovar o CI se ultrapassar o prazo previsto inicialmente para o estudo, mesmo que não haja alterações do protocolo inicial.

4.7. Incentivos à participação

Como foi referido anteriormente, os participantes devem ser reembolsados por perdas, despesas de viagem e outras despesas inerentes à sua participação no estudo sendo também possível receber assistência médica gratuita. Caso não tenham recebido lucros directos com o estudo, podem ser pagos ou compensados pelo transtorno e tempo despendido. Porém, os pagamentos ou tratamentos médicos não devem ser de tal ordem de grandeza que possam induzir o participante a aceitar participar no estudo. Todos os pagamentos, reembolsos e tratamentos médicos deverão ser aprovados por uma CE [75].

Em resumo, a lição bioética é que pode haver consequências inesperadas até mesmo nas decisões mais ponderadas [72]. O CI é um elemento crucial, que deve ser tido em conta no desenvolvimento de dispositivos médicos, principalmente quando implica ensaios, com seres humanos, para a validação de protótipos, antes de o dispositivo ser comercializado no mercado. A aprovação, por parte da CE, de projectos que envolvam a participação de seres humanos, nos seus ensaios, depende fortemente da adequação do CI.

Tendo em conta a importância do CI, este capítulo fornece uma familiarização com os cuidados fundamentais a ter na elaboração de um termo de CI. O principal objectivo residiu em fornecer uma ferramenta de apoio útil, como referência, para investigadores que pretendam desenvolver experiências na elaboração do termo de CI, de modo a garantir que os projectos apresentados, para aprovação, não sejam devolvidos por ausência ou inadequação do termo de CI. No entanto, as especificações deste capítulo devem ser tidas como um princípio básico, requerendo consulta e análise de normas nacionais e internacionais, actualizadas, para a elaboração de um termo de CI [69].

5. Material e métodos

O equipamento proposto, para quantificação de Espasticidade, requer o desenvolvimento e implementação de diversas metodologias e instrumentação complementares. Para verificar a fiabilidade tanto do equipamento como de todas as metodologias e instrumentação adoptadas revela-se necessário realizar ensaios laboratoriais e clínicos.

Este capítulo apresenta a instrumentação, metodologia e algoritmos desenvolvidos e implementados, assim como todos os seus aspectos relevantes. São descritos os pacientes e participantes envolvidos nos ensaios realizados, incluindo os seus critérios de selecção. São apresentados os procedimentos adoptados para a realização dos ensaios laboratoriais e clínicos, critérios para análise dos dados e protocolos implementados.

5.1. Identificação do ponto motor e placas motoras

Como referido anteriormente, a identificação do ponto motor e placas motoras assume um papel importante, tanto para o sucesso da EMGs como para a infiltração da TBA.

Neste estudo foi utilizado o equipamento Keypont, da Medtronic, que permite a monitorização de EMGs, EMGi e realização de estimulação eléctrica. Foram usados eléctrodos de EMGs, Kendall, eléctrodos de EMGi de agulha, com configuração bipolar, DCN 37 da Biomed, e um estimulador, Part no 31E15 da Medtronic, para a estimulação eléctrica.

Os estudos, para identificação do ponto motor e das propriedades eléctricas dos potenciais das placas motoras, foram realizados numa única secção. Os dados do participante foram recolhidos e armazenados, numa base de dados, disponibilizada pelo *software* do equipamento. O participante foi posicionado em decúbito dorsal, com o braço a ser avaliado completamente estendido e relaxado. O ensaio foi iniciado com determinação do ponto motor no Biceps Braquial e posteriormente procedeu-se a identificação das propriedades dos potenciais das placas motoras.

5.1.1. Participantes

Este estudo foi realizado com a colaboração de um participante, saudável e sem perturbações neuromusculares, com a idade de 34 anos. Foi confirmado que o participante não estava sob a influência de qualquer medicação, evitando possíveis influências nos resultados.

Após ter sido fornecida toda a informação adequada, foi obtido por escrito o termo de CI, do participante. De referir, que estes ensaios apenas foram realizados com um único participante, dado que envolve uma técnica invasiva, representando algum risco associado. É importante realçar que não foram efectuados testes com indivíduos com Espasticidade, devido à não aprovação dos ensaios por parte da CE, nesta situação.

O estudo foi realizado por um médico Fisiatra, experiente e especialista em Neurofisiologia. O médico foi informado dos objectivos do estudo e recebeu informação adequada, para a sua realização.

5.1.2. Protocolo para identificação do ponto motor

Recorrendo à estimulação eléctrica e EMGs, procurou-se a região mais activa do músculo, região onde se prevê a localização do ponto motor.

Foram colocados eléctrodos de EMGs, à superfície do Biceps Braquial, para registo da actividade muscular (figura 19). O eléctrodo activo assume o papel de eléctrodo explorador, para identificar as regiões musculares mais activas, foi posicionado entre o eléctrodo de referência e o eléctrodo terra. Por sua vez, o eléctrodo terra foi posicionado do lado do estimulador, enquanto o eléctrodo de referência foi posicionado do lado oposto.

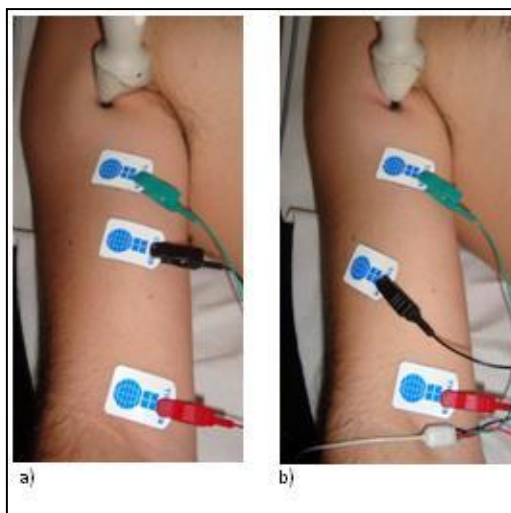


Figura 19 Posicionamento da instrumentação para identificação do ponto motor. Com o estimulador posicionado à superfície do nervo músculocutâneo; em a), com o eléctrodo activo na área correspondente ao ponto motor, em b), com o eléctrodo activo fora da área correspondente ao ponto motor.

Para a estimulação do Bíceps Braquial, foram produzidos estímulos no nervo musculocutâneo. Inicialmente, foram produzidos estímulos eléctricos na área onde se estima a presença do nervo alvo, a localização do estimulador foi ajustada até ser observada, visualmente, uma contracção muscular do Bíceps Braquial. Após ter sido identificado o local ideal para a estimulação, a intensidade do estímulo foi sendo gradualmente reduzida, até provocar uma contracção muscular mínima. A intensidade mínima da estimulação, à qual foi possível activar o músculo alvo, foi mantida, verificada com 10.7 mA. Estes estímulos foram repetidos à medida que foi efectuado um varrimento à superfície do músculo, com o eléctrodo activo. As áreas à superfície do músculo, onde foi observada uma maior actividade muscular, sugerem a presença do ponto motor.

5.1.3. Protocolo para a identificação das placas motoras

A identificação das propriedades dos potenciais das placas motoras foi realizada com recurso a EMGi.

Foi utilizado um eléctrodo de EMGi de agulha, que assumiu o papel de eléctrodo explorador (figura 20). A ligação a terra foi estabelecida recorrendo a um eléctrodo de EMGs, colocado no braço do participante.

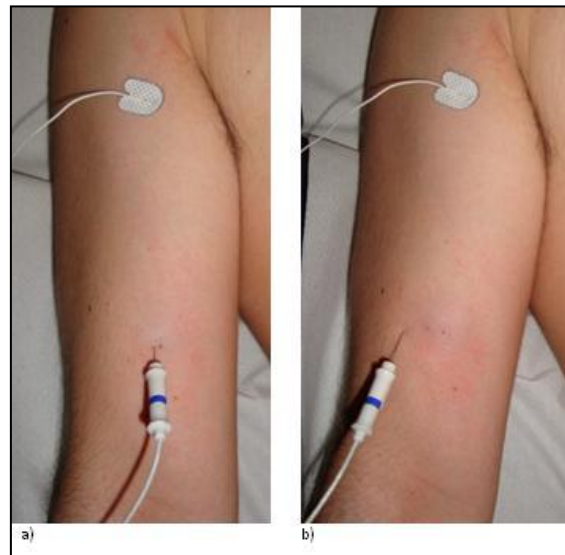


Figura 20 Posicionamento da instrumentação para identificação de placas motoras. Em a), com o eléctrodo de EMGi posicionado numa região de placas motoras; em b), com o eléctrodo de EMGi posicionado numa região afastada de placas motoras.

Este procedimento iniciou-se pela identificação, por palpação, do ventre do músculo, local onde se prevê uma maior densidade de placas motoras. Após esterilização da pele, o eléctrodo explorador foi inserido na região do ventre do músculo, com uma ligeira inclinação. O eléctrodo foi ajustado e reposicionado, com recurso ao sinal sonoro, até serem observadas, no monitor do equipamento, as propriedades características dos potenciais das placas motoras em repouso. De referir, que foi evitada a fricção do eléctrodos com as junções neuromusculares, para evitar dores e possíveis lesões. Após terem sido localizadas as propriedades características dos potenciais das placas motoras, em repouso, foram produzidas contracções musculares isométricas. Numa primeira fase, foram produzidas com o eléctrodo posicionado próximo de uma placa motora, para ser observada a resposta dos seus potenciais. Numa segunda fase, foram efectuadas contracções musculares isométricas com o eléctrodo afastado de placas motoras, para posterior comparação.

A identificação das propriedades características das placas motoras, tanto em repouso como durante uma contracção isométrica, sugere que foi identificado com sucesso uma placa motora.

5.2. Equipamento para quantificação da Espasticidade

Segundo o modelo proposto, pretende-se identificar os LREDs, considerando a sua dependência da velocidade, promovendo estiramentos musculares em diferentes velocidades, para posteriormente ser estimado o LRET.

Como referido anteriormente, cada LRED é definido pelo emparelhamento do valor da velocidade de estiramento e do ângulo relativo à posição do membro, em que foi provocado um RE. Por sua vez, o RE é caracterizado pelo aumento sustentado da actividade muscular, durante o estiramento do músculo. Portanto, as grandezas necessárias para a identificação de cada LRED incluem:

- EMG, do músculo avaliado;
- Trajectória do membro avaliado;
- Velocidade de estiramento do músculo.

Neste estudo, pretende-se avaliar os músculos flexores do cotovelo (Bíceps Braquial), dada a grande liberdade de movimentos da articulação. Considera-se que o cotovelo permite movimentos desde a sua flexão total, correspondendo a uma amplitude de 30° entre segmentos,

até sua extensão total, definida por uma amplitude de 180° entre segmentos [76]. A baixa complexidade organizacional do Bíceps Braquial, para além de se tratar de um músculo periférico, permite o registo da sua actividade muscular com recurso a EMGs, com apenas um canal. É considerado, como limite máximo de velocidade de estiramento, a velocidade a partir da qual é possível recrutar um RE em indivíduos saudáveis, definida em $500^\circ/s$ [31]. A tabela 6 apresenta o resumo das grandezas consideradas, assim como as suas respectivas gamas.

Tabela 6 Grandezas e respectivas gamas a serem consideradas.

Grandeza	Gama medida
EMGs	20 Hz– 500 Hz
Trajectória do membro	$0^\circ - 180^\circ$
Velocidade angular	$0^\circ/s - 500^\circ/s$
Amplitude da articulação	$30^\circ - 180^\circ$

De modo a alcançar todos os objectivos, foi desenvolvido e implementado um equipamento, portátil, de fácil implementação e utilização, incluindo instrumentação e software. O processo é apresentado, na figura 21, sob a forma de um diagrama de blocos simplificado, podendo ser dividido em cinco etapas:

- Aquisição das grandezas físicas pelo uso de sensores e transdutores;
- Condicionamento dos sinais: amplificação e filtragem dos sinais, analógicos, adquiridos pelos sensores e transdutores;
- Conversão dos sinais analógicos para sinais digitais, para posteriormente serem processados por um computador;
- Monitorização, em tempo real, e registo dos sinais digitais, num computador portátil, recorrendo ao *software LabView*,
- Processamento dos sinais digitais, para obtenção dos dados e apresentar resultados, num computador portátil, recorrendo ao *software Matlab*.

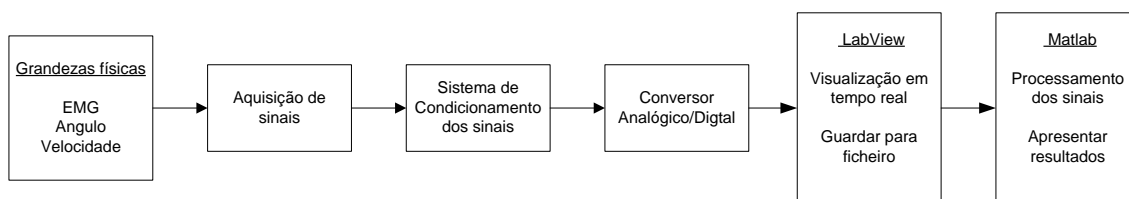


Figura 21 Diagrama de blocos simplificado do equipamento implementado.

5.2.1. Aquisição dos sinais

Esta fase consiste na aquisição dos sinais analógicos relativos as grandezas alvo, para posteriormente obter os dados. Este processo é promovido pelo uso de sensores e transdutores.

5.2.1.1. Registo do sinal de EMGs

Assim como referido anteriormente, a qualidade do sinal de EMGs depende fortemente dos eléctrodos utilizados, para a detecção do sinal mioelétrico. Actualmente, o mercado disponibiliza uma vasta gama de eléctrodos especializados de EMGs.

Para este estudo, foram seleccionados eléctrodos de EMGs descartáveis (figura 22), dado que envolve o registo do sinal em diferentes indivíduos. O método de fixação do eléctrodo à pele revela-se um factor crucial, para garantir a interface ideal entre o eléctrodo e a pele, dado que o estudo envolve movimentos de um dos segmentos do membro. O custo dos eléctrodos, por unidade, foi considerado determinante, para minimizar o orçamento previsto para o estudo.

Foram seleccionados e testados 3 tipos de eléctrodos diferentes, em função dos parâmetros disponibilizados pelos fabricantes, seguindo as normas recomendadas pelo SENIAM (Tabela 7):

- Kendall: Apresentam uma superfície de detecção circular, com 10 mm de diâmetro, em Ag/AgCl; incorporam um hidrogel condutor adesivo, que promove a sua fixação à pele; podem ser reposicionados no mesmo indivíduo; o cabo é conectado à superfície de detecção, por meio de uma pinça devidamente isolada, evitando contacto directo com a pele.
- Dantec: Apresentam uma superfície de detecção rectangular, com 9 mm × 6 mm, em Ag/AgCl; incorporam um hidrogel condutor e adesivo, que assegura a sua fixação à

pele; podem ser reposicionados, no mesmo indivíduo; O cabo condutor é directamente conectado à superfície de detecção.

- o Tecnomed: Apresentam uma superfície de detecção circular, com 10 mm de diâmetro, em Ag/AgCl; estes eléctrodos não incorporam gel condutor, requerendo o uso de gel adicional; a fixação do eléctrodo à pele é promovida por um método adicional, por uso de fita adesiva ou fita de velcro, por exemplo; podem ser reposicionados, no mesmo indivíduo; o cabo condutor é directamente conectado à superfície de detecção.

Tabela 7 Características dos eléctrodos.

Marca	Material	Geometria	Dimensões	Fixação	Gel condutor	Preço
Kendall	Ag/AgCl	Circular	10 mm	Hidrogel adesivo	Incorporado	0.20 €/Unidade
Dantec	Ag/AgCl	Rectangular	9mm× 6mm	hidrogel adesivo	Incorporado	2.25 €/Unidade
Tecnomed	Ag/AgCl	Circular	10 mm	Método adicional	Adicional	1.52 €/Unidade



Figura 22 Exemplo dos eléctrodos seleccionados. Os eléctrodos Kendall, em a), Dantec, em b), e Tecnomed, em c).

Todos os eléctrodos foram testados segundo as mesmas condições técnicas (cabo com condutor e malha para minimizar a presença de ruído, equipamento electrónico de aquisição), pelo registo da actividade muscular de um indivíduo saudável, em ambiente laboratorial.

Foram seleccionados os eléctrodos Kendall, por apresentarem um comportamento estável e sensível a pequenas contracções musculares. O baixo custo destes eléctrodos permite que sejam usados novos eléctrodos em cada avaliação, garantindo a mesma qualidade de detecção em cada ensaio. O método de fixação promovido pelo hidrogel adesivo permite uma elevada qualidade de fixação, garantindo uma boa interface entre o eléctrodo e a pele, evitando riscos de artefactos de movimento.

5.2.1.2. Registo do sinal da trajectória e velocidade angular

Tanto a trajectória angular como a velocidade angular do movimento, durante o processo de extensão e flexão do membro, foram registados por um único sensor, evitando o risco de erros na correlação das duas grandezas.

Com este propósito, foi utilizado um electrogoniómetro, SG 110 da Biometrics (figura 23), que permite registar a trajectória angular do movimento. A partir do sinal obtido é calculada a velocidade angular do movimento, dada pela equação (1), que corresponde à variação do ângulo Δd em relação a variação do tempo Δt . Esta última tarefa é efectuada digitalmente, com o *software LabView* [77].

$$V = \frac{\Delta d}{\Delta t} \quad (1)$$



Figura 23 Goniómetro SG 110 da Biometrics.

5.2.2. Condicionamento dos sinais

Tanto o sinal de EMGs como o sinal fornecido pelo goniómetro, apresentam baixas amplitudes, dificultando o seu processamento por dispositivos electrónicos, para além de apresentarem ruídos de artefactos associados tanto ao processo fisiológico como ao sistema de detecção. O uso de amplificadores e filtros permite processar os sinais a uma amplitude e largura de banda adequada [52].

Dada a baixa amplitude dos sinais, foram implementados amplificadores com ganho de, 1977, para o sinal de EMGs, e ganho de 1659 para o sinal fornecido pelo goniómetro [77].

O sinal de EMGs foi filtrado com um filtro passa baixo analógico, anti-aliasing, com uma frequência de corte de 473.7 Hz, e um filtro analógico passa alto, com uma frequência de corte de 20.4 Hz. Posteriormente, este sinal foi novamente filtrado, por um filtro digital passa banda, com frequências de corte inferior 20 Hz e superior 350 Hz, dado que as principais componentes do sinal estão compreendidas entre 20 Hz e 250 Hz. Foi implementado um filtro digital rejeita banda, para atenuar a frequência de 50 Hz, proveniente da corrente eléctrica. O sinal do goniómetro foi filtrado com um filtro digital passa banda, com uma frequência inferior de corte 0.01 Hz e uma frequência superior de corte 8 Hz [77].

5.2.2.1. Conversão de sinais analógicos para digitais

Para que os sinais obtidos possam ser processados e armazenados em unidades de memória computacional, estes devem ser processados digitalmente.

Este processo é conseguido adquirindo amostras igualmente separadas no sinal analógico, através de um conversor analógico para digital (A/D). Para que as amostras representem completamente o sinal analógico, sem perda de informação, este processo deve respeitar o teorema de Nyquist. [78] Segundo este teorema a frequência de amostragem deve ser igual ou superior a pelo menos duas vezes a frequência máxima do sinal a ser digitalizado. [78]

Os sinais, de EMG e goniómetro, foram amostrados a uma frequência de 1 KHz e convertidos por um conversor A/D de aproximação sucessivas, de 12 Bits. Este processo é disponibilizado pela placa de aquisição de dados, NI-6008, da National Instruments (figura 24), que transmite os sinais digitais para o computador via porta serie (USB) [77].



Figura 24 Placa de aquisição NI-6008 da National Instruments.

5.2.3. Monitorização e registo dos sinais

Os sinais digitais são recebidos pelo computador e apresentados em tempo real, permitindo ao avaliador observar a actividade muscular e a informação relativa aos movimentos do membro durante cada avaliação, e gravados para ficheiro, para uso posterior.

São apresentados indicadores de velocidade de estiramento, permitindo ao avaliador controlar a velocidade aplicada ao movimento, e um indicador luminoso, indicando o registo durante 4s do sinal de EMG em repouso, para dar início ao processo de estiramento muscular (figura 25).

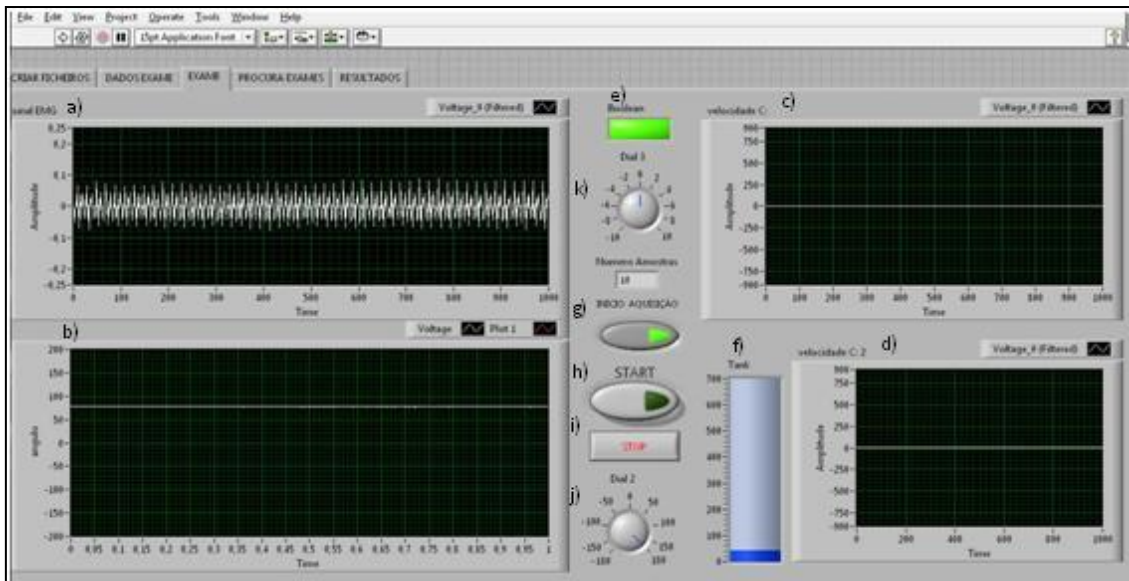


Figura 25 Painel frontal do dispositivo. O painel apresenta: o sinal de EMGs, em a), o sinal da trajectória angular do membro, em b), dois gráficos do sinal de velocidade angular, em c) e d), um indicador luminoso que indica a ocorrência de 4s após o início da gravação, em e), um indicador de velocidade, em f), um comando para início da aquisição dos sinais, em g), um comando para início do processo de gravação dos sinais, em h), um comando para terminar a sessão, em i), dois comandos para calibrar os sinais no início de cada sessão, em j) e k).

A aplicação para monitorização e registo dos sinais, durante o processo experimental, foi desenvolvida em *Labview* [77].

5.2.4. Processamento dos sinais

Os sinais adquiridos são posteriormente processados, para obtenção dos dados e resultados.

Para alcançar todos os objectivos foi desenvolvido um algoritmo, incluindo todas as suas subrotinas, com recurso ao *software Matlab*, directamente executado na janela de comandos do *Matlab*. O algoritmo implementado é apresentado sob a forma de fluxograma, na figura 26, e pode ser dividido em duas etapas:

1. Verificar ocorrência de RE, durante o processo de estiramento muscular, para identificação dos LREs;
2. Apresentar resultados: dispor LREs e estimar LRET segundo um plano de referência 2D, assim como todos os dados relevantes.

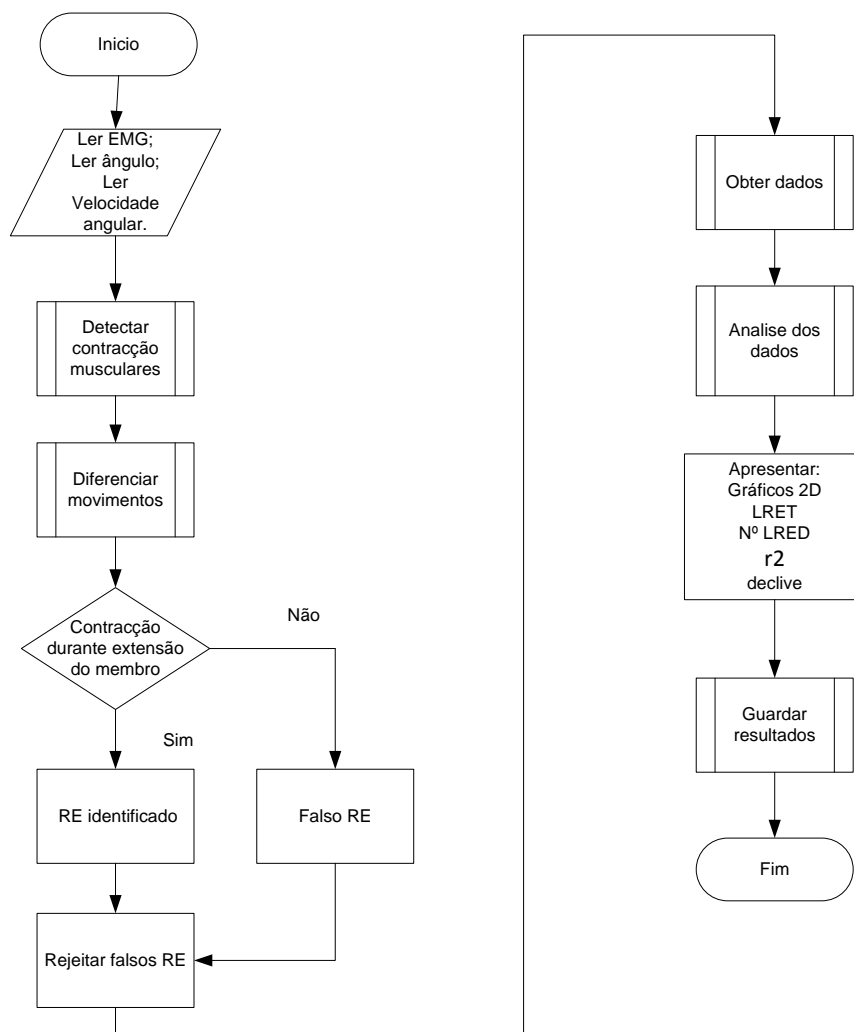


Figura 26 Fluxograma da rotina de processamento dos sinais.

Etapa 1: Nesta fase o algoritmo inicia a sua rotina lendo os sinais de EMG, trajectória angular e velocidade angular, registados durante as sessões experimentais.

O algoritmo procede a identificação dos instantes de tempo em que foram observadas contrações musculares, que denunciam o recrutamento de um RE, ao longo de todo o sinal de EMG. Este processo é concretizado pela subrotina “Detectar contrações musculares”, apresentado em pormenor no subcapítulo 5.2.4.1.

Para prevenir a identificação de falsos REs, associados a contrações voluntárias durante o processo de flexão do membro ou em situações de repouso, apenas são consideradas contrações musculares ocorridas durante o processo de extensão do membro. Portanto, o algoritmo procede a diferenciação do sentido do movimento do membro, assim como dos instantes de tempo em que o membro se encontra em repouso. Esta diferenciação é realizada

pela subrotina “Diferenciar movimentos”, que opera no sinal de trajectória angular, apresentada em pormenor no subcapítulo 5.2.4.2.

A correlação, entre os instantes de tempo em que ocorreu uma contracção muscular com os instantes de tempo em que o músculo foi estirado, é realizada pela função “INTERSECT”, disponibilizada pelo *Matlab*. Esta função retorna os instantes de tempo em que foi verificada uma contracção muscular apenas durante o processo de estiramento do músculo, identificando deste modo os REs.

Etapa 2: Nesta fase são conhecidos todos os instantes de tempo em que se verificaram REs, durante todo o processo experimental. Estes instantes são usados para ler, de forma precisa, o correspondente valor do ângulo e velocidade angular, nos respectivos sinais. Estes valores são emparelhados, para determinar os LREDs, e apresentados segundo um plano de referência 2D, ângulo versus velocidade, entre os quais é interpolada uma recta de regressão linear, para estimar o valor do LRET. Este processo é levado a cabo pela subrotina “Obter dados”, apresentada no subcapítulo 5.2.4.3. Por sua vez, a subrotina “Ferramentas de análise” invoca a função “Cftool”, disponibilizada pelo *Matlab*, que fornece o valor do coeficiente de determinação e permite considerar um intervalo de predição de 95%.

Após conclusão das subrotinas anteriores o algoritmo apresenta o gráfico 2D, relativo à gama de movimentos da articulação, onde pode ser observada a dispersão dos LREDs, a recta de regressão e o LRET, assim como o gráfico que permite considerar um intervalo de predição de 95%, dos dados amostrais. São igualmente fornecidos os valores do LRET, coeficiente de determinação e declive da recta. De seguida os resultados da avaliação são automaticamente guardados em ficheiro, pela subrotina “Guardar resultados” descrita no subcapítulo 5.2.4.4. Após a conclusão de todas as tarefas o programa é encerrado, ficando pronto para uma nova avaliação.

5.2.4.1. Contrações musculares

Nesta subrotina pretende-se identificar de forma precisa e inequívoca os instantes de tempo em que se iniciaram contrações musculares sustentadas, ao longo de todo o sinal de EMG.

Pretende-se um algoritmo sensível, preciso e eficaz tanto em sinais com elevada relação sinal/ruído como sinais com baixa relação sinal/ruído.

A abordagem proposta apresenta-se como um método inovador para a identificação de contracções musculares, no sinal de EMG. Este método, considera a possibilidade de falso alarme, permitindo ser adaptada a diferentes critérios, em função das características de cada sinal e aplicação. O algoritmo opera no sinal de EMG bruto, sem necessidade de qualquer pré-processamento, reduzindo tempo de processamento, custos computacionais e permitindo o seu uso em tempo real. Este método considera a função de densidade de probabilidade de uma distribuição Gaussiana, para identificar activações musculares, e janelas temporais de detecção, definidas segundo as propriedades fisiológicas e latência da actividade muscular, para considerar a possibilidade de falso alarme.

Segundo esta abordagem, considera-se que o sinal de EMG, modulado pela actividade muscular, apresenta uma distribuição Gaussiana de média zero, $S(t) \in N(0, \sigma_s)$. Este sinal é afectado por ruído que também apresenta uma distribuição Gaussiana de média zero, $r(t) \in N(0, \sigma_r)$. Assume-se que o sinal de EMG $S(t)$ é um processo Gaussiano não estacionário, enquanto o ruído $r(t)$ é um processo Gaussiano estacionário, ao longo de todo o sinal. Portanto, para uma dada amostra do sinal (x_i) o seu valor medido é dado pela equação (2) [61].

$$x_i = S_i(t) + r_i(t) \quad (2)$$

O algoritmo implementado é apresentado sob forma de um fluxograma, na figura 27, e pode ser dividido em duas etapas:

1. Identificação de activações musculares, segundo as propriedades estatísticas do sinal correspondente ao tónus muscular;
2. Diferenciação de segmentos activos, tendo em conta os aspectos fisiológicos e latência de uma contracção muscular.

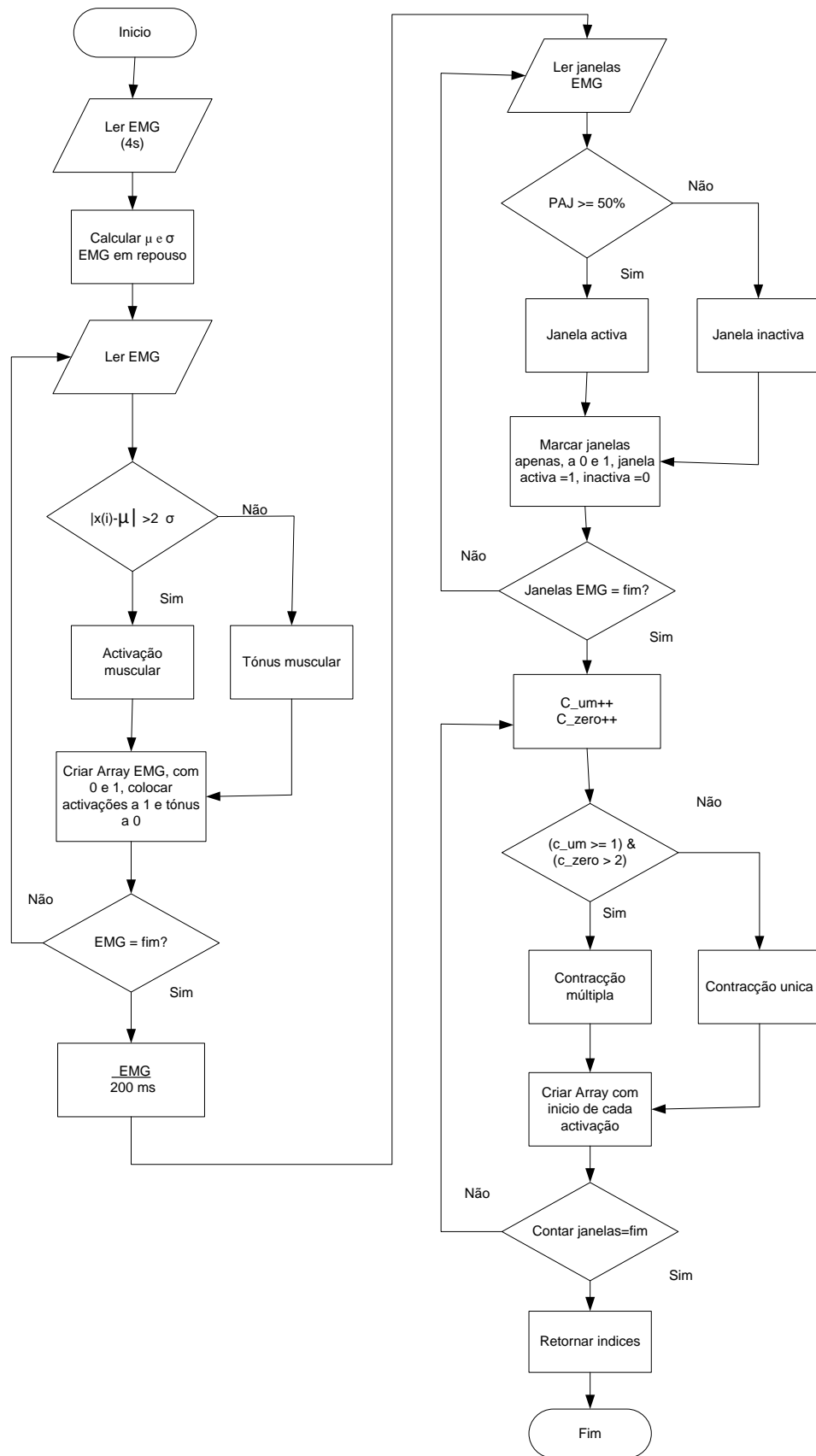


Figura 27 Fluxograma relativo à subrotina detectar contrações.

Etapa 1: Nesta fase, é considerado um segmento de 4s, registado com o músculo em repouso, para caracterizar as propriedades estatísticas da distribuição do sinal correspondente ao tónus muscular. Este segmento, fica caracterizado pela sua média, μ , e desvio padrão, σ calculados analiticamente pelas equações (3) e (4).

$$\mu = \frac{1}{4000} \sum_{i=1}^{4000} x(i) \quad (3)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{4000} \sum_{i=1}^{4000} ((x_i) - \mu)^2} \quad (4)$$

As activações musculares são identificadas, a partir do segmento caracterizado como tónus muscular e ao longo de todo o sinal, tendo em conta a probabilidade, P_x , de cada amostras, x_i , pertencer ao tónus muscular. A probabilidade, P_x , é dada segundo a análise da distância de Mahalanobis [79], e verificada pela condição (5) em que μ_i é a média e σ_i o desvio padrão do sinal correspondente ao tónus muscular.

$$Se \frac{|x_i - \mu_i|}{\sigma_i} > 2 \quad (5)$$

Caso a condição seja verdadeira a respectiva amostra é considerada activa (activação muscular) e colocada a "1", caso contrário a amostra é considerada inactiva (tónus muscular) e colocada a "0" (figura 28). Esta análise significa que o algoritmo coloca a "0" as amostras com 95 % de probabilidade de pertencer ao tónus muscular.

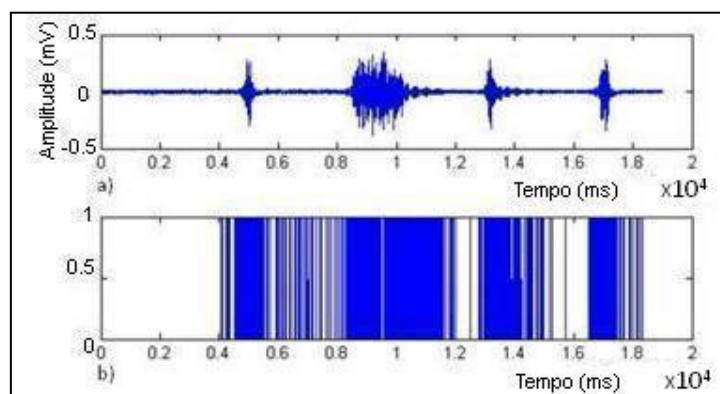


Figura 28 Identificação de activações musculares.

Etapa 2: Nesta fase pretende-se identificar falsas contracções musculares, associadas a artefactos e ruído presente no sinal, caracterizadas como activações de curta duração; por sua vez, as contracções musculares são caracterizadas por activações sustentadas.

A sustentação das activações é verificada, ao longo de todo o sinal, pelo uso de janelas de detecção. O sinal é portanto dividido em segmentos de 200 ms, definindo as janelas de detecção. A tomada de decisão é feita com base na percentagem de activações por janela (PAJ), dada pela equação (6). Para cada janela ser considerada uma contracção muscular deve apresentar uma PAJ de pelo menos 50%, caso contrário é considerada uma falsa contracção muscular. As janelas consideradas contracções musculares são mantidas activas, colocando todas as suas amostras a “1”, caso contrário são desactivadas, colocando todas as suas amostras a “0”.

$$PAJ = \frac{\sum_{i=1}^{200} \left(\frac{|x_i - \mu_i|}{\sigma_i} > 2 \right)}{200} \times 100 \quad (6)$$

Nesta fase, o perfil da actividade muscular está caracterizado por segmentos, de 200 ms, activos, quando se trata de contracções musculares, e não activos, quando se trata do tónus muscular.

A actividade muscular pode apresentar contracções musculares com sequências de segmentos relativamente longos, enquanto outras contracções podem apresentar sequências mais curtas. Esta situação pode ser observada na figura 28 a), onde se pode verificar que, por exemplo, a segunda contracção muscular é susceptível de ser separada em várias contracções de curta duração, devido a pequenas pausas intermédias. Revela-se portanto necessário garantir que o algoritmo não separe contracções musculares de longa duração, em contracções de curta duração. Esta diferenciação é conseguida com base nos seguintes critérios:

- Para que seja considerada uma contracção muscular, uma sequência activa tem de ser precedida por pelo menos uma sequência inactiva;
- Para que sejam consideradas diferentes contracções de curta duração, as sequências activas devem ser intercaladas por pelo menos duas sequências inactivas.

De seguida são recolhidos os instantes de tempo correspondente ao início de cada activação muscular, para uso posterior, ficando concluídas todas as tarefas.

A figura 29 apresenta um exemplo da identificação de contracções musculares, no sinal de EMG registado no Biceps Braquial de um indivíduo saudável. Neste exemplo, verifica-se que o algoritmo foi capaz de distinguir, com sucesso, as diferentes contracções musculares, diferenciando contracções de longa duração de contracções de curta duração.

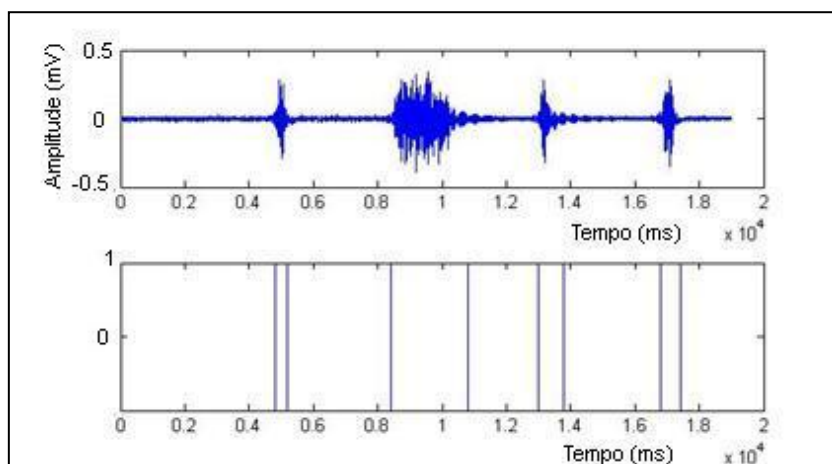


Figura 29 Identificação de contracções musculares.

Com o objectivo de ajustar os parâmetros do algoritmo e viabilizar o seu uso, no âmbito deste estudo, foram efectuados testes que se dividiram em duas fases. Numa primeira fase o algoritmo foi testado com o sinal de EMGs registado em ambiente laboratorial, com indivíduos saudáveis, e numa segunda fase o algoritmo foi testado com o sinal de EMGs registado em ambiente clínico com indivíduos com Espasticidade. Os parâmetros do algoritmo foram ajustados de modo a maximizar a resolução temporal e sensibilidade, tendo em conta o índice de percentagem de confiança (IPC), dado pela equação (7). Em que N_{manual} corresponde ao numero de contracções musculares observadas visualmente e $N_{algoritmo}$ corresponde ao numero de contracções musculares identificadas pelo algoritmo. As falsas contracções musculares identificadas pelo algoritmo são contabilizadas como -1.

$$IPC = \frac{N_{manual} - N_{algoritmo}}{N_{manual}} \times 100 \quad (7)$$

Os parâmetros apresentados, neste capítulo, foram definidos com o sinal de sEMG de indivíduos saudáveis. Posteriormente, foram definidos os parâmetros com o sinal de sEMG de indivíduos com Espasticidade. Neste ultimo caso, foi definido 2.5σ , para análise da distância de Mahalanobis, e uma PAJ de 10%, os restantes parâmetros foram preservados.

5.2.4.2. Sentido do movimento do membro

Nesta subrotina, pretende-se diferenciar os instantes de tempo correspondentes aos movimentos de extensão do membro, em relação aos instantes correspondentes aos movimentos de flexão e situações em que o membro esta em repouso. Esta análise opera com base no sinal de trajectória angular do membro, registado durante o processo experimental.

A figura 30 apresenta um exemplo de um segmento do sinal de trajectória angular, registado durante uma sessão de avaliação. Neste segmento pode ser observado uma instabilidade em repouso, caracterizada por uma oscilação significativa na amplitude do movimento.

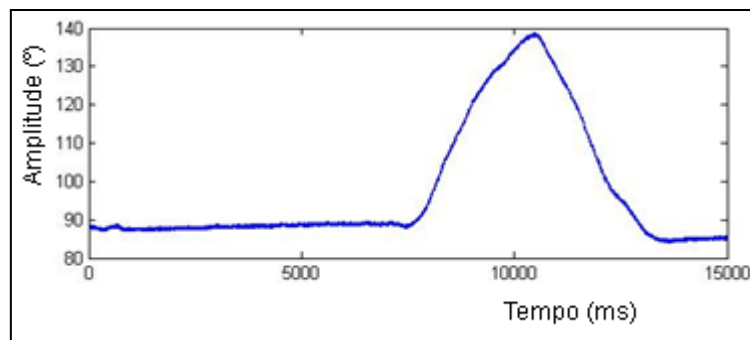


Figura 30 Exemplo de um segmento do sinal de trajectória do membro

No algoritmo proposto consideram-se as oscilações registadas no sinal deslocamento angular, em repouso e ao longo de todo o sinal. O uso de janelas de detecção permite neutralizar possíveis influências negativas das oscilações, no processo de diferenciação. O algoritmo implementado é representado sob forma de um fluxograma, na figura 31, e pode ser dividido em duas etapas:

1. Identificação do movimento de extensão, em cada amostra, tendo em conta a trajectória do sinal e as características do sinal correspondente ao repouso;
2. Identificação de segmentos activos, tendo em conta as oscilações presentes ao longo de todo o sinal.

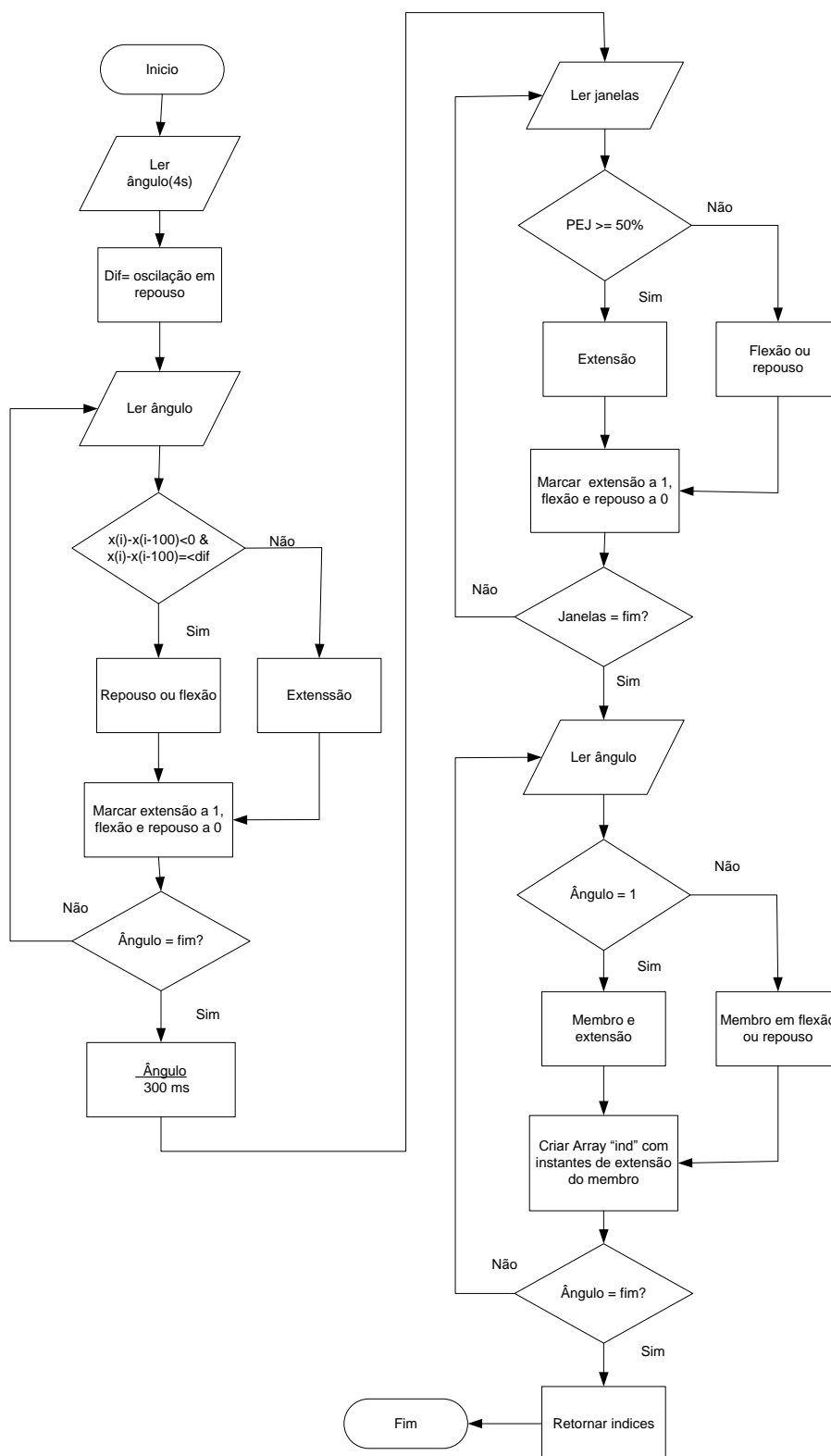


Figura 31 Fluxograma subrotina sentido de movimento.

Etapa 1: Nesta fase, é considerado um segmento de 4s, registado com o membro em repouso, para caracterizar as oscilações do sinal em repouso. Esta caracterização tem em conta

pequenos movimentos oscilatórios do membro, registados em cada ensaio, determinando a sua amplitude, pico a pico.

O sentido de movimento do membro é diferenciado pelo declive apresentado pelo sinal, relativamente à trajectória do membro, enquanto as situações de repouso são diferenciadas pela verificação da semelhança de cada amostra, x_i , com as características do sinal registado em repouso.

O declive do sinal é obtido a partir da primeira derivada, de 100 pontos, dada pela equação (8). Os declives positivos (sinal positivo) reflectem um aumento progressivo da amplitude de movimento, correspondendo ao movimento de extensão do membro. Por sua vez, os declives negativos (sinal negativo) reflectem uma diminuição progressiva da amplitude do movimento, correspondendo a flexão do membro. São consideradas situações de repouso, os resultados da equação (8) inferiores ou iguais à amplitude característica do movimento oscilatório registado em repouso.

$$y_i = x_i - x_{i-100} \quad (8)$$

Esta análise é efectuada ao longo de todo o sinal, a partir do segmento inicial correspondente ao membro em repouso. Quando verificado o movimento de extensão a respectiva amostra, x_i , é mantida activa (colocada a “1”), caso seja verificado o movimento de flexão a amostra é desactivada (colocada a “0”), caso se verifique situações de repouso a amostra é igualmente desactivada (colocada a “0”).

No final desta fase o perfil do deslocamento angular esta representado por “1”, instantes que correspondem a extensão do membro, e “0”, instantes que correspondem a flexão do membro ou ao membro em repouso.

Etapa 2: Nesta fase, recorre-se ao uso de janelas de detecção, para identificar falsas inversões do sentido do movimento, associadas a perturbações ou inflexões presentes no sinal. Com este propósito, o sinal é dividido em segmentos de 300 ms, definindo as janelas de detecção. A tomada de decisão é feita com base na percentagem de amostras correspondentes ao membro em extensão por janela (PEJ), dada pela equação (9). Para cada janela ser considerada activa (extensão do membro) deve apresentar uma PEJ de pelo menos 50%, caso

contrário é considerada inactiva (membro em flexão ou repouso). Todas as amostras das janelas activas são colocadas a “1”, enquanto as amostras das janelas inactivas são colocadas a “0”.

$$PEJ = \frac{\sum_{i=1}^{300} (x_i = 1)}{300} \times 100 \quad (9)$$

No final desta fase, o perfil do deslocamento angular esta caracterizado por segmentos activos (“1”), quando se trata de uma extensão do membro, e inactivos (“0”), quando se trata de uma flexão do membro ou em situações de repouso. De seguida são recolhidos os instantes de tempo correspondente aos segmentos activos, para uso posterior.

A figura 32 apresenta o exemplo de um segmento de um sinal de trajectória angular, registado durante o processo experimental, em a), a partir do qual foram diferenciados, com sucesso, os instantes de tempo em que se verificam movimentos de extensão do membro, em b).

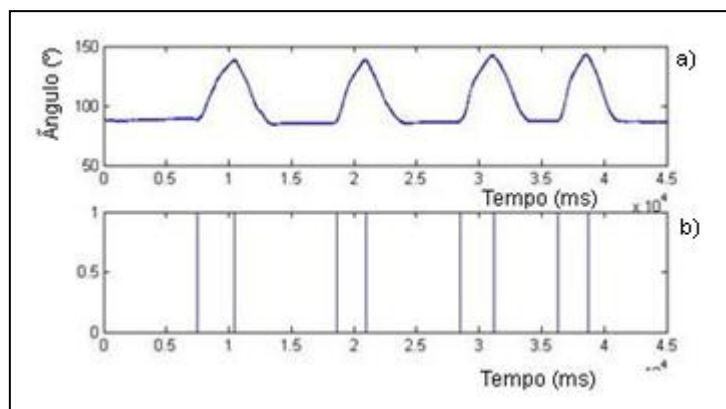


Figura 32 Diferenciação do movimento de extensão do membro

Os parâmetros apresentados foram definidos, em ensaios laboratoriais, com o sinal registado com indivíduos saudáveis, e posteriormente confirmados com o sinal registado em ambiente clínico, com indivíduos com Espasticidade.

5.2.4.3. Obter dados

Pretende-se com esta subrotina definir os LREDs, para posteriormente estimar o LRET e finalmente apresentar um gráfico 2D e os dados e resultados considerados relevantes, tanto para quantificação da Espasticidade como para a análise dos dados.

O algoritmo implementado é apresentado na figura 33, sob forma de um fluxograma, e pode ser dividido em duas etapas:

1. Definir LREDs e estimar o valor do LRET;
2. Apresentar dados e resultados.

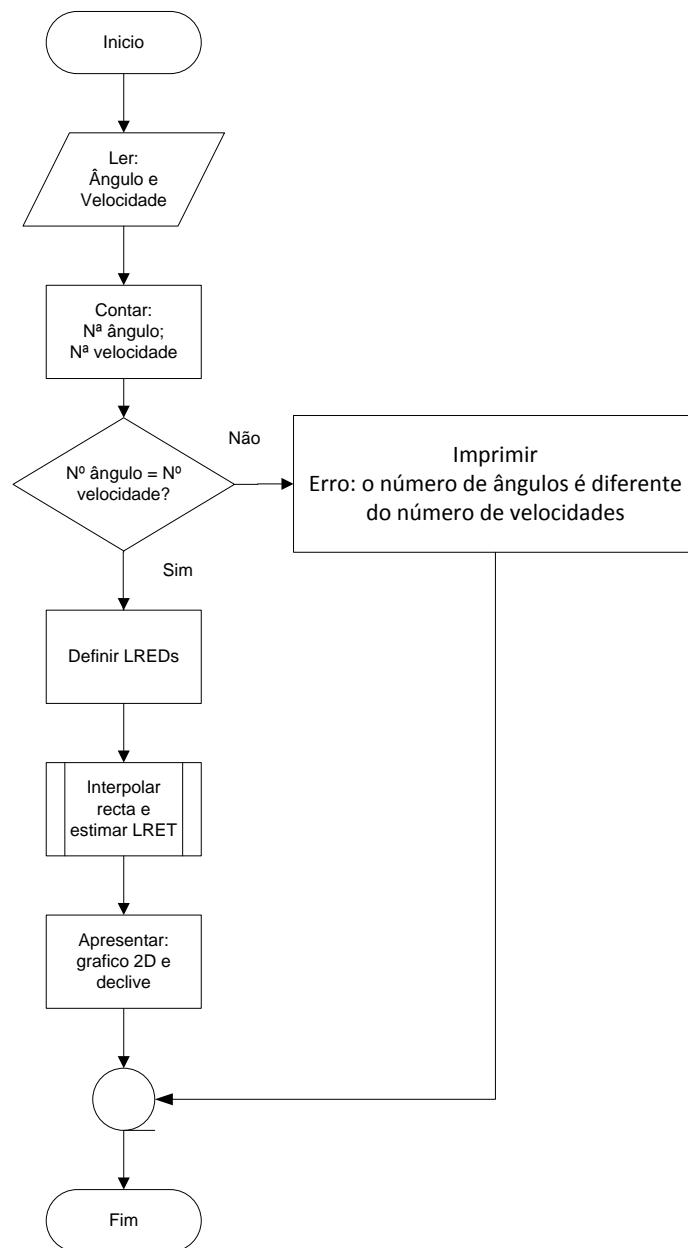


Figura 33 Fluxograma da subrotina Resultados.

Etapa 1: A definição de cada LRED é efectuada pelo emparelhamento dos valores do ângulo e velocidade angular, em que foi observado um RE.

Para garantir o sucesso do emparelhamento, o algoritmo começa por verificar a existência de um igual número de valores, tanto para o ângulo como para a velocidade angular. Caso a condição seja verdadeira é efectuado o emparelhamento dos valores de ângulo e velocidade angular, definindo cada LRED. Caso contrário, revela-se impossível efectuar o emparelhamento, e portanto apresenta, na janela de comandos, a mensagem “Erro: o número de ângulos é diferente do número de velocidades”, encerrando de seguida todo o processo.

Os LREDs são definidos segundo um plano de referência ortogonal, ângulo (eixo horizontal) versus velocidade angular (eixo vertical), criado pela função “figure” fornecida pelo *Matlab*. Nesta análise, o ângulo é considerado como variável dependente e a velocidade angular como variável independente.

O LRET é estimado pela interpolação de uma recta de regressão, entre os LREDs, assumindo o valor do ângulo em que a recta intersecta o eixo horizontal. Para cada ensaio foi usado o modelo de regressão polinomial linear (polinómio de grau um), por garantir um melhor ajuste entre as variáveis [26]. Este processo é efectivado, segundo o método dos mínimos quadrados, com recurso a função “polyfit”, disponibilizada pelo *Matlab*. Por sua vez a função “polyval”, igualmente disponibilizada pelo *Matlab*, gera os dados relativos a recta interpolada, assim como estimativas de erros. O valor do LRET é determinado pela função “root”, fornecida pelo *Matlab*, que determina a raiz da função polinomial (zero da função).

Etapa 2: Nesta fase, são apresentados todos os elementos relevantes, para a quantificação da Espasticidade. O algoritmo apresenta o valor do LRET e declive da recta de regressão, assim como o gráfico 2D (figura 34), relativo à gama de movimentos da articulação, no qual pode ser observado:

- A distribuição dos LERDs, sob forma de pequenos círculos;
- Recta de regressão, sob forma de traço contínuo;
- Ponto correspondente ao LERT;
- Limites correspondentes à amplitude inicial (0-) e final (0+) da articulação, sob forma de linhas contínuas verticais;
- Limite superior de velocidade (500°/s), sob forma de linha contínua horizontal.

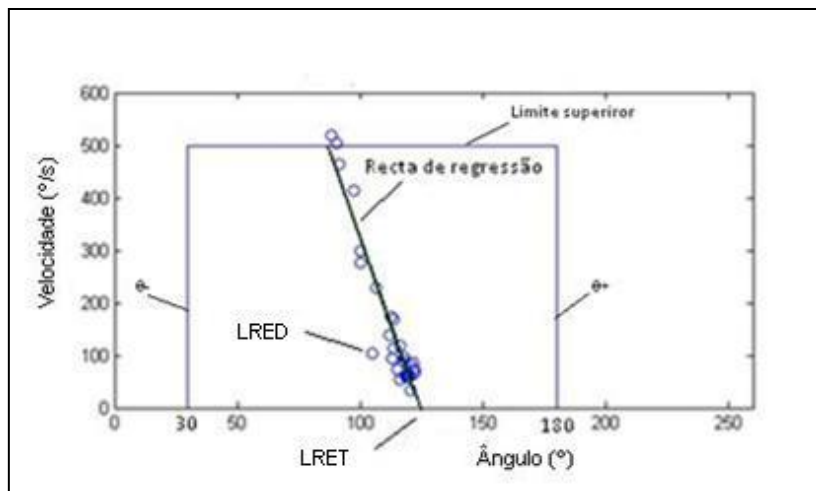


Figura 34 Exemplo explicativo do gráfico 2D, relativo a gama de movimentos da articulação.

5.2.4.4. Guardar resultados

Com este algoritmo pretende-se guardar automaticamente, em ficheiro, os dados obtidos em cada avaliação. Pretende-se um algoritmo capaz de criar novos ficheiros, caso não exista, ou abrir ficheiros existentes, para introduzir os dados..O algoritmo implementado é apresentado na figura 35, sob forma de fluxograma.

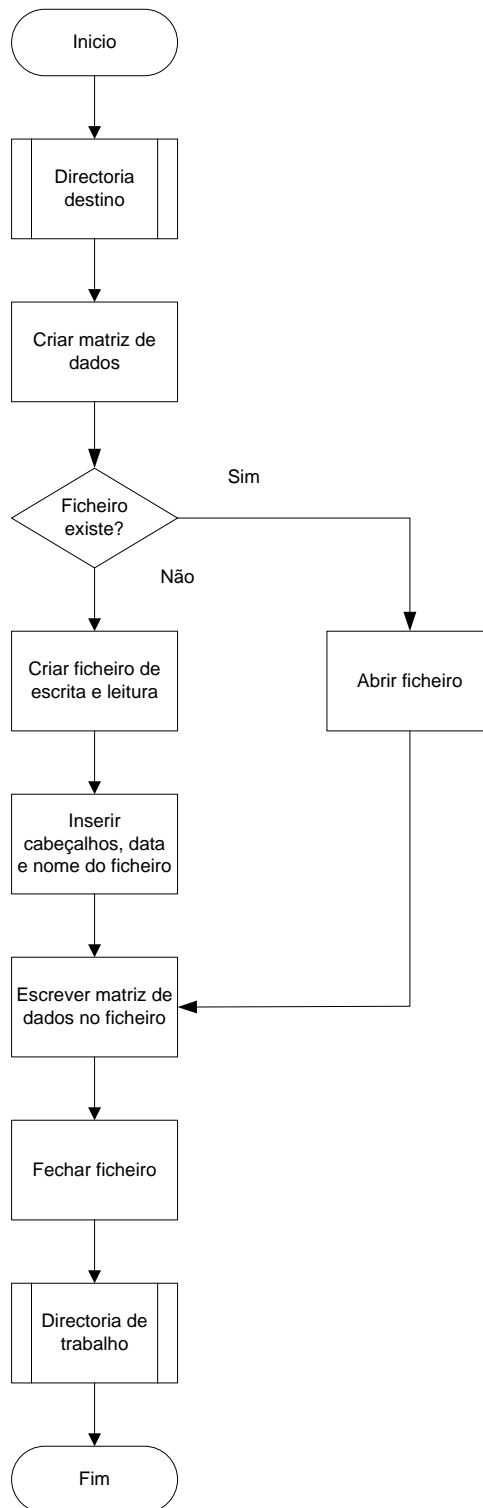


Figura 35 Fluxograma da subrotina Guarda dados.

Numa fase inicial, logo após a obtenção dos dados, o algoritmo altera a directoria de processamento para a directoria de destino do ficheiro, procedimento disponibilizado pela função “cd” do Matlab. De seguida o algoritmo cria uma matriz com os resultados da avaliação. Antes de criar um novo ficheiro, para um paciente, é verificada a sua existência, caso exista o ficheiro é

aberto, caso contrário é criado um novo ficheiro, de escrita e leitura, pela função “fopen” do Matlab, no qual são introduzidos os cabeçalhos, data e nome do paciente pela função “fprintf”. De seguida é introduzida a matriz de dados no ficheiro, igualmente pela função “fprintf”. Logo após a introdução dos dados o ficheiro é encerrado e, por fim, o algoritmo volta para a directoria de processamento.

5.2.5. Critérios para análise dos dados

Por cada avaliação, foram determinados os respectivos LREDs, e apresentados segundo num plano de referência 2D, para posteriormente ser interpolada uma recta de regressão linear e estimado o LRET. Foram consideradas avaliações insatisfatórias, quando determinado um número de LREDs inferior a 6, inviabilizando o cálculo da recta de regressão. Por cada recta de regressão, foi considerado o respectivo coeficiente de determinação (r^2) e declive.

O coeficiente de determinação exprime o poder explicativo do modelo de regressão utilizado, fornecendo uma medida da qualidade e confiança do ajustamento da recta em relação à população de amostras [80]. Estes foram classificados como: significativos, quando maior ou igual a 0.2, viabilizando a avaliação; insignificantes quando menor ou igual a 0.1, inviabilizando a avaliação [3]; pouco significativo quando compreendidos entre 0.1 e 0.2, revelando uma baixa fiabilidade da avaliação.

Ao longo das sessões experimentais, podem decorrer erros podendo afectar negativamente os resultados, classificados como:

- Erros técnicos: presença de artefactos nos sinais, associados a movimentos dos cabos, sistema e/ou artefactos oriundos da corrente eléctrica, manipulação desajustada dos instrumentos, por exemplo;
- Erros de avaliação: erros cometidos pelo avaliador, como por exemplo ensaios em que não se verificaram estiramentos em todas as gamas de velocidades.

Foi considerado um intervalo de predição de 95%, para avaliar a correlação entre a população de amostras e considerar a possibilidade de falsos LRED [81].

A variabilidade entre sessões, observada no valor de LRET, foi avaliada e interpretada segundo a análise de variância ANOVA [82]. Este método de análise foi efectivado com recurso

ao *software* SPSS. Nesta análise foram considerados os pacientes em que foi possível determinar o LRET nas três sessões de avaliação.

5.2.6.Pacientes

Para participar neste estudo, foram recrutados pacientes num hospital público (Hospital de Braga) e em centros de reabilitação física (Fisimaia e Associação Portuguesa de Pais e Amigos de Crianças com Deficiência Mental de Braga (APPACDM)). A selecção dos pacientes foi feita com base no seu quadro clínico, confirmado pelo médico assistente. Foram seleccionados dez pacientes vítimas de AVC, dois pacientes com PC e oito pacientes com etiologias diversas, segundo os seguintes critérios:

- Presença de sintomas de Espasticidade, nos músculos flexores em pelo menos um dos cotovelo. Caso com sintomas em ambos os membros foi seleccionado o membro com sintomas mais acentuados;
- Ausência de efeito de qualquer fármaco, podendo ter influência nas funções neuromusculares, influenciando os resultados experimentais;
- Ausência de perturbações cognitivas, manifestando clara incapacidade de colaboração;
- Ausência de dores relacionadas com a articulação em estudo.

Todos os pacientes receberam a informação necessária, oralmente e por escrito, para entenderem os objectivos, motivações, implicações, riscos e benefícios da sua participação. Foi assegurado o entendimento de todos os aspectos do estudo, por parte de cada paciente, esclarecendo todas as dúvidas e disponibilizando o tempo necessário para ponderarem acerca da sua decisão. Após um período de reflexão, foi obtido, por escrito e assinado, o termo de CI de cada paciente. Este processo decorreu de acordo com o código de ética vigente no país em que foi realizado o estudo. O termo de CI foi aprovados pela CE do hospital de Braga.

A tabela 8 apresenta os dados dos pacientes seleccionados, identificado por um código para garantir a confidencialidade dos dados.

Tabela 8 Dados dos pacientes

Paciente	Idade	Sexo	Meses após etiologia	Membro Esquerdo/Direito	Etiologia
M1	68	M	75	E	AVC isquémico
M2	52	M	12	E	AVC isquémico
M3	71	M	101	E	AVC isquémico
M4	65	F	113	D	AVC isquémico
M5	63	M	23	E	Encefalopatia isquémica pós-PCR
M6	37	M	10	E	Ruptura de aneurisma cerebral
M7	54	M	19	E	AVC isquémico
M8	76	M	8	E	AVC isquémico
M9	60	M	17	E	AVC isquémico
M10	47	F	32	D	Malformação vascular
M11	37	F	39	D	Tumor Cerebral operado
M12	52	M	109	D	Endarterectomia carotídea
M13	16	F	201	D	Paralisia Cerebral
M14	70	M	nd	E	Cirurgia a mixoma auricular
M15	86	M	57	D	AVC
M16	72	M	103	D	AVC isquémico
M17	52	M	83	D	Dissecção da carótida interna
M18	58	M	37	E	AVC

5.2.7. Metodologia adoptada

De modo a garantir o sucesso das sessões de avaliação, foram articulados protocolos, tanto para os procedimentos relativos às avaliações como para os procedimentos relativos à colocação da instrumentação.

De modo a considerar a variabilidade clínica apresentada pelos sintomas da Espasticidade, cada paciente necessita ser reavaliado numa sessão experimental posterior, com um intervalo de tempo de, pelo menos, dois dias [83]. Segundo as conclusões de estudos anteriores, cada paciente deve ser avaliado no mesmo período diurno (manha ou tarde) da sessão de avaliação anterior, para evitar variabilidades consideráveis [83].

Pelo disposto, cada paciente foi, portanto, avaliado em três sessões de avaliação, separadas entre dois a cinco dias, no mesmo período diurno da sessão anterior. Em cada sessão de avaliação, cada paciente efectuou entre duas a três avaliações, de modo a

salvaguardar erros técnicos ou de avaliação. Em cada sessão foram tidas em conta manifestações de dores musculares, cansaço ou desconforto associados à sessão de avaliação anterior. Perante estas manifestações, os pacientes apenas efectuaram duas avaliações por sessão. Segundo estes critérios, cada paciente foi submetido entre seis a nove avaliações, no total de três sessões de avaliação.

Para garantir o sucesso de cada avaliação, os pacientes foram instruídos acerca dos procedimentos a ser adoptados durante a avaliação, isto é, descontraír completamente, antes e durante cada avaliação, e não efectuar contracções musculares voluntárias.

Neste estudo o estiramento muscular passivo foi promovido manualmente, permitindo uma grande gama de velocidades de estiramento e sua adaptação as resposta reflexivas observadas durante os ensaios, para além de diminuir a complexidade do equipamento.

As sessões de avaliação decorreram no centro de reabilitação onde cada paciente habitualmente recebe tratamento, médico e/ou terapêutico (Hospital de Braga, Fisimaia e APPACDM de Braga).

5.2.7.1. Protocolo experimental

No início de cada sessão de avaliação, o paciente foi sentado numa cadeira e foi colocada toda a instrumentação, de acordo com o protocolo instrumental (subcapítulo 5.2.7.2.). Com uma das mãos o avaliador estabilizou o cotovelo do paciente e com a outra mão estabilizou o antebraço do paciente. No início de cada avaliação, foi definida como posição inicial do movimento (θ_-) a máxima flexão permitida pela articulação, sem que haja contacto entre os seus segmentos, e como posição final do movimento (θ_+) a máxima extensão permitida pela articulação (figura 36).

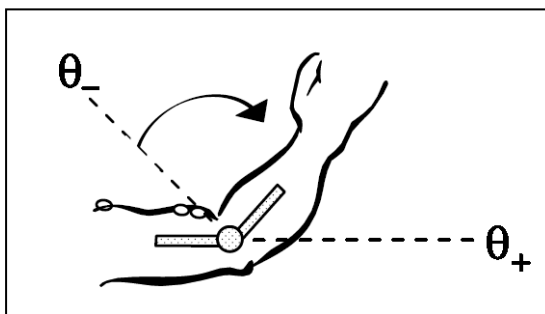


Figura 36 Exemplo dos limites iniciais e finais da gama de movimentos da articulação.

Antes do primeiro estiramento de cada avaliação, é registado o sinal de EMGs correspondente ao tónus muscular, durante 4s, com o membro em repouso. Após ocorridos 4s, assinalado por um sinal luminoso no painel de dispositivo, foi iniciado repetitivamente o processo de estiramento muscular, desde a sua posição inicial até à sua posição final. Cada novo estiramento foi iniciado após verificado, visualmente no painel do dispositivo, que a actividade muscular regressou ao repouso.

Em cada avaliação foram produzidos aproximadamente trinta estiramentos musculares passivos, divididos em aproximadamente dez estiramentos a velocidades lentas, dez estiramentos velocidades moderadas e dez estiramentos a velocidades elevadas. As velocidades de estiramento foram definidas como:

- Velocidades lentas, compreendidas entre $0^{\circ}/s$ e $200^{\circ}/s$;
- Velocidade moderada, compreendidas entre $200^{\circ}/s$ e $400^{\circ}/s$;
- Velocidades elevadas, velocidades superiores a $400^{\circ}/s$.

Para descanso do paciente e do avaliador, cada avaliação foi intercalada com um intervalo de aproximadamente 5 minutos.

5.2.7.2. Protocolo instrumental

Para garantir a fiabilidade dos resultados, os instrumentos foram cuidadosamente colocados, no início de cada avaliação.

O goniómetro foi fixado ao membro, a ser avaliado, com o seu eixo de rotação em concordância com o eixo de rotação da articulação. Um braço do goniómetro foi alinhado com o antebraço do paciente, enquanto o outro braço do goniómetro foi alinhado com o braço do paciente (figura 37). O método de fixação do goniómetro foi promovido por uma fita de velcro e por uma fita adesiva, fixando o sensor tanto à fita de velcro como à pele do paciente, para melhorar a fixação e evitar oscilações.



Figura 37 Exemplo da colocação da instrumentação.

Após limpeza da pele do paciente, com álcool, foram colocados os eléctrodos de EMGs, com configuração bipolar. Os eléctrodos foram colocados com uma distância entre centros de aproximadamente 20 mm. O par de eléctrodos foi colocado na região à superfície do músculo entre o seu ponto motor e a região correspondente ao ponto de inserção do tendão no músculo. O ponto motor do músculo foi identificado por palpação, localizando o ventre do músculo, tendo em conta o método proposto em [50]. Por sua vez, o eléctrodo de referência foi colocado no músculo antagonista, do músculo a ser estudado.

Os instrumentos foram mantidos na mesma posição em cada avaliação, de cada sessão, com o propósito de garantir reprodutibilidade entre avaliações.

6. Resultados e discussão

Este capítulo apresenta os resultados, e respectiva análise e discussão, de todos os procedimentos experimentais, realizados ao longo deste estudo, com o propósito de viabilizar a implementação de cada método e instrumentos.

Inicialmente, são apresentados e discutidos os resultados do estudo realizado para identificação do ponto motor e placas motoras, assim como a sua aplicabilidade. Posteriormente, são expostos os resultados obtidos na análise comparativa de três eléctrodos de EMGs, são discutidos os benefícios e factores de risco associados a cada eléctrodo testado. De seguida, são apresentados os resultados dos ensaios experimentais do algoritmo desenvolvido para detecção de contracções musculares, no sinal de EMG, com o propósito de ajustar cada parâmetro e testar a sua fiabilidade. São analisados e discutidos os resultados obtidos com sinais registados em indivíduos saudáveis e indivíduos com Espasticidade, tanto com elevada relação sinal/ruído como com baixa relação sinal/ruído. Por último, são abordados os resultados dos ensaios experimentais do equipamento para a quantificação da Espasticidade, é efectuada uma análise crítica dos erros associados tanto ao processo experimental como inerentes ao equipamento desenvolvido e implementado. São ainda apresentados e discutidos os resultados de cada paciente, em cada sessão de avaliação. Por fim, descrevem-se exemplos, segundo a quantificação proposta, para a introdução da observação clínica disponibilizada pelos resultados.

6.1. Ponto motor e placas motoras

Os estudos realizados permitiram determinar, com sucesso, o ponto motor à superfície do Bíceps Braquial, com uso de estimulação eléctrica e EMGs. Este método revelou-se fácil de implementar, fiável e sem riscos associados, porém, a estimulação do nervo Musculocutâneo revelou-se desconfortável (pequenas dores), ficando dependente da tolerância a este desconforto por parte de cada paciente. A tolerância deste tipo de desconforto pode ser um factor limitativo principalmente em pacientes mais sensíveis e pacientes com perturbações cognitivas.

Como esperado, as propriedades dos potenciais das placas motoras foram observados, tanto em repouso como durante contracções isométricas, por meio de EMGi, permitindo identificar os tecidos próximos das placas motoras. O uso deste método é limitado pelo facto de se tratar de um método invasivo, restringindo a sua implementação por clínicos especializados.

6.1.1.Ponto motor

A determinação do ponto motor foi realizada recorrendo à estimulação eléctrica e à EMGs, disponibilizados pelo equipamento Keypont. O processo teve como objectivo explorar os tecidos à superfície do bíceps braquial, com o propósito de identificar as áreas mais activas.

A figura 38 apresenta os sinais, registados por EMGs, resultantes das activações das UMs, em resposta ao estímulo do nervo musculocutâneo; por sua vez a tabela 9 apresenta os resultados quantitativos. Os estímulos foram aplicados a uma intensidade de 10.7 mA, mínimo estímulo ao qual foi possível recrutar activações musculares. Em a) pode ser observada a resposta da actividade muscular, numa área muito activa do músculo, onde se pode verificar uma amplitude de 16.7 mV. Para além da amplitude do sinal, verifica-se nesta região, uma activação muscular relativamente rápida, apresentando uma latência de 1.62 ms. Em b), pode ser observada a resposta ao estímulo de uma área muscular menos activa, onde se pode observar uma amplitude de 5.1 mV. Pode ser observado, nesta região, uma activação muscular mais lenta, apresentando uma latência de 2.5 ms.

Tabela 9 Resultados quantitativos da identificação do ponto motor.

	Latência (ms)	Amplitude (mV)
a)	1.62	16.7
		-69%
b)	2.5	5.1

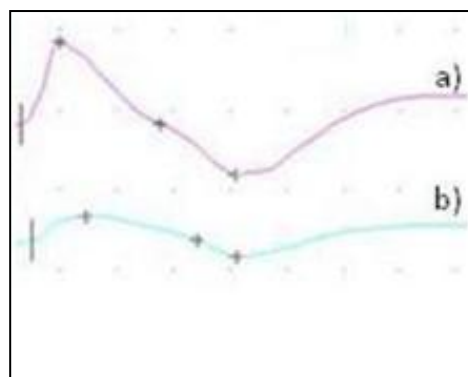


Figura 38 Activação muscular, em resposta ao estímulo. Em a), região muscular mais activa e em b) região muscular menos activa. A escala do gráfico esta dividida em 10 mV por divisão, em amplitude, e 5 ms por divisão, em função do tempo. As divisões são definidas por pequenos pontos.

Pela análise das amplitudes obtidas conclui-se, que, em a), foi registada uma activação muscular 69% mais elevada do que em b) demonstrando que, em a), o eléctrodo de EMGs explorador está posicionado numa região mais activa do músculo, dado que registou um maior

numero de fibras musculares activas. A latência do sinal, apresentada em a), é um indicador da proximidade do eléctrodo activo das junções neuromusculares, demonstrando que os PAUMs foram detectados mais cedo do que em b).

6.1.2.Placa motora

Na figura 39 é apresentado o sinal registado com o eléctrodo explorador posicionado numa região próxima de uma placa motora, em repouso. Embora a escala da amplitude do sinal, no eixo vertical, não seja a mais adequada, limitada pelas características do equipamento utilizado, pode ser observado um sinal irregular, que apresenta uma amplitude de aproximadamente 10 μV , pico a pico, entre o ponto mais baixo e o ponto mais elevado. Este sinal comprova que o eléctrodo está próximo de uma placa motora, dado que as características que apresentam correspondem as características dos potenciais de uma placa motora.

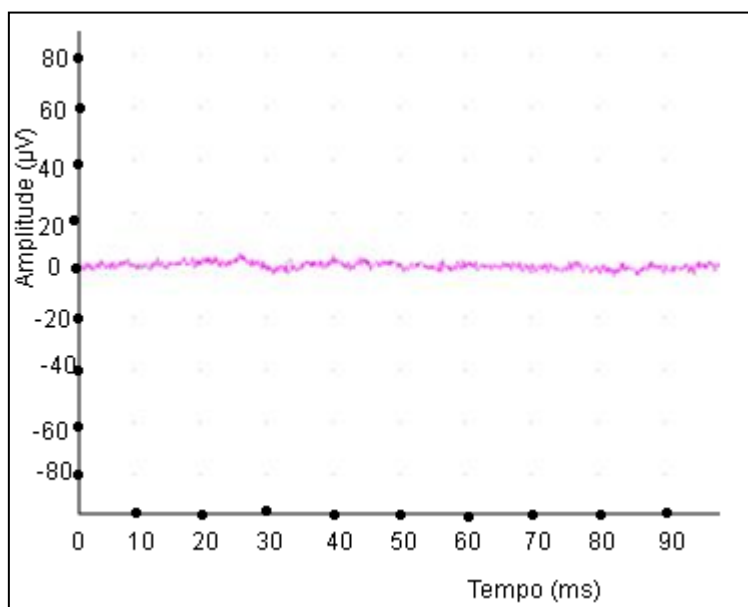


Figura 39 Propriedades das placas motoras, em repouso. A escala deste gráfico é diferenciada por pequenos pontos, divididos em 20 μV por divisão, no eixo vertical, e 10 ms por divisão, no eixo horizontal.

Na figura 40 a) apresenta-se o resultado obtido efectuando uma contracção muscular isométrica, com a extremidade do eléctrodo posicionado numa região próxima de uma placa motora. Pela análise do sinal, podem verificar-se pulsos positivos, com amplitudes até aproximadamente 1.3 mV, e pulsos maioritariamente negativos com amplitudes até aproximadamente -2.5 mV. É importante realçar que os pulsos negativos apresentam, em geral,

maior amplitude que os pulsos positivos. Estes resultados correspondem as propriedades características dos potenciais das placas motoras, confirmando a sua presença.

Na figura 40 b) pode observar-se a resposta a uma contracção muscular isométrica, com o eléctrodo posicionado em tecidos afastados de uma placa motora, onde se verifica, comparativamente com a), uma actividade muscular com menor frequência, pulsos maioritariamente positivos e até aproximadamente 1 mV e pequenos pulsos negativos até aproximadamente -0.5 mV. Verifica-se que o sinal apresentado não corresponde as propriedades características dos potenciais das placas motoras, confirmando portanto que o eléctrodo não se encontra numa região próxima de uma placa motora.

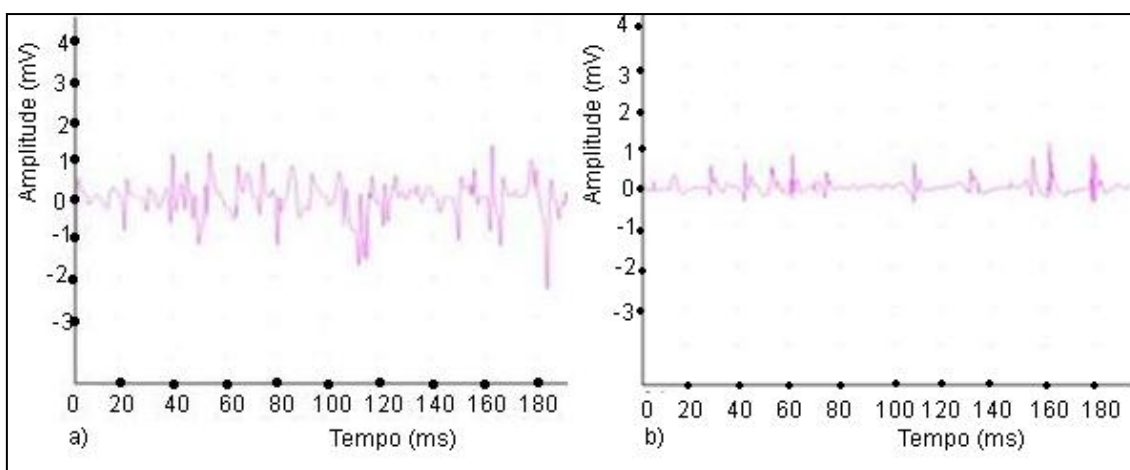


Figura 40 Gráficos obtidos em resposta a uma contracção isométrica. Contracção Isométrica do Biceps Braquial com o eléctrodo posicionado na região da placa motora, em a), contracção isométrica com o eléctrodo afastado de uma placa motora, em b). Na figura a) e b) a escala esta dividida em 1 mV por divisão, no eixo vertical, e 20 ms por divisão, no eixo horizontal.

A agulha de EMGi foi guiada com o sinal sonoro produzido pela activação das UMs, disponibilizado pelo equipamento, tendo sido identificado o sinal característico produzido na região das placas motoras. Dado que foi evitado o contacto da ponta da agulha com a placa motora, evitou-se a sua dor característica.

6.2. Eléctrodos de EMGs: análise comparativa

Os três tipos de eléctrodos considerados foram testados no mesmo dia, com o mesmo individuo e nas mesmas condições técnicas. A figura 41 apresenta o exemplo de um sinal de EMGs obtido por cada um dos eléctrodos testados. Pode ser observado que os sinais apresentam, sensivelmente, os mesmos padrões de qualidade, verificando-se, visualmente, uma

relação sinal/ruído semelhante para além de sensibilidade a contracções musculares de baixa intensidade. Porém, pode ser observado, em c), no sinal correspondente aos eléctrodos Tecnomed, uma perturbação no sinal, associada a um artefacto de movimento (assinalado com uma elipse)

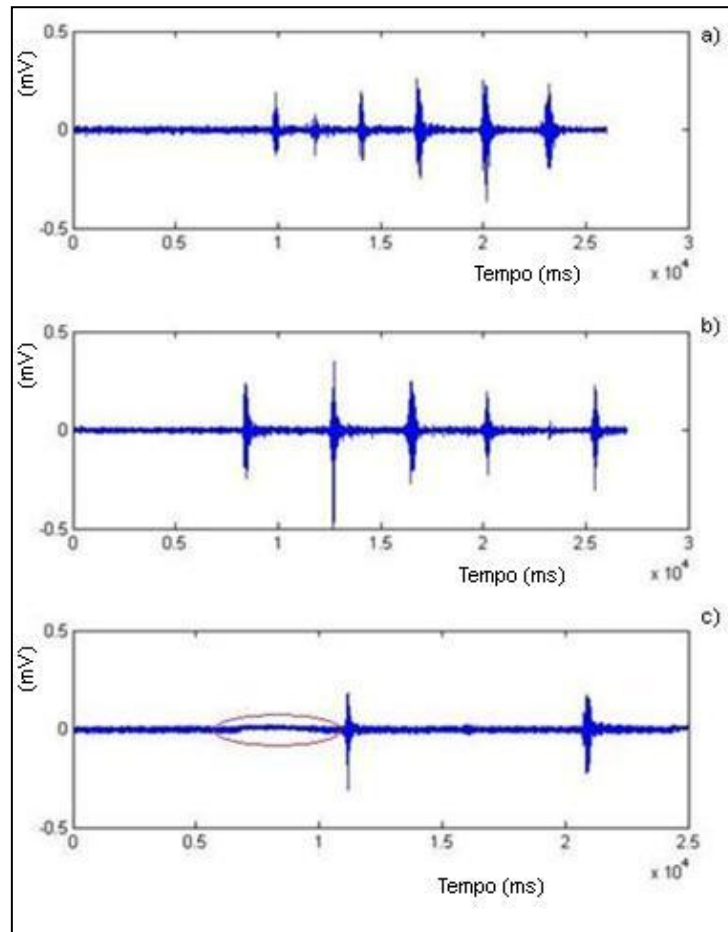


Figura 41 Sinais comparativos dos eléctrodos testados. Eléctrodos Kendall, em a), Dantec, em b), Tecnomed em c).

Verifica-se que o método de fixação à pele dos eléctrodos Kendall e Dantec garante uma melhor interface pele/eléctrodo, comparativamente com os eléctrodos Tecnomed, evitando riscos de artefactos. Porém, o método de fixação do cabo ao eléctrodo dos eléctrodos Kendall é susceptível de provocar ruído, dado que é promovido por uma pinça. Comprova-se, portanto, que os eléctrodos Dantec apresentam uma maior fiabilidade, porém o seu uso é limitado pelo seu elevado custo.

6.3. Detecção de contracções musculares

Os ensaios experimentais com indivíduos saudáveis e com indivíduos com Espasticidade permitiram ajustar os parâmetros deste algoritmo, alcançando elevados IPC. Os resultados apresentados comprovam a fiabilidade do algoritmo, validando o seu uso.

6.3.1. Indivíduos saudáveis

A figura 42 apresenta o exemplo de um sinal de EMGs, registado num indivíduo saudável, onde se pode verificar que o sinal se mantém estável e com uma elevada relação sinal/ruído. Comprova-se que o algoritmo identificou, com sucesso, os instantes de tempo em que ocorreu uma contracção muscular, apresentando um IPC de 100%.

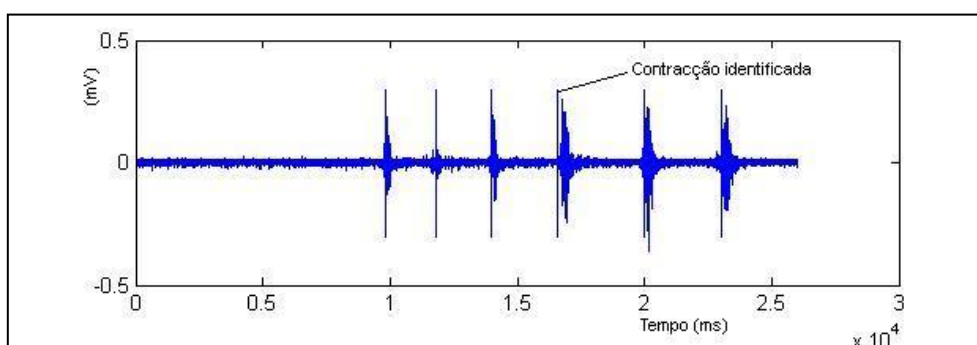


Figura 42 Ensaio para identificação de contracções musculares, num indivíduo saudável. Sinal de EMGs registados no Bíceps Braquial.

Os resultados obtidos apresentam elevados níveis de confiança, viabilizando o uso do algoritmo, em sinais de EMG estáveis e com elevada relação sinal/ruído. A tabela 10 apresenta os resultados obtidos em quatro sinais, estáveis e com elevada relação sinal/ruído, em função dos parâmetros utilizados.

Tabela 10 Resultados e parâmetros do algoritmo para detecção de contracções musculares, em sinais estáveis e com elevada relação sinal/ruído.

Sinal	σ	Janela (ms)	<i>PAJ</i>	IPC
1	2.0	200	50%	100 %
2	2.0	200	50%	100%
3	2.0	200	50%	100%
4	2.0	200	50%	100%

6.3.2. Indivíduos com Espasticidade

Na figura 43 é apresentado o exemplo de dois sinais de EMGs registados num paciente com Espasticidade, no mesmo dia. Observa-se que ambos apresentam uma elevada relação sinal/ruído, Porém no sinal II) verifica-se que nos instantes iniciais (correspondente ao repouso) o sinal apresenta uma amplitude de base mais elevada, de que a amplitude verificada ao longo do restante sinal. Contudo, verifica-se, na linha b), que o algoritmo identificou, com sucesso, o início de cada contracção muscular, apresentando em ambos os casos um IPC de 100%.

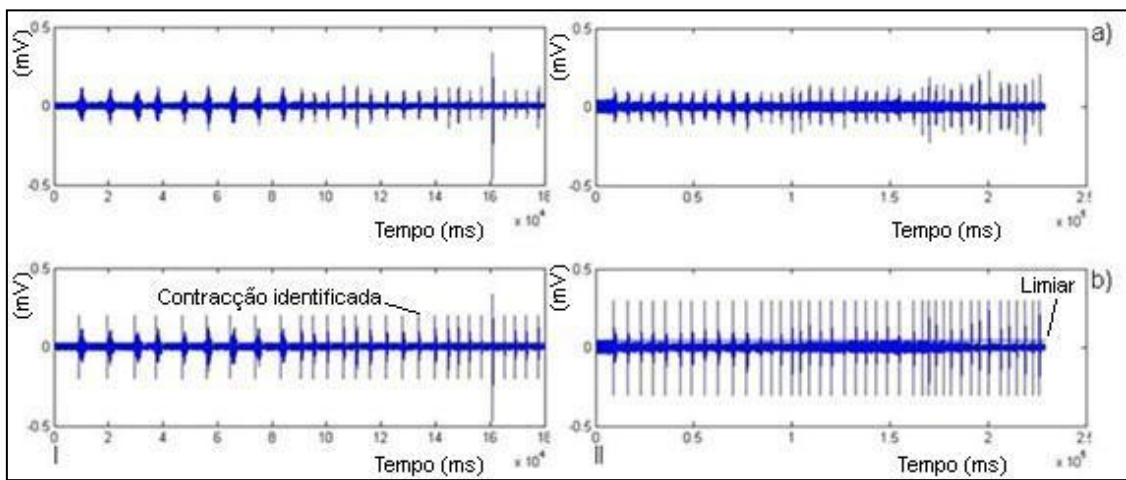


Figura 43 Exemplo da detecção de contracções musculares, em sinais com elevada relação sinal/ruído, mas com alguma instabilidade. Sinal registado no Biceps Braquial de um indivíduo com Espasticidade, na linha a), é apresentado o sinal de EMGs testado. A linha b) apresenta o resultado da detecção de contracções musculares, pelo algoritmo, na qual o início de cada contracção muscular é identificada com uma linha vertical. O Limiar, a partir do qual é considerada uma activação muscular, é definido por uma linha horizontal.

A figura 44 apresenta o exemplo de dois sinais de EMGs registados em dois indivíduos com Espasticidade. No sinal III) é visível uma actividade muscular de base relativamente elevada, instável ao longo de todo o sinal, apresentando, porém, uma relação sinal/ruído razoável. Por sua vez, o sinal IV) apresenta uma baixa relação sinal/ruído, ao longo de todo o sinal, pode ainda ser observado no final do sinal um segmento de tempo em que a actividade muscular não regressa ao repouso (contracção muscular de longa duração). Contudo em ambos os casos o algoritmo identificou, com sucesso, os instantes iniciais de cada contracção muscular, apresentando um IPC de 93.62% e 95.45%, no caso do sinal III) e IV) respectivamente.

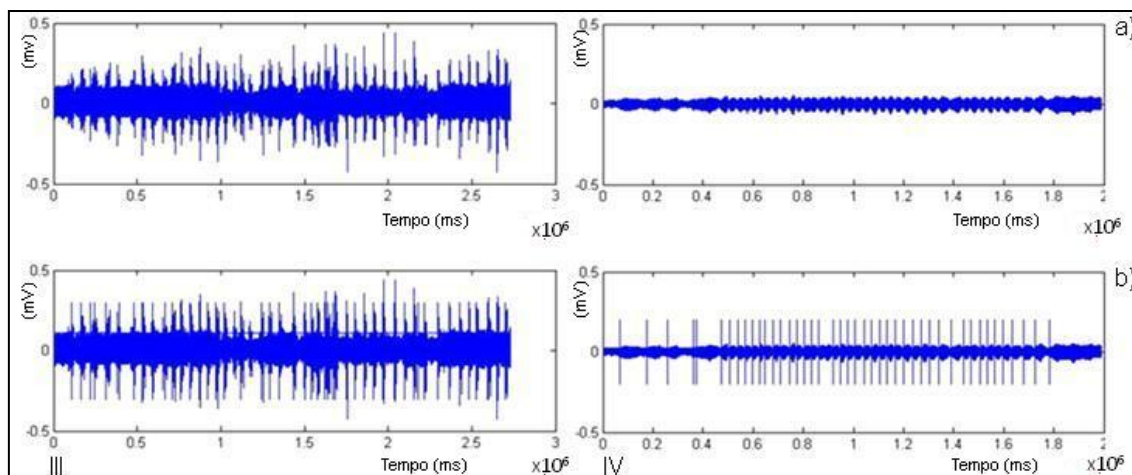


Figura 44 Exemplo da detecção de contracções musculares, num sinal com grande variabilidade e um sinal com baixa relação sinal/ruído. Em III), sinal com grande variabilidade e em IV) um sinal com baixa relação sinal/ruído. Sinais registados no Biceps Braquial de dois indivíduos com Espasticidade. Na linha a), são apresentados os sinais de EMGs testados e a linha b) apresenta o resultado da detecção de contracções musculares, pelo algoritmo, na qual o início de cada contracção muscular é identificada com uma linha vertical. O Limiar, a partir do qual é considerada uma activação muscular, é definido por uma linha horizontal.

Apesar dos sinais de EMGs apresentarem instabilidade, baixa relação sinal/ruído e algumas perturbações, o algoritmo implementado apresenta elevados valores de IPC, viabilizando o seu uso nestas condições. A tabela 11 apresenta os resultados obtidos, em função dos parâmetros utilizados.

Tabela 11 Resultados e parâmetros do algoritmo para detecção de contracções musculares, em sinais instáveis e com baixa relação sinal/ruído.

Sinal	σ	Janela (ms)	<i>PAJ</i>	IPC
1	2.5	200	10%	100 %
2	2.5	200	10%	100%
3	2.5	200	10%	93.62%
4	2.5	200	10%	95.45%

6.4. Quantificação da Espasticidade

Para verificar a viabilidade do equipamento desenvolvido e identificar eventuais erros associados, foram realizados ensaios experimentais. Numa primeira fase, em ambiente laboratorial, foi testada a identificação do LRE em indivíduos saudáveis. Nesta fase não foram

identificados quaisquer LRE, apesar de se terem promovidas velocidades de estiramento superiores a $500^{\circ}/s$.

Numa segunda fase, em ambiente clínico, foi testada a identificação do LRE em indivíduos com Espasticidade. Nesta fase foram identificados LREs proporcionalmente à velocidade de estiramento muscular. Foi tida em linha de conta a integridade tanto da trajectória como da velocidade do movimento executado, para garantir que o músculo foi testado em todo o seu comprimento e nas três gamas de velocidade, definidos no protocolo experimental (subcapítulo 5.2.7.1.). Tanto o coeficiente de determinação como as bandas de predição, de 95%, permitiram verificar a viabilidade dos dados amostrais, considerando a possibilidade de falsos LREs. A principal finalidade dos ensaios prendeu-se na observação da variabilidade do LRET, entre sessões de avaliação, e identificação das causas dessa variabilidade.

6.4.1. Uniformidade dos movimentos passivos

Segundo o protocolo experimental, os estiramentos musculares são promovidos, pela extensão do membro, desde a sua posição inicial (θ^-) até a sua posição final (θ^+), garantindo que o músculo é avaliado em todo o seu comprimento.

A figura 45 apresenta o sinal da trajectória angular do membro, registado durante a primeira sessão de avaliação do paciente M17. Pela análise do sinal, pode verificar-se que ao longo do ensaio não foi garantido, com rigor, a posição inicial e final de cada estiramento muscular, verificando-se que a amplitude máxima do movimento (θ^+) varia entre estiramentos, em aproximadamente 10° . Por sua vez, a amplitude inicial do estiramento (θ^-) apresenta variações entre estiramentos, em aproximadamente 5° . Estas variações sugerem que o comprimento muscular avaliado não foi rigorosamente reproduzido em cada estiramento.

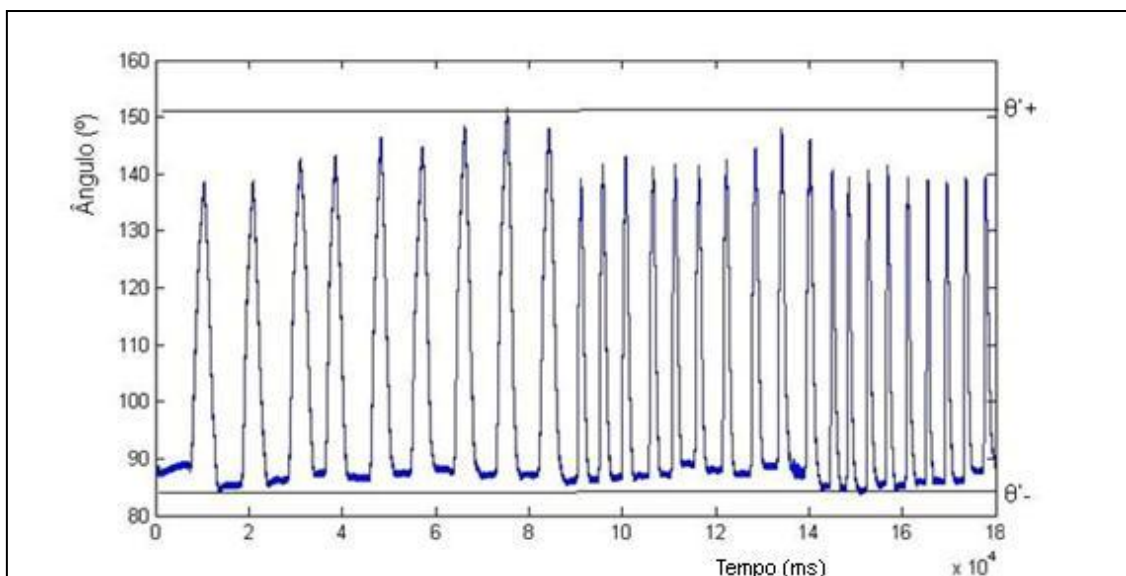


Figura 45 Exemplo da trajetória do membro. Sinal da trajetória angular, representado segundo a sua amplitude em função do tempo. As linhas horizontais coincidentes com θ^- e θ^+ representam a amplitude mínima e máxima alcançada pela articulação.

6.4.2. Uniformidade das velocidades de estiramento

Como referido anteriormente, com o propósito de considerar a dependência da velocidade do RE, são promovidos estiramentos musculares passivos em três gamas de velocidade, lentas, moderadas e rápidas.

A figura 46 apresenta o sinal relativo às velocidades de estiramento promovidas durante a terceira sessão de avaliação do paciente M7. Pela análise do sinal, verifica-se que foram promovidos 11 estiramentos a velocidades lentas, 8 estiramentos a velocidades moderadas e 8 estiramentos a velocidades elevadas.

Esta análise confirma que foram efectuados estiramentos musculares em todas as gamas previstas, no protocolo experimental. Porém, não foi cumprido com rigor o número de estiramentos previstos, para cada gama de velocidade.

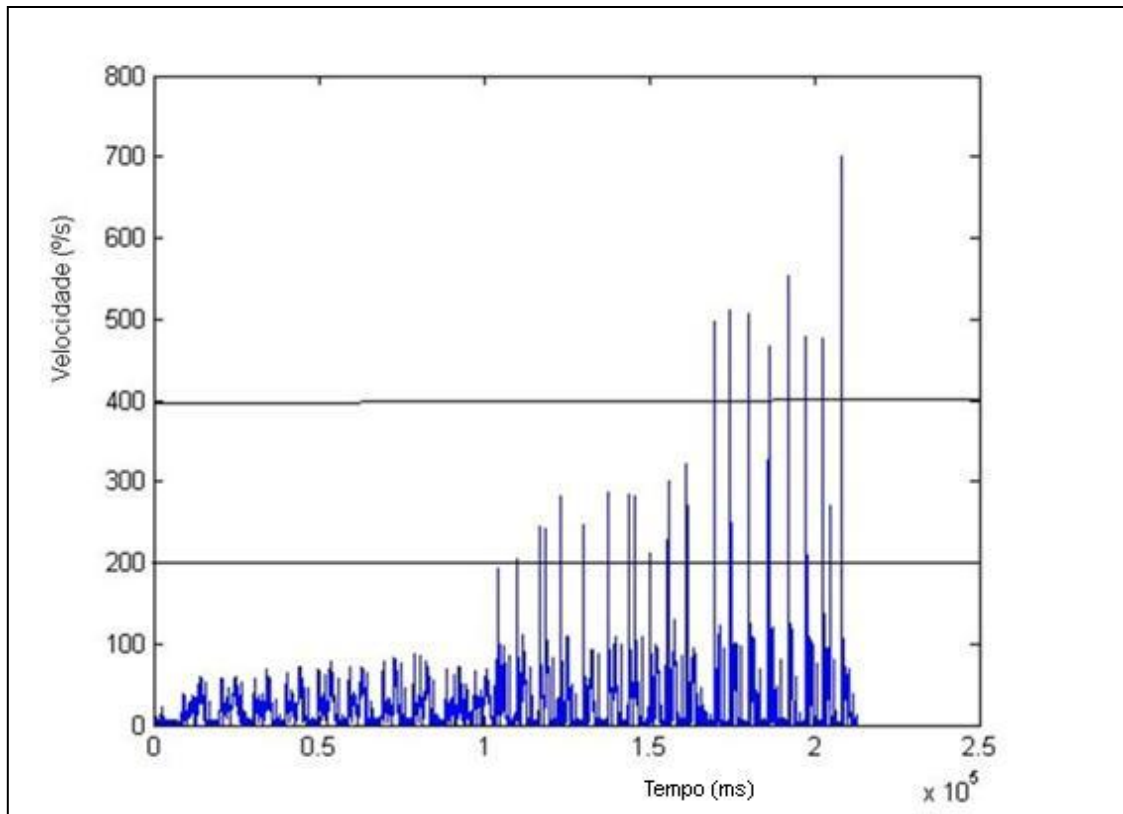


Figura 46 Exemplo das velocidades de estiramento promovidas durante uma avaliação. Sinal de velocidade angular apresentado segundo a sua amplitude em função do tempo. As linhas verticais estabelecem os intervalos das gamas de velocidades aplicadas.

6.4.3. Resposta do RE

Como esperado o RE respondeu, em todos os pacientes, proporcionalmente à velocidade de estiramento. No entanto, não foi verificada esta resposta reflexiva em todos os estiramentos musculares, isto é, pode não ter sido provocado em todas as velocidades de estiramento. O facto de não terem sido observados RE em todas as velocidades de estiramento não garante que não tenham ocorrido, pois simplesmente, podem não ter sido detectadas pelos eléctrodos de EMGs.

A figura 47 ilustra um exemplo da resposta do RE ao estiramento muscular passivo, promovido a diferentes velocidades, na terceira sessão de avaliação do paciente M17. Nesta figura, podem ser observados o perfil do sinal da trajectória angular, linha a), velocidade angular, linha b), assim como o sinal de EMGs, linha c). As linhas verticais estabelecem a correspondência entre o instante de tempo em que se observa uma contracção muscular, com a velocidade angular, nesse mesmo instante de tempo, e o respectivo valor da amplitude da articulação.

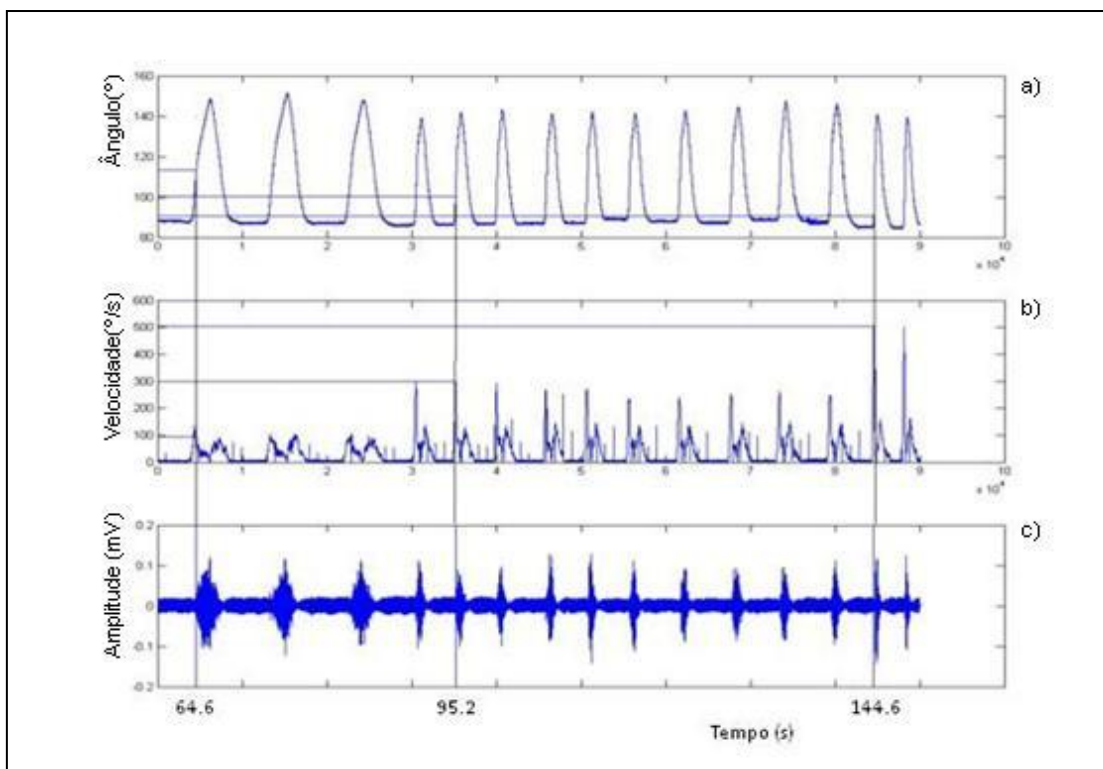


Figura 47 Exemplo da identificação de LREs. Em a), é apresentado o sinal relativo á trajetória do membro, em b), o sinal relativo a velocidade de execução do movimento e, em c), o sinal de EMGs. Os sinais foram registados durante a avaliação dos músculos flexores do cotovelo de um indivíduo com Espasticidade. As linhas verticais estabelecem a correspondência entre o valor da velocidade e ângulo em que foi observada um RE.

Neste exemplo, pode ser observado: um aumento da activação muscular, ocorrido aos 64.6 s, testemunhando um recrutamento do RE, provocada por uma velocidade de estiramento de 92.54 °/s, a uma amplitude de movimento de 113.22 °; uma activação muscular aos 95.2 s, provocada por uma velocidade de estiramento de 299.22 °/s, a uma amplitude de movimento de 100.18 °; uma activação muscular aos 144.6 s, recrutada por uma velocidade de estiramento de 500.75 °/s, a uma amplitude de movimento de 90.68 °.

Verifica-se que, à medida que aumenta a velocidade de estiramento, o RE é provocado a amplitudes de movimento cada vez menores. Este comportamento evidencia a clara dependência da velocidade do LRE. Os resultados demonstram que foram provocados REs dentro da gama de movimentos da articulação e a velocidades inferiores a 500°/s, denunciando a influência da Espasticidade no grupo muscular estudado.

6.4.4. Cálculo da recta de regressão e estimação do LRET

Após identificado cada LRE, os valores do respectivo ângulo da articulação e velocidade angular são emparelhados, para definir os LREs e posteriormente estimado o valor do LRET.

A figura 48 ilustra o exemplo da definição dos LREs e estimação do LRET, recorrendo à interpolação de uma recta de regressão, no caso do paciente M17, na terceira sessão de avaliação. Nesta figura, pode ser observado o plano de referência ortogonal, em 2D, relativo à gama de movimentos da articulação. Neste plano de referência é apresentada a distribuição de 28 LREs, a recta de regressão, assim como o valor de LRET estimado.

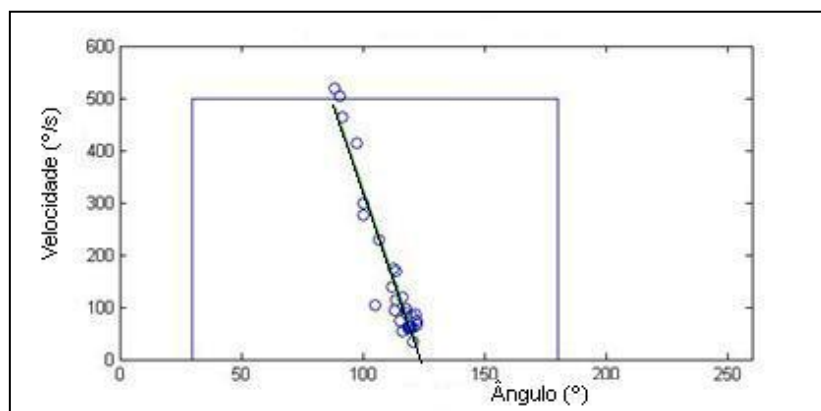


Figura 48 Estimação do LRET, do paciente M17.

Neste caso, verifica-se que a recta de regressão linear intersecta o eixo correspondente ao ângulo, aos 124°, claramente dentro da gama de movimentos da articulação, assumindo este valor como o valor do LRET. A recta de regressão, apresenta um declive de -13,6 e um coeficiente de determinação significativo, $r^2 = 0.91$. Pode verificar-se a ocorrência de um maior número de REs entre aproximadamente 100° e 124° de amplitude do movimento, ocorridas a velocidades lentas e moderadas, e um menor número de RE a velocidades mais elevadas, entre aproximadamente 80° e 100° de amplitude da articulação.

A figura 49 ilustra o exemplo da determinação do LRET, no caso do paciente M16, na segunda sessão de avaliação, onde podem ser observados 29 LREs.

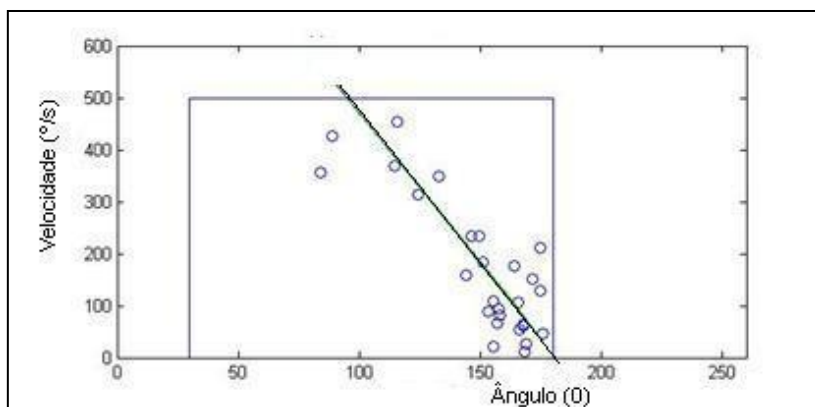


Figura 49 Estimação do LRET, do paciente M16.

Neste caso, o LRET foi determinado aos 182° , correspondendo, aproximadamente, à máxima amplitude de movimento permitida pela articulação. Por sua vez, a recta de regressão apresenta um declive de -5.78 e um coeficiente de determinação significativo, $r^2 = 0.77$. Pela análise da figura 49, pode ser observado um maior número de respostas do RE entre 140° e 182° de amplitude do movimento, ocorridas a velocidades lentas e moderadas, e um menor número de respostas do RE a velocidades mais elevadas, entre 60° e 140° de amplitude da articulação.

A figura 50 ilustra o exemplo da determinação do LRET, no caso do paciente M7, na terceira sessão de avaliação, na qual, podem ser observados 9 LREDS.

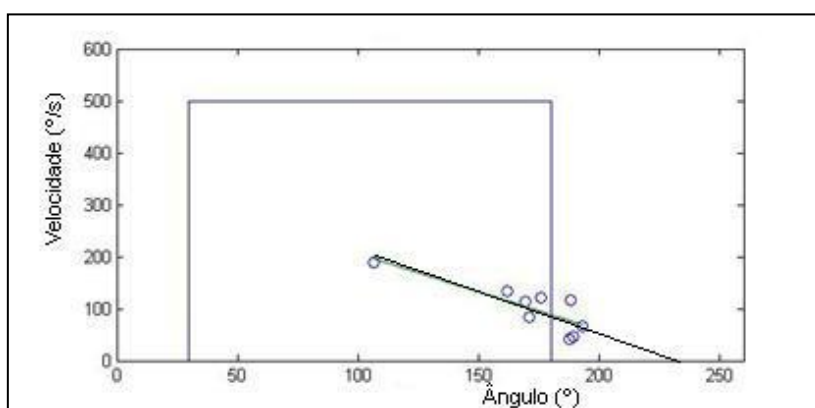


Figura 50 Estimação do LRET, do paciente M7.

Neste exemplo, verifica-se que a recta de regressão intersecta o eixo correspondente ao ângulo aos 240° , bastante afastado da amplitude máxima de movimentos da articulação, assumindo este valor como o LRET. A recta de regressão apresenta um declive de -1.17 e um coeficiente de determinação significativo, $r^2 = 0.69$. Pode verificar-se que os REs foram

provocados numa gama de movimentos compreendida entre, aproximadamente, 160° e 190°, por velocidades lentas. Consta-se que, neste caso, não foi observado nenhum RE a velocidades moderadas e elevadas, apesar de se comprovar, pela análise da figura 46, que foram efectuados estiramentos em todas as gamas de velocidades. Na figura 50, é claramente visível a existência de LREDs em amplitudes superiores a 180°, denunciando a ocorrência de um erro técnico (erro de manipulação do goniómetro).

Tanto na figura 50 como na figura 53 a), é claramente visível a presença de LREDs fora da gama de movimentos da articulação, denunciando claramente erros técnicos que podem influenciar negativamente os resultados, principalmente no valor de LRET estimado.

A figura 51 ilustra a correlação da população de LREDs, em relação a recta de regressão, obtido pelo paciente M17 na terceira sessão de avaliação. Podem ser observadas, a traço interrompido, as bandas de predição que indicam os limites do intervalo de predição de 95%, a traço continuo a recta de regressão linear, interpolada entre os 28 LREDs, apresentados sob forma de pequenas cruces.

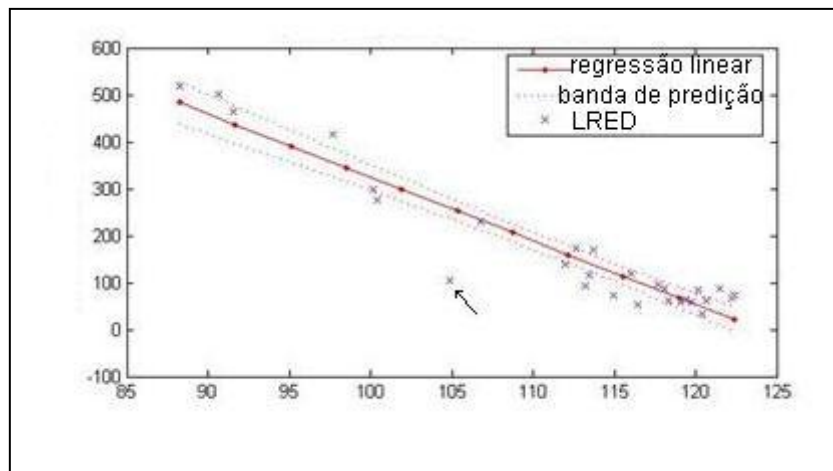


Figura 51 Exemplo do intervalo de predição de 95%.

Pela análise desta figura, verifica-se que dos 28 LREDs observados nesta avaliação, 21 estão compreendidos no intervalo de predição, revelando uma distribuição satisfatória ao longo de toda a recta de regressão. Apesar de se verificarem 7 LREDs fora das bandas de predição, constata-se que 6 dos mesmos apresentam apenas um pequeno desvio, em relação as bandas, considerando-se, portanto, que pertencem à distribuição dos LREDs. Porém, pode ser observado um LRED, assinalado com uma pequena seta, significativamente afastado das bandas de

predição, sugerindo que não pertence à distribuição de LREDs. Este factor, denuncia a presença de um falso LRED, possivelmente associado a um erro técnico.

A análise dos gráficos permite verificar que os REs responderam proporcionalmente à velocidade de estiramento muscular, para além de ser possível observar a gama de velocidades e amplitudes da articulação em que foram provocados. O intervalo de predição de 95% permite claramente identificar a presença de falsos LREDs, que podem introduzir erros nos resultados.

A tabela 12 apresenta os resultados obtidos por cada paciente, em cada sessão de avaliação.

Tabela 12 Resultados obtidos por cada paciente em cada sessão de avaliação. As avaliações em que não foi possível determinar dados são identificadas por “nd”.

Pacientes	Sessão de avaliação 1					Sessão de avaliação 2					Sessão de avaliação 3				
	Nº LRED	LRET	Declive	r ²	>95 %	Nº LRED	LRET	Declive	r ²	>95 %	Nº LRED	LRET	Declive	r ²	>95 %
M1	12	158	-6.14	0.28	2	14	180	-1.34	0.16	2	12	157	-7.85	0.47	3
M2	3	nd	nd	Nd	nd	6	193	-1.73	0.83	1	11	200	-1.96	0.23	2
M3	14	155	-3.61	0.47	3	15	178	-3.92	0.33	6	14	167	-6.75	0.46	3
M4	15	178	-1.2	0.79	3	7	168	284	0.69	6	19	173	-7.68	0.59	10
M5	21	142	-8.08	0.63	8	29	155	-8.16	0.58	11	7	199	-2.5	0.73	1
M6	27	147	-3.98	0.73	11	6	154	-1.57	0.56	0	14	171	-4.13	0.5	3
M7	9	167	-7.69	0.72	1	0	nd	nd	Nd	nd	9	240	-1.47	0.69	3
M8	20	164	-0.081	0.8	8	22	169	-0.006	0.75	6	10	208	-1.38	0.57	3
M9	13	162	-3.69	0.7	2	7	169	-10.74	0.71	1	22	168	-3.66	0.35	10
M10	8	207	-2.19	0.15	2	9	177	-3.4	0.6	1	7	199	-3.01	0.13	1
M11	14	204	-1.73	0.65	3	11	205	-1.55	0.047	2	7	201	-2.06	0.51	1
M12	7	252	-8.39	0.19	6	7	142	-7.44	0.46	1	23	259	0.65	0.07	4
M13	23	151	-7.36	0.57	6	11	175	-3.84	0.71	3	17	175	-4.93	0.27	4
M14	14	192	-2.1	0.54	3	12	195	-1.6	0.19	4	8	188	-7.41	0.47	0
M15	15	152	-5.61	0.68	4	30	161	-6.37	0.54	1	16	211	-2.61	0.11	4
M16	23	183	-3.21	0.65	12	29	182	-5.78	0.77	16	33	192	-4.44	0.54	20
M17	7	136	-11.02	0.64	1	41	151	-3.91	0.52	20	28	124	-13,6	0.91	7
M18	9	182	-8.59	0.5	3	7	222	-3.76	0.82	1	7	173	-3.81	0.42	1

Pela análise da tabela, verifica-se que foram determinados LRED, em numero superior ou igual a 6, em todas as sessões de avaliação para todos os pacientes á excepção de:

- Na primeira sessão do paciente M2, onde se verificaram apenas 3 LREDs;

- Na segunda sessão do paciente M7, onde não foi determinado nenhum LRED.

Em todas as sessões de avaliação, em que foi possível interpolar a recta de regressão, foram obtidos coeficiente de determinação satisfatória, compreendidos entre $r^2 = 0.23$ e $r^2 = 0.91$, a excepção dos pacientes:

- M11 e M12, que apresentam coeficientes de determinação insignificantes $r^2 = 0.04$, na segunda sessão de avaliação, e $r^2 = 0.07$, na terceira sessão de avaliação, respectivamente.
- M1, na segunda sessão de avaliação, M10, na primeira e terceira sessão, M12, na primeira sessão, M14, na segunda sessão e M15, na terceira sessão, que apresentam coeficientes de determinação pouco significativos, compreendidos entre $r^2 = 0.11$ e $r^2 = 0.19$.

É importante referir uma grande variabilidade, nos valores de LRET, dos pacientes:

- M5 e M15, que na primeira e segunda sessão apresentam valores claramente dentro da gama de movimentos, compreendidos entre 143° e 161° , e na terceira sessão apresentam valores claramente fora da gama de movimentos, o paciente M5 apresenta um valor de 192° e o paciente M15 um valor de 211° ;
- M8, que na primeira e segunda sessão apresenta valores de LRET muito próximos, 164° e 169° respectivamente, e na terceira sessão apresenta um valor claramente fora da gama de articulação, 208° ;
- M10, que apresenta um valor de LERT dentro da gama de movimentos, 177° , na segunda sessão, valores de LRET fora da gama de movimentos, 207° e 199° , na primeira e terceira sessão respectivamente;
- M12, que apresenta valores de LRET muito próximos e claramente fora da gama de movimentos, 252° e 259° , na primeira e terceira sessões de avaliação respectivamente, e um valor de LRET claramente dentro da gama de movimentos na segunda sessão de avaliação, 142° .

Esta discrepância, nos valores de LRET, pode ser explicada pelas diferenças nos coeficientes de determinação. Por exemplo, no caso do paciente M10, verifica-se um coeficiente de determinação pouco significativo, na primeira e terceira sessões de avaliação, $r^2=0.15$ e

$r^2=0.13$ respectivamente, em oposição a um valor significativo na segunda sessão de avaliação, $r^2=0.6$.

6.4.5.Reprodutibilidade entre sessões

A análise de variância ANOVA demonstra uma boa correlação entre os LRET estimados, em cada paciente, entre as três sessões de avaliação (0.362, tabela 13). Embora tenha sido observada uma variabilidade entre sessões, esta revela-se desprezável.

Tabela 13 Análise de variância ANOVA entre sessões.

	Soma dos quadrados	df	Média dos quadrados	F	Significância
Entre grupos	1523,292	2	761,646	1,039	0,362
Dentro do grupo	32999,375	45	733,319		
Total	3 4522,667	47			

Esta variabilidade pode esta associada a alterações na excitabilidade do NMS, entre sessões de avaliação, coeficientes de determinação insignificantes e erros técnicos.

6.4.5.1. Resultados associados à excitabilidade do NMS

A diminuição no número de LREDS observados sugere uma menor excitabilidade do NMS [3]. Com o exemplo do paciente M5, observa-se um coeficiente de determinação significativo nas três sessões de avaliação. Neste caso a variabilidade do LRET pode ser explicada pela grande discrepância no número de LREDS observados, 21, 29 e 7 LREDS na primeira, segunda e terceira sessão de avaliação respectivamente. A menor excitabilidade do NMS na terceira sessão de avaliação justifica um LRET de valor superior.

A figura 52 apresenta os resultados do paciente M5 na primeira sessão de avaliação, em a), e na terceira sessão de avaliação, em b).

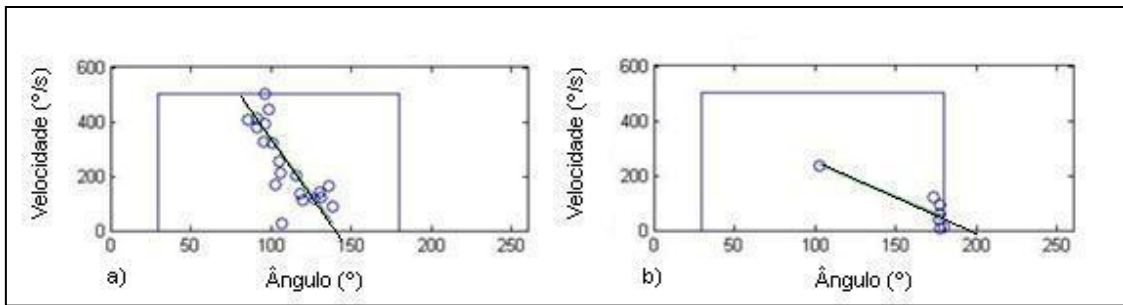


Figura 52 Exemplo comparativo de duas avaliações do mesmo paciente. Em a), primeira sessão de avaliação e, em b) terceira sessão de avaliação.

Pela análise destas figuras, pode ser observado: em a), que ocorreram RE em resposta a estiramentos promovidos a velocidades lentas, moderadas e elevadas, verificados numa gama de amplitude de movimento compreendida entre aproximadamente 75° e 145°. Por outro lado, observa-se, em (b), que para além de um pequeno número de LREs, estes apenas foram provocados a velocidades de estiramento lentas. É claramente visível que a quase totalidade dos LREs ocorreu no final da gama de movimentos da articulação, aproximadamente 180°. Estes resultados demonstram claramente um LRE inferior em a), pelos REs provocados em comprimentos musculares menores do que em b). Este facto evidencia uma maior excitabilidade do NMS na primeira sessão de avaliação, à semelhança do verificado na segunda sessão de avaliação (pela análise da tabela 12).

Na figura 52 b), foram definidos LREs no final da amplitude de movimentos, 180°, numa gama de velocidades compreendida entre 0°/s e aproximadamente 150°/s. Este facto, sugere a possível presença de falsos LREs, originados por activações musculares associadas ao estiramento de um músculo encurtado [84].

Vários factores podem contribuir para alterações na excitabilidade do NMS, incluindo [3] [83]:

- Factores associados à participação no processo experimental: stress emocional, desconforto e níveis de ansiedade elevados;
- Consumo de estimulantes: cafeína e/ou tabaco, por exemplo;
- Etiologia: dimensão, local e gravidade, por exemplo.

Para além desses factores, em [84] demonstra-se que um estiramento muscular repetitivo pode conduzir a situações de “acomodação muscular”, traduzindo-se numa diminuição da resposta do RE, principalmente em indivíduos com graus de Espasticidade mais baixos.

6.4.5.2. Resultados associados à variabilidade do r^2

O baixo valor do coeficiente de determinação pode estar relacionado com a determinação de falsos LREDs, associados a presença de artefactos e/ou erros técnicos [51].

Na figura 53, pode ser observado o exemplo dos resultados do paciente M15, na terceira sessão de avaliação. Pode ser observado, em a), o gráfico 2D relativo a estimação do LRET em b), o intervalo de predição de 95%.

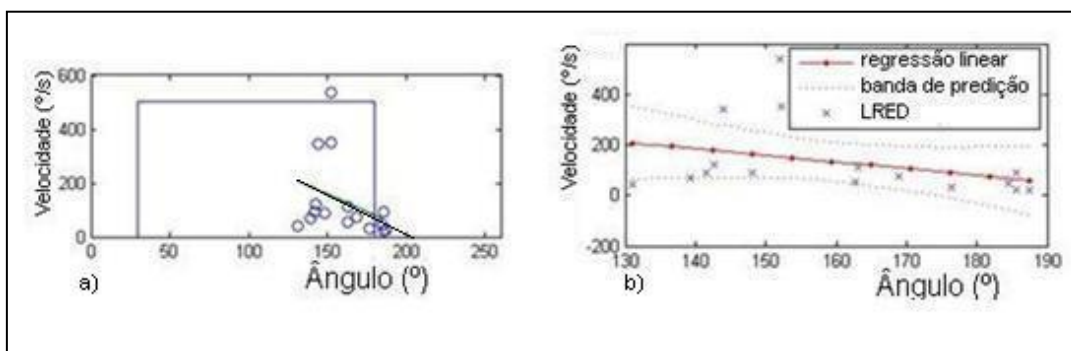


Figura 53 Exemplo da estimação do LRET e intervalo de predição de 95%. Em a), estimação do LRET e, em b), intervalo de predição 95%.

Pela análise da figura 53 b), verifica-se a existência de 4 LREDs claramente fora das bandas de predição, dos quais 3 bastante afastados. Confirma-se, deste modo, a presença de falsos LREDs, possivelmente associados a erros técnicos, responsáveis pelo valor pouco significativo do coeficiente de determinação ($r^2 = 0.11$). Na figura 53 a) é bem visível o desvio dos LREDs referidos, em relação a recta de regressão.

6.4.5.3. Observação clínica dos resultados

Na figura 48 verifica-se que o LRET (124°) se situa num ponto dentro da gama de movimentos da articulação, ponto em que uma velocidade de estiramento mínima (próxima de zero) originara uma resposta reflexiva. A recta de regressão, com origem no LRET, estabelece o limite, aproximado, a partir do qual um estiramento muscular provocara uma resistência reflexiva. Verifica-se, neste caso, que mesmo a velocidades de estiramento muito lentas,

próximas de zero, a gama de movimentos está limitada até 124° de amplitude, diminuindo à medida que aumenta a velocidade do movimento. Este paciente apresenta total liberdade de movimentos, a qualquer velocidade, até aproximadamente 80° . À direita da recta é apresentada a gama da amplitude da articulação à qual se verifica uma resistência espástica ao movimento.

É claramente perceptível que o paciente M16 (figura 49) apresenta uma gama de movimentos comprometida pela Espasticidade inferior ao paciente M17, apesar de apresentarem uma liberdade de movimentos total, a qualquer velocidade, muito semelhante. Porém, as respectivas rectas de regressão apresentam declives muito diferentes, denunciando um comportamento diferente do LRE em cada paciente, conduzindo a um LRET diferente.

No caso de indivíduos saudáveis, sem distúrbios neuromusculares, o LRET e a recta de regressão não coincidem com a gama de movimentos da articulação, apresentando total liberdade de movimentos.

Segundo esta quantificação um valor de LRET próximo do início da gama de movimentos da articulação, denuncia uma grande gama de movimentos comprometida pela Espasticidade. Por outro lado, um valor de LRET próximo ou superior ao final da gama de movimentos da articulação, denuncia uma menor gama de movimentos comprometida pela Espasticidade. O declive da recta de regressão também pode exprimir a excitabilidade do NMS, por exemplo, para um dado valor da amplitude da articulação, um declive com o valor de -1, sugere que o RE foi provocado a uma velocidade de estiramento inferior, comparativamente com um declive de valor mais elevado, por exemplo -5.

7. Conclusão e trabalhos futuros

A Espasticidade é um distúrbio motor com grande incidência em prática clínica, registando-se um crescente interesse em desenvolver métodos de diagnóstico e quantificação adequados, dado o seu grande impacto social e económico.

O fenómeno Espasticidade apresenta-se muito complexo e difícil de quantificar, podendo apresentar variabilidade nos resultados entre avaliações, dificultando a implementação de um método de quantificação reprodutível.

Os métodos de quantificação têm sido alvo de uma particular atenção por parte da comunidade científica. Apesar das constantes evoluções, ainda não existe nenhum método consensualmente reconhecido. A aceitação dos métodos existentes ou apresentados tem sido limitada devido à sua complexidade, incapacidade de diferenciar a Espasticidade de outros distúrbios motores, associados a alterações nas propriedades intrínsecas dos tecidos musculares ou das articulações, e à sua falta de validade em todos os grupos musculares passíveis de serem afectados pela Espasticidade.

A determinação da variável objecto de avaliação e quantificação é o factor determinante, para o desenvolvimento de um método adequado. Esta variável deve reflectir o processo fisiológico de controlo motor, em indivíduos saudáveis, permitindo identificar as perturbações induzidas pela Espasticidade. Em adição o método de avaliação deve estar de acordo com uma definição padrão da Espasticidade, permitindo a sua diferenciação em relação a outros distúrbios motores.

Nesta dissertação, foi desenvolvido, implementado e testado um equipamento, para a quantificação da Espasticidade, incluindo instrumentação e *software*, tendo como ponto fulcral a quantificação do LRET, com base na dependência da velocidade do LRE. A abordagem proposta permite a identificação da gama de movimentos da articulação comprometida pela Espasticidade. Esta metodologia opera com base no processo fisiológico que caracteriza a Espasticidade, segundo a sua definição padrão, evitando a influência, nos resultados, de outro tipo de perturbações motoras.

Com o propósito de maximizar a qualidade de detecção do sinal de EMGs e contribuir para o aumento do ganho funcional associado a administração da TBA, foram ainda estudados e

testados métodos para a identificação do ponto motor e placas motoras. A identificação do ponto motor á superfície do Biceps Braquial, com uso de EMGs e estimulação eléctrica, foi alcançada com êxito, apresentando-se como um método fiável, não invasivo e sem riscos associados. Porém, este método não foi usado durante os ensaios experimentais, do equipamento para a quantificação da Espasticidade, dado que requer equipamento para estimulação eléctrica não disponível em todos os locais em que foram realizados os ensaios experimentais. Durante os ensaios experimentais, do equipamento para a quantificação da Espasticidade, a identificação do ponto motor, para a colocação dos eléctrodos de EMGs, foi alcançada por palpação. Este método revelou-se fácil de implementar, confortável para o paciente e eficaz, dado que o ponto motor do Biceps Braquial pode ser identificado facilmente por este meio. Por sua vez, foram identificadas, com sucesso, as propriedades características dos potenciais das placas motoras, com uso de EMGi, tanto em repouso como durante contracções musculares. Dado que este ultimo método recorre à EMGi, apresenta alguns riscos, principalmente riscos de lesão e dor na região das junções neuro-musculares. Porém, revelou-se como uma mais-valia para guiar a agulha, para a administração da TBA.

A instrumentação para aquisição e condicionamento de sinais, de EMGs e goniómetro, apresentou um comportamento sensível e estável ao longo dos ensaios, porém apresentou susceptibilidade a artefactos provenientes da corrente eléctrica, que inviabilizam os sinais afectados, revelando a necessidade de melhorias nesse sentido.

Por sua vez os eléctrodos de EMGs utilizados, com configuração bipolar e com uma distância entre eléctrodos de 20 mm, também apresentaram um comportamento sensível e estável, ao longo dos ensaios experimentais, adicionando uma preparação prévia da pele. O método de fixação destes eléctrodos revelou-se fundamental, para evitar artefactos de movimento e assegurar uma interface eléctrodo/pele adequada. Por outro lado, o uso de eléctrodos descartáveis permitiu garantir a mesma qualidade de detecção em todas as avaliações, assim como todas as condições de higiene, conforto e comodidade, para o paciente.

Apesar de o goniómetro ter apresentado um comportamento sensível e estável ao longo dos ensaios, o seu método de fixação revelou algumas limitações. A fixação deste sensor apresentou susceptibilidade a erros associados aos movimentos dos tecidos e oscilações a nível da interface sensor/pele, para além de revelar uma baixa reprodutibilidade e fiabilidade no seu

reposicionamento, relativamente às posições de flexão e extensão total do membro, revelando a necessidade de melhorias no método de fixação deste sensor.

Relativamente aos *softwares* utilizados, para a implementação dos algoritmos, foi possível concluir que o *LabView* se apresentou como um *software* fiável e adequado para aquisição, visualização e registo em tempo real, dos sinais de EMGs e goniómetro, para além de permitir, facilmente, a aplicação de filtros digitais para o condicionamento de sinais. Por sua vez, o *Matlab* apresentou grandes potencialidades para o processamento de sinais, implementação de algoritmos, cálculos numéricos e análise estatística, para a obtenção dos dados e resultados objecto desta dissertação.

Os testes efectuados revelaram a viabilidade da estimação do LRET, com base na dependência da velocidade do LRE. Por sua vez, o LRET apresentou valores inversamente proporcionais ao grau de Espasticidade, isto é, quanto mais elevado o valor de LRET menor o grau de Espasticidade (menor a gama de movimentos comprometida) e vice-versa. Os resultados dos ensaios experimentais validaram a quantificação da Espasticidade com base no LRET, contudo propõe-se, como valor para a quantificação a média de três LRETs obtidos em três avaliações diferentes, por paciente, para minimizar a influência da variabilidade de resultados associada à Espasticidade. Foi ainda possível concluir que o declive da recta de regressão apresenta relevância, na expressão da excitabilidade do RE, permitindo diferenciar pacientes com LRET muito semelhantes. Este método apresentou uma quantificação sensível, fiável e objectiva, não dependente do avaliador, em oposição a avaliação segundo as EAM. Porém, o método proposto apresenta uma clara dependência da colaboração dos pacientes, podendo restringir o seu uso em pacientes com perturbações cognitivas.

O coeficiente de determinação revelou ser uma referência adequada para a validação, ou não, da população de amostras de LRED, em cada avaliação. Por sua vez, o intervalo de predição permitiu identificar a presença de falsos LRED, que podem afectar negativamente os resultados da avaliação.

O algoritmo desenvolvido para o processamento dos sinais apresentou um comportamento sensível, estável e fiável, permitindo a obtenção de todos os dados e resultados necessários. Relativamente à subrotina para identificação de contracções musculares, os ensaios laboratoriais realizados com indivíduos saudáveis, apresentando sinais de EMGs com elevada

relação sinal/ruído, demonstraram um elevado desempenho identificando com sucesso as contracções musculares, com um IPC de 100%. Quando testado em ambiente clínico, com indivíduos com Espasticidade, também foi verificado um elevado desempenho, com um IPC compreendido entre 93.62% e 100%, porém foi registado um aumento do limiar, a partir do qual é considerada uma activação muscular, de 2σ (em indivíduos saudáveis) para 2.5σ , e uma diminuição da PAJ, de 50% (em indivíduos saudáveis) para 10%, devido à diminuição da relação sinal/ruído e ao aumento da instabilidade do sinal de EMGs. Por sua vez, a subrotina para identificação da trajectória do membro diferenciou, com êxito, os movimentos de extensão do membro em relação aos restantes estados ou movimentos, evitando afectar os resultados com contracções musculares que não ocorreram durante a extensão do membro. Por fim a subrotina “Obter dados” permitiu, com sucesso, o emparelhamento dos LREDs e interpolação da recta de regressão linear, para a estimação do LRET.

A promoção dos estiramentos musculares passivos manualmente revelou-se eficaz, permitindo adaptar as velocidades de estiramento às respostas reflexivas observadas em cada paciente, para além de minimizar a possibilidade de riscos associados ao método de avaliação, assim como diminuir a complexidade do equipamento. Revelou-se suficiente e adequada a promoção de dez estiramentos musculares, por cada gama de velocidade, evitando cansaço muscular associado a um maior número de estiramentos por avaliação. As gamas de velocidade consideradas permitiram, de modo adequado, considerar a dependência da velocidade do LRE.

Os ensaios experimentais permitiram validar o protótipo, desenvolvido e implementado, segundo a abordagem proposta, como um equipamento para apoio a decisão médica e ou terapêutica, diferenciando a Espasticidade de outro distúrbio motor. A análise de variância ANOVA, realizada aos valores do LRET, estimados em três avaliações distintas, permitiu confirmar a reprodutibilidade, entre avaliações, dos resultados. No âmbito desta dissertação o equipamento foi aplicado na articulação do cotovelo, porém o equipamento é implementável na articulação do joelho e tornozelo, requerendo as devidas adaptações para este fim.

Revela-se essencial o desenvolvimento de um suporte mecatrónico, de modo a garantir um adequado e reprodutível posicionamento do goniómetro, para além de minimizar o efeito das oscilações associadas à interface sensor/pele, na articulação alvo. De referir a importância do método de fixação do suporte, de modo a evitar o risco de dor e lesões associadas à fricção e

aperto do equipamento. Este dispositivo deve garantir a reprodutibilidade, entre estiramentos, da posição inicial e final do movimento pré-definidas.

Ao longo dos ensaios experimentais foi possível observar, durante o processo de estiramento muscular, aquando o recrutamento de um RE, que a resistência muscular reflexiva oferecida ao estiramento impulsiona o corpo do paciente na direcção do movimento do membro. Estes movimentos indesejados e involuntários do corpo do paciente podem contribuir para a ocorrência de artefactos e erros técnicos. Pelo disposto revela-se fundamental o desenvolvimento de uma cadeira ou mesa de avaliação, que permita imobilizar o paciente, de forma adequada e confortável, de acordo com a articulação em estudo.

Os ensaios experimentais permitiram validar o equipamento para uso na articulação do cotovelo, com recurso a apenas um canal de EMGs, dada a baixa complexidade organizacional deste grupo muscular. Dado que se pretende que o equipamento seja igualmente implementável nas articulações do joelho e tornozelo, revela-se necessário a sua adaptação para o uso de multi-canaís de EMGs, tanto no sistema de aquisição e registo como no *software* para processamento de sinais, em função da complexidade da organização anatómica muscular da articulação alvo.

Revela-se fundamental desenvolver um método para testar a reprodutibilidade e precisão do equipamento, de modo a ser possível diferenciar a variabilidade associada a patologia em estudo em relação à variabilidade associada as características do equipamento.

A amostra de pacientes considerada, neste estudo, apresenta uma grande variabilidade de idades e etiologias. Para se obter um maior poder explicativo, revela-se necessário um estudo com um maior número de pacientes, representativos de cada etiologia e separados por faixas etárias. Para além disso, esta amostra não apresenta pacientes com sintomas de Espasticidade avaliados com grau 4, segundo as EAM. Para que a validação do equipamento ganhe validade em todos os graus de Espasticidade, este deve ser testado com uma população que englobe todos os graus de Espasticidade.

Com o propósito de comparar os resultados obtidos pelo equipamento desenvolvido com a avaliação segundo a EAM, os pacientes devem ser avaliados segundo esta escala, por pelo menos três avaliadores diferentes, para considerar a correlação entre avaliadores, e estudar a correlação entre estas avaliações e os resultados obtidos com o equipamento desenvolvido.

Referências

1. Gelber, D.A. and Jeffery, D.R., *Clinical evaluation and management of spasticity*2002: Humana Press.
2. Lee, H.M., Chen, J.J., Ju, M.S., Lin, C.C., and Poon, P.P., *Validation of portable muscle tone measurement device for quantifying velocity-dependent properties in elbow spasticity*. J Electromyogr Kinesiol, 2004. **14**(5): p. 577-89.
3. Calota, A., Feldman, A.G., and Levin, M.F., *Spasticity measurement based on tonic stretch reflex threshold in stroke using a portable device*. Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology, 2008. **119**(10): p. 2329-2337.
4. Rosenbaum, D.A., *Human Motor Control*. 2 ed2009, London: Elsevier Science & Technology.
5. Peasgood, W. and et al., *A novel electrical model of nerve and muscle using Pspice*. Journal of Physics D: Applied Physics, 2003. **36**(4): p. 311.
6. De Luca, C.J., *Electromyography, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*2006: John Wiley Publisher. 98-109.
7. Mesin, L., Merletti, R., and Rainoldi, A., *Surface EMG: The issue of electrode location*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009. **19**(5): p. 719-726.
8. Braddom, R.L., D., L.C.M., and D., M.A.H.M., *Physical Medicine and Rehabilitation*2010: Elsevier - Health Sciences Division.
9. Wissel, J., Müller, J., Dressnandt, J., Heinen, F., Naumann, M., Topka, H., and Poewe, W., *Management of Spasticity Associated Pain with Botulinum Toxin A*. Journal of Pain and Symptom Management, 2000. **20**(1): p. 44-49.
10. Moore, P. and Naumann, M., *Handbook of botulinum toxin treatment*2003: Blackwell Science.
11. Priori, A., Cogiamanian, F., and Mrakic-Sposta, S., *Pathophysiology of spasticity*. Neurological Sciences, 2006. **27**(0): p. s307-s309.
12. Brown, P., *Pathophysiology of spasticity*. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry, 1994. **57**(7): p. 773-777.
13. Nielsen, J.B., Crone, C., and Hultborn, H., *The spinal pathophysiology of spasticity—from a basic science point of view*. Acta Physiol (Oxf), 2007. **189**(2): p. 171-80.

14. Le Cavorzin, P., Hernot, X., Bartier, O., Carrault, G., Chagneau, F., Gallien, P., Allain, H., and Rochcongar, P., *Évaluation de la mesure de la spasticité par le pendulum test* *Evaluation of pendulum testing of spasticity*. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 2002. **45**(9): p. 510-516.
15. Sindou, M., Simon, F., Mertens, P., and Decq, P., *Selective peripheral neurotomy (SPN) for spasticity in childhood*. *Child's Nervous System*, 2007. **23**(9): p. 957-970.
16. Lance, J.W., *Spasticity: Disorder of Motor Control*, Chicago: Year Book Medical.
17. Mahoney, J.S., Engebretson, J.C., Cook, K.F., Hart, K.A., Robinson-Whelen, S., and Sherwood, A.M., *Spasticity Experience Domains in Persons With Spinal Cord Injury*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 2007. **88**(3): p. 287-294.
18. Ferreira, J., Rodrigues, P., Soares, F., and Machado, J., *An Approach for Spasticity Quantification Based on the Stretch Reflex Threshold*, in *3th International Conference on Bioinformatics and Biomedical Technology* 2011: Sanya, China.
19. Cohen, J.E., *Human Population: The Next Half Century*. *Science*, 2003. **302**(5648): p. 1172-1175.
20. Simpson, D.M., Alexander, D.N., O'Brien, C.F., Tagliati, M., Aswad, A.S., Leon, J.M., Gibson, J., Mordaunt, J.M., and Monaghan, E.P., *Botulinum toxin type A in the treatment of upper extremity spasticity*. *Neurology*, 1996. **46**(5): p. 1306.
21. Lee, K.-C., Carson, L., Kinnin, E., and Patterson, V., *The Ashworth Scale: A Reliable and Reproducible Method of Measuring Spasticity*. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 1989. **3**(4): p. 205-209.
22. Oderson. R, K.G.H., *APPLICATIONS OF BOTULUNUM TOXIN IN PHYSICAL MEDICINE AND REHABILITATION*. 2003.
23. Levin, M.F., *On the nature and measurement of spasticity*. *Clinical Neurophysiology*, 2005. **116**(8): p. 1754-1755.
24. Haas, B.M. and Crow, J.L., *Towards a Clinical Measurement of Spasticity?* *Physiotherapy*, 1995. **81**(8): p. 474-479.
25. Ferreira, J., Moreira, V., Machado, J., and Soares, F., *Biomedical Device for Spasticity Quantification Based on the Velocity Dependence of the Stretch Reflex Threshold*, in *IEEE International Conference on Emerging Technology & Factory Automation* 2011: Toulouse, França.

26. Jobin, A. and Levin, M.F., *Regulation of stretch reflex threshold in elbow flexors in children with cerebral palsy: a new measure of spasticity*. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 2000. **42**(8): p. 531-540.
27. Barnes, M.P. and Johnson, G.R., *Upper Motor Neurone Syndrome and Spasticity: Clinical Management and Neurophysiology*2008: Cambridge University Press.
28. Le Cavorzin, P., Hernot, X., Bartier, O., Allain, H., Carrault, G., Rochcongar, P., and Chagneau, F., *A computed model of the pendulum test of the leg for routine assessment of spasticity in man*. *ITBM-RBM*, 2001. **22**(3): p. 170-177.
29. Congress, I.S.o.E.K. and Pedotti, A., *Electrophysiological kinesiology: proceedings of the ISEK'92 Congress, Florence, June 29-July 2, 1992*1993: IOS Press.
30. Stillman, B. and McMeeken, J., *A video-based version of the pendulum test: Technique and normal response*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1995. **76**(2): p. 166-176.
31. Pisano, F., Miscio, G., Del Conte, C., Pianca, D., Candeloro, E., and Colombo, R., *Quantitative measures of spasticity in post-stroke patients*. *Clin Neurophysiol*, 2000. **111**(6): p. 1015-22.
32. Lee, H.M., Huang, Y.Z., Chen, J.J., and Hwang, I.S., *Quantitative analysis of the velocity related pathophysiology of spasticity and rigidity in the elbow flexors*. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2002. **72**(5): p. 621-9.
33. Pisano, F., Miscio, G., Colombo, R., and Pinelli, P., *Quantitative evaluation of normal muscle tone*. *J Neurol Sci*, 1996. **135**(2): p. 168-72.
34. Musampa, N., Mathieu, P., and Levin, M., *Relationship between stretch reflex thresholds and voluntary arm muscle activation in patients with spasticity*. *Experimental Brain Research*, 2007. **181**(4): p. 579-593.
35. Ferreira, J., Moreira, V., Machado, J., and Soares, F., *Mechatronic Device for Spasticity Quantification*, in *9th IEEE International Conference on Industrial Informatics 2011*: Lisboa, Portugal.
36. Michael-Titus, A., Revest, P., and Shortland, P., *The nervous system*2007: Churchill Livingstone.
37. Evans-Martin, F.F. and Cooley, D.A., *The Nervous System*2009, New York: Facts on File.
38. Siegel, A. and Sapru, H.N., *Essential Neuroscience*. 2 ed2010: Lippincott Williams & Wilkins.

39. Mitsumoto, H., *Amyotrophic Lateral Sclerosis: A Guide for Patients and Families*. 3 ed2009, New York: Demos Health.
40. Long, R., *Yoga Mat Companion 1: Anatomy for Vinyasa Flow and Standing Poses*2011, New York: Greenleaf Book Group Llc.
41. Rhoades, R. and Bell, D., *Medical physiology: principles for clinical medicine*2009: Lippincott Williams & Wilkins.
42. Brooker, C., Langlois-Wils, I., and Lepresle, É., *Le corps humain: étude, structure et fonction : le rôle infirmier dans la pratique clinique*2001: De Boeck.
43. Nashner, L.M., *Adapting reflexes controlling the human posture*. Experimental Brain Research, 1976. **26**(1): p. 59-72.
44. Ganong, W. and Jobin, M., *Physiologie médicale*2005: De Boeck Université.
45. Dössel, O. and Schlegel, W.C., *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering September 7 - 12, 2009 Munich, Germany: Vol. 25/Xi Biomedical Engineering for Audiology, Ophthalmology, Emergency & Dental Medicine*2009: Springer.
46. Brown, W.F., Bolton, C.F., and Aminoff, M.J., *Neuromuscular function and disease: basic, clinical, and electrodiagnostic aspects*2002: Saunders.
47. Goodgold, J., *Rehabilitation medicine*1988: Mosby.
48. Albert, T., Yelnik, A., Bonan, I., and Lassau, J.P., *Anatomic motor point localization for partial quadriceps block in spasticity*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2000. **81**(3): p. 285-287.
49. Lee, J.-H., Lee, B.-N., An, X., Chung, R.-H., and Han, S.-H., *Location of the motor entry point and intramuscular motor point of the tibialis posterior muscle: For effective motor point block*. Clinical Anatomy, 2011. **24**(1): p. 91-96.
50. Park, B.K., Shin, Y.B., Ko, H.-Y., Park, J.H., and Baek, S.-Y., *Anatomic Motor Point Localization of the Biceps Brachii and Brachialis Muscles*. J Korean Med Sci, 2007. **22**(3): p. 459-462.
51. P. Wongphaet, K.C., S. Suarchawaratana, T. Dangprasert, W. Wongphaet,, *Precise Localisation of Motor Branching and Motor Points: A Cadaveric Study*. J Med Assoc Thai, 2005. **88**(12).
52. Reaz, M., Hussain, M., and Mohd-Yasin, F., *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*. Biological Procedures Online, 2006. **8**(1): p. 11-35.

53. Stashuk, D., *EMG signal decomposition: how can it be accomplished and used?* Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology, 2001. **11**(3): p. 151-173.
54. Kaplan, R.J., *Physical medicine and rehabilitation review*2005: McGraw-Hill Medical Pub.
55. de Luca, C.J., LeFever, R.S., McCue, M.P., and Xenakis, A.P., *Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions.* The Journal of Physiology, 1982. **329**(1): p. 113-128.
56. Hong, Y. and Bartlett, R., *Routledge handbook of biomechanics and human movement science*2008: Routledge.
57. Begg, R. and Palaniswami, M., *Computational intelligence for movement sciences: neural networks and other emerging techniques*2006: Idea Group Pub.
58. Kamen, G. and Gabriel, D.A., *Essentials of Electromyography*2009: Human Kinetics Europe, Limited.
59. Craik, R. and Oatis, C.A., *Gait analysis: theory and application*1995: Mosby.
60. Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., and Rau, G., *Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2000. **10**(5): p. 361-374.
61. Lanyi, X. and Adler, A. *An improved method for muscle activation detection during gait.* in *Electrical and Computer Engineering, 2004. Canadian Conference on.* 2004.
62. Allison, G.T., *Trunk muscle onset detection technique for EMG signals with ECG artefact.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003. **13**(3): p. 209-216.
63. Robertson, D.G.E., *Research methods in biomechanics*2004: Human Kinetics.
64. Gerdle, B., Karlson, S., Day, S., and Djupsjohacka, M., *Modern Techniques Acquisition, Processing and Analysis of the Surface Electromyogram in Neuroscience*1999, Berlin: Windhorst U and Johanson H. Springer Verlag. 705-755.
65. Rao, C.R. and Guha, S.K., *Principles of medical electronics and biomedical instrumentation*2001: University Press.
66. Beck, T.W., Housh, T.J., Cramer, J.T., and Weir, J.P., *The effects of interelectrode distance over the innervation zone and normalization on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus concentric, eccentric, and isometric torque relationships for the vastus lateralis muscle.* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2009. **19**(2): p. 219-231.

67. Mercer, J.A., Bezodis, N., DeLion, D., Zachry, T., and Rubley, M.D., *EMG sensor location: Does it influence the ability to detect differences in muscle contraction conditions?* Journal of Electromyography and Kinesiology, 2006. **16**(2): p. 198-204.
68. Schwartz, M.S. and Andrasik, F., *Biofeedback: a practitioner's guide*2003: Guilford Press.
69. Ferreira, J., Soares, F., Machado, J., and Curado, M. *Ethical Aspects in the Design of Medical Device.* in *6th International Conference on Technology and Medical Sciences.* 2010. Porto.
70. Parvizi, J., Chakravarty, R., Og, B., and Rodriguez-Paez, A., *Informed consent: Is it always necessary?* Injury, 2008. **39**(6): p. 651-655.
71. Portugal, Leis, P., and Curado, M., *Direito biomédico: colectânea de legislação e outros documentos*2008: Quid Juris.
72. Vallero, D.A., *Biomedical ethics for engineers: ethics and decision making in biomedical and biosystem engineering*2007: Elsevier/Academic Press.
73. Shuster, E., *The Nuremberg Code: Hippocratic ethics and human rights.* The Lancet, 1998. **351**(9107): p. 974-977.
74. *Declaration of helsinki: Recommendations guiding doctors in clinical research adopted by the world medical association.* CA: A Cancer Journal for Clinicians, 1967. **17**(3): p. 128-129.
75. Sciences, C.f.I.O.o.M. and Organization, W.H., *International ethical guidelines for biomedical research involving human subjects*2002: CIOMS.
76. Ennis, O., Miller, D., and Kelly, C.P., *(v) Fractures of the adult elbow.* 2008. **22**(2): p. 111-131.
77. Paulo, A., Carvalho, Rodrigues., *Sistema de monitorização de espasticidade,* in *Electrónica Industrial e Computadores*2010, Universidade do Minho: Guimarães.
78. Oppenheim, A.V., Willsky, A.S., and Nawab, S.H., *Signals and systems.* 2 ed1997: Prentice Hall.
79. Montgomery, D.C., Runger, G.C., and Hubele, N.F., *Engineering Statistics, Student Solutions Manual.* 3 ed2004: John Wiley & Sons.
80. Black, K., *Business Statistics: Contemporary Decision Making*2009: John Wiley & Sons.
81. Motulsky, H. and Christopoulos, A., *Fitting models to biological data using linear and nonlinear regression: a practical guide to curve fitting*2004: Oxford University Press.

82. Karris, S.T., *Mathematics for business, science, and technology: with MATLAB and spreadsheet applications*. 2 ed2003, California: Orchard Publications.
83. Starsky, A.J., Sangani, S.G., McGuire, J.R., Logan, B., and Schmit, B.D., *Reliability of Biomechanical Spasticity Measurements at the Elbow of People Poststroke*. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 2005. **86**(8): p. 1648-1654.
84. Vodovnik, L., Bowman, B., and Bajd, T., *Dynamics of spastic knee joint*. Medical and Biological Engineering and Computing, 1984. **22**(1): p. 63-69.

Anexo. Termo de Consentimento Informado

Termo de Consentimento Informado

Eu _____,
abaixo identificado, declaro ter sido claramente informado e suficientemente esclarecido sobre os procedimentos, a que me vou submeter, assim como dos objectivos, benefícios, riscos, indicações, contra-indicações e alternativas, relacionadas com a minha participação nos ensaios de um dispositivo, para a quantificação de espasticidade, sobre a orientação _____. Declaro também que fui informado de todos os cuidados e orientações que devo seguir para alcançar os melhores resultados.

Expresso, pelo presente, a minha concordância e o meu consentimento livre e informado, de participar neste trabalho.

Nome do paciente: _____,

Morada: _____,

Cod-postal: _____ - _____, localidade: _____,

Telefone: _____.

Nome do responsável legal (se for o caso): _____,

Morada: _____,

Cod-postal: _____ - _____, localidade: _____,

Telefone: _____.

Assinatura do paciente ou representante legal

Local: _____,

Data: ____/____/____