



ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM CONTROLE EM MALHA  
FECHADA: DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO EM PACIENTES  
HEMIPARÉTICOS POR ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

João Marcos Yamasaki Catunda

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica

Orientador: Alexandre Visintainer Pino

Marcio Nogueira de Souza

Rio de Janeiro

Fevereiro de 2016

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM CONTROLE EM MALHA  
FECHADA: DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO EM PACIENTES  
HEMIPARÉTICOS POR ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

João Marcos Yamasaki Catunda

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

Examinada por:

---

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D.Sc.

---

Prof. Marcio Nogueira de Souza, D.Sc.

---

Prof. Percy Nohama, D.Sc.

---

Profª. Ana Paula Fontana, D.Sc.

---

Prof. Carlos Julio Tierra Criollo, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2016

Catunda, João Marcos Yamasaki

Estimulação Elétrica Neuromuscular com Controle em Malha Fechada: Desenvolvimento e Aplicação em pacientes hemiparéticos por Acidente Vascular Cerebral/ João Marcos Yamasaki Catunda. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2016.

XVI, 91 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Alexandre Visintainer Pino

Marcio Nogueira de Souza

Tese (doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2016.

Referências Bibliográficas: p. 64-68.

1. NMES. 2. Estimulação Elétrica Neuromuscular. 3. Controle em Malha Fechada. 4. Acidente Vascular Cerebral. I. Pino, Alexandre Visintainer. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

## DEDICATÓRIA

Aos meus pais, que me ensinaram tanto sobre a vida, eu lhes devo o que sou.

À minha esposa Bruna, pelo amor e compreensão em tantos anos de luta, e por me dar o melhor presente que eu poderia sonhar: nossa linda filha Alice.

Aos meus irmãos, Paulo e Paula, vocês estarão sempre no meu coração, amo vocês!

À minha grande família Yamasaki, com vocês eu sou feliz!

À grande família LIBiana, vocês foram meus irmãos nesses anos de trabalho, devo a vocês muitas alegrias e fantásticas lembranças, foi uma honra estar com vocês!

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus Orientadores, Marcio Nogueira e Alexandre Pino, por tantos anos de ensino, paciência e amizade.

À Professora Ana Paula, por muito gentilmente me ceder o espaço e a disponibilidade de coletar dados com os pacientes do HUCFF.

Ao engenheiro e amigo Anderson Francisco, pelas incontáveis horas de trabalho no Estimulador Elétrico até tarde da noite - sem sua parceria este trabalho não seria possível.

Ao CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro.

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

ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM CONTROLE EM MALHA  
FECHADA: DESENVOLVIMENTO E APLICAÇÃO EM PACIENTES  
HEMIPARÉTICOS POR ACIDENTE VASCULAR CEREBRAL

João Marcos Yamasaki Catunda

Fevereiro/2016

Orientadores: Alexandre Visintainer Pino  
Marcio Nogueira de Souza

Programa: Engenharia Biomédica

Este estudo foi voltado para o desenvolvimento de um sistema de estimulação elétrica em malha fechada com controlador proporcional integrativo com o objetivo de auxiliar pacientes hemiparéticos na execução de exercícios coordenados de membro superior ativando o bíceps braquial e o tríceps braquial. Para a avaliação do sistema, cinco condições experimentais foram usadas, envolvendo movimentos voluntários unilaterais e bilaterais de cotovelo, com e sem a assistência da estimulação elétrica em malha fechada e uma condição unilateral onde os voluntários permaneceram relaxados e apenas a estimulação produziu movimento. Os resultados mostram que o sistema foi capaz de melhorar a capacidade dos voluntários em acompanhar a referência de movimento, mesmo sem a necessidade de um processo complexo de sintonia do controlador ou de suporte robótico para o movimento. O uso de dois canais de estimulação foi necessário para permitir que pacientes com diferentes restrições de movimento fossem capazes de flexionar e estender o braço. Os voluntários mais beneficiados foram os que apresentavam os piores desempenhos na condição de base, sem o auxílio da estimulação elétrica.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

CLOSED-LOOP CONTROLLED NEUROMUSCULAR ELECTRICAL  
STIMULATION: DEVELOPMENT AND APPLICATION WITH HEMIPARETIC  
STROKE PATIENTS

João Marcos Yamasaki Catunda

February/2016

Advisors: Alexandre Visintainer Pino  
Marcio Nogueira de Souza

Department: Biomedical Engineering

This work presents a Closed Loop controlled Neuromuscular Electrical Stimulation (CL-NMES) system using a Proportional Integrative controller that was designed to be used to aid hemiparetic subjects to make upper limb exercises, activating biceps brachii and triceps brachii. Five experimental conditions were used considering unilateral and bilateral voluntary movements assisted and unassisted by CL-NMES, and a unilateral passive condition where the movement was produced only with NMES and the subjects kept relaxed. The results indicates the system improved the execution of unilateral and bilateral coordinated arm movements of hemiparetic subjects, even without the need of complex tuning processes or robotic support. Using two channels of stimulation on antagonistic muscles has been necessary to help the patients to flex and extend their arms back to the extended position. The most benefited patients were those with more severe limitations on the active range of movement.

## SUMÁRIO

Capítulo 1	Introdução.....	1
Capítulo 2	Fundamentos Teóricos .....	4
2.1 -	Fisiologia Neuromuscular .....	4
2.2 -	Fisiologia da Estimulação Elétrica Neuromuscular.....	6
2.3 -	Controle Motor .....	7
2.3.1	Sistemas de Controle em Malha Aberta.....	9
2.3.2	Sistemas de Controle em Malha Fechada.....	9
2.4 -	Controle Proporcional Integrativo Derivativo.....	10
2.5 -	Histórico do uso da Estimulação Elétrica Terapêutica .....	11
2.6 -	Estimulação Elétrica Neuromuscular na recuperação de pacientes com lesão após Acidente Vascular Cerebral.....	13
2.7 -	Controle e Estimulação Elétrica Funcional .....	14
Capítulo 3	Desenvolvimento do Sistema .....	17
3.1 -	Instrumentação.....	17
3.1.1	Sistema de NMES programável.....	17
3.1.2	Primeiro aparato de medição angular.....	19
3.2 -	Primeira rotina do Controle .....	21
3.2.1	Anti-Windup da Integral .....	24
3.3 -	Experimento com voluntários saudáveis – Experimento 1 .....	25
3.3.1	Resultados do Experimento 1 .....	27
3.3.2	Análise dos Resultados do Experimento 1 .....	28
Capítulo 4	Materiais e Métodos.....	30
4.1 -	Aparato de medição angular .....	30
4.2 -	Rotina de Controle .....	32
4.3 -	Sujeitos e Protocolo Experimental.....	34
4.4 -	Método de Análise dos Resultados.....	38
Capítulo 5	Resultados.....	40
5.1 -	Protocolo de movimento produzido e controlado por NMES.....	40
5.2 -	Protocolo de Movimento Unilateral.....	43
5.3 -	Protocolo de Movimento Bilateral.....	49



Capítulo 6	Discussão.....	55
Capítulo 7	Conclusão.....	60
<b>Referências Bibliográficas.....</b>		<b>61</b>
<b>APÊNDICE A – Estudo do deslocamento dos pontos motores do Músculo Bíceps Braquial.....</b>		<b>67</b>
<b>APÊNDICE B – Trabalho Completo, publicado no XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica.....</b>		<b>71</b>
<b>APÊNDICE C – Artigo Submetido para a Acta of Bioengineering and Biomechanics.....</b>		<b>75</b>
<b>APÊNDICE D – Artigo Submetido para a IEEE Medical Engineering &amp; Physics</b>		<b>83</b>

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - A unidade motora é composta de um neurônio motor ou motoneurônio alfa e as fibras musculares por ele inervadas. Adaptado de LENT, 2004.....	5
Figura 2 - Contração sustentada. Adaptado de BEAR, 2002.....	6
Figura 3 – O sistema sensorial é necessário para corrigir os movimentos realizados, uma vez que não é possível prever com exatidão todas as variáveis do movimento antes da realização do mesmo. Adaptado de LENT, 2008 .....	8
Figura 4 - Exemplo de um sistema de controle em malha aberta, onde, por exemplo, o ângulo articular é a variável de saída e o músculo é a planta a ser controlada.....	9
Figura 5 - Sistema de controle em malha fechada, onde, por exemplo, o ângulo é a variável de controle e o músculo é a planta a ser controlada. ....	9
Figura 6 - Diagrama de blocos de um controlador Proporcional-Integrativo-Derivativo (PID) em sua configuração em paralelo. ....	10
Figura 7 – Exemplo de aplicação da FES de forma similar à utilizada por LIBERSON et al., 1961. As setas indicam os eletrodos de estimulação. Extraído de PRADO-MEDEIROS et al., 2011. ....	12
Figura 8 - Diagrama de Blocos com o esquema geral do aparato experimental, o computador recebe dados do eletrogoniômetro e após processamento modifica os parâmetros do estimulador elétrico. ....	17
Figura 9 – Topologia simplificada do estimulador elétrico.....	18
Figura 10- Visão interna do estimulador elétrico. Em A, a fonte de alimentação, em B, o módulo digital de controle e em C, os dois estágios de saída.....	19
Figura 11 – Suporte de braço adaptado à uma cadeira. Em A, um contrapeso que minimiza a oposição gerada pelo peso do equipamento. Em B e C, o ajuste de altura e comprimento do braço. Em D, o posicionamento do potenciômetro responsável pela medida do ângulo do braço móvel.....	20
Figura 12 – Interface de usuário do sistema de estimulação elétrica. A rotina controla a aquisição de dados do conversor analógico-digital, processa os sinais coletados, gera os sinais de referência e estabelece os parâmetros da estimulação elétrica.....	21
Figura 13 – Fluxograma do controlador PID. Em todas as iterações os parâmetros da interface de usuário são lidos, pegam-se as amostras do <i>buffer</i> do conversor A/D e o sinal de referência para se determinar o erro. Com base no erro e nos coeficientes $K_p$ , $K_i$ , $K_d$ , obtidos na primeira etapa, um somatório é efetuado com as três parcelas. O valor do somatório passa por um controle por saturação onde valores maiores que o limite de corrente determinado pelo usuário são substituídos pelo valor limite. ....	22

Figura 14 - Rotina do integrador com Anti-Windup condicional. Em cada uma das iterações da rotina do controle (Figura 13), os parâmetros lidos são o ganho integrativo ( $K_i$ ), o valor limite de corrente, e o erro. Quando o valor da integral do erro supera o limite estabelecido na interface de usuário, o valor do erro que é utilizado pela integral pode apenas ser negativo ou zero, fazendo com que o valor da integral não aumente ainda mais.....	24
Figura 15 – Posição do voluntário no suporte. Em A, observa-se o eletrogoniômetro e em B, os eletrodos de estimulação elétrica.....	25
Figura 16 – Método de determinação do ponto motor do músculo bíceps braquial. Um eletrodo de pequena área (anodo) era movido sobre a pele aplicando estímulos até que se determinasse o local onde a menor corrente aplicada era capaz de gerar uma contração muscular.....	26
Figura 17 – Erro Absoluto Médio (EAM) e valor médio do EAM nos movimentos em rampa e degrau do experimento 1.....	27
Figura 18 – Sinais de goniometria obtidos durante dois movimentos controlados de um mesmo voluntário. À esquerda um movimento de degrau e à direita uma rampa de $10^\circ/s$ de subida e descida. A linha tracejada representa o sinal de referência para o controle e a linha contínua o ângulo medido da articulação do cotovelo.....	28
Figura 19 - Aparato construído para limitar o movimento dos braços em um grau de liberdade. Nas figuras superiores observa-se a forma que o sistema se ajusta ao voluntário. Em A, o potenciômetro utilizado para o registro do deslocamento angular. Em B, o eixo rolamentado. Em C, a fixação em velcro para o punho, com liberdade de deslocamento linear com a haste de alumínio. Em D, o ajuste de largura para adequar a posição dos braços para adequar a indivíduos maior ou menor largura de tronco. ....	31
Figura 20 – À esquerda, o mancal rolamentado (item B da Figura 19) e à direita, uma das peças utilizadas no guia linear (item C da Figura 19).....	32
Figura 21 – Fluxograma do controlador PI utilizado no Exp2. Em todas as iterações os parâmetros da interface de usuário são lidos, pegam-se as amostras do buffer do conversor A/D e o sinal de referência para se determinar o erro. Com base no erro e nos coeficientes $K_p$ e $K_i$ , se calcula a parcela P e I que são somadas. O valor do somatório é utilizado para definir qual músculo será estimulado, bíceps braquial se positivo e tríceps braquial se negativo. É adicionado o valor do limiar motor respectivo ao músculo e finalmente há um limitador por saturação onde valores maiores que o limite de corrente para cada músculo são substituídos pelo valor limite. ....	33
Figura 22 - Feedback visual. Nas colunas A e C era exibido o movimento do braço esquerdo e direito, subindo a coluna de forma proporcional à flexão. A coluna B era a referência a ser	

seguida, movendo-se sozinha pela ação do sinal de referência. As letras não estavam presentes na imagem apresentada aos voluntários.....	37
Figura 23 - Gráfico de um sinal de referência coletado, exibindo os nomes utilizados para descrição dos trechos dos movimentos. ....	38
Figura 24 – MPC-NMES de todos os voluntários. O sinal de referência do controle é a linha pontilhada. Foram utilizadas cinco cores distintas para diferenciar o gráfico do deslocamento angular realizado pelos voluntários. ....	41
Figura 25 - MPC-NMES do voluntário V1. O primeiro gráfico mostra o deslocamento angular realizado pelo cotovelo do voluntário e a referência de controle do sistema de NMES ao longo do tempo. No segundo gráfico, observa-se a corrente no BB e no TB. No terceiro gráfico, o sinal do controlador PI. ....	41
Figura 26 - MPC-NMES do voluntário V2. O primeiro gráfico mostra o deslocamento angular realizado pelo cotovelo do voluntário e a referência de controle do sistema de NMES ao longo do tempo. No segundo gráfico, observa-se a corrente aplicada no BB e no TB. No terceiro gráfico, o sinal do controlador PI. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB.....	43
Figura 27 – Goniometria dos cinco voluntários durante o movimento unilateral sem NMES (primeiro gráfico) e com NMES (segundo gráfico). Observa-se que V1 e V2 possuíam movimentos distintos dos demais voluntários durante a condição sem NMES e se aproximam dos demais quando recebem o auxílio da NMES.....	44
Figura 28 – Erro Absoluto Médio do protocolo de movimento unilateral, comparando as condições sem NMES e com NMES. Observa-se que houve redução do valor em quatro dos cinco voluntários. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES. ....	45
Figura 29 - Erro Absoluto Médio do platô da flexão, onde se observa redução do parâmetro em 3 dos 5 voluntários. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES. ....	45
Figura 30 - Erro Absoluto Médio do platô da extensão, onde se observa redução do parâmetro em 6 dos 7 voluntários. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES. ....	46
Figura 31 – Goniometria do voluntário V2 realizando movimento unilateral sem NMES. Em pontilhado, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como <i>feedback</i> para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. ....	46
Figura 32 – Goniometria do voluntário V2 realizando movimento unilateral com auxílio da NMES. Em azul, o sinal de referência. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps braquial e no tríceps	

braquial do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB. ....	47
Figura 33 – Goniometria do voluntário V1 realizando movimento unilateral sem NMES. Em pontilhado, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como feedback para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. ....	48
Figura 34 – Goniometria do voluntário V1 realizando movimento unilateral com NMES. Em azul, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como feedback para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do Triceps Braquial.....	48
Figura 35 – Erro Absoluto Médio do protocolo de movimento bilateral comparando as condições com e sem NMES. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES. ....	49
Figura 36 - Erro Absoluto Médio do platô da flexão, onde se observa redução do parâmetro em 3 dos 7 voluntários, com apenas uma redução expressiva de 14,7° pelo voluntário V2. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.....	50
Figura 37 - Erro Absoluto Médio do platô da extensão, onde se observa redução do parâmetro em 4 dos 7 voluntários, com apenas uma redução expressiva de 22° pelo voluntário V1. Os valores de $\Delta$ correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.....	50
Figura 38 - Goniometria do voluntário V2 no protocolo bilateral sem NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral. Em pontilhado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço parético, que neste protocolo não recebeu NMES. ...	51
Figura 39 - Goniometria do voluntário V2 no protocolo bilateral com NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral e utilizado pelo controle PI na modulação da corrente aplicada. Em tracejado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua preta, a goniometria do braço que recebeu NMES. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps e no tríceps do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB. ....	52
Figura 40 - Goniometria do voluntário V1 no protocolo bilateral sem NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral. Em pontilhado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço parético, que neste protocolo não recebeu NMES. ...	53
Figura 41 - Goniometria do voluntário V1 no protocolo bilateral com NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral e utilizado pelo controle PI na modulação da corrente aplicada. Em tracejado, a referência visual com base na qual ele	

procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua preta, a gonimetria do braço que recebeu NMES. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps e no tríceps do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB. ....54

Figura 42 – Aparato de medição de torque isométrico (AMT). Os números marcam pontos importantes do equipamento. (1) sensores de torque; (2) placa de alumínio dobrada especialmente para fixar o punho e mão, evitando oscilações; (3) barra rígida de alumínio, coberta com uma espuma para estabilizar o punho em sua face dorsal; (4) disco de espuma estabiliza e alinha o cotovelo, apoiando a região do epicôndilo medial; (5) fixação de todo o sistema em uma parede, garantindo estabilidade ao conjunto - a marcação 30 deg é relativa aos 30° de abdução de ombro do voluntário. ....68

## **LISTA DE TABELAS**

Tabela 1 - Dados Clínicos dos Pacientes.....	34
Tabela 2 - Condições Experimentais .....	37

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>AEE</b>	Aparelho de Estimulação Elétrica
<b>AVC</b>	Acidente Vascular Cerebral
<b>BB</b>	Músculo Bíceps Braquial
<b>CAD</b>	<i>Computer-Aided Design</i>
<b>CMF</b>	Controle em Malha Fechada
<b>DC</b>	<i>Direct Current</i> ou Tensão Contínua
<b>EAM</b>	Erro Absoluto Médio
<b>Exp1</b>	Experimento 1 – Voluntários Saudáveis
<b>Exp2</b>	Experimento 2 – Pacientes
<b>FES</b>	<i>Functional Electrical Stimulation</i> ou Estimulação Elétrica Funcional
<b>Kd</b>	Ganho Derivativo
<b>Ki</b>	Ganho Integrativo
<b>Kp</b>	Ganho Proporcional
<b>MPC-NMES</b>	Movimento Produzido e Controlado por NMES
<b>NMES</b>	<i>Neuromuscular Electrical Stimulation</i> ou Estimulação Elétrica Neuromuscular
<b>PI</b>	Proporcional Integrativo
<b>PID</b>	Proporcional Integrativo Derivativo
<b>SNC</b>	Sistema Nervoso Central
<b>SPI</b>	<i>Serial Peripheral Interface</i>
<b>TB</b>	Músculo Tríceps Braquial



# Capítulo 1      Introdução

O acidente vascular cerebral (AVC) pode ser definido como um grupo de afecções caracterizadas por perda súbita, não convulsiva, da função neurológica, devido à isquemia encefálica ou às hemorragias intracranianas (ADAMS; VICTOR; ROPPER, 1997). Essa definição foi evoluindo ao longo dos anos, de modo que foram incluídas as lesões causadas por distúrbios hemodinâmicos e da coagulação, mesmo na ausência de alterações detectáveis nas artérias e veias (CHARLES, 2005).

O AVC é uma patologia que pode causar uma grande perda funcional naqueles que são acometidos (TRUELSEN; BEGG; MATHERS, 2000), sendo que vem se observando uma importante tendência de aumento na incidência e no número absoluto de sobreviventes, em especial em países em desenvolvimento. (FEIGIN et al., 2014; GIROUD; JACQUIN; BÉJOT, 2014). Apesar de grande parte da recuperação dos pacientes acometidos pelo AVC ocorrer espontaneamente nas primeiras semanas, muitas sequelas podem permanecer, como, por exemplo, a espasticidade e a paresia. Parte dos sobreviventes exibem deficiências neurológicas e incapacidades residuais significativas, sendo que apenas 60% a 83% destes atingem independência nos cuidados pessoais em um ano, o que coloca o AVC como uma das maiores causas de incapacitação (CHARLES, 2005).

A atuação de uma equipe multidisciplinar, onde atuam médicos, enfermeiros, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionais, psicólogos e outros profissionais, com o objetivo comum de potencializar a recuperação, mostra-se de extrema importância para o retorno do paciente com AVC à sua rotina familiar e social. Neste contexto, diversos recursos são utilizados pelos profissionais de saúde para promover o processo de recuperação funcional, como agentes térmicos, mecânicos e eletroterapêuticos. Em especial, vários estudos vêm encontrando respostas favoráveis ao uso da eletroterapia nos pacientes que sofreram um acidente vascular cerebral, algumas vezes auxiliando na execução de movimentos por meio de uma estimulação elétrica funcional (CAURAUGH et al., 2000; CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008; GLANZ et al., 1996) e, em outras ocasiões, usando correntes que não ultrapassam o limiar motor, mas que proporcionam efeitos sobre a excitabilidade da via corticoespinhal e cujos

desdobramentos apontam para melhoras no padrão motor do lado acometido (CHEN et al., 2005; CONFORTO et al., 2007).

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) tem potencial para auxiliar o paciente a realizar movimentos que não seriam executáveis sem o auxílio da mesma; possibilitando uma experiência motora que vem demonstrando bons resultados na qualidade de movimentação funcional dos pacientes (CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008). Os resultados são ainda melhores quando a NMES é utilizada em conjunto com um esforço voluntário para a execução da tarefa, levando à hipótese de que a melhora funcional pode ser maior quando o estímulo elétrico corresponde à intenção de movimento e quando o paciente colabora para a execução adequada de uma tarefa (CHAE; SHEFFLER; KNUTSON, 2008; RUSHTON, 2003).

O desenvolvimento da técnica de NMES, que inicialmente era utilizada com o foco na recuperação do músculo e agora está voltada para a execução de movimentos, aumenta a demanda pelo desenvolvimento de algoritmos de controle para a execução de movimentos de membros afetados, que possam, inclusive, se adaptar à variabilidade intra e inter sujeitos (FREEMAN et al., 2009; HARA, 2008). Apesar de tais evidências, a maior parte dos aparelhos de estimulação elétrica (AEE) encontrados nas clínicas operam de forma que os parâmetros de estimulação são definidos antes do início da aplicação do estímulo e só podem ser modificados pelo operador ou paciente (LYNCH; POPOVIC, 2008; SHARMA et al., 2012). Isto significa que tais aparelhos operam em malha aberta e não se adaptam ao movimento realizado.

O controle em malha fechada (CMF) ou controle com retroalimentação pode ser utilizado para o ajuste automático dos parâmetros dos AEE, em resposta à demanda do movimento realizado. O CMF gera uma medida de erro, com base na diferença entre o valor de uma referência e do valor atual da variável de saída (que pode, por exemplo, ser o ângulo articular), para determinar o valor de uma variável (no caso da NMES, magnitude da corrente elétrica, largura de pulso ou frequência de estimulação) responsável por reduzir o erro.

A NMES em CMF tem linhas de pesquisa voltadas para a aplicação em pacientes com lesão medular, onde o objetivo era substituir o controle neural perdido. Mais recentemente, o trabalho de Hughes (HUGHES et al., 2009) foi pioneiro na aplicação de NMES em pacientes com lesão cerebral após um AVC, sendo utilizada para auxiliar na execução de movimentos de alcance de membro superior, com

estimulação apenas no músculo tríceps braquial. Até o presente momento, não foi encontrado na literatura nenhum trabalho utilizando o ângulo do membro preservado como referência angular para a NMES em CMF.

Apesar de alguns autores considerarem inadequado para o controle de NMES (SHARMA et al., 2009), o controlador proporcional-integrativo-derivativo (PID) é utilizado em alguns estudos de NMES em CMF em pacientes com lesão medular (CHANG et al., 1997). Existem estudos que utilizam um controlador PD em associação com modelos do braço e controladores de aprendizado iterativo (FREEMAN et al., 2009). Apesar disso, não foi encontrado nenhuma publicação onde se utilizasse o controlador PID ou o controlador Proporcional Integrativo (PI) em testes clínicos com o propósito de auxiliar pacientes hemiparéticos na realização de movimentos voluntários assistidos. Este controlador é amplamente utilizado em diversas aplicações por ser considerado intuitivo, simples e eficaz (VISIOLI, 2010). Além disso, com a redução de custo e aumento da velocidade de sistemas digitais de aquisição e processamento de sinais, várias aplicações vêm se beneficiando da flexibilidade proporcionada pela implementação digital de tais sistemas (VISIOLI, 2010).

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver um sistema de NMES que possa dar assistência ao movimento ativo de indivíduos hemiparéticos durante a execução de movimentos unilaterais de flexão e extensão de cotovelo, com referência arbitrária estabelecida pelo *software* de controle e também movimentos bilaterais com referência no ângulo da articulação homóloga contralateral.

Os objetivos específicos foram: Desenvolver e construir um AEE e o dispositivo de medição do ângulo articular do cotovelo dos sujeitos. Controlar o AEE em malha aberta e malha fechada usando um controle PI ou PID. Desenvolver a interface de usuário e um *feedback* visual simples para referência dos voluntários. Realizar testes com voluntários saudáveis e posteriormente com voluntários hemiparéticos. Avaliar objetivamente o quanto o sistema é capaz de auxiliar os voluntários hemiparéticos na execução dos movimentos.

# Capítulo 2 Fundamentos Teóricos

Neste capítulo é apresentada uma breve fundamentação teórica que servirá como base para o entendimento dos capítulos seguintes. Serão abordados tópicos sobre fisiologia neuromuscular e fisiologia da estimulação neuromuscular, bem como elementos necessários para o controle do movimento. Posteriormente é feita uma explanação sobre sistemas de controle em malha aberta e em malha fechada. Por fim, é apresentado o sistema de controle proporcional integral derivativo (PID), que foi utilizado no presente estudo.

## 2.1 - Fisiologia Neuromuscular

Os músculos esqueléticos são controlados pelo sistema nervoso através de neurônios motores. Existem duas classes de neurônios motores: superiores e inferiores. Os neurônios motores superiores possuem seus corpos celulares no córtex cerebral ou tronco encefálico, e seus axônios realizam sinapses (i.e., conexões) com neurônios motores inferiores e interneurônios do tronco encefálico ou na medula espinhal. Os neurônios motores inferiores originam-se na medula espinhal e tronco encefálico e fazem contato direto com os músculos esqueléticos através de um prolongamento denominado axônio (LAURIE LUNDY-EKMAN, 2004)

Os neurônios motores inferiores ainda são divididos em neurônios motores alfa e motoneurônios gama. O conjunto formado pelo neurônio motor alfa e todas as fibras musculares inervadas por ele recebe o nome de unidade motora. A ativação das unidades motoras é a responsável pela produção da tensão mecânica dos músculos (BEAR, 2002; LAURIE LUNDY-EKMAN, 2004)

A sinapse existente entre o neurônio motor alfa e a fibra muscular recebe o nome de junção neuromuscular. A comunicação é feita por meio da liberação do neurotransmissor acetilcolina, que é liberado pelo neurônio em resposta a um potencial de ação pré-sináptico. Esse causa um potencial de ação pós-sináptico que ativa os mecanismos responsáveis pela contração muscular (BEAR, 2002). Cada axônio inerva entre seis e 2.000 fibras musculares (Figura 1). Quando o potencial de ação atinge a junção neuromuscular todas as fibras musculares da unidade motora se contraem. A tensão mecânica produzida por um músculo em uma contração muscular está

relacionada com o número de unidades motoras que são recrutadas naquele músculo (CAMERON, 2003).

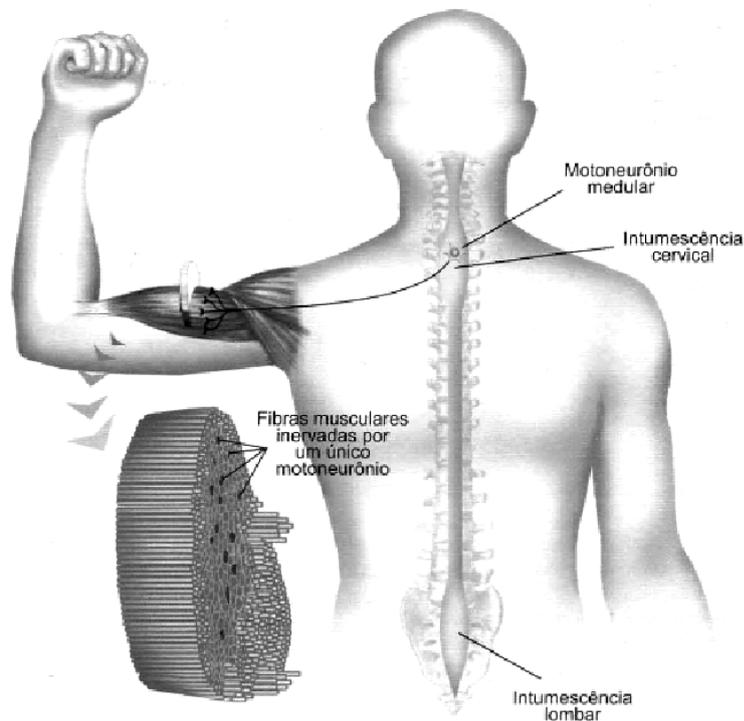


Figura 1 - A unidade motora é composta de um neurônio motor ou motoneurônio alfa e as fibras musculares por ele inervadas. Adaptado de LENT, 2004

O controle da gradação da contração muscular realizado pelos neurônios motores alfa começa quando a acetilcolina liberada pelos neurotransmissores desencadeia um potencial excitatório pós-sináptico na fibra muscular, que se contrai e relaxa rapidamente, causando um abalo mecânico (BEAR, 2002). Atividades pré-sinápticas de maiores frequências causam somação temporal, que é a responsável pelo aumento na tensão das fibras musculares. A uma frequência de ativação suficientemente alta, produz-se uma contração sustentada ou homogênea, processo conhecido como tetania (Figura 2) (BEAR, 2002; GUYTON; HALL, 2005). As frequências normais de disparo dos neurônios motores nos músculos humanos raramente excedem 40 Hz e raramente são menores do que 6 a 8 Hz.

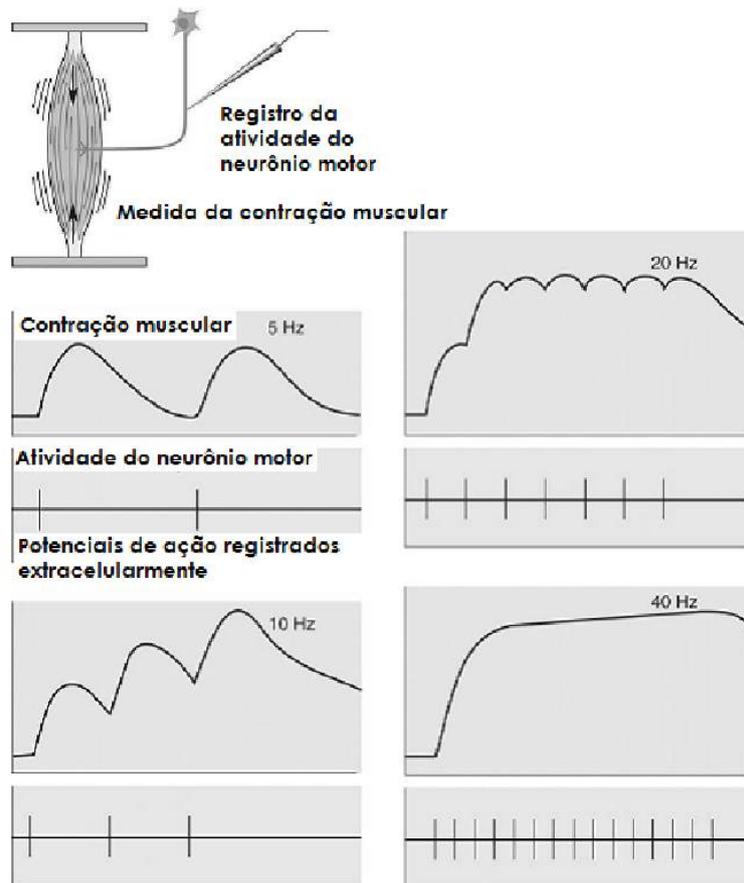


Figura 2 - Contração sustentada. Adaptado de BEAR, 2002.

## 2.2 - Fisiologia da Estimulação Elétrica Neuromuscular

A estimulação elétrica é um recurso empregado com diversos objetivos terapêuticos, parte deles baseados na excitabilidade de certas células à corrente elétrica, em especial o neurônio (ROBINSON A.J., 2000). A membrana celular dos músculos e nervos é estruturalmente semelhante à de outras células, com uma bicamada fosfolipídica e uma variedade de proteínas que podem atuar como sítio de ligação para neurotransmissores. Canais presentes na membrana celular permitem que haja um fluxo iônico entre seus dois lados e proteínas transportadoras são capazes de trabalhar contra gradientes de concentração iônica à custa de ATP (adenosina trifosfato), molécula utilizada para suprir energeticamente várias funções corporais. Através dessas proteínas transmembrana ocorre um mecanismo chamado de bomba sódio-potássio, que mantém uma tensão de aproximadamente -60 mV a -90 mV nas células nervosas em repouso, sendo o interior da célula negativo em relação ao exterior, quando se diz que a mesma se encontra polarizada. Quando o potencial de membrana diminui devido à troca de íons

pela membrana, chegando a aproximadamente zero, diz-se que ocorreu uma despolarização, ou um impulso elétrico (GUYTON; HALL, 2005; HAMILL, JOSEPH, 1999).

O potencial de ação é um impulso propagado, ou seja, a amplitude do impulso permanece a mesma à medida que ele se desloca do axônio até a junção neuromuscular (ou placa motora), quando então se transforma em potencial de ação muscular, passando a percorrer o músculo (GUYTON; HALL, 2005; HAMILL, JOSEPH, 1999). A condução pode ser ortodrômica, que é a fisiológica e obedece ao sentido habitual, como no caso dos neurônios motores, cujo potencial vai em direção aos músculos; ou antidrômica (no sentido oposto ao fisiológico) e pode ocorrer quando um estímulo é gerado no meio do trajeto do nervo. Quando o potencial de ação gerado chega à porção terminal de um neurônio motor, ocorre uma abertura de canais de cálcio que faz com que um neurotransmissor seja liberado por exocitose na fenda sináptica. Esses neurotransmissores se ligam a receptores em uma membrana da célula muscular da placa motora terminal, fazendo com que a placa motora tenha uma despolarização que pode produzir potenciais de ação, levando a uma contração do músculo.

Quando se aplica uma corrente por um par de eletrodos sobre esses tecidos, a diferença de potencial que surge entre o interior e o exterior da membrana celular pode atingir um nível crítico chamado de limiar de disparo, fazendo com que canais de sódio e de potássio sensíveis à tensão sofram uma mudança conformacional. Isso faz com que a permeabilidade iônica aumente bruscamente e um fluxo de íons de sódio para o interior da célula seja gerado, fazendo com que a tensão atinja 25 a 35 mV, com o interior da célula positivo. (ROBINSON A.J., 2000).

As características da corrente aplicada durante a eletroestimulação, tanto em amplitude e tempo de duração, tem influência no disparo de potenciais de ação evocados. Isso se deve às características específicas dos nervos, que são influenciadas pelo diâmetro, pelos períodos refratários e por outros fatores como temperatura e estado de polarização da membrana. Se a membrana estiver hiperpolarizada, por exemplo, será necessário um maior estímulo para que um potencial ocorra (ROBINSON A.J., 2000).

## **2.3 - Controle Motor**

O sistema nervoso central (SNC) é responsável por regular a atividade dos músculos necessária para a execução dos movimentos. Este processo é complexo e usa

informações antecipatórias (*feed forward*) e realimentadas (*feedback*). Por exemplo, quando um indivíduo pega uma jarra, ele pode pressupor que ela esteja cheia, vazia, ou com qualquer volume de líquido, e estimar seu correspondente peso. Quando a jarra é levantada (Figura 3), o sistema sensorial é responsável por captar informações e processá-las para ajustar o planejamento motor à condição real (até o momento em que se levanta a jarra só se podia estimar as condições).

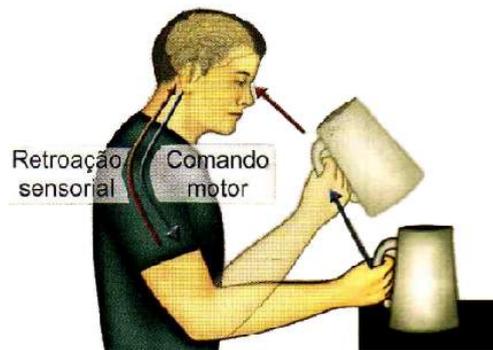


Figura 3 – O sistema sensorial é necessário para corrigir os movimentos realizados, uma vez que não é possível prever com exatidão todas as variáveis do movimento antes da realização do mesmo. Adaptado de LENT, 2008

Em várias áreas, os sistemas de controle são utilizados para obter uma resposta desejada, ou no exemplo, levantar uma jarra com a força adequada. Isso pode ser realizado em um sistema de controle em malha aberta (CMA) ou de controle em malha fechada (CMF). Em malha aberta o controlador determina o sinal de entrada do processo com base em um sinal de referência. Este pode ser estimado previamente como o que acontece quando tentamos prever o peso da jarra. Se fossemos capazes de prever exatamente a força necessária para execução da tarefa, e de prover corretamente tal força não seria necessário utilizar nenhuma realimentação sensorial. O que acontece é que existem perturbações externas à tarefa e imperfeições no mecanismo de predição. A solução é, então, fechar a malha. Em malha fechada, o controlador usa medidas da saída do sistema controlado e as compara com o sinal de referência. No caso da jarra, a ativação dos músculos do braço será ajustada até que a mesma seja levantada até a posição desejada. Sistemas de CMF são fundamentais para a supressão dos efeitos de distúrbios e variações na dinâmica dos processos, como por exemplo a fadiga muscular.



### 2.3.1 Sistemas de Controle em Malha Aberta

Sistemas de controle onde a saída não possui efeito na ação de controle são chamados de sistemas de controle em malha aberta (Figura 4) (OGATA, 2009). Os equipamentos de estimulação elétrica comumente utilizados na fisioterapia operam em malha aberta. Por exemplo, uma vez que o usuário seleciona um perfil de parâmetros de estimulação elétrica, o AEE executa aquele perfil selecionado do início ao fim da sessão de terapia, mesmo que a estimulação esteja abaixo ou acima do necessário para a execução da tarefa funcional designada pelo terapeuta. Neste caso, o efeito final da estimulação elétrica depende apenas na habilidade técnica do terapeuta prever quais parâmetros são necessários para que o músculo do paciente possa realizar o movimento desejado.



Figura 4 - Exemplo de um sistema de controle em malha aberta, onde, por exemplo, o ângulo articular é a variável de saída e o músculo é a planta a ser controlada.

### 2.3.2 Sistemas de Controle em Malha Fechada

Sistemas em malha fechada ou sistemas com realimentação caracterizam-se pela correção da saída do sistema por meio do uso de uma ação de controle em resposta a um sinal de erro, definido como a diferença entre o sinal de referência e o sinal realimentado, que pode ser propriamente o sinal de saída ou uma função do mesmo. Na Figura 5, observa-se um sistema CMF, onde o ângulo articular é a variável de controle (ou entrada) e o músculo é a planta a ser controlada. Finalmente, o ângulo também é a variável de saída, que será comparada com a referência para a produção de um sinal de erro (OGATA, 2009).

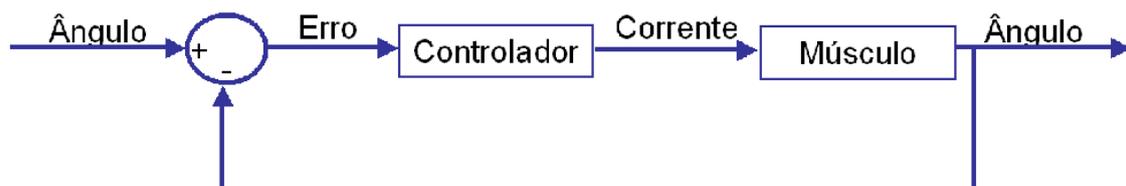


Figura 5 - Sistema de controle em malha fechada, onde, por exemplo, o ângulo é a variável de controle e o músculo é a planta a ser controlada.

## 2.4 - Controle Proporcional Integrativo Derivativo

O controlador PID é, sem dúvida, o mais amplamente utilizado em sistemas CMF, isoladamente e como componente de sistemas de controle mais sofisticados. (VISIOLI, 2010). Este possui três partes constituintes (Figura 6) que somadas geram um sinal de controle: a parcela proporcional ( $Pp$ ), a parcela integrativa ( $Pi$ ) e a parcela derivativa ( $Pd$ ).

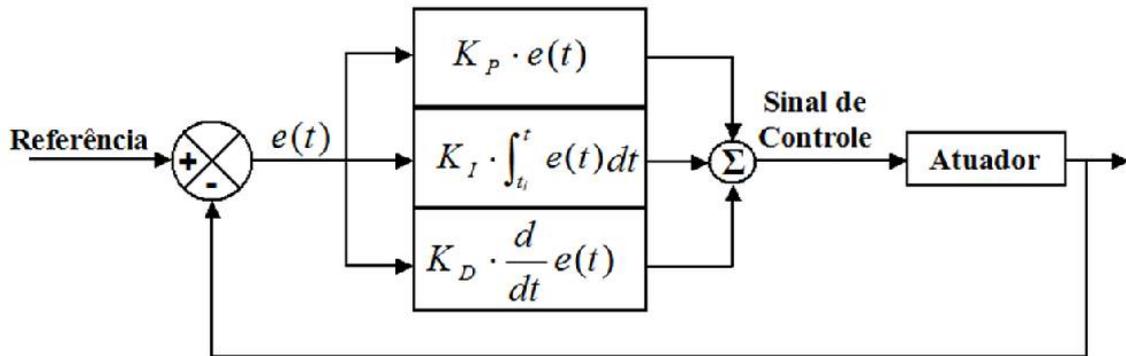


Figura 6 - Diagrama de blocos de um controlador Proporcional-Integrativo-Derivativo (PID) em sua configuração em paralelo.

Na ação de controle proporcional (equação 1), o sinal de erro é multiplicado por um fator denominado ganho proporcional  $K_p$  (OGATA, 2009). Sendo assim, a variável de controle aumenta linearmente com o aumento do sinal de erro ( $e(t)$ ). Utilizar apenas a ação proporcional pode gerar erros de regime permanente, em especial quando distúrbios são aplicados à planta (VISIOLI, 2010).

$$Pp = K_p \cdot e(t)dt \quad (1)$$

Na ação de controle integral (equação 2), o valor da saída varia conforme a integral do sinal de erro multiplicado por uma constante  $K_I$ . Dessa forma, o controle está intimamente relacionado aos valores passados do sinal de erro. Um erro constante resulta em uma saída do controlador aumentada constantemente até que o erro diminua ou ocorra uma saturação da saída do controlador (O'DWYER, 2009).

$$Pi = K_I \cdot \int_{t_0}^t e(t) \quad (2)$$

Quando se emprega a ação de controle integral, um fenômeno denominado *windup* de integrador pode ocorrer na presença de saturação do controle. Quando há uma modificação do ponto de referência, a variável de controle pode atingir o limite do atuador, em especial durante a resposta transiente. Neste caso o erro demora mais a diminuir e pode se acumular na parcela integrativa, o que pode gerar *overshoot* e *settling time* maiores do que o esperado (VISIOLI, 2010).

A ação de controle derivativo (equação 3) é proporcional à taxa de variação do erro, sendo também denominada de controle de taxa. Tal ação possui uma característica antecipatória; contudo, seu ganho em alta frequência o torna suscetível a ruídos no sinal de realimentação (OGATA, 2009; VISIOLI, 2010).

$$Pd = K_D \cdot \frac{d}{dt} e(t) \quad (3)$$

O processo de escolha dos coeficientes proporcional, integrativo e derivativo é determinante para o sucesso ou falha no controle PID. Existem relatos na literatura de publicações desde 1935 com regras que auxiliam no ajuste dos parâmetros PID (O'DWYER, 2009). Apesar disso, ainda é possível fazer um ajuste empírico dos parâmetros, observando-se o comportamento dinâmico do sistema operando em malha fechada (SUNG; LEE; LEE, 2009).

O ajuste dos parâmetros PID pode ser feito empiricamente observando a resposta do sistema à entrada degrau (isto é, uma transição instantânea de um valor para outro) como referência do controlador. Uma grande oscilação na resposta pode significar que o ganho proporcional está muito alto. Já uma resposta demasiadamente amortecida é indicativa do oposto. Para a ação integral, o mesmo degrau positivo pode gerar uma oscilação com amplitude média acima do valor de referência, indicando que a ação integral está muito forte. Finalmente, oscilações de alta frequência durante o início da resposta ao degrau que persistem até o início do regime permanente indicam uma ação derivativa demasiada (SUNG; LEE; LEE, 2009).

## **2.5 - Histórico do uso da Estimulação Elétrica Terapêutica**

Existem relatos do uso da estimulação elétrica desde 46 A.C., quando o peixe elétrico foi utilizado como tratamento de diversas condições patológicas, desde dores de cabeça a doenças mentais. No século XVII houve uma grande evolução na capacidade

de se gerar descargas elétricas, especialmente com o advento dos capacitores. Luigi Galvani, em 1791, publicou estudos nos quais o contato de metais diferentes gerava contrações musculares em patas dissecadas de sapos. Em 1831, Michael Faraday construiu um aparato baseado em indução eletromagnética que possibilitou a aplicação de pulsos elétricos bifásicos com frequências mais altas nos nervos, o que é a base da estimulação elétrica como a conhecemos hoje (DOLHEM, 2008; WNEK; BOWLIN, 2008). Em 1833, Duchenne de Boulogne desenvolveu técnicas que possibilitaram o mapeamento de regiões do corpo chamadas de pontos motores, onde a estimulação elétrica sobre a superfície da pele é particularmente capaz de gerar a contração de determinado músculo (KITCHEN, 2003).

Em 1961, a aplicação de estímulos elétricos sobre o nervo fibular durante a fase de balanço da marcha (um trabalho similar pode ser visualizado na Figura 7), com o objetivo de auxiliar a dorsiflexão do tornozelo de pacientes com lesões cerebrais, deu forma ao que atualmente denominamos de estimulação elétrica funcional (DOLHEM, 2008; LIBERSON et al., 1961).

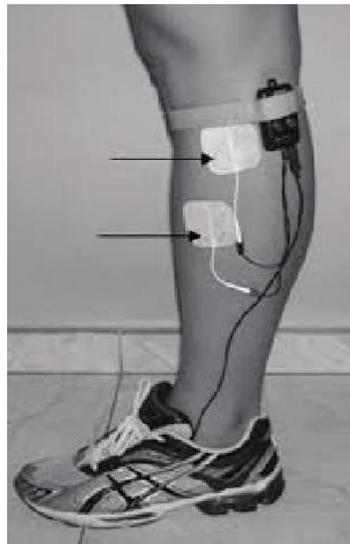


Figura 7 – Exemplo de aplicação da FES de forma similar à utilizada por LIBERSON et al., 1961. As setas indicam os eletrodos de estimulação. Extraído de PRADO-MEDEIROS et al., 2011.

## **2.6 - Estimulação Elétrica Neuromuscular na recuperação de pacientes com lesão após Acidente Vascular Cerebral**

Os pacientes sobreviventes ao AVC comumente apresentam limitações funcionais em decorrência de sequelas motoras. Destes, aproximadamente a metade irá recuperar a habilidade de usar o membro superior afetado (AOYAGI; TSUBAHARA, 2004). Dentre as várias técnicas utilizadas na reabilitação destes pacientes (BROSSEAU et al., 2006; SCHUHFRIED et al., 2012) há a Estimulação Elétrica Neuromuscular (NMES). Esta técnica pode ser utilizada para auxiliar pacientes severamente limitados a realizar movimentos que se tornaram impossíveis devido à dificuldade na ativação voluntária dos músculos. Quando esses estão associados a uma finalidade específica do movimento como trazer um objeto para perto, a técnica passa a ser denominada estimulação elétrica funcional (FES) (ALON; LEVITT; MCCARTHY, 2008; KITCHEN, 2003).

Existem evidências de que o tratamento com NMES pode atuar positivamente sobre uma série de condições patológicas associadas aos pacientes com lesão cerebral após o AVC, como a espasticidade, a atrofia por desuso e a subluxação de ombro (RICHARDS et al., 2008). Há indicações de que seja eficaz também na recuperação motora de membros superiores (BURRIDGE; LADOUCEUR, 2001; TEASELL et al., 2009), especialmente em pacientes com acometimento leve ou moderado (AOYAGI; TSUBAHARA, 2004; SCHUHFRIED et al., 2012). A NMES é uma das técnicas terapêuticas que pode ser utilizada mesmo em pacientes com acometimento grave, incapazes de participar ativamente de um exercício terapêutico (SHEFFLER; CHAE, 2007).

Acredita-se que a repetição de movimentos ativos com o auxílio da FES favoreça a plasticidade neural nesses pacientes, auxiliando a recuperação de habilidades motoras, em um processo denominado reaprendizado motor (RICHARDS et al., 2008; SHEFFLER; CHAE, 2007). A estimulação direta de estruturas sensoriais presentes nos músculos e na pele, e a produção de aferências proprioceptivas geradas pela contração muscular intensificada pela associação de esforço voluntário e a NMES são apontadas como algumas das principais responsáveis prováveis fomentadoras de tais alterações (BURRIDGE; LADOUCEUR, 2001; RICHARDS et al., 2008). Donald Hebb, em seu trabalho em 1949 (HEBB, 1949), identificou que quando um axônio de uma célula A é

capaz de ativar um neurônio B repetidamente, a eficiência da ligação entre as duas aumenta, ou seja, a coincidência temporal das atividades pré-sinápticas e pós-sinápticas pode gerar alterações metabólicas que potencializariam a sinapse. Quando se aplica a NMES, potenciais de ação percorrem o caminho drômico, ou seja, percorrem o nervo em direção ao músculo, enquanto outros percorrem em sentido inverso da condução fisiológica (sentido antidrômico), atingindo populações de neurônios localizados na medula, que podem estar sendo ativados quando há uma contração voluntária. De acordo com Rushton (RUSHTON, 2003), a simultaneidade da NMES com o esforço voluntário de contrair um músculo poderia gerar esta facilitação sináptica.

Em um estudo recente (PERSCH; PAGE; MURRAY, 2012) foram avaliados os efeitos funcionais após treinamento com FES. Trinta e dois pacientes com lesão crônica de um AVC realizaram treinamentos domiciliares de membros superiores com o auxílio de FES por um período de oito semanas e obtiveram melhoras funcionais que persistiram por até três meses após o período de treinamento.

Existem também trabalhos onde mais de uma técnica de tratamento foi utilizada, como a associação de movimentos bilaterais com a NMES. Num desses estudos (CAURAUGH; KIM, 2002) 25 pacientes com lesões crônicas foram aleatoriamente dispostos em três grupos distintos. Em um grupo os voluntários realizavam movimentos bilaterais enquanto recebiam o uso da NMES; em outro, eram realizados apenas movimentos bilaterais; e o terceiro grupo não recebia qualquer forma de aplicação (grupo controle). A técnica conjugada proporcionou maiores melhoras em tarefas motoras de punho e dedos do que apenas a técnica de movimentos bilaterais, evidenciando a possibilidade de utilizar a NMES simultaneamente com outras técnicas terapêuticas. A estimulação elétrica utilizada neste trabalho teve como peculiaridade ser iniciada com base no valor da amplitude do sinal eletromiográfico dos músculos estimulados, o que faz com que o auxílio da NMES venha em conjunto com o esforço voluntário do paciente.

## **2.7 - Controle e Estimulação Elétrica Funcional**

Um dos primeiros trabalhos de estimulação elétrica funcional utilizava um sensor no calcanhar para indicar a fase de balanço da marcha. Com este sensor, o paciente recebia a estimulação elétrica apenas durante esta fase, provocando uma dorsiflexão e evitando que o antepé arrastasse no chão (LIBERSON et al., 1961).

Diversos outros métodos foram testados para iniciar o estímulo elétrico, utilizando o sinal eletromiográfico (CHIOU et al., 2008) e sensores como goniômetros e acelerômetros (FOGLYANO; SCHNELLENBERGER; KOBETIC, 2011). A existência de um mecanismo de realimentação através do qual os modos de operação eram selecionados poderia caracterizá-los como sistemas de CMF. No entanto, a incapacidade em responder às perturbações e aos erros nos modelos tornava suas operações similares as dos sistemas em malha aberta (LYNCH; POPOVIC, 2008).

A maior parte dos sistemas de estimulação elétrica funcional encontrada nas clínicas opera com controle em malha aberta ou de estados finitos (FERRARIN et al., 2001; LYNCH; POPOVIC, 2008, 2012; SHARMA et al., 2012). Os sistemas em malha aberta demandam repetidos ajustes do usuário para que se corrijam variações na resposta dos músculos em decorrência de distúrbios externos ou mudanças das características intrínsecas da resposta muscular à estimulação elétrica (FERRARIN et al., 2001; LYNCH; POPOVIC, 2008). Os sistemas que operam em malha fechada vêm sendo desenvolvidos para minimizar tais problemas.

Lynch e Popovic (2012) compararam o controle PID com um controlador de ganho programável e um controlador de tipo *sliding mode* (LYNCH; POPOVIC, 2012). Os três métodos foram escolhidos para representar, respectivamente, um controlador linear simples, um controlador de ganho agendado, e um controlador não linear. Um modelo da articulação de joelho representativo de pacientes com lesão medular (FERRARIN; PEDOTTI, 2000) foi utilizado nas simulações onde, na opinião dos autores, nenhum dos controladores apresentou performance satisfatória o suficiente para a realização de um movimento similar ao da marcha humana, em baixa velocidade. O controlador com a melhor performance foi o de modo deslizante, apesar do controlador PID ter apresentado erros médios quadráticos similares aos dos demais durante condições sem fadiga muscular (LYNCH; POPOVIC, 2012).

Segundo alguns autores, para melhorar a performance do controlador PID pode-se ainda modelar parte do comportamento não linear da planta a ser controlada, usando modelos fisiológicos ou utilizar sistemas adaptativos (FERRARIN et al., 2001; PEDROCCHI et al., 2006).

Um dos problemas da estimulação elétrica em malha fechada é a escolha adequada do sinal de referência do controlador. Alguns autores utilizam referências visuais para os pacientes, como, por exemplo, seguir um ponto luminoso em uma mesa

de testes de duas dimensões (FREEMAN et al., 2009). Neste caso o movimento realizado é determinado previamente, e embora possa ser realizado de forma ‘natural’, o voluntário não possui liberdade de escolher a trajetória desejada para uma determinada tarefa.

O próprio sinal eletromiográfico também pode ser utilizado (YEOM; CHANG, 2010) como sinal de referência. Neste caso a intensidade da estimulação elétrica varia proporcionalmente com parâmetros extraídos de um processo de filtragem do sinal eletromiográfico bruto. Tal sinal está invariavelmente contaminado de artefatos de estimulação e de potenciais de ação muscular produzidos pela própria estimulação elétrica, denominados ondas-M. Uma vez que os ruídos são minimizados, o sinal remanescente está relacionado com a intensidade da contração e, portanto, pode ser mais coerente com a intenção de movimento (YEOM; CHANG, 2010).

No caso dos pacientes com lesão cerebral unilateral, o membro ipsilateral (do mesmo lado que a lesão) não apresenta comprometimentos motores; podendo, portanto, ser usado como referência em um movimento bilateral simétrico (KNUTSON et al., 2012). Em recente trabalho realizado por Knutson *et al.*, 2012, uma luva instrumentalizada, com goniômetros flexíveis, foi colocada nas duas mãos de pacientes acometidos por AVC.

O estimulador elétrico aplicava estímulos elétricos proporcionais ao grau de abertura da mão não acometida de déficit motor (lembrando-se que, em geral, estes pacientes possuem apenas um lado do corpo com alterações de movimento), variando entre a corrente mínima que provocava um abalo muscular e a corrente necessária para abertura da mão sem provocar dor. Observou-se, então, que pacientes submetidos a um treinamento com controle proporcional obtiveram maiores melhorias no arco de movimento voluntário de abertura dos dedos do que com o sistema convencional de estimulação elétrica em ciclos de estímulos em malha aberta (KNUTSON et al., 2012).



# Capítulo 3 Desenvolvimento do Sistema

Dois experimentos distintos foram executados durante a tese. A primeira avaliação do sistema foi realizada com voluntários saudáveis (Exp1) e após as devidas modificações e melhorias, um segundo experimento foi realizado com voluntários hemiparéticos (Exp2).

## 3.1 - Instrumentação

Para a construção do aparato experimental houve desenvolvimento de software e hardware. Em hardware, o aparelho de estimulação elétrica (AEE), os aparatos mecânicos (Figura 11 e Figura 19) e o sistema de eletrogoniometria do voluntário. O AEE foi construído em conjunto com o trabalho de um aluno de iniciação científica do laboratório. Os softwares foram implementados em LabVIEW 8.2 (National Instruments, EUA) para aquisição dos dados e controle dos parâmetros do estimulador e em Matlab 6.5 (Mathworks, EUA) para processamento dos sinais coletados e produção de gráficos e resultados.

Um diagrama de blocos dos componentes do aparato experimental pode ser observado na Figura 8.

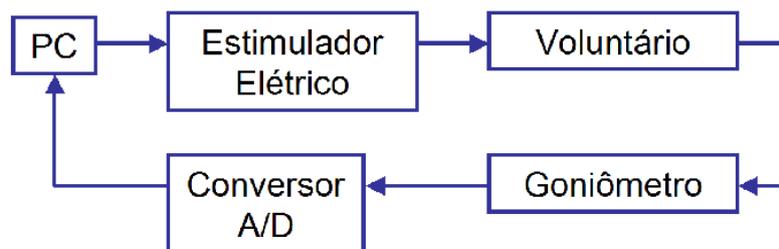


Figura 8 - Diagrama de Blocos com o esquema geral do aparato experimental, o computador recebe dados do eletrogoniômetro e após processamento modifica os parâmetros do estimulador elétrico.

### 3.1.1 Sistema de NMES programável

O AEE (Figura 9) foi constituído de um hardware que pode ser dividido em dois módulos, um digital, responsável pela comunicação com o computador e a modulação da amplitude, duração e frequência dos estímulos, e outro analógico (Figura 10, item C),

que é basicamente um amplificador de transcondutância (amplificador cuja saída de corrente é proporcional à tensão aplicada em sua entrada – este módulo foi publicado em: SOUZA; SOUZA; PINO, 2012).

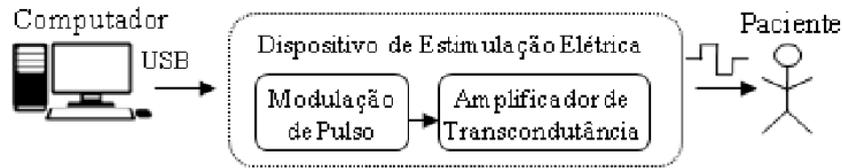


Figura 9 – Topologia simplificada do estimulador elétrico.

O módulo digital (Figura 10, item B) foi constituído por dois componentes principais, um microcontrolador e um potenciômetro digital. O microcontrolador utilizado foi o modelo PIC32MX795F512L (Microchip, EUA), que possui diversas funcionalidades, dentre as quais foram utilizadas no projeto a comunicação USB, módulo Serial Peripheral Interface (SPI) e módulos contadores.

O potenciômetro digital utilizado é o AD8403 (Analog Devices, EUA), este possui 4 canais que podem ser regulados em 256 posições por meio do protocolo SPI. Estes 256 níveis são convertidos em níveis de corrente elétrica através de um circuito realimentado (módulo analógico), que mensura a corrente que está passando pelo paciente e ajusta a tensão elétrica de forma que a corrente desejada seja mantida, mesmo com variações na impedância elétrica dos eletrodos, da interface eletrodo pele ou do tecido subjacente.

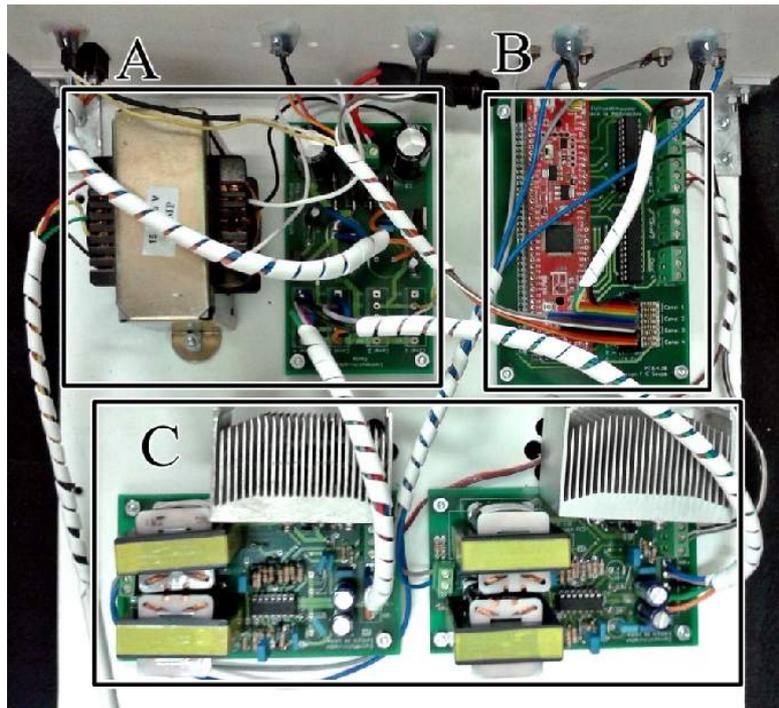


Figura 10- Visão interna do estimulador elétrico. Em A, a fonte de alimentação, em B, o módulo digital de controle e em C, os dois estágios de saída.

Enquanto o potenciômetro digital controla a amplitude da corrente elétrica aplicada, contadores internos são utilizados para modular o pulso em frequência e duração. O circuito desenvolvido pode operar com correntes de 0 mA a 100 mA, duração de pulsos de 50  $\mu$ s a 500  $\mu$ s e frequência de estimulação de 20 Hz a 200 Hz. Os parâmetros dos estímulos aplicados podem ser ajustados com resolução de 1 Hz para frequência, 1  $\mu$ s para duração e 1 mA para valores de amplitude superiores a 5 mA.

Como medida de segurança, o paciente foi protegido da rede elétrica através de dois transformadores isolados (podem ser visualizados na Figura 10, item C). O isolamento dos mesmos foi testado. Para o teste, um megôhmetro modelo MG-3150 (ICEL- Manaus, Brasil) foi utilizado, medindo-se uma resistência de 56,4 G $\Omega$  entre o primário e o secundário, com uma corrente de fuga de 88,65  $\mu$ A quando submetido a 5000 V (DC)

### 3.1.2 Primeiro aparato de medição angular

Durante a execução de testes piloto, a aplicação de NMES sobre o músculo bíceps braquial (BB) sem um suporte fazia com que movimentos de rotação de ombro ocorressem, levando a uma correção involuntária por parte dos sujeitos que procuravam

evitar que tal movimento ocorresse. Sendo assim, para o Exp1, um suporte para o antebraço foi adaptado em uma cadeira (Figura 11) com o intuito de facilitar o relaxamento dos voluntários e limitar o movimento do braço para apenas flexão e extensão, objeto de estudo deste trabalho. O suporte foi construído de forma a permitir ajustes de altura do cotovelo (B) e distância do antebraço (C) que por sua vez possibilitam o correto alinhamento do epicôndilo lateral dos voluntários, aproximadamente no centro de rotação da articulação.

Com o propósito de trazer o centro de gravidade do braço de alumínio para o centro de rotação, uma anilha de meio quilo foi colocada em sua extremidade (A). Desta forma, o voluntário realiza a flexão de cotovelo com a oposição de apenas o peso do próprio segmento. Um potenciômetro foi instalado no eixo móvel do suporte (D), e preso à parte inferior, fixa do mesmo. Desta forma é possível medir o ângulo através de simples potenciômetro (D), com 5 V contínuos entre os terminais fixos e medindo-se a tensão entre o terra e o cursor ou terminal móvel.

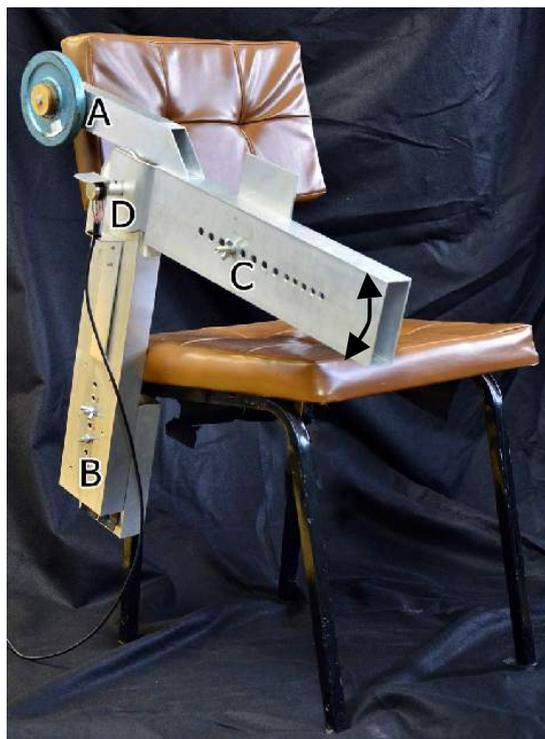


Figura 11 – Suporte de braço adaptado à uma cadeira. Em A, um contrapeso que minimiza a oposição gerada pelo peso do equipamento. Em B e C, o ajuste de altura e comprimento do braço. Em D, o posicionamento do potenciômetro responsável pela medida do ângulo do braço móvel.

## 3.2 - Primeira rotina do Controle

A plataforma LabVIEW 8.2 (National Instruments, EUA), rodando num sistema operacional Windows XP (Microsoft, EUA), foi escolhida para a elaboração do software de controle do estimulador elétrico e da aquisição de dados, incluindo a interface de usuário (Figura 12).

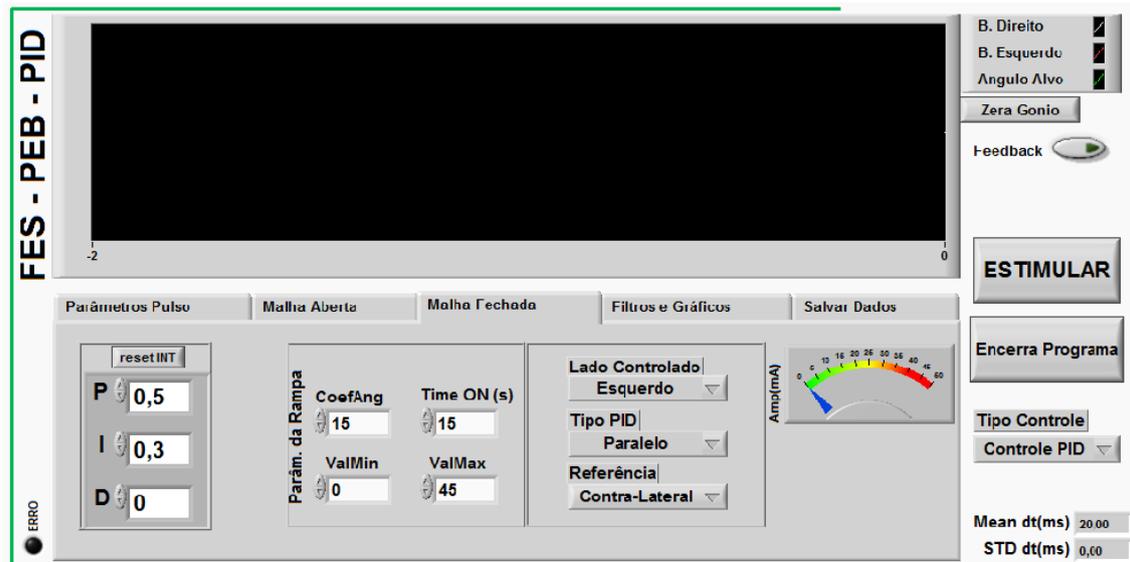


Figura 12 – Interface de usuário do sistema de estimulação elétrica. A rotina controla a aquisição de dados do conversor analógico-digital, processa os sinais coletados, gera os sinais de referência e estabelece os parâmetros da estimulação elétrica.

Para o Exp1, o controlador utilizado foi o PID (Proporcional Integrativo Derivativo) implementado em sua forma paralela (Figura 13), onde a saída do controlador é resultado da soma das parcelas proporcional, integrativa e derivativa, cada qual multiplicada por seu respectivo coeficiente  $K_p$ ,  $K_i$  e  $K_d$ . Como neste experimento havia apenas um canal de estimulação, apenas o músculo BB foi estimulado. Após o cálculo da saída do controlador, o resultado passa por um controle por saturação. O controle por saturação é baseado em um teste realizado antes do início do procedimento com malha fechada, visando determinar o limite máximo de corrente tolerado pelo usuário. Esta é a última etapa antes da programação do pulso no estimulador elétrico, garantindo a corrente não passe deste valor.

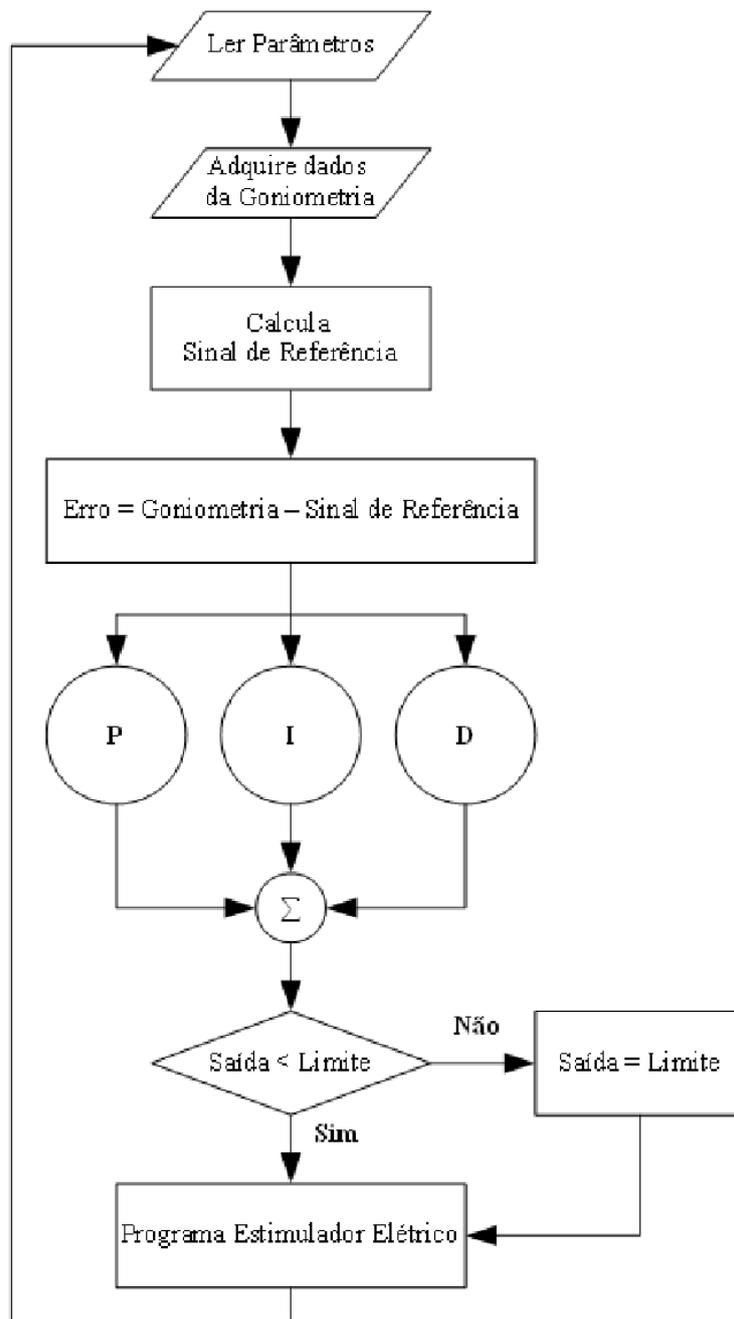


Figura 13 – Fluxograma do controlador PID. Em todas as iterações os parâmetros da interface de usuário são lidos, pegam-se as amostras do *buffer* do conversor A/D e o sinal de referência para se determinar o erro. Com base no erro e nos coeficientes  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_d$ , obtidos na primeira etapa, um somatório é efetuado com as três parcelas. O valor do somatório passa por um controle por saturação onde valores maiores que o limite de corrente determinado pelo usuário são substituídos pelo valor limite.

Optou-se por se controlar a intensidade da contração muscular por meio da modulação da intensidade da corrente aplicada. Este ajuste foi realizado pulso a pulso, com uma frequência de 50 Hz. Desta forma, todas as operações necessárias teriam que

ser executadas no intervalo de tempo entre os pulsos, ou 20 ms. Em decorrência das demandas variáveis e imprevisíveis do sistema operacional Windows XP (Microsoft, EUA), em alguns momentos este intervalo de tempo pode não ser suficiente. Algumas medidas foram utilizadas para minimizar o efeito de tais oscilações, como o aumento da prioridade de execução do software para *realtime*, gerenciamento dos dados na forma de filas para tornar independente a etapa de armazenamento dos dados coletados no arquivo de resultados e otimização de subrotinas de configuração do estimulador via porta USB. Desta forma, foi possível reduzir o tempo necessário para a atualização dos parâmetros do AEE para uma média de 2 ms (inicialmente era de cerca de 100 ms), havendo uma margem de cerca de 18 ms.

A característica pulsada da NMES cria um intervalo onde não se pode controlar a planta, que, no caso, são os músculos. Optou-se por realizar o cálculo da saída do controlador o mais próximo possível do momento da aplicação do pulso para evitar atrasos que poderiam causar ou aumentar a instabilidade do sistema. Com a variabilidade do intervalo entre a aplicação dos pulsos, foi necessário medir o tempo entre os mesmos, para que se pudesse realizar corretamente as operações do controlador. Como a resolução temporal máxima do LabVIEW 8.2 é de 1 ms, utilizou-se o número de amostras contidas a cada esvaziamento do *buffer* do conversor A/D para se obter uma melhor estimativa do tempo decorrido entre as iterações. O tempo decorrido em segundos é a divisão do número de amostras coletadas pela frequência de aquisição, que foi de 10 kHz. Obteve-se, então, uma resolução temporal de 0,1 ms, dez vezes maior do que a oferecida pelo sistema operacional.

O sinal de goniometria (vide seção 5.2.2) foi calibrado para que a medida em volts seja convertida em graus, onde o valor considerado zero é a posição de repouso do braço do usuário apoiado sobre o fim de curso do aparato (Figura 11). Subtraindo-se o ângulo de referência pelo ângulo medido pela goniometria, obtém-se uma medida do erro angular, que por sua vez é utilizado no controle.

A cada início de iteração, todas as amostras presentes no *buffer* do conversor A/D eram coletadas. Das amostras coletadas durante o intervalo entre uma iteração e outra, utilizou-se a mediana do valor das últimas 10 coletadas, correspondendo ao milissegundo mais próximo do momento do cálculo do controlador, minimizando o atraso entre a medida do ângulo e da aplicação do pulso elétrico no músculo. A resolução temporal é fundamental para minimizar o erro do cálculo numérico da integral

e da derivada do ângulo articular, consequentemente podendo inserir ruídos no sinal de controle. Este ruído é mais crítico no sinal de controle derivativo, o que pode inclusive gerar instabilidade no controle PID.

### 3.2.1 Anti-Windup da Integral

Durante a execução de testes do controlador, observou-se que, em alguns momentos o braço não atingia o ângulo alvo. Uma vez que a intensidade de corrente está limitada ao tolerável pelo voluntário, em alguns testes o cotovelo não atingia o ângulo alvo, em especial depois de movimentos repetidos onde a fadiga pode se tornar um agravante. Por exemplo, se o erro permanece positivo (ângulo do cotovelo abaixo do ângulo alvo) por muito tempo, a parcela integrativa irá acumular tal erro, e mesmo quando o erro se tornar negativo, um longo tempo pode ser necessário para que a parcela integrativa retorne à sua operação normal.

A rotina desenvolvida para evitar o *windup* de integral está ilustrada na Figura 14. Quando o valor da integral do erro supera o limite estabelecido na interface de usuário, o valor do erro que é utilizado pela integral pode apenas ser negativo ou zero, fazendo com que o valor da integral não aumente ainda mais.

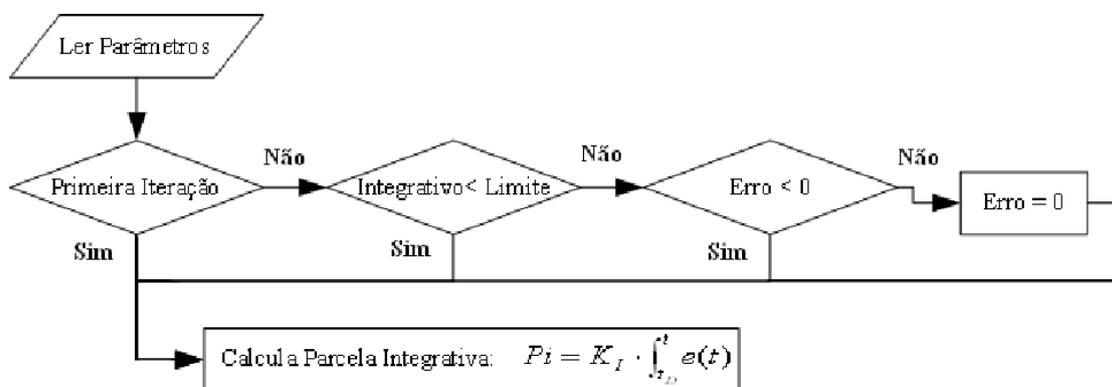


Figura 14 - Rotina do integrador com Anti-Windup condicional. Em cada uma das iterações da rotina do controle (Figura 13), os parâmetros lidos são o ganho integrativo (Ki), o valor limite de corrente, e o erro. Quando o valor da integral do erro supera o limite estabelecido na interface de usuário, o valor do erro que é utilizado pela integral pode apenas ser negativo ou zero, fazendo com que o valor da integral não aumente ainda mais.



### 3.3 - Experimento com voluntários saudáveis – Experimento 1

No Exp1, foram recrutados oito sujeitos do sexo masculino, e idade  $24 \pm 2$  anos que declararam não possuir nenhuma desordem ortopédica ou neurológica. Os voluntários foram colocados sentados com o antebraço supinado e fixo ao braço móvel do suporte (Figura 11). Para o movimento de flexão de braço, assegurou-se que não houve folga entre o antebraço e a calha, nem desconforto para o voluntário.

Foram utilizados dois eletrodos autoadesivos, quadrados, de 5 cm de lado (Figura 15). O catodo era colocado na porção distal do BB e o anodo era colocado centralizado sobre o ponto motor.

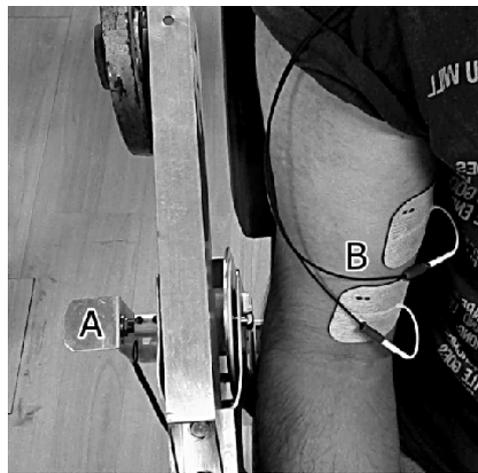


Figura 15 – Posição do voluntário no suporte. Em A, observa-se o eletrogoniômetro e em B, os eletrodos de estimulação elétrica.

O ponto motor pode ser definido como o ponto na pele sobre o músculo onde se pode produzir uma contração muscular com a menor corrente elétrica aplicada (BOTTER et al., 2011), e este ponto é fundamental para a eficiência da estimulação elétrica na NMES (GOBBO et al., 2014). O local do ponto motor foi definido por meio de um eletrodo (anodo) de  $1 \text{ cm}^2$  de área, que movido em contato com a pele sobre o músculo BB (Figura 16), até que se obtivesse uma contração muscular. Caso não houvesse contrações, a corrente era aumentada e se continuava a busca pelo ponto. Caso se observassem contrações musculares em algum ponto, então se diminuía a corrente elétrica até que existisse apenas um ponto sobre o qual o eletrodo caneta fosse capaz de gerar uma contração, marcando este ponto com uma caneta dermográfica (este ponto é o ponto motor do músculo);

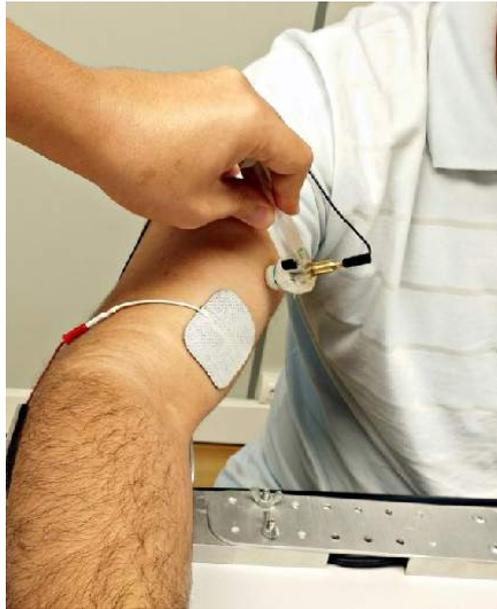


Figura 16 – Método de determinação do ponto motor do músculo bíceps braquial. Um eletrodo de pequena área (anodo) era movido sobre a pele aplicando estímulos até que se determinasse o local onde a menor corrente aplicada era capaz de gerar uma contração muscular.

Para a realização do protocolo a corrente de estimulação utilizada foi de  $300 \mu\text{s}$  de largura de pulso e frequência de 50 Hz (valores dentro da faixa indicada em Schuhfried et al., 2012), sendo as amplitudes determinadas pelo controlador.

Com os eletrodos devidamente posicionados determinou-se a corrente máxima aplicável, utilizando como limite o relato subjetivo de sensação muito desconfortável ou dolorosa. No intuito de evitar efeitos de participação ativa, durante os testes os voluntários foram orientados a permanecer relaxados, sendo impedidos de visualizar o sinal que determinava o movimento pretendido ou o sinal de goniometria adquirido.

Dois movimentos distintos foram idealizados como alvo de movimentação de flexão do cotovelo a ser realizado pelo sistema de CMF. O primeiro movimento usou como sinal de referência uma rampa com velocidade angular de  $10^\circ/\text{s}$  com quatro segundos de duração, seguidos por um platô de 7 s e uma rampa descendente de 4 s e mesma velocidade angular. O segundo movimento teve como sinal de referência um degrau com 10 s de duração. Ambos os movimentos foram realizados dentro de um arco de  $40^\circ$  de flexão do cotovelo e repetidos três vezes.

### 3.3.1 Resultados do Experimento 1

Na Figura 17, observa-se o EAM medido nos oito voluntários durante a execução do movimento em rampa e em degrau. O valor médio do EAM do movimento em rampa foi de  $3,06^\circ$  e de  $5,72^\circ$  para o movimento em degrau.

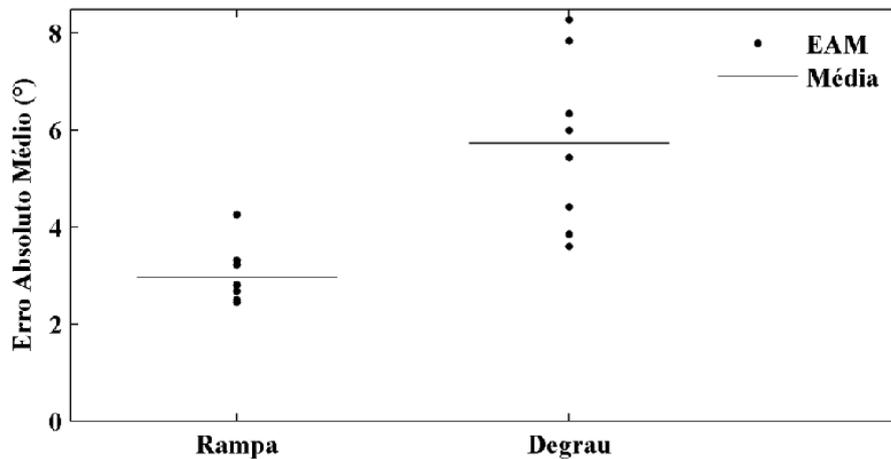


Figura 17 – Erro Absoluto Médio (EAM) e valor médio do EAM nos movimentos em rampa e degrau do experimento 1.

Na Figura 18, podem ser vistos os sinais de goniometria obtidos durante dois movimentos controlados de um mesmo voluntário. Acima, uma rampa de  $10^\circ/s$  de subida e descida e abaixo, um movimento em degrau. A linha tracejada representa o sinal de referência para o controle e a linha contínua o ângulo medido da articulação do cotovelo.

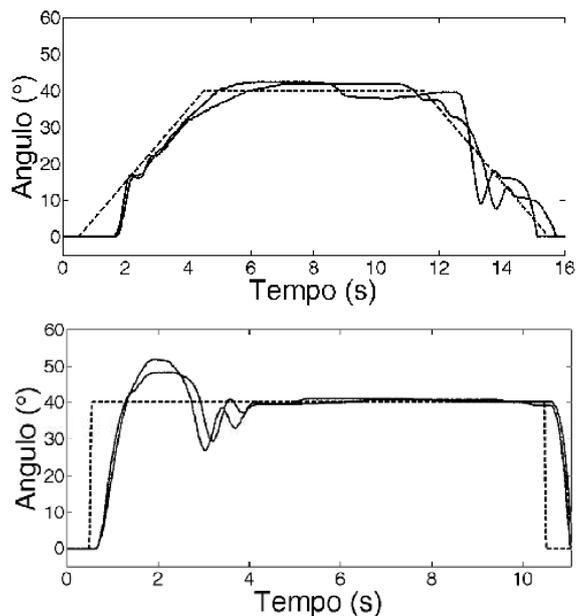


Figura 18 – Sinais de goniometria obtidos durante dois movimentos controlados de um mesmo voluntário. À esquerda um movimento de degrau e à direita uma rampa de  $10^\circ/\text{s}$  de subida e descida. A linha tracejada representa o sinal de referência para o controle e a linha contínua o ângulo medido da articulação do cotovelo.

### 3.3.2 Análise dos Resultados do Experimento 1

O controlador PID propiciou o desenvolvimento de um sistema NMES em malha fechada capaz de realizar um movimento de flexão de cotovelo contra a força da gravidade. Apesar do grupo de voluntários ser de homens de mesma faixa etária é esperada uma considerável variabilidade fisiológica entre os indivíduos. Ainda assim, o controlador foi capaz de realizar o controle sem que fossem necessários ajustes individualizados para o controle da corrente A despeito disso pode-se observar nos sinais da Figura 18 que nas fases de subida e descida das rampas ainda existem oscilações no movimento produzido. No entanto, tais oscilações contribuiriam pouco para um aumento no valor do erro absoluto médio, uma vez que nos oito voluntários este foi de  $3,06^\circ$  durante os movimentos em rampa e  $5,72^\circ$  para os movimentos em degrau.

Acredita-se que estas oscilações observadas sejam oriundas do fato dos coeficientes do controlador PID terem sido os mesmos em todos os voluntários. Outro fator que possivelmente influenciou nas mencionadas oscilações está ligado a não linearidades do atuador da planta, que no caso é o músculo bíceps braquial. Certamente

este possui características não lineares, como zona morta e histereses ligadas às variações do momento de força produzido por sua contração. Por exemplo, a característica de zona morta pode ser observada na Figura 18 onde é evidente a existência de uma latência até que o braço seja flexionado. Em parte esta se deve à inércia de todo o sistema e em parte ao fato do músculo apresentar uma zona morta correspondente ao seu limiar motor, ou seja, até certa corrente não se produz contrações.

No sistema controlado, o atuador é um músculo, que por sua vez gera movimento angular através do encurtamento de seu ventre. Sendo assim, a única força atuante durante o retorno do antebraço à sua posição estendida é a força peso decorrente da ação da gravidade. Neste caso, o sistema atua como uma espécie de freio, tentando controlar a velocidade de descida do segmento corporal. Tal fato tem bastante influência na característica do *overshoot* observado, uma vez que o controlador não pode ativamente reduzir a velocidade angular na aproximação do ângulo alvo. Esta é uma das razões que levaram ao desenvolvimento do sistema com dois canais, que foi utilizado com os pacientes.

# Capítulo 4 Materiais e Métodos

## 4.1 - Aparato de medição angular

Para o Exp2, foi necessário desenvolver um novo suporte (Figura 19) que permitisse monitorar os dois braços dos voluntários, e que também fosse mais leve e pudesse ser transportado até o local da coleta. Algumas peças do aparato (Figura 20) foram projetadas em CAD (*computer-aided design*) em um programa de acesso aberto OpenSCAD (<http://www.openscad.org/>) e então confeccionadas em plástico ABS utilizando uma impressora 3D. O suporte foi construído de forma a permitir ajustes de comprimento do antebraço (C) e distância entre os cotovelos. O processo de medição do ângulo foi similar, utilizando dois potenciômetros, um para cada lado.

Os sinais do eletrogoniômetro foram amostrados por uma placa de conversão analógico-digital (A/D) NI USB-6009 da National Instruments (EUA) com uma frequência de amostragem de 20 kHz e 12 bits de resolução.

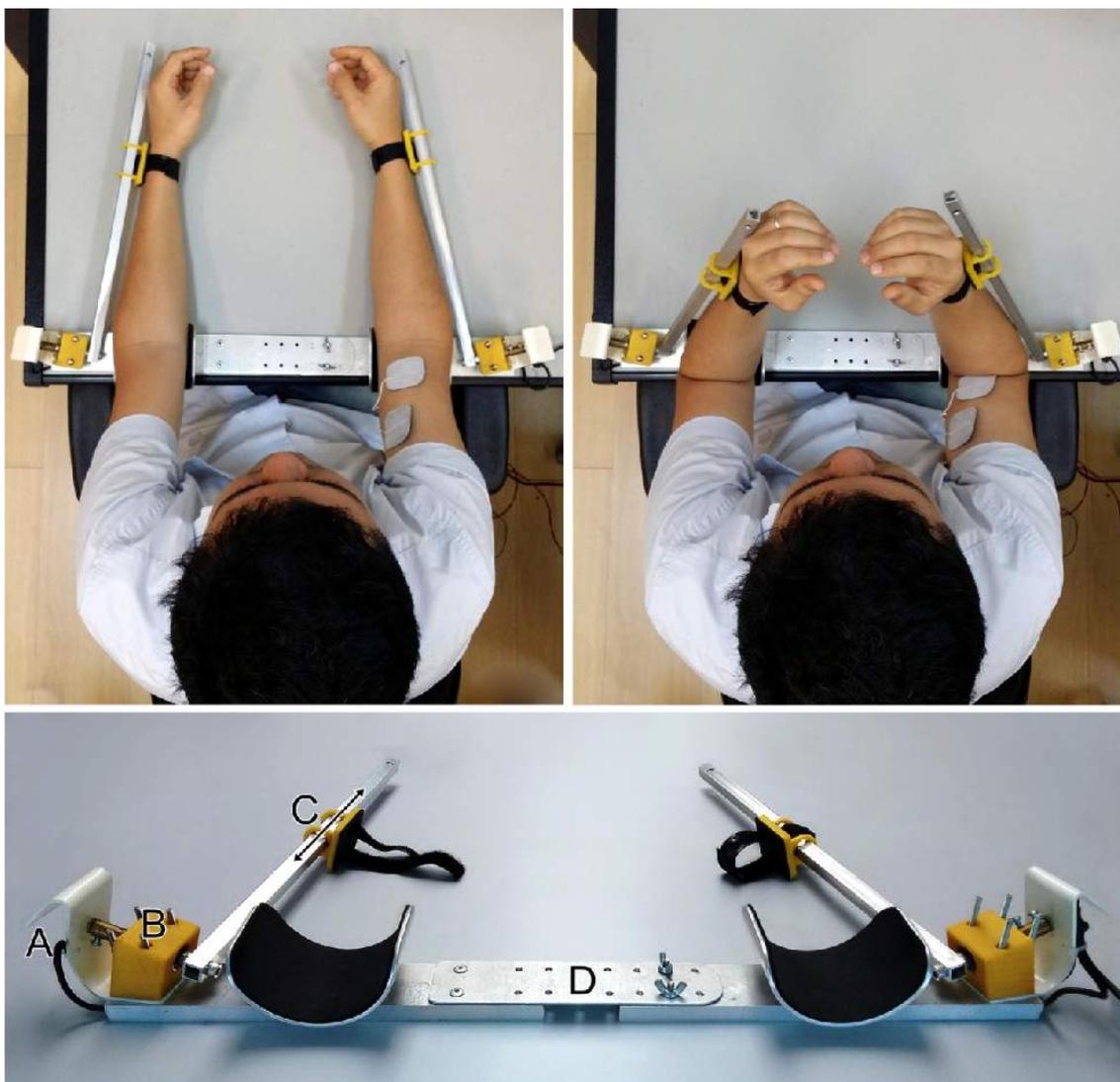


Figura 19 - Aparato construído para limitar o movimento dos braços em um grau de liberdade. Nas figuras superiores observa-se a forma que o sistema se ajusta ao voluntário. Em A, o potenciômetro utilizado para o registro do deslocamento angular. Em B, o eixo rolamentado. Em C, a fixação em velcro para o punho, com liberdade de deslocamento linear com a haste de alumínio. Em D, o ajuste de largura para adequar a posição dos braços para adequar a indivíduos maior ou menor largura de tronco.

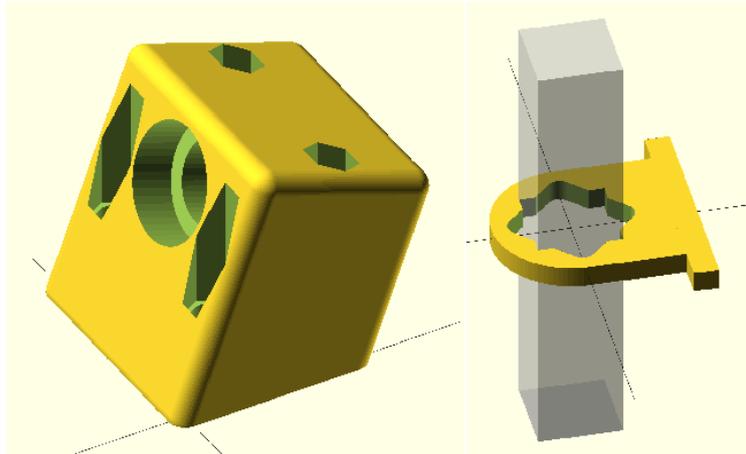


Figura 20 – À esquerda, o mancal rolamentado (item B da Figura 19) e à direita, uma das peças utilizadas no guia linear (item C da Figura 19).

## 4.2 - Rotina de Controle

Durante o Exp1, o controlador contava com a parcela derivativa  $Kd$ . Esta era demasiadamente suscetível ao ruído de aquisição dos dados, e produzia variações bruscas de corrente que em alguns casos causavam susto nos voluntários. Em testes piloto com pacientes foi observado que era possível realizar o controle do movimento com  $Kd$  nulo, então se optou por utilizar um controle do tipo PI em paralelo, onde há apenas a parcela proporcional e integrativa.

O controle PI foi calculado com base no erro definido como a diferença entre o ângulo de referência e o ângulo medido do cotovelo. A parcela proporcional é um produto entre o coeficiente  $Kp$  e o erro e a parcela integrativa é a integral numérica deste mesmo erro, que neste trabalho foi determinada utilizando o método dos trapézios (STEWART,J., 2002). Finalmente, as duas parcelas são somadas e o valor pode ser positivo ou negativo – o sinal deste somatório é então utilizado para definir qual músculo deve ser ativado, visando a correção do erro (Figura 21). A ativação do BB flexiona o braço, diminuindo o erro quando ângulo do cotovelo se encontra abaixo do ângulo de referência, enquanto a ativação do TB possui efeito contrário.

Durante o Exp1, observou-se que a zona morta da resposta muscular à estimulação elétrica causava um atraso no início do movimento produzido pela NMES. Visando reduzir tal fenômeno, as rotinas de controle foram melhoradas, adicionando o valor correspondente ao limiar motor do BB e do TB. A saída do controlador era somada o valor do limiar motor do músculo ativado naquele momento e finalmente o



resultado passa por um controle por saturação que limita o valor máximo de corrente elétrica aplicada.

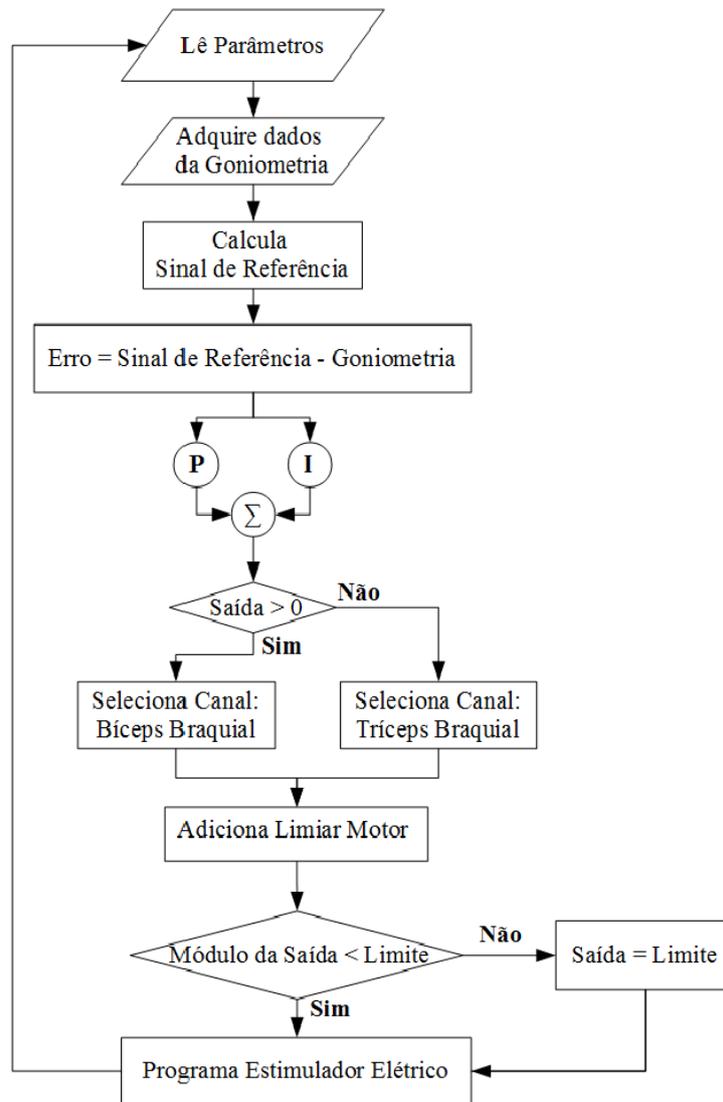


Figura 21 – Fluxograma do controlador PI utilizado no Exp2. Em todas as iterações os parâmetros da interface de usuário são lidos, pegam-se as amostras do buffer do conversor A/D e o sinal de referência para se determinar o erro. Com base no erro e nos coeficientes  $K_p$  e  $K_i$ , se calcula a parcela P e I que são somadas. O valor do somatório é utilizado para definir qual músculo será estimulado, bíceps braquial se positivo e tríceps braquial se negativo. É adicionado o valor do limiar motor respectivo ao músculo e finalmente há um limitador por saturação onde valores maiores que o limite de corrente para cada músculo são substituídos pelo valor limite.

### 4.3 - Sujeitos e Protocolo Experimental

No Exp2, 14 pacientes hemiparéticos foram recrutados para participar da pesquisa. Quatro destes foram excluídos, pois nestes a intolerância individual à estimulação elétrica impossibilitou a aplicação da corrente necessária para se atingir contrações musculares necessárias para a produção de movimento. Cinco pacientes participaram de testes piloto onde se aperfeiçoou o desenho experimental e se sintonizou o controlador. Neste experimento foi utilizado um controlador PI, sem a parcela derivativa, pois durante o Exp1, era a parcela mais suscetível a ruídos, e nos testes piloto com paciente foi observado que era possível obter um bom controle sem a mesma.

Cinco voluntários participaram do protocolo final, usando o mesmo controlador e os mesmos movimentos. Na Tabela 1, são apresentados os dados clínicos dos pacientes avaliados.

Tabela 1 - Dados Clínicos dos Pacientes

Nome	Sexo	Idade	Tempo Lesão	Hemiparesia
V1	H	36	7 anos	E
V2	M	50	10 anos	D
V3	H	68	12 anos	D
V4	H	48	8 anos	D
V5	M	47	1 ano	D

As coletas foram realizadas no setor de Fisioterapia do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da UFRJ. Os critérios de exclusão foram: intolerância à estimulação elétrica, arco de movimento passivo incompleto, lesões cutâneas e incapacidade de compreensão da tarefa. Os pacientes incluídos no protocolo apresentavam hemiparesia e eram todos considerados crônicos, com mais de seis meses de lesão cerebral. O estudo foi realizado após aprovação do Comitê de Ética do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho (número 92/09).

Os voluntários foram colocados sentados em uma cadeira de altura ajustável, com o antebraço em posição neutra e apoiados sobre uma mesa de forma confortável. O punho foi fixo ao braço móvel do dispositivo (Figura 19, item C).

Os eletrodos utilizados foram do tipo autoadesivos de 5 centímetros de largura e comprimento. O posicionamento dos mesmos foi baseado na identificação do ponto motor do BB e do TB, visando maximizar a eficiência da corrente aplicada na produção de contração muscular (o método de identificação do local do ponto motor está descrito no item 3.3 - Experimento com voluntários saudáveis – Experimento 1, na página 25). Um dos eletrodos de cada músculo foi colocado sobre sua porção proximal e o segundo eletrodo, sobre o ponto motor correspondente.

Com os eletrodos devidamente posicionados determinou-se o limiar motor e a corrente máxima aplicável. O limiar motor é a menor corrente necessária para que se obtenha uma contração muscular em um determinado arranjo de eletrodos e largura de pulso e foi identificado por meio de palpação do músculo, que se enrijece quando o limiar motor é atingido. Como este valor foi adicionado à saída do controlador PI (Figura 21), subtraiu-se do valor do limiar motor cerca de dois miliamperes, evitando-se, então, que o músculo ficasse contraído mesmo quando a saída fosse zero e ainda preservando seu objetivo de minimizar a zona morta existente na resposta do músculo à estimulação elétrica. A corrente máxima foi baseada no relato subjetivo de sensação muito desconfortável ou dolorosa e foi identificada estimulando-se com correntes progressivamente mais altas por poucos segundos até o primeiro relato de desconforto do voluntário.

Para a realização dos protocolos de NMES utilizou-se pulsos bifásicos simétricos com 400  $\mu$ s de largura de pulso, frequência de 50 Hz (valores dentro da faixa indicada em Schuhfried *et al.*, 2012), sendo as amplitudes determinadas pelo controlador.

Os pacientes realizaram 5 condições experimentais (Tabela 2). Dois destes eram movimentos unilaterais, onde apenas o membro parético (acometido pela patologia) era movido, dois movimentos bilaterais onde os dois braços eram movidos da forma mais simultânea possível e uma condição de movimento produzido e controlado por NMES (MPC-NMES) em que os voluntários apenas recebiam NMES sem que tentassem mover ativamente o braço.



Tabela 2 - Condições Experimentais

Condição	NMES	Referência Visual	Referência do Controle PI	Participação Voluntária
Unilateral	Com NMES	Sim	Rampa	Sim
Unilateral	Sem NMES	Sim	Não há	Sim
Bilateral	Com NMES	Sim	Goniometria do membro Contra-Lateral	Sim
Bilateral	Sem NMES	Sim	Não há	Sim
MPC-NMES	Com NMES	Não	Rampa	Não

Nas quatro primeiras condições, os pacientes foram orientados a seguir uma referência visual em uma tela de computador posicionada em frente aos mesmos (Figura 22). Na condição MPC-NMES, eles foram orientados a permanecer relaxados, de olhos fechados e sem a referência visual.

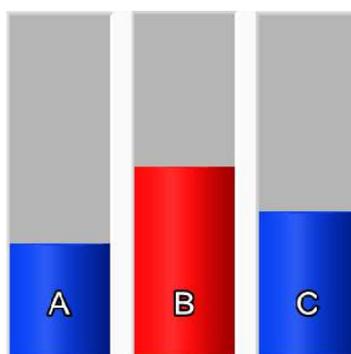


Figura 22 - Feedback visual. Nas colunas A e C era exibido o movimento do braço esquerdo e direito, subindo a coluna de forma proporcional à flexão. A coluna B era a referência a ser seguida, movendo-se sozinha pela ação do sinal de referência. As letras não estavam presentes na imagem apresentada aos voluntários.

Na condição unilateral, o objetivo era mover o membro parético da forma mais similar à referência do controle em rampa (Figura 23). Sendo assim, a referência visual e a referência de controle nesta condição foi a mesma. Na condição bilateral, onde o objetivo era mover os dois braços da forma mais simétrica possível, os pacientes

tiveram referência visual com a mesma rampa utilizada no protocolo unilateral. Desta forma, a intenção de movimento foi padronizada, mas o controlador utilizou a goniometria do membro contralateral como referência para o cálculo do erro.

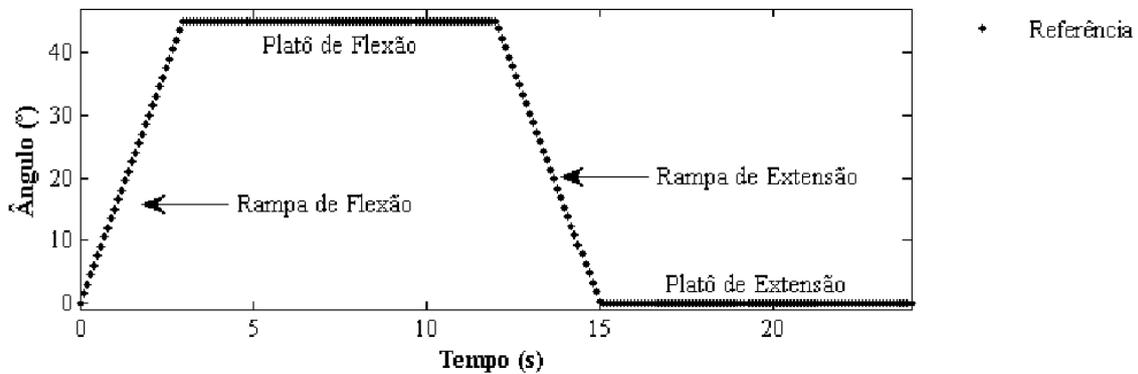


Figura 23 - Gráfico de um sinal de referência coletado, exibindo os nomes utilizados para descrição dos trechos dos movimentos.

A referência possui duas rampas, partindo da posição inicial com o membro superior já fixo ao aparato e o cotovelo em extensão, relaxado sobre a mesa. Este posicionamento foi considerado  $0^\circ$  de ângulo de flexão. Diferentemente do Exp1, o movimento consistiu em rampas de flexão de  $15^\circ/s$  até atingir  $45^\circ$  de flexão, 9 s de platô e uma rampa de extensão também de  $15^\circ/s$  retornando à posição inicial, seguidos de 9 s de repouso.

Todos os voluntários foram treinados por alguns minutos até compreenderem o *feedback* visual, movendo um ou dois braços ao mesmo tempo conforme o protocolo. Após este treino os sujeitos realizaram pelo menos 3 ciclos de movimento em cada uma das 5 condições em ordem aleatória. Entre cada uma das condições os voluntários tiveram um período de descanso de forma a minimizar os efeitos da fadiga causada pelo NMES.

#### 4.4 - Método de Análise dos Resultados

Os sinais coletados foram processados em MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA) em rotinas que foram desenvolvidas para tal finalidade. Os ciclos de movimento foram recortados e divididos (Figura 23).

O sinal de goniometria foi utilizado para avaliar a performance do controlador durante o rastreamento dos dois sinais de referência. A principal variável de interesse foi o erro absoluto médio (EAM) dos três movimentos realizados (Equação 4).

$$EAM = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |f_i - y_i| \quad (4)$$

onde  $n$  é o número de amostras obtidas durante cada condição.

Para movimentos unilaterais e MPC-NMES, a referência  $f_i$  foi o sinal trapezoidal observado na Figura 23. Para movimentos bilaterais, a referência  $f_i$  foi o sinal do goniômetro potenciométrico associado ao braço não parético.

A Equação 5 foi utilizada para calcular a variação percentual média do EAM entre a condição assistida e a não assistida por NMES.

$$PVar = \left[ \frac{1}{v} \sum_{i=1}^v \frac{EAM_{ass} - EAM_{sa}}{EAM_{ass}} \right] \cdot 100 \quad (5)$$

onde  $v$  é o número de voluntários,  $MAE_{ass}$  é o EAM com assistência da NMES,  $MAE_{sa}$  é o EAM sem assistência da NMES.

# Capítulo 5 Resultados

Para melhor compreensão dos efeitos do uso da NMES, nos protocolos de movimento unilateral e bilateral, os parâmetros mensurados serão sempre comparados com a condição sem estimulação elétrica, onde todo movimento é oriundo apenas do esforço dos voluntários. Apenas os gráficos dos voluntários V1 e V2 serão exibidos e discutidos individualmente, pois foram os voluntários com as maiores reduções nos parâmetros de erro. Os demais voluntários já realizavam o movimento proposto com bom desempenho, mesmo sem a estimulação elétrica; portanto, beneficiaram-se pouco da capacidade do sistema em seu propósito de auxiliar os pacientes na execução de movimentos coordenados.

## 5.1 - Protocolo de movimento produzido e controlado por NMES

Neste protocolo, o movimento realizado pelo braço era essencialmente produzido e controlado pela NMES (MPC-NMES). Os voluntários estavam de olhos fechados, não estavam cientes do ângulo alvo e foram orientados a não tentar movimentar o braço. Na Figura 24, o movimento dos cinco voluntários está representado em superposição com o sinal de referência do controlador. A média do erro absoluto médio (EAM) obtido foi de 7,2°.



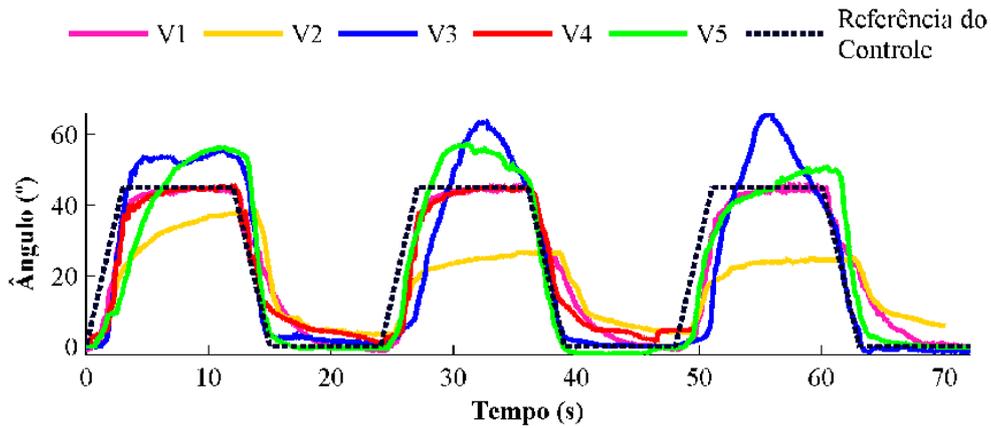


Figura 24 – MPC-NMES de todos os voluntários. O sinal de referência do controle é a linha pontilhada. Foram utilizadas cinco cores distintas para diferenciar o gráfico do deslocamento angular realizado pelos voluntários.

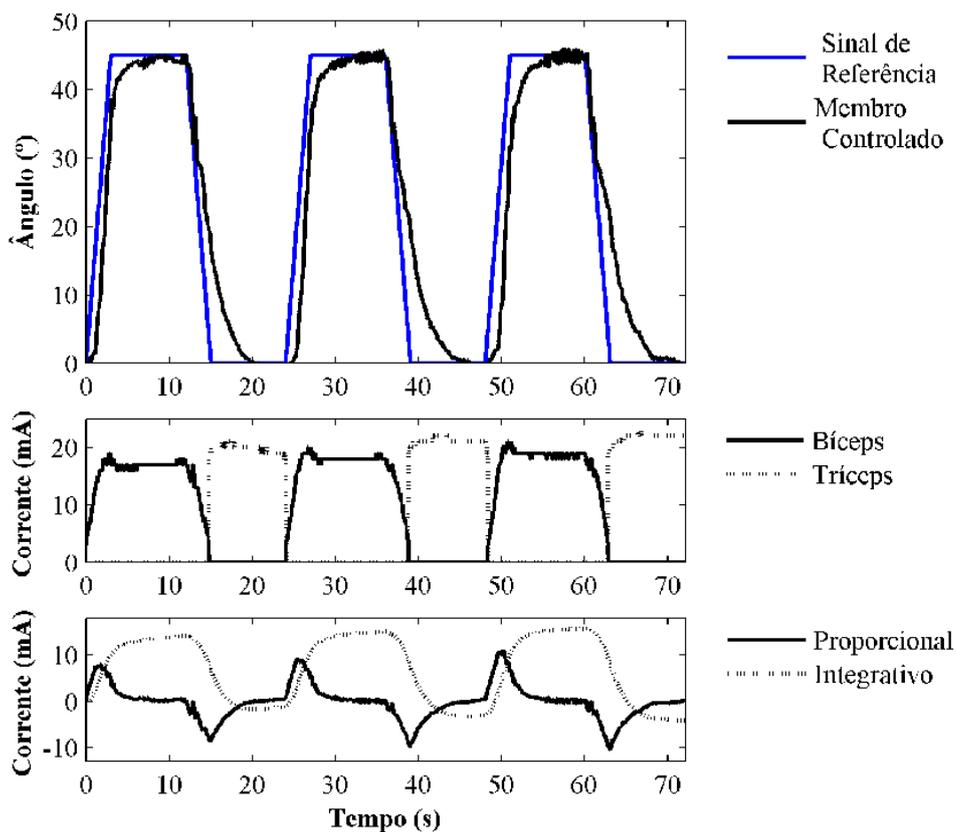


Figura 25 - MPC-NMES do voluntário V1. O primeiro gráfico mostra o deslocamento angular realizado pelo cotovelo do voluntário e a referência de controle do sistema de NMES ao longo do tempo. No segundo gráfico, observa-se a corrente no BB e no TB. No terceiro gráfico, o sinal do controlador PI.

O teste realizado pelo voluntário V1 pode ser visualizado na Figura 25, onde o primeiro gráfico exibe o deslocamento angular realizado pelo cotovelo e a referência de controle do sistema de NMES ao longo do tempo. O movimento de extensão apresenta um atraso em relação ao sinal de referência, mesmo sendo um movimento de extensão do braço, a favor da gravidade. É possível que neste caso um aumento da rigidez tecidual do braço do voluntário tenha prejudicado o movimento de extensão do cotovelo. No segundo gráfico, observa-se a corrente no BB e no TB e no terceiro gráfico, as saídas do controlador PI.

Na Figura 26 pode ser observado o teste realizado pelo voluntário V2. Nesta, o primeiro gráfico mostra o deslocamento angular realizado pelo cotovelo e a referência de controle. No segundo gráfico, a corrente aplicada no BB atinge um platô, correspondendo ao limite de tolerância do voluntário. Para visualização dos efeitos da saturação de corrente, a goniometria foi marcada em vermelho na faixa de tempo correspondente. Nesta faixa, a velocidade angular do cotovelo diminuiu e evidentemente o erro aumentou. Apesar disso, se produziu um movimento que proporcionou mais de 25° de flexão nos três ciclos. Já no músculo TB, não houve estimulação, uma vez que o resultado da saída do controlador foi sempre positivo em decorrência da ação integrativa. O retorno do braço à posição inicial foi em decorrência exclusivamente da ação da gravidade.

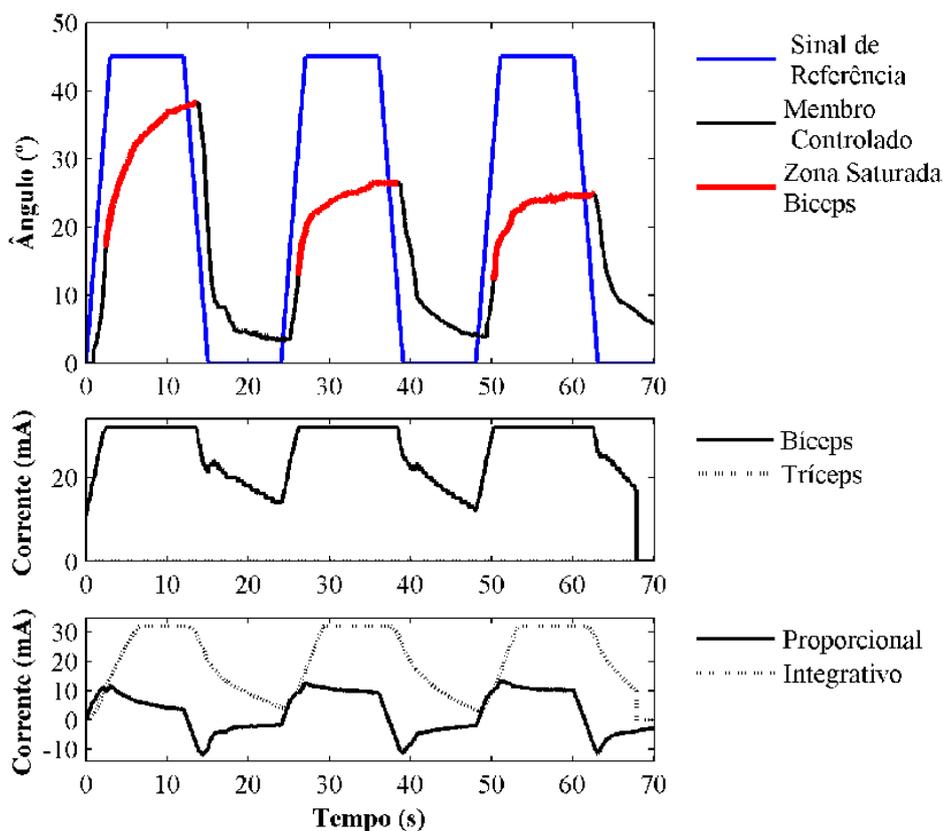


Figura 26 - MPC-NMES do voluntário V2. O primeiro gráfico mostra o deslocamento angular realizado pelo cotovelo do voluntário e a referência de controle do sistema de NMES ao longo do tempo. No segundo gráfico, observa-se a corrente aplicada no BB e no TB. No terceiro gráfico, o sinal do controlador PI. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB.

## 5.2 - Protocolo de Movimento Unilateral

Neste protocolo, os voluntários procuravam acompanhar, com seu braço parético, uma referência em rampa, idêntica ao sinal de referência do controlador da NMES da condição MPC-NMES (Figura 23). Eles realizaram este movimento sem auxílio da NMES e com NMES (primeiro e segundo gráficos da Figura 27, respectivamente). Comparando as condições, o uso da NMES foi capaz de reduzir o EAM em 32%.

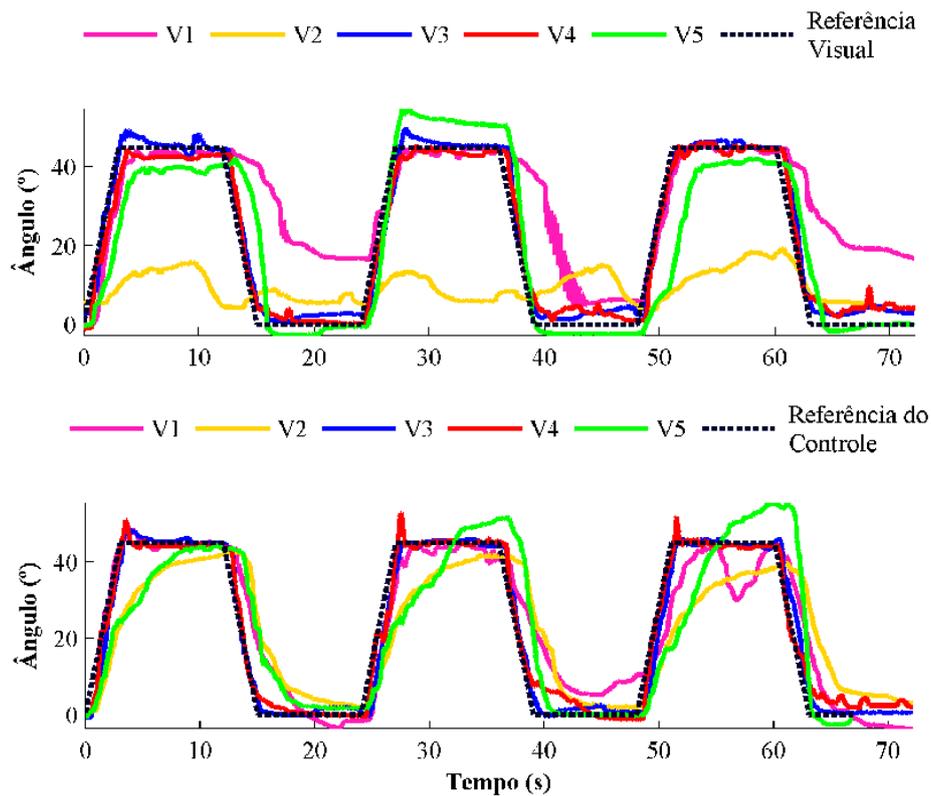


Figura 27 – Goniometria dos cinco voluntários durante o movimento unilateral sem NMES (primeiro gráfico) e com NMES (segundo gráfico). Observa-se que V1 e V2 possuíam movimentos distintos dos demais voluntários durante a condição sem NMES e se aproximam dos demais quando recebem o auxílio da NMES.

O EAM no protocolo de movimento unilateral foi reduzido com o uso da NMES em quatro dos cinco voluntários (Figura 28). V1 e V2 apresentaram maior redução do EAM, com 5° e 9,9°, respectivamente. Estes foram também os voluntários com maior erro na condição inicial, ou seja, sem NMES.

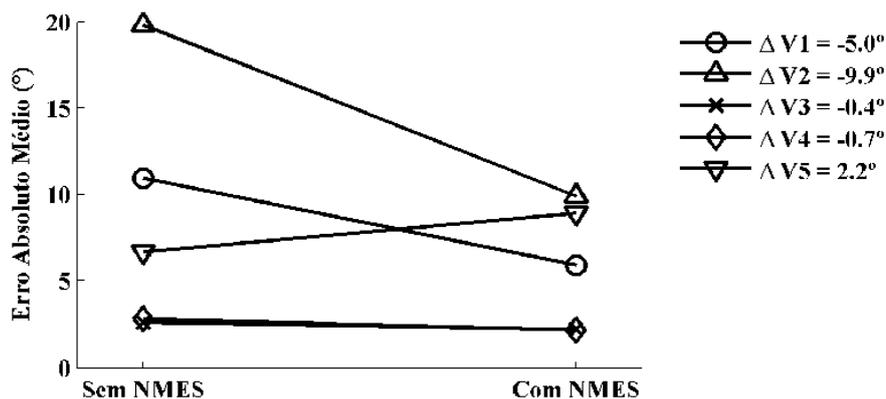


Figura 28 – Erro Absoluto Médio do protocolo de movimento unilateral, comparando as condições sem NMES e com NMES. Observa-se que houve redução do valor em quatro dos cinco voluntários. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

O EAM do platô da flexão reduziu em três dos cinco voluntários (Figura 29), com maior efeito no V2, com 23,8° de redução do erro.

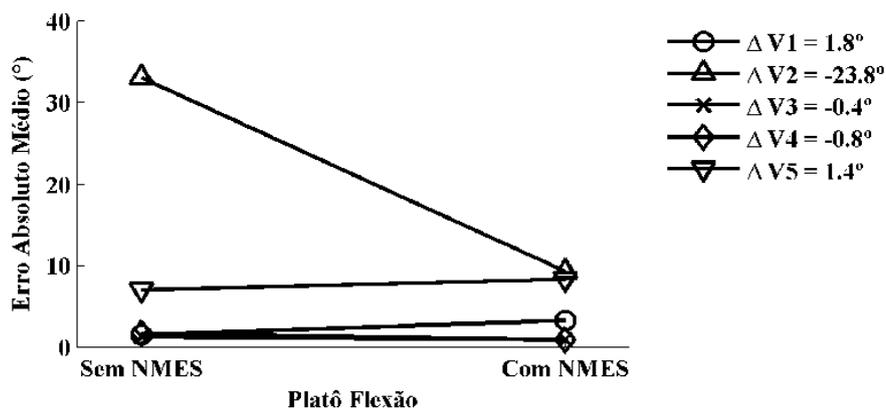


Figura 29 - Erro Absoluto Médio do platô da flexão, onde se observa redução do parâmetro em 3 dos 5 voluntários. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

O EAM do platô da extensão reduziu em quatro dos cinco voluntários (Figura 30), com maior efeito no V1, com 12,8° de redução do erro.

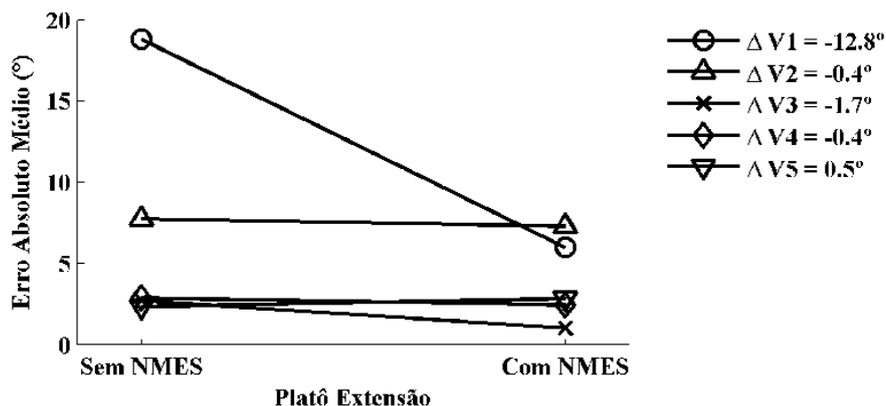


Figura 30 - Erro Absoluto Médio do platô da extensão, onde se observa redução do parâmetro em 6 dos 7 voluntários. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

V2 foi o voluntário com maior EAM na condição sem NMES, tendo evidente incapacidade de acompanhar o sinal de referência (Figura 31). Já com a NMES o voluntário foi capaz de atingir amplitudes de movimento de mais de 40° de flexão (Figura 32), erros absolutos médios 9,9° menores do que a condição sem NMES quando se observa o ciclo todo (Figura 28) e 23,8° menores quando se observa apenas o platô da flexão (Figura 29).

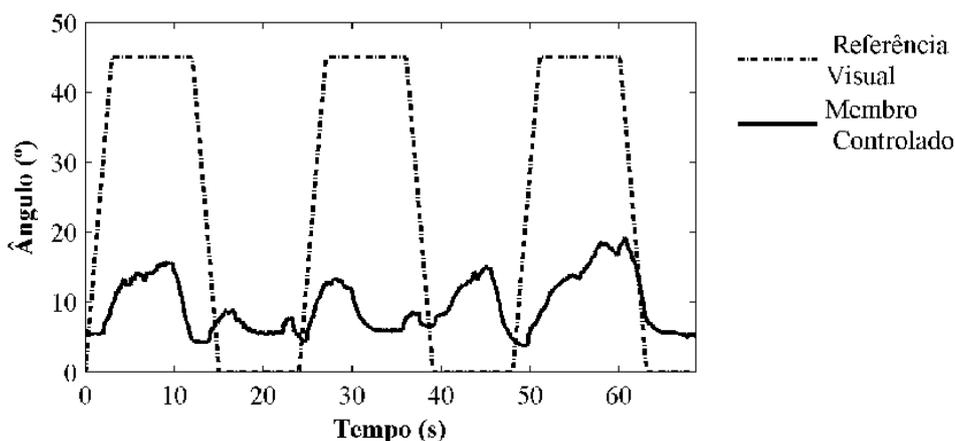


Figura 31 – Goniometria do voluntário V2 realizando movimento unilateral sem NMES. Em pontilhado, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como *feedback* para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço.

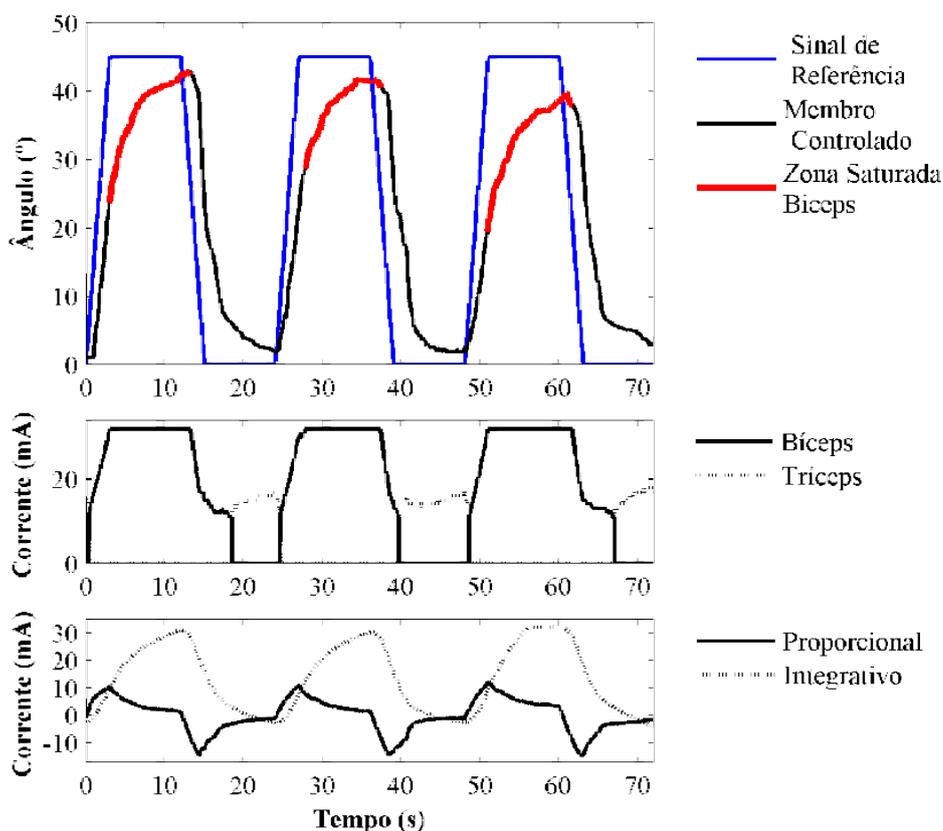


Figura 32 – Goniometria do voluntário V2 realizando movimento unilateral com auxílio da NMES. Em azul, o sinal de referência. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps braquial e no tríceps braquial do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB.

O voluntário V1 já apresentava uma capacidade maior para flexionar o cotovelo mesmo sem o auxílio da NMES. Contudo, não era capaz de estender novamente o cotovelo e retornar a sua posição inicial (Figura 33). Com o auxílio da NMES, V1 recebeu estimulação elétrica majoritariamente no TB, em parte em resposta à ação integrativa que permaneceu negativa durante boa parte da duração dos três movimentos (Figura 34). Com isso, ele foi capaz de retornar à posição inicial e obteve erros absolutos médios  $5^\circ$  menores do que a condição sem NMES quando se observa o ciclo todo (Figura 28) e  $12,8^\circ$  menores quando se observa apenas o platô da extensão (Figura 30).

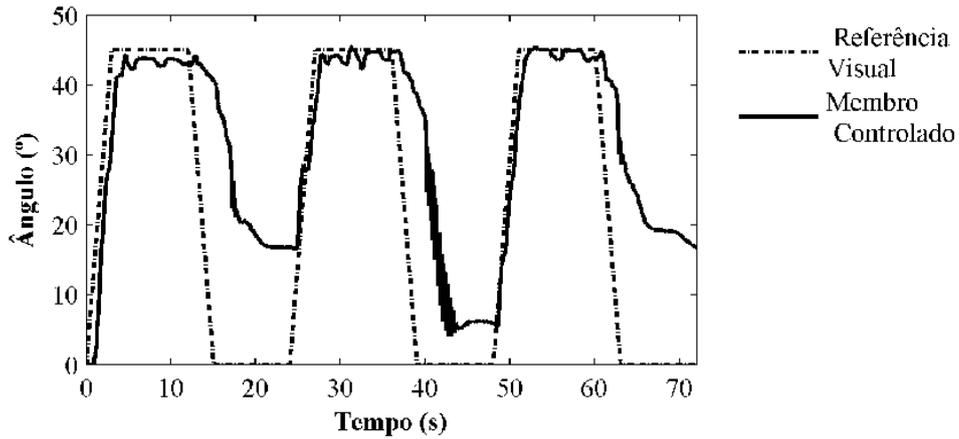


Figura 33 – Goniometria do voluntário V1 realizando movimento unilateral sem NMES. Em pontilhado, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como feedback para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço.

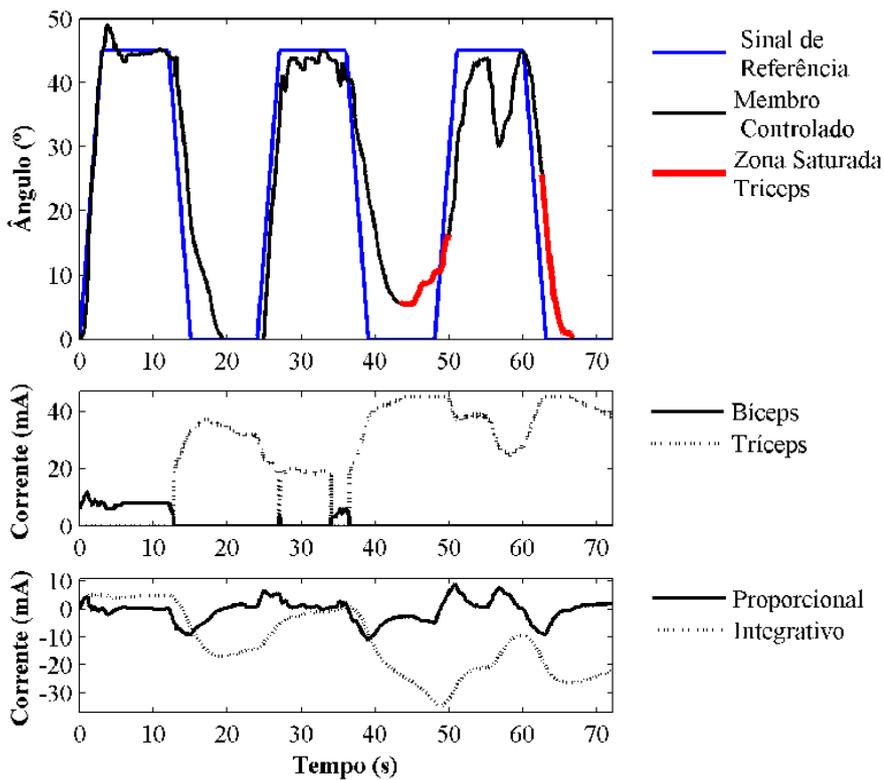


Figura 34 – Goniometria do voluntário V1 realizando movimento unilateral com NMES. Em azul, a referência visual que foi utilizada pelo paciente como feedback para realizar o movimento. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do Triceps Braquial.



### 5.3 - Protocolo de Movimento Bilateral

Este protocolo também foi dividido em duas condições, com e sem NMES. Apesar dos voluntários receberem uma referência visual, o objetivo era realizar um movimento com ambos braços, de forma mais simétrica possível. O erro absoluto médio do protocolo de movimento bilateral foi reduzido com o uso da NMES em 3 dos 5 voluntários (Figura 35). Os voluntários V1 e V2 obtiveram as maiores reduções, assim como observado no protocolo unilateral. Os demais apresentaram erros muito similares à condição sem NMES, com variações menores que 1°. Comparando as condições, o uso da NMES foi capaz de reduzir o EAM em 39%.

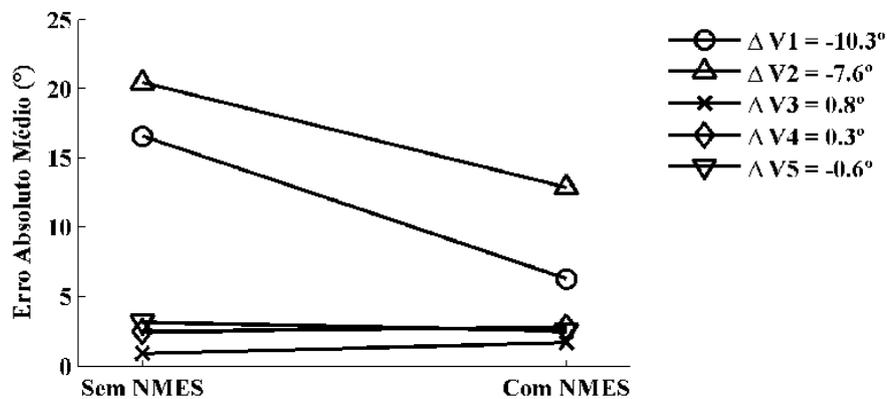


Figura 35 – Erro Absoluto Médio do protocolo de movimento bilateral comparando as condições com e sem NMES. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

No Platô da Flexão (Figura 36), o erro absoluto médio reduziu em 3 dos 5 voluntários, com a maior redução obtida pelo voluntário V2; enquanto o voluntário V1 não foi beneficiado nesta etapa do movimento, em congruência ao observado no protocolo unilateral (Figura 29).

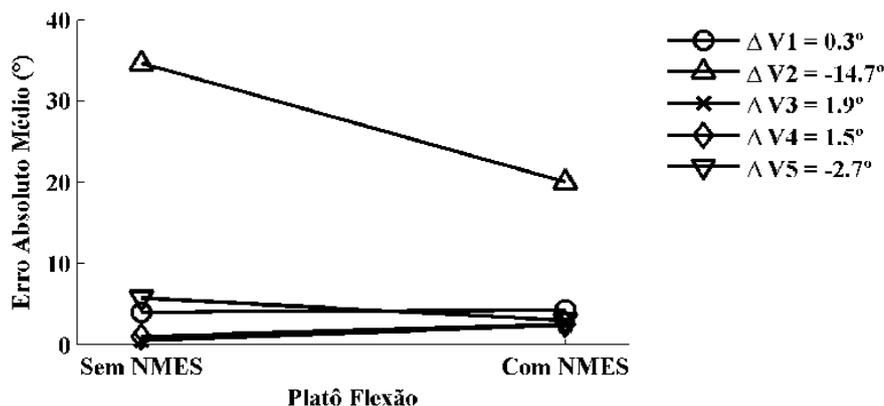


Figura 36 - Erro Absoluto Médio do platô da flexão, onde se observa redução do parâmetro em 3 dos 7 voluntários, com apenas uma redução expressiva de 14,7° pelo voluntário V2. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

No platô da Extensão (Figura 37), V1 teve uma redução de 21,8° no erro absoluto médio deste trecho, enquanto V2 teve um pequeno aumento de 2,9°; novamente seguindo o padrão observado no protocolo unilateral, no mesmo trecho de movimento (Figura 30).

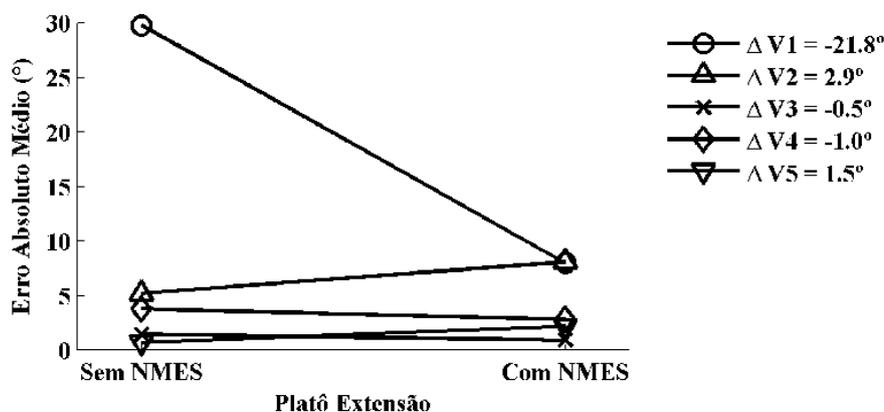


Figura 37 - Erro Absoluto Médio do platô da extensão, onde se observa redução do parâmetro em 4 dos 7 voluntários, com apenas uma redução expressiva de 22° pelo voluntário V1. Os valores de  $\Delta$  correspondem às diferenças entre a condição com e sem NMES.

O voluntário V2 foi incapaz de realizar o movimento bilateral simultâneo sem o auxílio da NMES. Na Figura 38, a referência de movimento é o braço não parético do paciente, que se moveu de acordo com a referência visual observada pelo mesmo. O membro parético chegou a flexionar em alguns graus durante a fase de flexão e retornou ao ângulo inicial durante o platô da extensão, mas não passou de aproximadamente 10° durante todos os ciclos. Com o auxílio da NMES, V2 foi capaz de realizar o movimento

bilateral com um erro absoluto médio  $7,6^\circ$  menor (Figura 35), tendo atingido mais de 30 graus de flexão nos três ciclos de movimento (Figura 39).

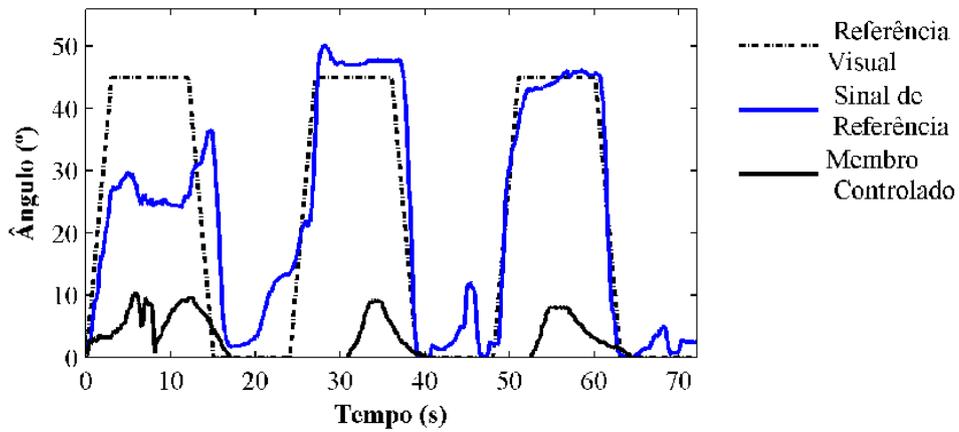


Figura 38 - Goniometria do voluntário V2 no protocolo bilateral sem NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral. Em pontilhado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço parético, que neste protocolo não recebeu NMES.

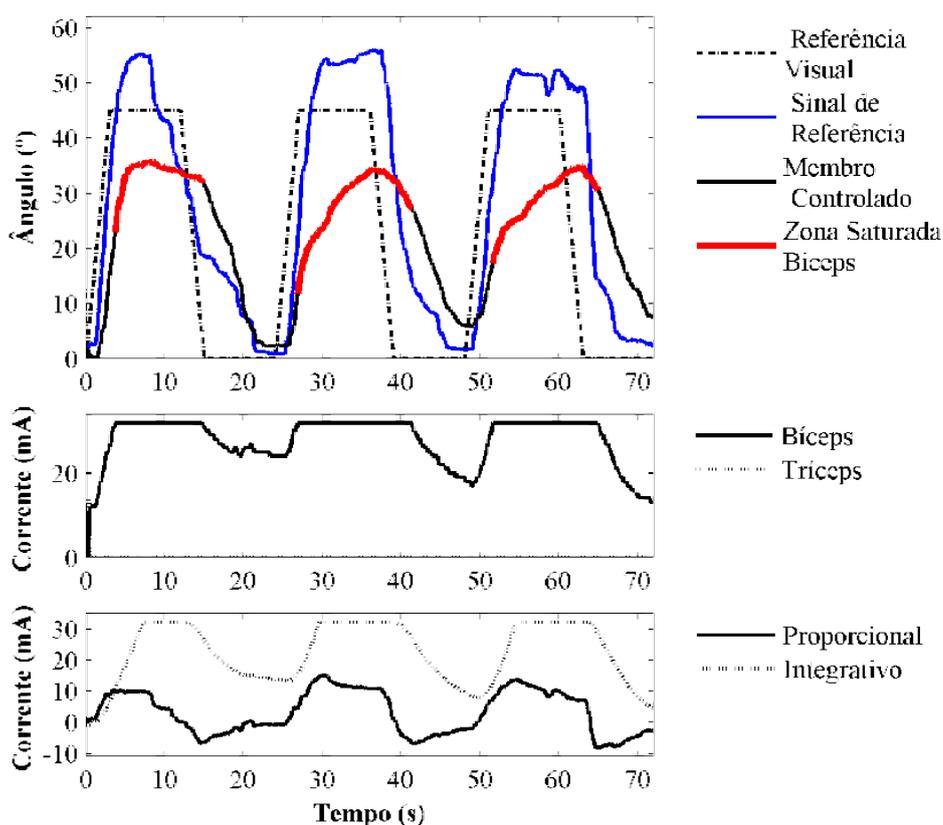


Figura 39 - Goniometria do voluntário V2 no protocolo bilateral com NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral e utilizado pelo controle PI na modulação da corrente aplicada. Em tracejado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua preta, a goniometria do braço que recebeu NMES. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps e no tríceps do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB.

O voluntário V1 foi capaz de flexionar o cotovelo parético simultaneamente ao seu braço não acometido. Contudo, mesmo tendo apresentado uma extensão de cerca de 25°, o braço parético permaneceu a mais de 20° de flexão durante os três ciclos (Figura 40). Com o auxílio da NMES, o voluntário V1 foi mais capaz de realizar o movimento bilateral, apresentando uma redução do erro absoluto médio de 10,3°, e tendo sido capaz de atingir a extensão completa em alguns dos ciclos de movimento (Figura 41).

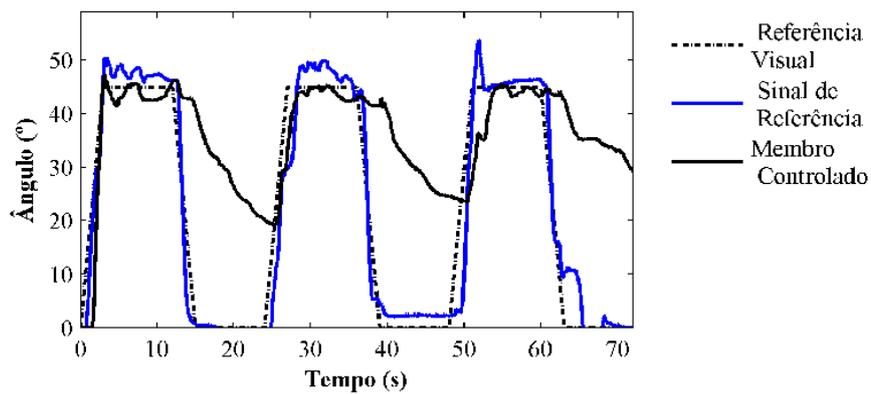


Figura 40 - Goniometria do voluntário V1 no protocolo bilateral sem NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral. Em pontilhado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua, o sinal do ângulo do braço parético, que neste protocolo não recebeu NMES.

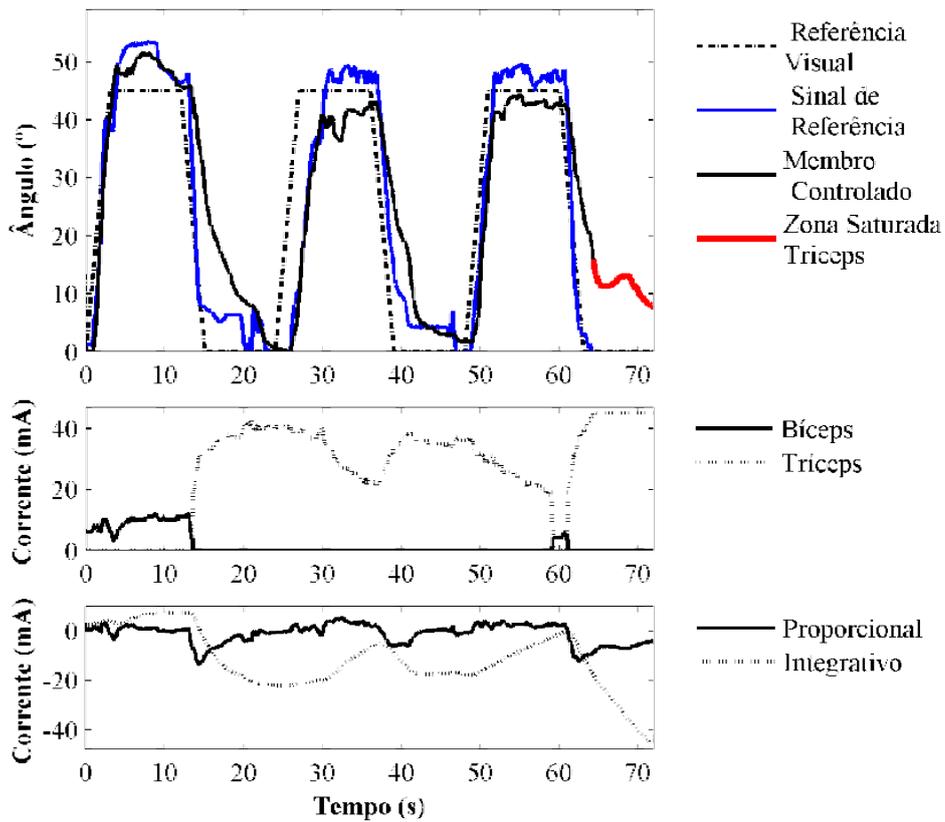


Figura 41 - Goniometria do voluntário V1 no protocolo bilateral com NMES. Em azul, o sinal de referência é correspondente ao membro contralateral e utilizado pelo controle PI na modulação da corrente aplicada. Em tracejado, a referência visual com base na qual ele procurou mover os dois braços simultaneamente. Na linha contínua preta, a goniometria do braço que recebeu NMES. Nos dois gráficos inferiores, o sinal da corrente utilizada no bíceps e no tríceps do paciente. Em vermelho, marcou-se a região correspondente à saturação da corrente do BB.

## Capítulo 6 Discussão

O objetivo da pesquisa foi desenvolver e implementar um sistema de estimulação elétrica controlado em malha fechada que pudesse ser utilizado para auxiliar pacientes hemiparéticos a executar movimentos coordenados de membros superiores. Para tal, foi desenvolvido um estimulador elétrico programável por computador, dois aparatos mecânicos para guiar e medir os movimentos realizados por um e por dois braços simultaneamente e rotinas em LabVIEW 8.1 (National Instruments, EUA) e Matlab 6.5 (Mathworks, EUA). A rotina em LabVIEW foi responsável pela aquisição de sinais, processamento de dados, programação do microcontrolador do estimulador elétrico e foi otimizada para operação em tempo real. Ela ainda contava com interface com o terapeuta (Figura 12) e *feedback* visual (Figura 22) para o paciente. As rotinas em Matlab processaram os dados e produziram os gráficos individuais e de grupo para cada parâmetro.

Para avaliação do AEE em sua operação, foram realizados testes envolvendo voluntários saudáveis e pacientes hemiparéticos. Os pacientes realizaram movimentos com um braço ou com ambos braços simultaneamente com a utilização do AEE e participação voluntária, assim como um movimento onde os voluntários permaneceram relaxados, sem conhecimento do ângulo alvo, o somente o AEE realizou a movimentação do membro superior.

Comparando as condições de movimento unilateral assistido ou não por NMES, observou-se uma redução da média do EAM de todos os voluntários em 32%, com redução em quatro dos cinco voluntários (Figura 28). Em média, o EAM reduziu em 5,8°, nos cinco voluntários. Os efeitos mais expressivos foram observados nos voluntários V1 e V2 (Figura 28), com respectivamente 5° e 9,9° de redução do EAM. Estes apresentaram os maiores EAM na condição de base, sem auxílio da estimulação elétrica, onde eles claramente não conseguiram seguir a referência de movimento. Justamente, uma das indicações do uso da NMES é nos pacientes com acometimentos mais graves que possuem pouca capacidade de produzir contrações ativas (SHEFFLER; CHAE, 2007). Os demais voluntários já realizavam movimentos muito próximos ao objetivo, e portanto é razoável esperar que a redução absoluta do erro seja menor. Optou-se por não excluir pacientes com bom movimento na condição de base por se desejar avaliar o efeito do AEE também nestes casos. Em alguns estudos, o critério de

inclusão utilizado foi justamente a incapacidade de realização do movimento completo (HUGHES et al., 2009; MEADMORE et al., 2014).

Um estudo clínico (MEADMORE et al., 2014) avaliou os efeitos do NMES controlado em malha fechada com um controlador de aprendizado iterativo, capaz de gradualmente mudar o seu comportamento de forma a minimizar o erro do movimento produzido. Cinco pacientes hemiparéticos foram selecionados, incluindo-se apenas pacientes com dificuldades de se movimentar, e foram submetidos a 18 sessões de treinamento em que eles realizavam tarefas funcionais auxiliadas por um suporte de braço e estimulação do TB, extensores de dedos e deltóide anterior, músculos que ativados produzem um avanço do membro superior e abertura da mão. O suporte mecânico compensava os efeitos da gravidade enquanto eles recebiam NMES, diferentemente do suporte utilizado Exp1 e Exp2 da tese. A redução do efeito da gravidade simplifica o controle por reduzir o esforço dos voluntários em realizar o movimento e por se tratar de uma influência externa e variável. Embora não tenham sido descritas medidas objetivas do quanto a NMES era capaz de auxiliar na execução dos movimentos durante o período de treinamento, foi relatada uma melhora significativa das medidas clínicas utilizadas.

Para avaliar o AEE sem que houvesse a participação ativa dos voluntários, estes foram submetidos à condição MPC-NMES. Nesta condição, a média do EAM foi de  $7,23^\circ$ , erro menor do que o obtido quando os voluntários realizaram o mesmo movimento sem auxílio da NMES ( $8,57^\circ$ ). O EAM médio dos voluntários foi de valor comparável com os reportados em outras pesquisas que utilizaram controladores não lineares. Kurosawa (KUROSAWA et al., 2005) usou um controlador baseado em aprendizagem por realimentação e um PID para controlar o punho de seis voluntários sadios e obteve erro médio de  $3,3^\circ$  e  $7,1^\circ$ , respectivamente. Não foram feitos testes em sujeitos portadores de lesão cerebral ou medular. O punho foi posicionado com o eixo de movimento paralelo ao da gravidade, evitando o seu efeito e reduzindo a complexidade do movimento. É importante observar que o uso do erro médio como métrica pode produzir menores valores em comparação com o EAM, uma vez que parcelas positivas e negativas do erro tendem a se cancelar durante o seu cálculo.

Em alguns casos estudados neste trabalho, o limite de máxima corrente tolerada pelo paciente foi atingido (Figura 26, Figura 32, Figura 34, Figura 39, Figura 41), o que consequentemente limitou a performance do controlador em rastrear a referência de



movimento, com produção de momentos de força inferiores às necessárias para um perfeito rastreio. A intolerância à NMES limita a intensidade da ativação dos músculos e é considerada uma limitação da técnica de difícil resolução (MAFFIULETTI, 2010). Para minimizar este problema, foi determinado o ponto motor dos músculos estimulados, processo simples que aumenta a eficácia da corrente elétrica em produzir contrações musculares (GOBBO et al., 2014).

Mesmo com a identificação dos pontos motores, o limite de corrente foi atingido e conseqüentemente o regime permanente do movimento produzido não podia ser completamente corrigido pela ação do controlador. Como esse fato produziria valores continuamente crescentes da parcela integrativa, a rotina de anti-windup de integral foi necessária para evitar atrasos na resposta ou mesmo instabilidade após estes períodos de saturação.

Em um trabalho recente, Freeman (FREEMAN, 2014) usou um controle com aprendizado iterativo baseado no método de Newton para controlar o cotovelo e ombro de apenas voluntários saudáveis durante um protocolo de NMES em malha fechada de controle. Um *Armeo Spring* (Hocoma AG, Zurich) foi utilizado para compensar o efeito da gravidade, enquanto os voluntários realizavam movimentos de extensão do braço em frente e ao lado deles. A norma do erro obtida para a articulação do cotovelo foi de 21,9° e 47,9° respectivamente. Para que se pudesse realizar o controle, os parâmetros de um modelo físico do braço precisavam ser estimados antes de cada experimento, utilizando uma célula de carga de seis graus de liberdade que mensurava a dinâmica da contração isométrica dos músculos sob estimulação e demais parâmetros cinemáticos. Um processo de sintonia de demasiado complexo e o custo dos instrumentos envolvidos pode tornar o sistema pouco viável no seu uso em ambiente clínico (LYNCH; POPOVIC, 2008).

Comparando as condições de movimento bilateral assistido ou não por NMES, houve uma redução média de 39% do EAM. Os voluntários V1 e V2 foram os mais beneficiados, de forma coerente com a condição de movimento unilateral. Os demais apresentaram valores similares à condição de base, com variações menores do que 1°. Sem assistência de NMES, o voluntário V2 não era capaz de realizar movimentos simultâneos de braço flexionando o membro parético (acometido pela patologia) a mais do que 10°. Com o auxílio, ele atingiu mais do que 30° em todos os movimentos. Em contraste, o voluntário V1 não era capaz de retornar seu braço à posição estendida após

realizar uma flexão, mantendo mais de 20° de flexão durante o segundo e terceiro movimento. Com NMES ele foi capaz de estender o seu braço até menos de 10 graus de flexão, tendo obtido uma redução do EAM de 10,3°.

Já foram feitos estudos em pacientes hemiparéticos onde a NMES é controlada pelo membro contralateral preservado (KNUTSON et al., 2012). Neste trabalho, a largura de pulso da NMES era controlada de forma proporcional ao ângulo do punho contralateral, enquanto se realizavam exercícios funcionais por seis semanas de prática diária. Não havia um controle do ângulo do punho do lado parético, apenas uma modulação da intensidade da estimulação. Quando comparado com o NMES convencional de aplicação cíclica, houve uma indicação de superioridade do controle contralateral com intervalo de confiança de 94% para a melhora da capacidade de extensão voluntária dos dedos. Apesar de não estatisticamente significativa, os resultados parecem indicar que o uso do membro contralateral no controle da NMES pode trazer benefícios potencialmente superiores, contudo não foi investigado se o uso do controle em malha fechada baseado no ângulo das articulações poderia aumentar o efeito terapêutico da técnica.

Sintonizar individualmente os coeficientes  $K_p$  e  $K_i$  para cada voluntário poderia melhorar os resultados obtidos com o controlador. Apesar disso, o processo de sintonia pode ser demorado e por depender da resposta dos músculos à estimulação elétrica, por si só poderia provocar fadiga muscular, invalidando ou reduzindo a eficácia do processo. Durante testes piloto com sujeitos saudáveis, tentou-se realizar a sintonia com o método de Ziegler-Nichols (ZIEGLER, J.G.; NICHOLS, N.B.; ROCHESTER, N.Y., 1942), sem sucesso. Este método seria uma forma heurística de sintonizar os parâmetros; contudo, não se mostrou viável, pois ele consiste em encontrar um ganho crítico onde a resposta ao degrau do sistema seria oscilatória. Neste caso, seria necessário encontrar um ganho onde o braço estaria em movimento oscilatório, o que se mostrou demasiadamente desconfortável. Optou-se, então, por determinar os coeficientes de forma empírica, durante testes piloto, seguindo orientações encontradas na literatura para tal fim (SUNG; LEE; LEE, 2009). A melhora do movimento em voluntários com limitações distintas de arco de movimento voluntário evidencia a importância do sistema desenvolvido ser capaz de ativar músculos antagonistas. Músculos só produzem momento angular nas articulações em um sentido; e sendo

assim, é necessário que se tenham músculos com ação antagônica para mover as articulações para o sentido oposto.

Durante a execução de movimentos alternados de flexão e extensão do cotovelo, os pacientes precisam ter força necessária para vencer a gravidade e capacidade de relaxar os músculos antagonistas. Em decorrência da lesão do sistema nervoso central, ambas funções podem estar comprometidas. Usar dois canais de estimulação e ativar músculos antagonistas é uma solução para auxiliar os pacientes na execução de movimentos de flexão e de extensão, mas isto cria alguns problemas adicionais para o controle. A polaridade do sinal da saída do controlador PI foi utilizado como regra para a troca entre a ativação do BB e do TB. Sendo assim, haveria valores próximos de zero em cada troca no sentido do movimento desejado. Estes valores próximos de zero não seriam capazes de produzir nenhuma contração em decorrência da zona morta observada na curva de recrutamento dos músculos, que não apresentam nenhuma contração em baixas correntes até que se atinge um valor mínimo denominado limiar motor. Visando atenuar tal efeito, o limiar motor foi determinado em ambos músculos antes do início dos protocolos, e o valor adicionado era correspondente ao músculo estimulado. A adição deste valor foi importante para evitar atrasos maiores no início dos movimentos, onde um erro maior seria necessário para que o músculo fosse efetivamente ativado.

## Capítulo 7 Conclusão

Um sistema de estimulação elétrica em malha fechada voltado para auxiliar pacientes hemiparéticos a realizar movimentos coordenados de membro superior foi desenvolvido e avaliado.

Os resultados indicam que o sistema foi capaz de proporcionar uma melhora na habilidade dos pacientes a realizarem movimentos com referencial fixo e movimentos referenciados no membro contralateral, mesmo sem necessidade de um complexo processo de sintonia individualizada ou sistemas robóticos de suporte. Apesar disso, deve se ter cautela devido ao pequeno número de voluntários da última etapa da pesquisa. Os dois pacientes que apresentaram os piores desempenhos (maior EAM) durante o movimento voluntário inassistido foram os que apresentaram maiores reduções do EAM durante os movimentos unilaterais e bilaterais. Com um maior estudo nas variáveis clínicas associadas ao pior desempenho destes na tarefa, seria possível estabelecer critérios de inclusão de pacientes potencialmente mais propensos a se beneficiarem com o sistema.

Um possível prosseguimento da pesquisa seria avaliar os efeitos terapêuticos do uso do sistema como forma de treinamento de pacientes. A forma com a qual o sistema foi construído permite que outros controladores possam ser implementados com pequenas modificações nas rotinas de controle em LabVIEW, viabilizando a continuidade neste segmento de estudo.

## Referências Bibliográficas

ADAMS, R. D.; VICTOR, M.; ROPPER, A. H. **Adam's & Victor's Principles of Neurology**. 6th. ed. [s.l.] Mcgraw-Hill (Tx), 1997.

ALON, G.; LEVITT, A. F.; MCCARTHY, P. A. Functional Electrical Stimulation (FES) May Modify the Poor Prognosis of Stroke Survivors with Severe Motor Loss of the Upper Extremity: A Preliminary Study. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 87, n. 8, p. 627–636, ago. 2008.

AOYAGI, Y.; TSUBAHARA, A. Therapeutic orthosis and electrical stimulation for upper extremity hemiplegia after stroke: A review of effectiveness based on evidence. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 11, n. 3, p. 9–15, 2004.

BEAR, M. F. **Neurociências- Desvendando o Sistema Nervoso**. Porto Alegre: Ed. Artmed, 2002. v. 2<sup>a</sup> Ed.

BOTTER, A. et al. Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. **European Journal of Applied Physiology**, v. 111, n. 10, p. 2461–2471, out. 2011.

BROSSEAU, L. et al. Ottawa panel evidence-based clinical practice guidelines for post-stroke rehabilitation. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 13, n. 2, p. 1–269, 2006.

BURRIDGE, J. H.; LADOUCEUR, M. Clinical and Therapeutic Applications of Neuromuscular Stimulation: A Review of Current Use and Speculation into Future Developments. **Neuromodulation: Technology at the Neural Interface**, v. 4, n. 4, p. 147–154, 2001.

CAMERON, M. **Physical Agents in Rehabilitation: From Research to Practice**. [s.l.] W.B. Saunders Company, 2003.

CAURAUGH, J. et al. Chronic motor dysfunction after stroke: Recovering wrist and finger extension by electromyography-triggered neuromuscular stimulation. **Stroke**, v. 31, n. 6, p. 1360–1364, 2000.

CAURAUGH, J. H.; KIM, S. Two coupled motor recovery protocols are better than one: Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and bilateral movements. **Stroke**, v. 33, n. 6, p. 1589–1594, 2002.

- CHAE, J.; SHEFFLER, L.; KNUTSON, J. Neuromuscular electrical stimulation for motor restoration in hemiplegia. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 15, n. 5, p. 412–426, 2008.
- CHANG, G.-C. et al. A neuro-control system for the knee joint position control with quadriceps stimulation. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 5, n. 1, p. 2–11, 1997.
- CHARLES, A. **Manual de AVC**. Rio de Janeiro: Revinter, 2005. v. 2<sup>a</sup>ed.
- CHEN, S. C. et al. Effects of surface electrical stimulation on the muscle-tendon junction of spastic gastrocnemius in stroke patients. **Disability and Rehabilitation**, v. 27, n. 3, p. 105–110, 2005.
- CHIOU, Y.-H. et al. Patient-driven loop control for hand function restoration in a non-invasive functional electrical stimulation system. **Disability and Rehabilitation**, v. 30, n. 19, p. 1499–1505, 2008.
- CONFORTO, A. B. et al. Effects of somatosensory stimulation on motor function in chronic cortico-subcortical strokes. **Journal of Neurology**, v. 254, n. 3, p. 333–339, 2007.
- DOLHEM, R. The history of electrostimulation in rehabilitation medicine. **Histoire de l'électrostimulation en médecine et en rééducation**, v. 51, n. 6, p. 427–431, 2008.
- FEIGIN, V. L. et al. Global and regional burden of stroke during 1990-2010: Findings from the Global Burden of Disease Study 2010. **The Lancet**, v. 383, n. 9913, p. 245–255, 2014.
- FERRARIN, M. et al. Model-based control of FES-induced single joint movements. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 9, n. 3, p. 245–257, 2001.
- FERRARIN, M.; PEDOTTI, A. The relationship between electrical stimulus and joint torque: A dynamic model. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 8, n. 3, p. 342–352, 2000.
- FOGLYANO, K. M.; SCHNELLENBERGER, J. R.; KOBETIC, R. Development of a self-contained accelerometry based system for control of functional electrical stimulation in hemiplegia. **Conference proceedings: ... Annual International**

**Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Conference**, v. 2011, p. 5448–5451, 2011.

FREEMAN, C. T. et al. Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation. **Control Engineering Practice**, v. 17, n. 3, p. 368–381, 2009.

FREEMAN, C. T. Newton-method based iterative learning control for robot-assisted rehabilitation using FES. **Mechatronics**, v. 24, n. 8, p. 934–943, 2014.

GIROUD, M.; JACQUIN, A.; BÉJOT, Y. The worldwide landscape of stroke in the 21st century. **The Lancet**, v. 383, n. 9913, p. 195–197, 2014.

GLANZ, M. et al. Functional electrostimulation in poststroke rehabilitation: A meta-analysis of the randomized controlled trials. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 77, n. 6, p. 549–553, 1996.

GOBBO, M. et al. Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 11, n. 1, 2014.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 11ed. ed. [s.l.] Saunders, 2005.

GUZMÁN-VENEGAS, R. A.; ARANEDA, O. F.; SILVESTRE, R. A. Differences between motor point and innervation zone locations in the biceps brachii. An exploratory consideration for the treatment of spasticity with botulinum toxin. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 24, n. 6, p. 923–927, 2014.

HAMILL, JOSEPH, K. KATHLEEN M. **Bases Biomecánicas do Movimento Humano**. 1ªed. ed. São Paulo: Manole, 1999.

HARA, Y. Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients. **Journal of Nippon Medical School**, v. 75, n. 1, p. 4–14, 2008.

HEBB, D. O. **The organization of behavior**. New York: Wiley, 1949.

HUGHES, A. M. et al. Feasibility of iterative learning control mediated by functional electrical stimulation for reaching after stroke. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 23, n. 6, p. 559–568, 2009.

KITCHEN, S. **Eletroterapia: Prática Baseada em Evidências**. 11.<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Manole, 2003.

KNUTSON, J. S. et al. Contralaterally controlled functional electrical stimulation for upper extremity hemiplegia: An early-phase randomized clinical trial in subacute stroke patients. **Neurorehabilitation and Neural Repair**, v. 26, n. 3, p. 239–246, 2012.

KUROSAWA, K. et al. Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 13, n. 3, p. 359–371, set. 2005.

LAURIE LUNDY-EKMAN. **Neurociência-Fundamentos para a Reabilitação**. [s.l: s.n.]. v. 2<sup>a</sup>ed.

LENT, R. **Cem Bilhões de Neurônios**. 1<sup>a</sup>ed. ed. [s.l.] Atheneu, 2004.

LIBERSON, W. T. et al. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 42, p. 101–105, 1961.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. Functional Electrical Stimulation. **IEEE Control Systems Magazine**, v. 28, n. 2, p. 40–50, abr. 2008.

LYNCH, C. L.; POPOVIC, M. R. A comparison of closed-loop control algorithms for regulating electrically stimulated knee movements in individuals with spinal cord injury. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 20, n. 4, p. 539–548, 2012.

MAFFIULETTI, N. A. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. **European Journal of Applied Physiology**, v. 110, n. 2, p. 223–234, set. 2010.

MARTIN, S.; MACISAAC, D. Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 16, n. 2, p. 144–148, abr. 2006.

MEADMORE, K. L. et al. The application of precisely controlled functional electrical stimulation to the shoulder, elbow and wrist for upper limb stroke rehabilitation: a feasibility study. **Journal of neuroengineering and rehabilitation**, v. 11, n. 1, p. 105, 2014.



O'DWYER, A. **Handbook Of Pi And Pid Controller Tuning Rules**. 3. ed. [s.l.] Imperial College Press, 2009.

OGATA, K. **Modern Control Engineering**. 5. ed. [s.l.] Prentice Hall, 2009.

PEDROCCHI, A. et al. Error mapping controller: A closed loop neuroprosthesis controlled by artificial neural networks. **Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation**, v. 3, 2006.

PERSCH, A. C.; PAGE, S. J.; MURRAY, C. Paretic Upper Extremity Movement Gains Are Retained 3 Months After Training With an Electrical Stimulation Neuroprosthesis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 93, n. 11, p. 2122–2125, nov. 2012.

PRADO-MEDEIROS, C. L. et al. Effects of the addition of functional electrical stimulation to ground level gait training with body weight support after chronic stroke. **Brazilian Journal of Physical Therapy**, v. 15, p. 436–444, 2011.

RICHARDS, L. et al. Driving motor recovery after stroke. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 15, n. 5, p. 397–411, 2008.

ROBINSON A.J. **Eletrofisiologia Clinica**. [s.l.] Artmed, 2000. v. 2<sup>a</sup>ed.

RUSHTON, D. N. Functional electrical stimulation and rehabilitation - An hypothesis. **Medical Engineering and Physics**, v. 25, n. 1, p. 75–78, 2003.

SCHUHFRIED, O. et al. Non-invasive neuromuscular electrical stimulation in patients with central nervous system lesions: An educational review. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 44, n. 2, p. 99–105, 2012.

SHARMA, N. et al. Nonlinear neuromuscular electrical stimulation tracking control of a human limb. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 17, n. 6, p. 576–584, 2009.

SHARMA, N. et al. Closed-Loop Neural Network-Based NMES Control for Human Limb Tracking. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**, v. 20, n. 3, p. 712–725, maio 2012.

SHEFFLER, L. R.; CHAE, J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. **Muscle and Nerve**, v. 35, n. 5, p. 562–590, 2007.

SOUZA, A. F. C.; SOUZA, M. N.; PINO, A. V. **Estágio de saída com isolamento de paciente para eletroestimulador funcional**. Anais - 2012. **Anais...** In: XXIII CONGRESSO BRASILEIRO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA. Pernambuco - Brasil: 2012

STEWART, J. **Calculus, 5th Edition**. 5th edition ed. Belmont, CA: Brooks Cole, 2002.

SUNG, S. W.; LEE, J.; LEE, I.-B. **Process Identification and PID Control**. 1. ed. [s.l.] Wiley-IEEE Press, 2009.

TEASELL, R. et al. Evidence-based review of stroke rehabilitation: Executive summary, 12th edition. **Topics in Stroke Rehabilitation**, v. 16, n. 6, p. 463–488, 2009.

TRUELSEN, T.; BEGG, S.; MATHERS, C. The Global Burden of Cerebrovascular Disease. **WHO - World Health Organization**, 2000.

VISIOLI, A. **Practical PID Control**. Softcover reprint of hardcover 1st ed. 2006 ed. [s.l.] Springer, 2010.

WNEK, G. E.; BOWLIN, G. L. **Encyclopedia of Biomaterials and Biomedical Engineering, Second Edition**. [s.l.] Informa Healthcare, 2008.

YEOM, H.; CHANG, Y.-H. Autogenic EMG-controlled functional electrical stimulation for ankle dorsiflexion control. **Journal of Neuroscience Methods**, v. 193, n. 1, p. 118–125, 2010.

ZIEGLER, J.G.; NICHOLS, N.B.; ROCHESTER, N.Y. Optimum Settings for Automatic Controllers. **Transactions of the Annual Meeting of the American Society of Mechanical Engineers**, p. 759–765, 1942.

## **APÊNDICE A – Estudo do deslocamento dos pontos motores do Músculo Bíceps Braquial**

O estudo da resposta dos músculos esqueléticos a um estímulo elétrico aplicado sobre o ponto motor é fundamental para o desenvolvimento de melhores práticas da NMES, sendo esta é uma das especialidades do Laboratório de Engenharia do Sistema Neuromuscular (LISiN) do Politécnico de Torino, na Itália. O LISiN é um laboratório consagrado nos estudos com exames não invasivos dos músculos esqueléticos através da análise da força, movimento e eletromiografia (EMG), seja envolvendo contrações voluntárias ou eletricamente evocadas, sendo chefiado pelo professor Dr. Roberto Merletti, pesquisador renomado na área.

A interação entre os dois grupos de pesquisa veio oferecer uma oportunidade ímpar de desenvolvimento técnico no estudo da resposta dos músculos à NMES e na construção de matrizes de eletrodos para medição da Eletromiografia (EMG), tecnologia ainda pouco desenvolvida no Brasil. Este método possibilita a medição de sinais de EMG em diversos pontos dos músculos simultaneamente, permitindo com isso o estudo da propagação dos potenciais de ação durante uma contração muscular.

Várias atividades foram executadas durante o tempo de permanência na Itália, sendo que apenas uma parte será descrita aqui por estar diretamente relacionada com o desenvolvimento da tese. As demais estão no Anexo A.

### **A.1 - Estudo do deslocamento do ponto motor do Bíceps Braquial**

O ponto motor pode ser definido como o ponto na pele sobre o músculo onde se pode produzir uma contração muscular com a menor corrente elétrica aplicada (BOTTER et al., 2011), e este ponto é fundamental para a eficiência da estimulação elétrica na NMES (GOBBO et al., 2014).

A geometria fusiforme do músculo bíceps braquial faz com que a modificação estrutural ocorra no eixo longitudinal do braço. Sendo assim, o deslocamento do ponto motor possivelmente ocorreria no mesmo eixo, seguindo um comportamento similar ao da zona de inervação do músculo (MARTIN; MACISAAC, 2006). A zona de inervação do músculo é o local onde as terminações nervosas se inserem no músculo e podem existir diferenças na localização do ponto motor e zona de inervação (GUZMÁN- VENEGAS; ARANEDA; SILVESTRE, 2014).

O objetivo deste estudo foi determinar se existe um movimento significativo do ponto motor no eixo transversal do músculo bíceps braquial (BB), quando o ângulo do cotovelo muda. E no caso afirmativo, avaliar o quanto deste movimento ocorre no eixo longitudinal e no eixo transversal.

Três voluntários saudáveis foram recrutados para os testes. Os instrumentos utilizados foram um eletrodo de estimulação tipo caneta, um aparato de medição de torque em contração muscular isométrica (AMT, Figura 42) e um estimulador elétrico de corrente constante Digitimer, modelo DS7AH.

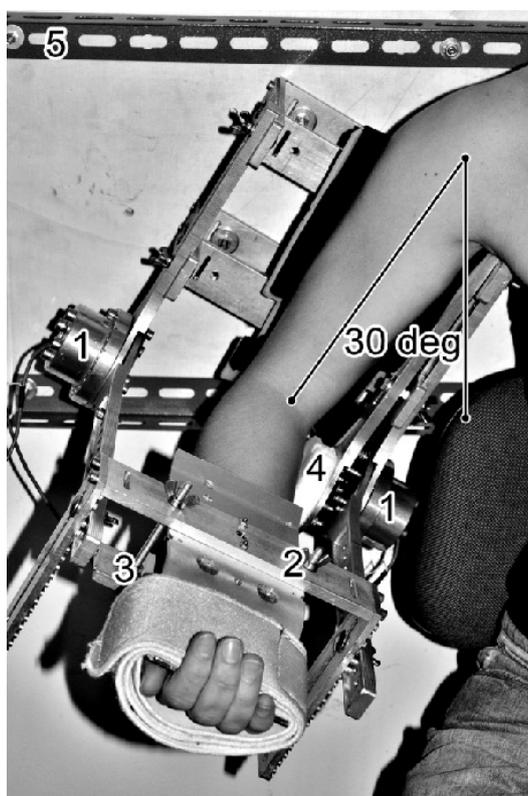


Figura 42 – Aparato de medição de torque isométrico (AMT). Os números marcam pontos importantes do equipamento. (1) sensores de torque; (2) placa de alumínio dobrada especialmente para fixar o punho e mão, evitando oscilações; (3) barra rígida de alumínio, coberta com uma espuma para estabilizar o punho em sua face dorsal; (4) disco de espuma estabiliza e alinha o cotovelo, apoiando a região do epicôndilo medial; (5) fixação de todo o sistema em uma parede, garantindo estabilidade ao conjunto - a marcação 30 deg é relativa aos 30° de abdução de ombro do voluntário.

O AMT foi montado especialmente para a pesquisa, com o propósito de estabilizar o braço dos voluntários em diversos ângulos articulares e possibilitar a mensuração do momento de força produzido. Diversos sistemas de medição da contração muscular foram montados e testados, usando-se peças pré-moldadas de

alumínio até que se conseguiu posicionar o voluntário adequadamente (Figura 42), visando minimizar oscilações do sistema após a contração do músculo BB. A estabilidade de todo o membro superior foi crítica para a medida do torque gerado pela contração do BB sem que ocorressem oscilações tardias, oriundas de outros segmentos do braço.

A medida do torque produzido seria utilizada em um segundo estudo com o objetivo de se medir a propagação dos potenciais de ação e a resposta mecânica do músculo quando eletricamente estimulado em seu ponto motor ou fora do mesmo, estudo este que não foi concluído por falha do equipamento de estimulação elétrica.

## **A.2- Protocolo experimental**

Os voluntários permaneceram sentados com uma abdução de ombro de 30°, no plano coronal, eixo de rotação do cotovelo alinhado a dois torquímetros, com o antebraço supinado, punho e mão presos a uma placa de alumínio. Um anodo de grande superfície de contato era posicionado sobre o músculo tríceps braquial, usando uma faixa elástica e então se iniciava a estimulação elétrica com pulsos monofásicos, 1 Hz de frequência, e corrente de 10 mA.

O eletrodo caneta era movido em contato com a pele sobre o músculo BB até que se obtivesse uma contração muscular. Caso não houvesse contrações, a corrente era aumentada e se continuava a busca pelo ponto. Caso se observasse contrações musculares em algum ponto, então se diminuía a corrente elétrica até que existisse apenas um ponto sobre o qual o eletrodo caneta fosse capaz de gerar uma contração, marcando este ponto com uma caneta dermatográfica (este ponto é o ponto motor do músculo);

Com o ponto motor marcado podia-se medir a distância D entre a fossa anti-cubital e o acrômio, utilizando uma fita métrica. O processo de determinação do ponto motor era então repetido com o cotovelo a 90°, 120°, 150° e 180°. Media-se então a distância dos pontos motores determinados no eixo longitudinal e transversal, usando a fossa anti-cubital e o acrômio como referência

O ponto motor teve uma tendência de se deslocar distalmente e os valores para cada um dos voluntários foi de 2,84 cm, 2,38 cm e 1,82 cm no eixo longitudinal e de 0,26 cm, 0,45 cm e 0,67 cm no eixo látero-lateral.

Usando um ajuste de um polinômio de primeira ordem para verificar o deslocamento látero-lateral dos pontos, usando a reta de melhor ajuste, em vez de utilizar a linha de referência (acrômio-fossa anti-cubital), obteve-se 0,03 cm e 0,06 cm. Apenas dois desvios podem ser calculados uma vez que em um dos voluntários, a posição do ponto motor permaneceu a mesma em todos os ângulos, exceto a 0°.

### **A.3 - Conclusões**

Os trabalhos realizados indicam que o deslocamento máximo do ponto motor do músculo bíceps braquial dos três voluntários foi de 2.84 cm quando o cotovelo muda de ângulo. Contudo, devido a falhas do equipamento de estimulação elétrica durante a execução de testes piloto, não foi possível dar continuidade aos estudos de medição do efeito da variação ângulo do braço sobre o torque medido nem a distribuição e propagação dos potenciais de ação sobre o músculo nas mesmas condições. O método de identificação de pontos motores foi utilizado durante os protocolos desenvolvidos na continuação do doutorado no Brasil. Como o deslocamento do ponto motor foi pequeno, utilizou-se um eletrodo quadrado de 5 centímetros de largura, que se presume que tenha sido largo o suficiente para estar sempre sobre a região ótima de estimulação.

# APÊNDICE B – Trabalho Completo, publicado no XXIII Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica

XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – XXIII CBEB

## ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NEUROMUSCULAR COM CONTROLE PROPORCIONAL INTEGRATIVO DERIVATIVO

J. M. Y. Catunda\*, A.F.C. Souza\*, M.N. Souza\* e A.V. Pino\*

\*Programa de Engenharia Biomédica/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

joocatunda@yahoo.com.br

**Abstract:** Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is a technique used to evoke recruitment of nerve or muscle contraction using electric impulses. This study aims to evaluate in healthy subjects the use of a PID controller in a closed loop of NMES designed to produce two distinct movements: a step-like flexion of the elbow joint and a ramp-like flexion of the same joint. The results pointed that using the same PID coefficients for all the volunteers, they were able to make movements within an error of 5% of the target final angle of the movement. Modeling of the nonlinearities and antagonist muscle simultaneous control are proposed to improve the control performance at future studies.

**Palavras-chave:** NMES, Estimulação Elétrica Neuromuscular, Controle.

### Introdução

A estimulação elétrica neuromuscular (NMES) é uma técnica usada para se produzir uma ativação artificial de nervos e músculos por meio de impulsos elétricos. Desta forma, essa técnica tem o potencial para auxiliar indivíduos portadores de certos tipos de lesão neurológica a realizar movimentos que não seriam executáveis normalmente, possibilitando uma experiência motora que vêm demonstrando bons resultados na prática clínica. Os resultados são ainda melhores quando a NMES é utilizada em conjunto com um esforço voluntário para a execução da tarefa [1] [2].

A evolução da NMES, que inicialmente era utilizada com o foco na recuperação do músculo e agora está voltada para a execução de movimentos, motiva o desenvolvimento de algoritmos de controle mais complexos, que se adaptem a influências externas e a variabilidade intra e inter-sujeitos [3][4]. Apesar de tais evidências, os sistemas de NMES em malha aberta ainda são predominantes na prática clínica. Seja por falta de sistemas comerciais ou pelo alto custo daqueles que podem ser importados, evidenciando-se uma carência no desenvolvimento tecnológico nesta área.

O controle proporcional-integrativo-derivativo (PID) é amplamente utilizado em sistema de controle malha fechada por ser considerado intuitivo, simples e eficaz para uma grande gama de aplicações [5]. Além disso,

com a redução de custo e aumento da velocidade de sistemas digitais de aquisição e processamento de sinais várias aplicações vêm se beneficiando da flexibilidade proporcionada pela implementação digital de tais sistemas[5].

Este trabalho investiga o uso de um controlador PID em um sistema de NMES em malha fechada desenvolvido para propiciar movimento uniaxial de flexão e extensão de cotovelo, sendo o estudo realizado em sujeitos saudáveis.

### Materiais e Métodos

**Sujeitos** – Foram recrutados 9 sujeitos do sexo masculino, e idade 24±2 anos que declararam não possuir nenhuma desordem ortopédica ou neurológica. Todos os voluntários receberam informação sobre o objetivo e os procedimentos que seriam realizados. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa do Hospital Universitário Clementino Fraga Filho da Faculdade de Medicina (CEP-HUCFF/FM), sob o número CEP 003/11.

**Equipamentos** – Para a NMES, utilizou-se um equipamento desenvolvido especialmente para este fim [6]. Trata-se de um estimulador de corrente controlada, pulsada, bifásica assimétrica. Através de uma interface USB com um computador se pode especificar para cada canal de saída a amplitude, a duração e a frequência dos pulsos da corrente de estimulação.

Um suporte para o antebraço foi adaptado em uma cadeira (Figura 1) com o intuito de facilitar o relaxamento dos voluntários e limitar o movimento do braço para apenas flexão e extensão. Um goniômetro resistivo foi instalado no eixo da parte móvel do suporte, possibilitando o registro do ângulo da articulação do cotovelo durante a execução dos movimentos.

**Controle** – O controlador PID foi implementado em sua forma paralela, onde a saída do controlador é resultado da soma das parcelas proporcional, integrativa e derivativa, cada qual multiplicada por seu respectivo coeficiente  $K_p$ ,  $K_i$  e  $K_d$ , como observado na equação 1.

$$C_p(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (1)$$

Uma rotina em LabVIEW 8.2 (National Instruments, EUA) foi desenvolvida para o controle simultâneo do estimulador elétrico e da aquisição dos dados de goniometria para o controle. A mencionada aquisição foi realizada por uma placa USB-6008 (National Instruments, EUA) com resolução de 14 bits e frequência de amostragem de 200Hz. Após testes iniciais os coeficientes foram empiricamente estabelecidos de modo a serem os mesmos para todos os voluntários e para os dois tipos de movimentos que seriam realizados.

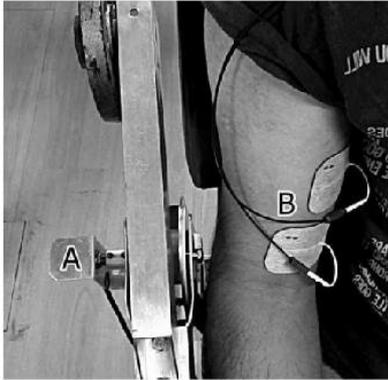


Figura 1: Posição do voluntário no suporte. Em A, observa-se o goniômetro resistivo e em B, os eletrodos.

**Protocolo** – Os voluntários foram colocados sentados com o antebraço supinado e fixo à calha do sistema desenvolvido (Figura 1). Com um movimento de flexão de braço, assegurou-se que não houve folga entre o antebraço e a calha, nem desconforto para o voluntário.

A colocação dos eletrodos foi precedida pela identificação do ponto motor do músculo bíceps braquial (BB). O ponto motor foi definido por meio de um eletrodo de 1 cm<sup>2</sup> de área, que foi deslocado na pele sobre o BB, de forma a se definir o ponto onde se pudesse obter a maior contração muscular com a menor intensidade de corrente aplicada. Dois eletrodos auto-adesivos quadrados de 5 cm de lado foram aplicados, um sobre o ponto motor e o outro 2 cm abaixo deste ponto, na porção distal do bíceps. Para a realização do protocolo utilizaram-se corrente de estimulação com 300  $\mu$ s de largura de pulso e frequência de 50 Hz, sendo as amplitudes determinadas pelo controlador.

Com os eletrodos devidamente posicionados determinou-se a corrente máxima aplicável, utilizando como limite o relato subjetivo de sensação muito desconfortável ou dolorosa. No intuito de evitar efeitos de participação ativa, durante os testes os voluntários foram orientados a permanecer relaxados, sendo impedidos de visualizar o sinal que determinava o movimento pretendido ou o sinal de goniometria adquirido.

Dois movimentos distintos foram realizados. Primeiramente, uma rampa com velocidade angular de 10°/s com quatro segundos de duração, seguidos por um platô de 7 segundos e uma rampa descendente de 4 segundos e mesma velocidade angular. O segundo movimento foi um degrau com 10 s de duração. Ambos movimentos foram realizados dentro de um arco de 40° de flexão do cotovelo e repetidos três vezes. Entre cada movimento foi estipulado um descanso de ao menos um minuto, respeitando uma razão de um para quatro entre o tempo de estimulação e descanso [7].

**Análise dos Dados** – Os sinais coletados foram posteriormente processados em MATLAB 6.5 (Mathworks, EUA). O primeiro dos três ciclos de movimento foi considerado de adaptação e excluído em todas as análises, uma vez que alguns voluntários não possuíam experiência prévia de NMES. Os dois ciclos remanescentes foram recortados e divididos em fase de subida, platô e descida.

No movimento de rampas, as três fases foram analisadas com quatro parâmetros, erro médio, erro máximo positivo, erro máximo negativo. Para o movimento associado à resposta ao degrau foram extraídos o erro médio em relação ao valor desejado, o desvio padrão do erro e o *overshoot*.

## Resultados

As Tabelas 1 e 2 apresentam a média de cada parâmetro medido para os nove voluntários analisados. Exceto no desvio padrão do erro, valores positivos indicam que o ângulo do cotovelo estava abaixo do ângulo alvo desejado e valores negativos indicam o contrário.

Tabela 1: Parâmetros médios relacionados ao movimento de rampas com inclinação de 10°/s e amplitude de 40 graus.

Parâmetro	Subida	Platô	Descida
Erro Médio (°)	2,51	0,02	-1,98
Desvio Padrão do Erro (°)	3,82	2,11	4,72
Erro Máximo Positivo (°)	10,55	5,09	8,59
Erro Máximo Negativo (°)	-4,63	-3,54	-10,68

Tabela 2: Parâmetros médios relacionados ao movimento da resposta a um degrau com amplitude de 40 graus.

Parâmetro	Platô
Erro Médio (°)	1,12
Desvio Padrão do Erro (°)	9,60
<i>Overshoot</i>	-14,49



Na Figura 2 podem ser vistos dois exemplos dos sinais de goniometria, sendo a linha tracejada indicativa do padrão de movimento que se desejava controlar. No gráfico de cima o sinal de referência para o controle foi representativo de um degrau e no de baixo o movimento de rampa.

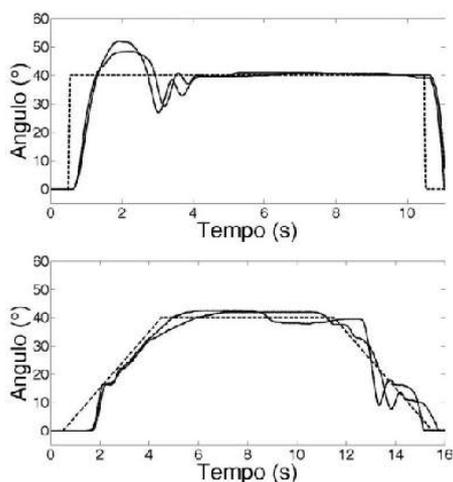


Figura 2: Exemplo de sinais de goniometria obtidos durante movimentos controlados. O superior relacionado à resposta a um degrau e o inferior associado a um sinal com uma rampa de  $10^\circ/\text{s}$  de subida e descida. A linha tracejada representa o padrão de referência para o controle e a linha contínua o ângulo da articulação do cotovelo medido.

### Discussão

O controlador PID propiciou o desenvolvimento de um sistema NMES em malha fechada capaz de realizar um movimento de flexão de cotovelo contra a força da gravidade. Apesar do grupo de voluntários ser de homens de mesma faixa etária, é esperada uma considerável variabilidade fisiológica entre os indivíduos [8], sobre a qual o controlador foi capaz de realizar o controle sem instabilizar. A despeito disso pode-se observar nos sinais da Figura 2 que nas fases de subida e descida das rampas ainda existem oscilações no movimento em torno do ponto alvo. No entanto, por serem aproximadamente simétricas, tais oscilações contribuíram pouco para um aumento no valor do erro médio, uma vez que nos nove voluntários este foi de cerca de 2 graus ou 5% do ângulo alvo.

Acredita-se que estas oscilações observadas sejam oriundas do fato dos coeficientes do controlador PID terem sido os mesmos em todos os voluntários. Outro fator que possivelmente influenciou nas mencionadas oscilações está ligado a não linearidades do atuador da planta, que no caso é o músculo bíceps braquial. Certamente este possui características não lineares, como zona morta e histereses ligadas às variações do

momento de força produzido por sua contração. Por exemplo, a característica de zona morta pode ser observada na Figura 2 onde é evidente a existência de uma latência até que o braço seja flexionado. Em parte esta se deve à inércia de todo o sistema e em parte ao fato do músculo apresentar um limiar motor, ou seja, até certa corrente não há contração.

No sistema controlado o atuador é um músculo, que por sua vez gera movimento angular através do encurtamento de seu ventre. Sendo assim, a única força atuante durante o retorno do antebraço à sua posição estendida é a gravidade. Neste caso, o sistema atua como uma espécie de freio, tentando controlar a velocidade de descida do segmento corporal. Tal fato tem bastante influência na característica do overshoot observado, uma vez que o controlador não pode ativamente reduzir a velocidade angular na aproximação do ângulo alvo. Acredita-se que a utilização da musculatura antagonista, o músculo tríceps, no presente caso, possa melhorar a qualidade do rastreamento do ângulo alvo, pois o controlador seria capaz de ativamente flexionar e estender o braço.

### Conclusão

O sistema desenvolvido de NMES em malha fechada com um controlador PID foi capaz de, em indivíduos saudáveis, controlar o movimento de flexão do antebraço contra a ação da força da gravidade. Apesar das oscilações observadas em torno do ponto alvo, tal sistema já possui aplicação na prática clínica em pacientes hemiparéticos. No entanto, acredita-se que as características do sistema possam ser melhoradas com o emprego de métodos de determinação de coeficientes individualizados para o controlador PID, com a modelagem de não linearidades presentes no sistema e pelo uso conjunto da musculatura agonista e antagonista.

### Agradecimentos

Os autores agradecem a CAPES, CNPq e FAPERJ.

### Referências

- [1] Popović, D.B., Sinkjær, T., Popović, M.B. (2009) "Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients" *NeuroRehabilitation*, v. 25, n. 1, p. 45–58.
- [2] Hortobágyi, T., Maffiuletti, N.A. (2011) "Neural adaptations to electrical stimulation strength training" *European Journal of Applied Physiology*, v. 111, n. 10, p. 2439–2449.
- [3] Hara, Y. (2008) "Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients" *Journal of Nippon Medical School*, v. 75, n. 1, p. 4–14.

- [4] Freeman, C.T., Hughes, A.-M., Burridge, J.H., et al. (2009) "Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation" *Control Engineering Practice*, v. 17, n. 3, p. 368–381.
- [3] Visioli, A. (2010), *Practical PID Control*, Softcover reprint of hardcover 1st ed. 2006, Springer.
- [6] Velloso, J.B. (2007), *Sistema para Estimulação Elétrica Funcional (FES-PEB)*. Dissertação de Mestrado, Programa de Engenharia Biomédica, COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, 152 p.
- [5] Robertson, V., Ward, A., Low, J., et al. (2006), *Electrotherapy Explained: Principles and Practice, 4e*, Butterworth-Heinemann.
- [8] Lynch, C.L., Graham, G.M., Popovic, M.R. (2011) "Including Nonideal Behavior in Simulations of Functional Electrical Stimulation Applications" *Artificial Organs*, v. 35, n. 3, p. 267–269.

**Closed-Loop controlled Neuromuscular Electrical Stimulation:  
Development and a pilot study with stroke patients**

J. M. Y. Catunda\*, A.F.C. Souza\*, M.N. Souza\* e A.V. Pino\*

\*Programa de Engenharia Biomédica/Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil

yamasaki.catunda@gmail.com

**Abstract:** Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is a technique that can be used during the rehabilitation of stroke patients. Most NMES devices used in clinical practice has open-loop control of the stimulation parameters. There are some approaches using closed loop controllers aiming to overcome the limitations of the open-loop approach, but few were used clinical patients. Proportional Integrative (PI) strategy continues to represent a good option to control the NMES electrical current amplitude based on the angular displacement of the arms because it has a simple implementation and also because its behavior is well known. This study presents the development of a closed loop NMES (CL-NMES) system using a PI controller and that was intended to be used to upper limb exercises of hemiparetic patients, activating biceps brachii and triceps brachii. Five chronic hemiparetic patients were recruited for the study. Five experimental conditions were used considering unilateral and bilateral voluntary movements assisted and unassisted by CL-NMES, and a unilateral passive condition where the movement was produced only with NMES and the subjects kept relaxed. The reference signal for the unilateral movements had a trapezoidal shape, with 45° range of movement, 15° per second of angular velocity and 9 second plateaus. During the bilateral movements, the reference was produced by electric goniometer attached to the opposite limb. The parallel PI controller was implemented with integral anti-windup, current limiter and offset corresponding to the subject biceps brachii and triceps brachii motor threshold. Comparing unassisted to assisted conditions, the mean average absolute error (MAE) was reduced at 32% and 39% during unilateral and bilateral movements, respectively. The results point the system improved the execution of unilateral and bilateral coordinated arm movements of hemiparetic subjects, even without the need of complex tuning processes or robotic support. Using two channels of stimulation on antagonistic muscles has been necessary to help the patients to flex and extend their arms back to the extended position. The most benefited patients were those with more severe limitations on the active range of movement. Further studies must be performed to investigate the therapeutic effects of this CL-NMES design.

**Keywords:** NMES, Neuromuscular Electrical Stimulation, Closed Loop Control, Stroke

**Introduction**

Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) is a technique based on the artificial activation of the second motor neurons using exogenous electrical impulses [1]. This activation may be used to increase muscle fatigue resistance, strength, and in subjects with some neurological disorders as stroke it can help them to make movements that they would not be able to perform otherwise [2,3].

Schuhfried [4] divided the NMES applications in two branches: the applications used as functional substitute and those ones intended to therapeutic intervention. For example, in a stroke patient with drop-

foot, the NMES can activate the tibialis anterior muscle of the patient during swing phase. In this case, it is used as a functional substitute of a damaged central nervous system that is not able to recruit the necessary muscles during the gait. On the other hand, when a patient makes repetitive and voluntary training with his paretic arm it is shown that the CNS can be able to adapt and recover some functions, in a process called motor relearning [1,3]. The sensorimotor experience is believed to be of paramount relevance to neural plasticity and motor relearning, and it has been shown that the NMES effects are enhanced when it is used concomitantly with voluntary effort [5,6].

Most NMES devices used at clinics works in an open-loop approach and are adjusted at the beginning of the therapy [7,8]. The amount of stimulation follows a pre-determined profile and demands user control to change stimulation parameters. This allows protocols aiming to enhance muscle contraction, sometimes concomitantly to the execution of intended contractions[9]. The drawback of this approach is that the device always gives the same amount of aid to the subject unless the therapist intervenes on[10,11].

There are some approaches aiming to overcome the limitations of the open-loop NMES devices. Residual electromyography signal [12,13] and contra-lateral movements [14] can be used to provide a patient driven control of the NMES intensity. This has limited effectiveness as it relies on the user, not on the actual movement. In order to effectively control the produced movement, linear [15] and nonlinear [16,17] controllers have been used, but few were really used on stroke patients.

Despite nonlinear controllers can be considered more powerful than the linear ones, their development and usage are frequently more complex than the later ones. Thus, Proportional Integrative (PI) strategy continues to represent a good option to control the NMES electrical current amplitude based on the angular displacement of the arms because it has a simple implementation and also because its behavior is well known [18].

This work reports the development of a closed-loop control NMES (CL-NMES) system using a PI controller and is intended to be used to unilateral and bilateral exercises of upper limb of hemiparetic patients.

**Materials and Methods**

**Subjects**

Five chronic hemiparetic patients were recruited for the study (Table 1). All participants should have full passive elbow joint range of motion, be able to understand the task and comfortably tolerate the needed current to produce elbow movement. The study was approved by the Ethic Committee of Hospital Universitário Clementino Fraga Filho under the number 92/09.

Name	Gender	Age	Lesion Side	Time from Lesion
V1	M	36	L	7 years
V2	F	50	R	10 years
V3	M	68	R	12 years
V4	M	48	R	8 years
V5	F	47	R	1 years

**Control**

As mentioned before, a parallel PI control has been used (Figure 1). Its output was a sum of independent parcels, the proportional and the integrative.

Both were calculated using an error signal, which was the difference between the reference signal (proportional to a desired angle) and the angular position of controlled elbow, measured with a goniometer. The proportional parcel was a product of the error signal by the proportional coefficient  $K_p$ . The integrative parcel was the integral of the error multiplied by the integral coefficient  $K_i$ . The trapezoidal method has been used to calculate the integral values. The PI output signal defined the muscle to be activated, with positive errors, the biceps brachii muscle, with negative errors, the triceps brachii.

To avoid integral windup, a conditional limiter was implemented as shown in Figure 2.

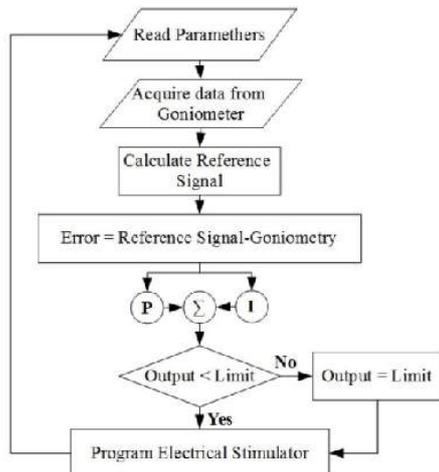


Figure 1 - Flowchart of the Proportional-Integrative Control.

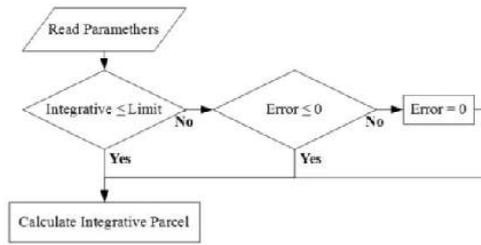


Figure 2 - Conditional limiter used to avoid Integral Windup.

**Equipments**

A custom NMES device with a USB communication has been developed (Figure 3). Briefly, the analog module of the mentioned NMES device is a transconductance amplifier, which produces rectangular biphasic current with an amplitude controlled by a voltage at its input. The output parameters range is 1 Hz-200 Hz for the stimulation frequency, pulse width of 50-500  $\mu$ s and current magnitude up to 100 mA. A computer has been used to control the applied amplitude, pulse width and frequency of the electric current stimulation.

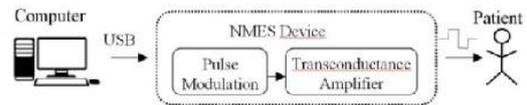


Figure 3 - NMES Device Topology.

To restrain the arm movement of the subjects, a lightweight device has been built (Figure 4). It measures the elbow joint angle using a potentiometric goniometer (A). It allows mechanical adjust to arm length (C) and lateral distance between the two limbs (D).

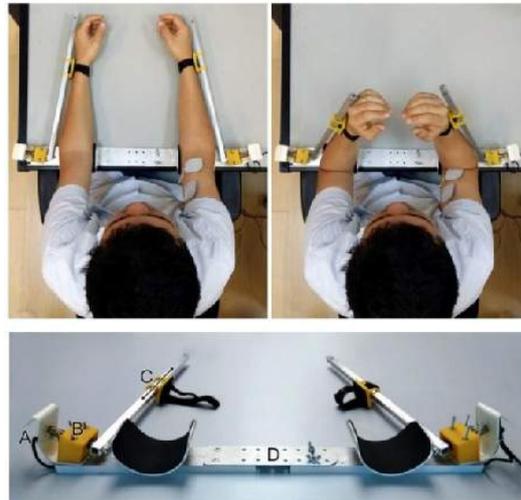


Figure 4 – Three views of the device used to limit arm movement to a single degree of freedom while measuring elbow movement. Mark A denotes a potentiometric goniometer linked to a steel axis B allowing angular displacement readings. Mark C denotes the support where the

wrist is attached and that allows linear freedom of movement along the aluminum rod. Mark D denotes a mechanical adjust for elbow's lateral distance.

### Experimental Conditions

Five experimental conditions were used in the study. Three were unilateral movements, made with the affected arm, and two were bilateral ones.

Unilateral movements were made with the paretic arm, assisted (UNA) or unassisted (UNU) by NMES, while the subjects tried to follow a visual feedback (Figure 5) depicting an illustration of the reference or target angle (central bar B) and two illustrations (lateral bars A and C) of their elbow joint angles.

A last unilateral condition was considered, named unilateral produced and controlled movement (UPCM), in which the subjects were blindfold and instructed to relax and to let the stimulator produce movement, without knowing the target movement.

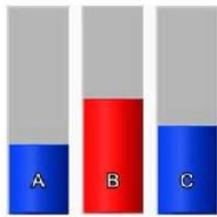


Figure 5 - Visual feedback. At columns A and C the left and right elbow joint angles were displayed, rising proportionally to the elbow angle. Column B moved alone, being the reference to be followed.

The signal depicted in (Figure 6) was used as the target signal to the angular movement. It had a trapezoidal shape, with flexion and extension ramps. Each ramp had an angular velocity of 15° per second up to a maximum angle of 45°, and then a return to the baseline angle at same angular velocity. The flexion and extension plateaus lasted 9 seconds each.

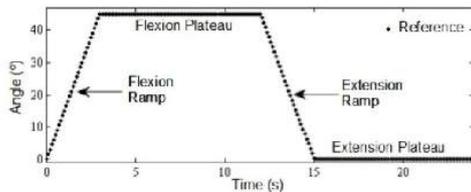


Figure 6 - Graph of the reference signal and its divisions.

Bilateral movements were made with both arms, assisted (BLA) or unassisted (BLU) by NMES. During these experimental conditions, the subjects tried to make symmetric bilateral movements following the reference illustration given by the visual feedback. In these conditions, the controller reference signal was supplied by the signal of the potentiometric goniometer associated to the non-paretic arm. Then, the error signal represented the difference between the elbow joint angles of both arms.

Condition	NMES	Visual Reference	Control Reference	Voluntary Contractions
UPCM	Yes	No	Trapezoidal	No
UNA	Yes	Yes	Trapezoidal	Yes
UNU	No	Yes	-	Yes
BLA	Yes	Yes	Contra-Lateral	Yes
BLU	No	Yes	-	Yes

### Experimental Protocol

Patients were comfortably seated and had their arms adjusted to the device shown in Figure 4. Then self-adhesive square electrodes of 25 cm<sup>2</sup> were positioned at the distal portion of the BB and triceps brachii muscle TB. The motor point was detected using a small round electrode of 1 cm<sup>2</sup> and defined as the point where the smallest amount of current could produce a visible muscle twitch when under 1 Hz stimulation was used.

With the electrodes placed, each muscle was briefly stimulated using progressively increasing current up to the point that the subjects realized their limit before discomfort or when there was enough current to produce full elbow flexion or extension. All subjects were instructed not to overcome their limits because the results could be affected if they were not comfortable during the experimental protocols.

Pulses used during all NMES assistance were balanced symmetrical biphasic with 400 μs pulse width at 50 Hz. The controller only modulated the current amplitude at each pulse.

The order of the conditions was random, and each one of them had three cycles of elbow flexion and extension. The subjects were instructed to use the visual feedback before the protocol begins to insure they understood how to use it.

### Data Analysis

The main outcome measure was the mean absolute error (MAE) of the three movements, given by Equation 1. The MAE is the mean of the absolute error, calculated as the difference between the reference  $f_i$  and the goniometric measure  $y_i$ .

$$MAE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |f_i - y_i| \quad (1)$$

where  $n$  is the number of samples acquired during each condition.

For unilateral movements and the UPCM protocol, the reference  $f_i$  was the trapezoidal signal shown in Figure 6. For bilateral movements, the reference  $f_i$  was the signal of the potentiometric goniometer associated to the non-paretic arm.

Equation 2 has been used to calculate the mean percentile variation between the MAE from NMES assisted (MAE<sub>ass</sub>) and unassisted (MAE<sub>euna</sub>) conditions.

$$PVar = \left[ \frac{1}{v} \sum_{i=1}^v \frac{MAE_{ass} - MAE_{una}}{MAE_{una}} \right] \cdot 100 \quad (2)$$

where  $v$  is the number of subjects.

## Results

The MAE of the unilateral and bilateral movements for all the patients will be displayed using the unassisted condition as a baseline, because this will allow highlighting the effects of NMES.

Two volunteers had the biggest absolute changes in their movements after NMES and their data will be further explored.

### Unilateral produced and controlled movement (UPCM)

The angular elbow joint movements of all volunteers, superimposed to the reference signal (dotted black line), are shown at Figure 7. The mean MAE obtained was 7.2°.

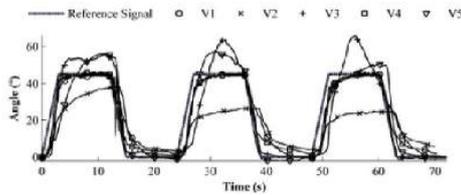


Figure 7 – Result of angular elbow joint movement in UPCM experimental condition for all volunteers, with reference signal represented by the black dotted line.

Figure 8 illustrates the angular movements observed for the volunteer V1 (upper graph) and the current applied to the biceps brachii and triceps muscles. Despite gravity force would normally produce an extensor moment for the considered movement one can see in Figure 8 that volunteer V1 needed some triceps brachii muscle (TB) stimulation to extend his arm back to the initial position.

Figure 9 depicts the angular movements observed for the volunteer V2 (upper graph) and the current applied to the biceps brachii and triceps muscles. In the middle graph of Figure 9, one can see that the amplitudes of applied current reached the value defined as the comfort limit for the patient V2. This constraint affects the ability to track the reference signal, as it is shown by the red part of the goniometric data at the upper graph, where one can see the reductions of angular speed and the maximum angular displacement achieved during the movement. Moreover, this volunteer did not receive any stimulation at TB, the arm returned to the extended position only by the gravitational effect.

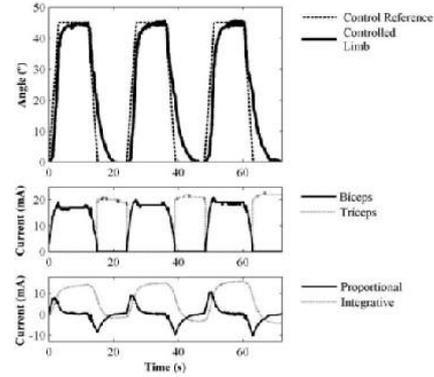


Figure 8 – Upper graph illustrates the goniometric data of the volunteer V1 and also the reference signal. The middle graph depicts the applied current at BB and TB. The lower graph illustrates the PI controller operation.

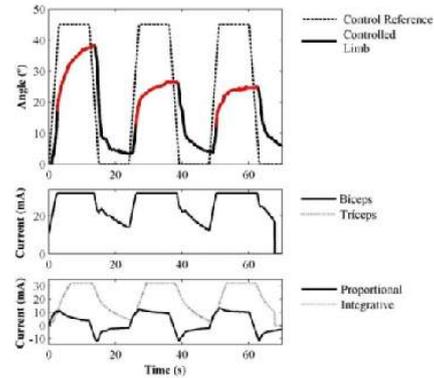


Figure 9 – Upper graph illustrates the goniometric data of the volunteer V2 and also the reference signal. The red color in some parts of the goniometric data indicates that brachii muscle (BB) current amplitudes reached the value defined as the comfort limit for the patient. The middle graph depicts the applied current at BB and TB. The lower graph illustrates the PI controller operation.

### Protocol of Unilateral Movements

Figure 10 depicts the unilateral movement of all volunteers, superimposed to the reference signal (dotted black line). At the upper graph are the results without the assistance of NMES, where volunteers V1 and V2 presented a very poor tracking performance compared with the remaining subjects. At the lower graph one can see that with the aid provided by NMES they approach the performance of the other subjects. Comparing both conditions, the mean MAE reduction with NMES was 32% in comparison to the without-NMES values. Mean values of MAE for all subjects were 5.8° and 8.6° for UNA and UNU conditions, respectively.

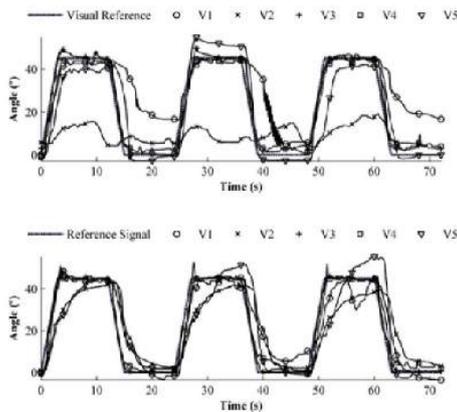


Figure 10 - Superimposed goniometric data from unilateral movement protocol. The black dotted line is the reference. The upper graph shows the results without NMES and the lower one indicates the results obtained with NMES.

MAE of the unilateral protocol has been reduced in four out of five subjects, with expressive changes for the volunteers V1 and V2 (Figure 11). They also had the biggest MAE at baseline measurements.

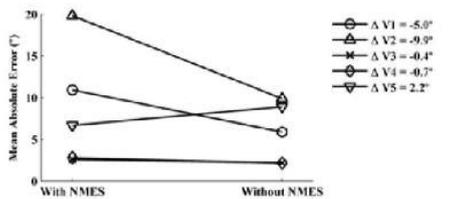


Figure 11 – Values of MAE observed in Unilateral protocol, where one can see a reduction for 4 out of 5 subjects.

### Protocol of Bilateral Movements

The superimposed graphs for all the subjects are shown in Figure 12. Again, V1 and V2 have the worst movements without NMES but approach the performance of the other subjects under stimulation. Comparing both conditions, the mean MAE reduction with NMES is 39% over the values without NMES. Mean values of MAE for all subjects were 8.7° and 5.2° for the BLU and BLA conditions, respectively.

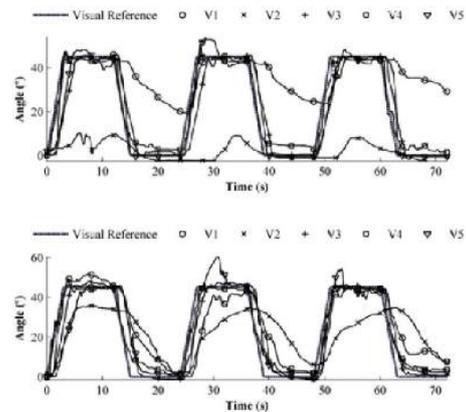


Figure 12 - Superimposed goniometric data from bilateral movement protocol. The black dotted line is the reference signal. The upper graph shows the results without NMES and the lower one depicts the values observed with NMES condition.

Mean value of MAE for the bilateral protocol has been reduced in 3 out of 5 subjects (Figure 13). Volunteers V1 and V2 had 10.5° and 7.6° MAE reductions, respectively. The remaining subjects had similar MAE values, with less than 1° variation.

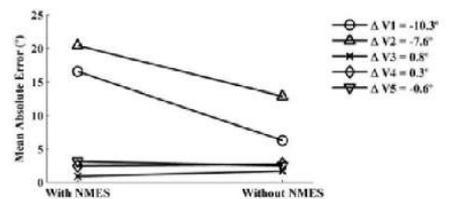


Figure 13 – Values of MAE observed in Bilateral protocol, where one can see a reduction for 3 out of 5 subjects.

### Discussion

This paper presented a CL-NMES aimed to help hemiparetic subjects to make coordinated upper limb movements. To evaluate the performance of the developed system, five hemiparetic subjects did voluntary unilateral and bilateral arm movements assisted or not by CL-NMES, and also under a passive condition called UPCM.

When compared with only voluntary movement, results achieved by UPCM presented smaller MAE than the ones observed in the same subjects making the same movement without CL-NMES. In some cases, the performance could be even better if the subjects had higher tolerance to the electrical stimulation, as indicated by the example shown in Figure 9, where the current amplitude limit impaired the tracking performance of the controller. This is a methodological limitation of surface NMES [19], except on some specific cases where sensorial impairments avoids the discomfort produced by the electric current flow. To minimize this issue, motor point identification has preceded the CL-NMES movements. This was done to

increase the efficacy of the electric current in producing tolerable muscular activation [20]. Even with motor point identification, there were some subjects where the maximum current limits were achieved, and consequently the permanent regimen associated to the responsive movement could not be completely corrected by action of the integrative parcel of the controller. As this fact could produce continuously increasing values of the integrative parcel, the anti-windup routine was necessary to avoid instability or very delayed responses after these time periods of saturation.

When comparing the unilateral movements, CL-NMES has reduced the mean MAE in 32%. The volunteers V1 and V2 were the most benefited subjects, with, respectively, reductions of 5° and 9.9°. They also had the biggest MAE at baseline measurements (without CL-NMES) having clear incapacity to track the reference signal (Figure 10). Accordingly, one of the indications for the use of NMES is the patient presents poor capacity to produce voluntary contractions [1]. The remaining subjects were able to make close movements to the target, so it is reasonable to think their improvements would be smaller. Some studies include only patients with some level of motor impairment [17], what can increase the overall effect of the CL-NMES.

The obtained MAE during UNA (5.8°) can be compared to the reported by other researches using non-linear controllers. Kurosawa [21] used a feedback error learning controller and a PID to control the wrist joint of six healthy subjects and obtained 3.3° and 7.1° of mean error, respectively. It is important to point that the use of mean error as a metric would produce smaller values in comparison with the ones associated to the defined MAE because positive and negative parcels of errors tend to cancel each other in the calculation of the mean error. Furthermore, the position of the wrist avoided the gravity effect, reducing the complexity of the movement.

In a recent work, Freeman [16] used an iterative learning control based on the newton-method to control the elbow and shoulder joints of healthy subjects during a robot-assisted CL-NMES protocol. An Armeo Spring (Hocoma AG, Zurich) was used to compensate the gravity effect while the subjects extended their arms out in front of them or to their side. For the elbow joint the mean error norm were 21.9° and 47.9°, respectively. In order to feed the upper limb model parameters, an identification procedure had to be performed before each experiment, using a 6-axis force/torque sensor to measure the isometric muscle dynamics and kinematic parameters.

A clinical study evaluated the effects of CL-NMES using a similar iterative learning controller [17] with stroke patients. Five patients did eighteen training sessions where they did functional tasks aided by an arm support and CL-NMES. The arm support (SaeboMAS) compensated the gravity effects while they received NMES at the triceps brachii, the finger extensors and the anterior deltoid. Although there are no measures of the tracking error of the subjects, it was

reported that there was a significant improvement of the clinical measurements.

In our study the CL-NMES was capable to reduce the MAE of bilateral arm movements in 39% in comparison to the unassisted movement. Again the volunteers V1 and V2 had the biggest effects and the remaining subjects kept very similar MAE values, with less than 1° of variation. Initially the subject V2 was not able to make bilateral simultaneous arm flexion of more than 10° but with the aid of CL-NMES he achieved more than 30° in all cycles. In contrast, the volunteer V1 was not able to return his arm to the extended position after flexing it, maintaining more than 20° of flexion during the second and third movement. With CL-NMES, he was able to reduce MAE at 10.3°, being able to extend his arm to less than 10° of flexion.

Contralateral controlled NMES protocols were previously tested with stroke patients [14]. In that study, the pulse width was controlled proportionally to the angle of the contralateral homologous limb while the patients practiced functional tasks during 6 weeks of daily practice. It was not reported any control of the angle of the affected wrist and finger while the patients received NMES. When compared to conventional cyclic NMES, the patients that trained with the contralateral controlled NMES had favoring 94% of confidence interval in the improvement of maximum voluntary finger extension. Despite not statistically significant, the results seems to indicate that the use of the contralateral limb can be used to control the affected limb, while it has not investigated if a closed loop control of the angle could further increase the therapeutic effects.

Overall, in our study the volunteers V1 and V2 had distinct difficulties during the realization of elbow joint movements. V1 was not able to flexion his arm actively and V2 was not able to fully relax the BB muscle after flexing his arm. The reduction of error in both cases points to the relevance of being able to activate antagonistic muscles. Muscles are only able to produce torque when they shorten, so it is necessary to have another muscles to counteract and bring the joint to the opposite direction. When realizing cyclic movements, it is necessary to switch the activated muscles, and sometimes the patients may be not able to relax BB muscle due to spasticity. Besides that, both BB and TB are usually weak muscles in this kind of patients.

Using two channels and activating antagonistic muscles seems to be the solution to help these patients to make flexion and extension movements, but this can create additional problems to the CL-NMES. The signal of the PI output has been used as a rule to switch between BB and TB. Thus, this signal would produce values near to zero at every change of movement. These small magnitude signals are not able to produce any contraction because of the dead zone observed during the recruitment curve of the muscles. In order to compensate the dead zone, the motor threshold was always determined on both muscles before CL-NMES protocols, and its value was added to respective output current levels.



In this paper, PI coefficients were determined during pilot trials, following orientations found in the literature [22]. Once determined, the coefficients were kept the same for all subjects. Tuning PI values to each subject could improve the tracking performance. Despite that, the tuning process may take a long time and even induce muscle fatigue, reducing the efficacy of the process and the clinical viability.

### Conclusion

A CL-NMES system was developed and evaluated. The results point the system improved the execution of unilateral and bilateral coordinated arm movements of hemiparetic subjects, even without the need of complex tuning processes or robotic support. Using two channels of stimulation on antagonistic muscles has been necessary to help the patients to flex and extend their arms back to the extended position. The most benefited patients were those with more severe limitations on the active range of movement. Further studies must be performed to investigate the therapeutic effects of this CL-NMES design.

### Acknowledgements

The authors thank the Brazilian Agencies CAPES, CNPq and FAPERJ.

### References

- [1] L.R. Sheffler, J. Chae, Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation, *Muscle & Nerve*. 35 (2007) 562–590. doi:10.1002/mus.20758.
- [2] J. Chae, L. Sheffler, J. Knutson, Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia, *Topics in Stroke Rehabilitation*. 15 (2008) 412–426. doi:10.1310/tsr1505-412.
- [3] L. Richards, C. Hanson, M. Wellborn, A. Sethi, Driving Motor Recovery After Stroke, *Topics in Stroke Rehabilitation*. 15 (2008) 397–411. doi:10.1310/tsr1505-397.
- [4] O. Schuhfried, R. Crevenna, V. Fialka-Moser, T. Paternostro-Sluga, Non-invasive neuromuscular electrical stimulation in patients with central nervous system lesions: An educational review, *Journal of Rehabilitation Medicine*. 44 (2012) 99–105. doi:10.2340/16501977-0941.
- [5] D.B. Popović, T. Sinkjær, M.B. Popović, Electrical stimulation as a means for achieving recovery of function in stroke patients, *NeuroRehabilitation*. 25 (2009) 45–58.
- [6] T. Hortobágyi, N.A. Maffiuletti, Neural adaptations to electrical stimulation strength training, *European Journal of Applied Physiology*. 111 (2011) 2439–2449.
- [7] C.L. Lynch, M.R. Popovic, Functional Electrical Stimulation, *IEEE Control Systems Magazine*. 28 (2008) 40–50. doi:10.1109/MCS.2007.914689.
- [8] N. Sharma, C.M. Gregory, M. Johnson, W.E. Dixon, Closed-loop neural network-based NMES control for human limb tracking, *IEEE Transactions on Control Systems Technology*. 20 (2012) 712–725. doi:10.1109/TCST.2011.2125792.
- [9] J.S. Knutson, M.J. Fu, L.R. Sheffler, J. Chae, Neuromuscular Electrical Stimulation for Motor Restoration in Hemiplegia, *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*. 26 (2015) 729–745. doi:10.1016/j.pmr.2015.06.002.
- [10] Y. Hara, Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients, *J. Nippon Med. Sch.* 75 (2008) 4–14.
- [11] C.T. Freeman, A.-M. Hughes, J.H. Burridge, P.H. Chappell, P.L. Lewin, E. Rogers, Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation, *Control Eng. Pract.* 17 (2009) 368–381.
- [12] Y.-H. Chiou, J.-J. Luh, S.-C. Chen, Y.-L. Chen, J.-S. Lai, T.-S. Kuo, Patient-driven loop control for hand function restoration in a non-invasive functional electrical stimulation system, *Disability and Rehabilitation*. 30 (2008) 1499–1505. doi:10.1080/09638280701615246.
- [13] H. Yeom, Y.-H. Chang, Autogenic EMG-controlled functional electrical stimulation for ankle dorsiflexion control, *Journal of Neuroscience Methods*. 193 (2010) 118–125. doi:10.1016/j.jneumeth.2010.08.011.
- [14] J.S. Knutson, M.Y. Harley, T.Z. Hisel, S.D. Hogan, M.M. Maloney, J. Chae, Contralaterally Controlled Functional Electrical Stimulation for Upper Extremity Hemiplegia: An Early-Phase Randomized Clinical Trial in Subacute Stroke Patients, *Neurorehabilitation and Neural Repair*. 26 (2012) 239–246. doi:10.1177/1545968311419301.
- [15] M. Ferrarin, E.E. Pavan, R. Spadone, R. Cardini, C. Frigo, Standing-up exerciser based on functional electrical stimulation and body weight relief, *Med.Biol.Eng.Comput.* 40 (2002) 282–289.
- [16] C.T. Freeman, Newton-method based iterative learning control for robot-assisted rehabilitation using FES, *Mechatronics*. 24 (2014) 934–943. doi:10.1016/j.mechatronics.2014.04.001.
- [17] K.L. Meadmore, T.A. Exell, E. Hallewell, A.-M. Hughes, C.T. Freeman, M. Kutlu, et al., The application of precisely controlled functional electrical stimulation to the shoulder, elbow and wrist for upper limb stroke rehabilitation: a feasibility study, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. 11 (2014) 105.
- [18] A. Visioli, *Practical PID Control*, Softcover reprint of hardcover 1st ed. 2006, Springer, 2010.
- [19] N.A. Maffiuletti, Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation, *European Journal of Applied Physiology*. 110 (2010) 223–234. doi:10.1007/s00421-010-1502-y.
- [20] M. Gobbo, N.A. Maffiuletti, C. Orizio, M.A. Minetto, Muscle motor point identification is essential for optimizing neuromuscular electrical stimulation use, *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 11 (2014). doi:10.1186/1743-0003-11-17.

- 
- [21] K. Kurosawa, R. Futami, T. Watanabe, N. Hoshimiya, Joint Angle Control by FES Using a Feedback Error Learning Controller, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13 (2005) 359–371. doi:10.1109/TNSRE.2005.847355.
- [22] S.W. Sung, J. Lee, I.-B. Lee, *Process Identification and PID Control*, 1st ed., Wiley-IEEE Press, 2009.

## Time-scaling based Sliding Mode Control for Neuromuscular Electrical Stimulation under Uncertain Relative Degrees

William de Souza Barbosa<sup>a</sup> Tiago Roux Oliveira<sup>a</sup>  
Joao Marcos Yamasaki Catunda<sup>b</sup> Alexandre Visintainer Pino<sup>b</sup>  
Marcio Nogueira de Souza<sup>b</sup>

<sup>a</sup>*Dept. of Electronics and Telecommunication Engineering, State University of Rio de Janeiro (PEL/UERJ), Rio de Janeiro, RJ 20550-900, Brazil.*

<sup>b</sup>*Biomedical Engineering Program, Federal University of Rio de Janeiro (COPPE/UFRJ), Rio de Janeiro, RJ 21945-970, P.O. Box 68510, Brazil.*

---

### Abstract

This paper presents the application of the sliding mode approach to control an arm movement produced by artificial recruitment of muscles with Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES). Such a technique allows the activation of motor nerves and their respective muscles using surface or implanted electrodes. There are many benefits to patients using NMES, specially those with central nervous system diseases, as increased force and reduction of spasticity. The goals of the proposed control system is to move the arm of the patient through electrical stimulation to achieve a desired elbow angular displacement. Since the human neuro-motor system has individual characteristics, being time-varying, nonlinear and subject to uncertainties, the use of advanced robust control schemes may represent a better solution than classical Proportional-Integral (PI) controllers usually applied in this control problem. The main objective is the introduction of a new time-scaling base sliding mode control strategy for NMES and its experimental evaluation. The main advantage of the closed-loop control design via time-scaling procedure is its independence of the knowledge of the plant relative degree. The stability analysis of the closed-loop system is also carried out by using singular perturbation methods.

*Key words:* uncertain systems; neuromuscular electrical stimulation (NMES); sliding mode control; output feedback; trajectory tracking; singular perturbation.

---

### 1 Introduction

Since ancient times, electrotherapy has been used for the treatment of paralysis, contractions and other nervous diseases [6]. With the advances in electronics and informatics, medical equipments for such purposes became specialized and portables, opening a new range of options to this type of treatment, as Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) [27].

The NMES technique is based on electrically generating muscle contractions through activation of intramuscular nerve branches [38]. The use of NMES have effects on motor recovery of stroke patients, mostly evident on upper limb. It can be applied to help to recover some of motor function and muscle strength in upper and lower limbs [35], [44]. NMES can also be explored to enable spinal cord injured individuals to make grasping, standing and another

functional movements, being an useful tool in the rehabilitation process [26], [39], [15], [17], [46], [43], [7], [11], [34].

In order to improve the movements produced or aided by NMES, there is a need for control algorithms that can handle patients variability, external disturbances and uncertainties [5], [15]. For precise closed-loop feedback control of NMES, a mathematical description of electrically stimulated muscle is vital. However, identification of such a model is widely seen as impractical in a clinical setting due to time constraints and rapidly changing dynamics (due to fatigue, spasticity, and changing physiological and environmental factors such as skin impedance, temperature, and electrode placement). There are many mathematical models of the human neuro-motor system which are in general time-varying, nonlinear and different for each individual [30], [2], [43], [33], [22], [36], [23], [45], [12].

In this context, models with uncertain relative degrees are often common and represent a challenging task [25]. In another biomedical control application, the concept of practical relative degree was introduced in [16] to facilitate the design of a differentiator based quasi-continuous higher-order sliding mode control for blood glucose regulation.

---

*Email addresses:* willsbarbosa@gmail.com (William de Souza Barbosa), tiagoroux@uerj.br (Tiago Roux Oliveira), yamasaki.catunda@gmail.com (Joao Marcos Yamasaki Catunda), pino@peb.ufrj.br (Alexandre Visintainer Pino), souza@peb.ufrj.br (Marcio Nogueira de Souza).

However, the use of differentiators increases the sensitivity of the closed-loop system with respect to measurement noise, sampling discretization and time delays [24], [32]. As a rule of thumb: the higher relative degree, the higher sensitivity.

A known weak point of the most control approaches for NMES is the requirement that the relative degree of the system will be well-defined, constant and known [17], [37], [18], [28], [7], [11], [34], [45]. On the other hand, any small perturbation or model inaccuracy can lead to the increase/decrease of the relative degree, or even to its disappearance [25]. In addition, a lengthy identification procedure would be required at the beginning of each NMES treatment session, and any unpredictable rapid variation in the system could degrade the performance of the treatment [5]. Thus, the use of advanced control techniques robust to model order variations and parametric uncertainties is well motivated and may be more appropriate to stabilize biological systems or biomedical processes.

This paper proposes a robust sliding mode controller free of differentiators and implement it to a custom NMES device. The designed scheme aims to move the upper limbs through electrical stimulation to achieve predetermined target angles. Despite of that, the control and movement of other joints could be envisaged following the same idea. The built electrostimulator may be used for contra-lateral motion (moving one voluntarily arm and other electrically stimulated) or movements of a single member with trajectory reference provided by a computer. It is expected to verify experimentally the efficacy of the proposed controller when it is compared to classical approaches, such as Proportional-Integral (PI) compensator.

The finite-time convergence of the closed-loop system to a small neighborhood close to the desired reference signal is demonstrated by using singular perturbations methods. The main theoretical contribution is the development of a time-scaling technique which reduces the order of the dynamical system, and therefore allows the analysis and design of the sliding mode controller without the exact knowledge of the relative degree of the plant model. The experimental results illustrate the performance of proposed control algorithm for NMES.

## 2 Prototype and Experimental Protocol

In order to keep the movement restrict to an elbow flexion and extension, avoiding shoulder rotations, a mechanical apparatus was built. In Figure 1, we present the mechanical parts of the functional electrostimulator developed for our experiments.

The NMES device has 2 output channels, so it is allowed simultaneous stimulation of the biceps brachii muscle (BB) and triceps brachii muscle (TB). The use of two independent channels allows the controller to actuate over the elbow joint at flexion and extension movements, while the elbow angle (Figure 2) is measured by a goniometer. The device has pulse width, frequency and current control, programmable at each applied pulse at 50 Hz. In this way, it



Fig. 1. Mechanical apparatus construct for NMES experimental tests. The point *A* in the image indicates a goniometer (simple potentiometer) linked to a steel axis *B* allowing angular displacement readings. Letter *C* shows that the wrist has an attachment with linear freedom of movement along the aluminum square rod, while *D* points out that there is an adjustment for the lateral distance of the elbow.

is possible to determine an error signal between the actual angle and a predetermined target. The stimulator is controlled via universal serial bus (USB) port and the user interface has been developed at LabVIEW 8.2, which also reads data from a NI USB-6009 12 bit analog-to-digital (A/D) converter.



Fig. 2. The device has been designed to constrain the movement of the upper limbs and limit the arm movement to a single degree of freedom while measuring elbow movement.

For the experiments, 2 healthy volunteers were recruited for the study, although in the future we intend to perform the tests with stroke patients. The volunteers were placed sitting with arms resting on the table with two aluminum bars system attached using straps (Figure 2). To place the electrodes in the correct position, the motor points of the BB and TB have been identified. A small pen electrode of 1 cm<sup>2</sup> area was moved over the skin using 1 Hz pulses at 300  $\mu$ s pulse-width of increasing current amplitudes looking for the point with the biggest twitch with the smallest current. Then, two square self-adhesive electrodes with 5 cm of side were used, one on the motor point and the other 2 cm distal. The stimulation parameters used were biphasic symmetric 300  $\mu$ s pulse width at 50 Hz. The controller modulated the current at each pulse.

A current limiter has been used to avoid discomfort to the subject. The value has been defined stimulating each BB and TB for short periods of time using progressively higher currents until the volunteers reported that the stimulation was uncomfortable. During the test protocol, the patients were asked to be completely relaxed and had their eyes closed so they could not see the reference signal in order to minimize active participation.

Movements were initially stimulated with the reference signal being a constant amplitude pulse. Between each movement was stipulated a rest of at least one minute, respecting a ratio of one to four in the time of stimulation and rest.

### 3 Modeling and Tracking Problem Formulation

#### 3.1 Open-loop responses

In Figure 3, the open-loop experimental tests were performed with the same patient. Different qualitative responses (overshoot and settling time) were obtained for a given reference target (elbow angle of  $45^\circ$ ) and input current signals with different magnitudes. These results highlight the time-varying nature of the neuromusculoskeletal plant as well as the presence of nonlinear phenomena such as dead zone actuation or muscle fatigue.

In spite of that, the collection of open-loop responses show us the considered system behaves to each stimulus as a linear second order system with transport delays [31] and uncertainties in its parameters, as follows:

$$H(s) = \frac{y}{u} = \frac{K e^{-Ds}}{s^2 + 2\xi w_n s + w_n^2}, \quad (1)$$

where  $K > 0$  is the high-frequency gain,  $0 < \xi < 1$  is damping factor,  $w_n > 0$  the natural frequency of the model and  $D \geq 0$  is a constant delay. All parameters of system can be assumed unknown but belonging to a range of uncertainty that is used in the controller design. In the open-loop experiments of Figure 3, the system parameters have varied within the following ranges:

$$0.012 < K < 0.019, \quad (2)$$

$$0.007 < 2\xi w_n < 0.29, \quad (3)$$

$$0.001 < w_n^2 < 0.02, \quad (4)$$

$$0.2 < D < 0.5. \quad (5)$$

The scalar signals  $y(t)$  and  $u(t)$  are the output angle of the elbow's arm (in degrees $^\circ$ ) and the electrical current stimulus input (in mA), respectively. The system in question is always positive [8], since the "positive" control responsible for upward movements is obtained through biceps activation and the "negative" control signal to get downward movements is given by the triceps stimulation plus to the gravity action.

#### 3.2 Control objective

The aim is to develop a control law based on output feedback to drive the angular error defined by:

$$e(t) = y(t) - y_m(t), \quad (6)$$

to a small neighborhood of zero, where the output  $y$  given in (1) is the elbow's arm angle measured by a goniometer and  $y_m$  is the desired reference angle.

In our experiments, unilateral movements were performed to electrostimulate the volunteer in order to obtain a step

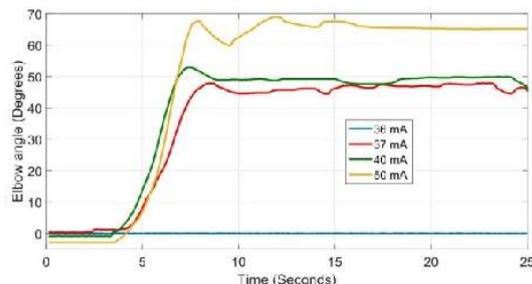


Fig. 3. Results obtained in open-loop tests for the same volunteer and four different values of step current inputs.

movement (contraction) with duration of 35s, resulting in a angle reference of  $45^\circ$ . For such an electrical stimulation, both device channels stimulating biceps and triceps muscles must be used.

In addition to the movement produced with reference signal generator mentioned above, homologous contralateral joint angle control will also be explored for bilateral symmetrical motion tests [40].

### 4 Sliding Mode Control via Time-scaling applied to NMES

In order to obtain a control strategy robust to modeling uncertainties, but simpler than the current nonlinear controllers used for NMES (see [5], [11] and references therein), we will combine time-scaling with sliding mode ingredients.

The proposed strategy is applicable to a wide class of plants with uncertain and arbitrary relative degree. A limitation of the time-scaling procedure is that it is restricted to stable systems. However, this is not a problem since the neuromusculoskeletal model considered here satisfies such an assumption *a priori*. By using singular perturbation methods, it is shown that in a new time scale the considered system can be reduced to a simple integrator perturbed by a rapid sensor dynamics, which in turn ultimately converges to a small residual set.

Then, we exploit this particular structure to redesign our sliding mode control law to show its robustness with respect to the arbitrary relative degree dynamics at expense of some time dilation, which slows down the system response.

#### 4.1 Background

Consider the following linear system:

$$\dot{x} = u, \quad (7)$$

$$\dot{x} = Ax + Bv, \quad (8)$$

$$y = Cx, \quad (9)$$

where  $x \in \mathbb{R}^n$  is the unmeasured state vector,  $u \in \mathbb{R}$  is the control input,  $y \in \mathbb{R}$  is system output and the relative

degree of the subsystem  $(A, B, C)$  is  $n^*$ . The relative degree of a rational transfer function

$$G(s) = N(s)/D(s) = C(SI - A)^{-1}B$$

is  $n^* = \deg(D(s)) - \deg(N(s))$ , i.e., the difference between the degrees of the denominator and numerator polynomials of  $G(s)$  [19]. For a proper transfer function, the relative degree is a nonnegative integer.

**Remark 1** *The integrator in (7) is used to obtain a virtual control signal  $v \in \mathbb{R}$ , which increases the relative degree of the overall system [24], i.e.,  $n \geq n^* - 1$  instead of  $n \geq n^*$ . The increase of the relative degree retains the high-frequency switching to the control signal  $u$ , whereas the virtual control  $v$  that directly drives the plant is continuous. Thus, it is expected the effects of chattering [41] in the proposed sliding mode controller can be attenuated.*

The constant matrices  $A \in \mathbb{R}^{n \times n}$ ,  $B \in \mathbb{R}^n$ ,  $C \in \mathbb{R}^{1 \times n}$ , the order  $n$  of the subsystem (8) and, consequently, the relative degree  $n^*$  are all uncertain. In particular, the matrix  $A$  must be Hurwitz.

A priori, the triple  $(A, B, C)$  represents the state-space representation of the transfer function (1). Nevertheless, the system has a delay which can be circumvented by using a Padé approximation obtained through the expansion of irrational function  $e^{-Ds}$  into a rational function whose numerator is a polynomial with degree  $p$  and the denominator has degree  $q$ , see [21] and references therein. For example, if  $p = q = 1$ , we have:

$$e^{-Ds} \approx \frac{1 - (Ds/2)}{1 + (Ds/2)}. \quad (10)$$

In some cases a very crude approximation is acceptable. For small delays, the following simple first-order lag approximation can be made [10]:

$$e^{-Ds} \approx \frac{1}{1 + Ds}, \quad (11)$$

which also justifies the robustness of the proposed controller to unknown delays, since they may be implicitly included in the stable dynamics of the triple  $(A, B, C)$  in (8)–(9). For longer delays, higher order Padé approximations can be adopted [21].

Differently from the the predictor-based approaches to delay compensation [37], [18], which are highly dependent on the order of the plant model and its parameters knowledge, we use the approximation above of any order to simplify the control design in the next section.

#### 4.2 Time-scaling for control design

In [41], it was shown that class of sliding mode controllers based on high-gain relay feedback can be designed to the tracking problem of plants unitary relative degree ( $n^* = 1$ ). Here, we show that these compensators can be extended to the arbitrary relative degree case and applied to NMFS.

In order to present such a generalization, consider the simplest integrator dynamics with input  $u$  and output  $y$ :

$$\dot{v} = u, \quad (12)$$

$$y = Cv, \quad (13)$$

which can be easily controlled by the first order sliding mode approach proposed in [41].

By using the singular perturbation method [19],[20], it is possible to show that sliding mode controllers are indeed robust to fast unmodeled dynamics such that the perturbed system (12)–(13) can be rewritten in the following *block sensor form* [20, p.50]:

$$\dot{v} = u, \quad (14)$$

$$\mu \dot{x} = Ax + Bv, \quad (15)$$

$$y = Cx, \quad (16)$$

and satisfies the inequality

$$|y - y_m| \leq \mathcal{O}(\mu), \quad (17)$$

after a transitory phase, since  $\mu > 0$  is a sufficiently small constant. The demonstration of this result will be given in Section 4.5. As defined in [20], a vector function  $f(t, \mu) \in \mathbb{R}^n$  is said to be of order  $\mathcal{O}(\mu)$  over an interval  $[t_1, t_2]$  if there exist positive constants  $k$  and  $\mu^*$  such that  $|f(t, \mu)| \leq k\mu$ ,  $\forall \mu \in [0, \mu^*]$  and  $\forall t \in [t_1, t_2]$ . In some cases we will be able to give estimates of constants  $k$  and  $\mu^*$  and thus quantify the corresponding  $\mathcal{O}(\mu)$  approximations. Otherwise, we will be satisfied by  $\mathcal{O}(\mu)$  being an “order of magnitude relation”, valid for “ $\mu$  sufficiently small”.

Before that, by applying an appropriated linear time-scaling [29]

$$\frac{dt}{d\tau} = \mu, \quad (18)$$

we can rewrite the system (14)–(16) into

$$v' = \mu u \quad (19)$$

$$x' = Ax + Bv, \quad (20)$$

$$y = Cx, \quad (21)$$

where  $v' := \frac{dv}{d\tau}$  and  $x' := \frac{dx}{d\tau}$ . This means that  $\exists \mu^* > 0$  such that the input signal  $u$  can be scaled (19) to control the original system (8)–(9) on a different dilated time scale given by  $\tau = (t - t_0)/\mu$ ,  $\forall \mu \in (0, \mu^*]$ , and  $t_0$  is any initial time.

The physical meaning is if a sliding mode controller originally proposed for a relative degree one system (in our case a simple integrator) is robust to fast and stable unmodeled dynamics as the parameter  $\mu \rightarrow +0$ , then the same controller is also suitable for controlling systems with arbitrary relative degree dynamics, if it is properly scaled. As expected, the price to pay is that the system response in closed loop slows down as  $\mu \rightarrow +0$ .

#### 4.3 The singular case: $\mu = 0$

In this case, the differential equation (15) is replaced by the algebraic equation  $x = -A^{-1}Bv$ . From (14) and (16), the first derivative of the output signal  $y$  with respect to time is given by

$$\dot{y} = Ku, \quad (22)$$

where the high frequency gain  $K$  is given by

$$K = -CA^{-1}B. \quad (23)$$

From (6) and (22), the time derivative of the error  $e(t)$  is given by

$$\dot{e} = Ku - \dot{y}_m, \quad (24)$$

$$\dot{e} = K(u + d_e), \quad (25)$$

with

$$d_e := -\dot{y}_m/K. \quad (26)$$

By using the Lyapunov function  $V(e) = e^2/2$ , it can be show that if the control law

$$u = -\text{sgn}(K)\rho \text{sgn}(e) \quad (27)$$

is used with a non-negative function *modulation function*  $\rho$  satisfying

$$\rho(t) \geq |d_e(t)| + \delta, \quad (28)$$

and  $\delta > 0$  being any arbitrarily small constant, then using the *Comparison Lemma* [9], we have the tracking error  $e(t)$  converging to zero in finite time, *i.e.*,

$$e(t) = 0, \quad \forall t > t_{s1}, \quad (29)$$

for some finite time  $t_{s1} > 0$ .

One possible choice for the modulation function to satisfy (28) is given by

$$\rho(t) = \bar{d}_e(t) + \delta, \quad (30)$$

where  $\bar{d}_e(t) = \bar{k}_m(t)/\underline{k}$  is a known upper bound for  $|d_e(t)|$ . The signal  $\rho(t)$  is constructed with any constant lower bound  $\underline{k}$  for  $K$  in (23), considering all the admissible uncertainties in  $(A, B, C)$ , *i.e.*,

$$0 < \underline{k} \leq |-CA^{-1}B|, \quad (31)$$

and  $\bar{k}_m(t)$  being a valid upper bound

$$|\dot{y}_m| \leq \bar{k}_m(t), \quad (32)$$

for the time derivative of the desired trajectory  $y_m(t)$ .

#### 4.4 Controller scaled parameters: $\mu \neq 0$

When  $\mu \neq 0$  in (15), the time scale (18) allows to consider the original plant (8)–(9) in a different time scale being controlled by the controller (27) properly scaled by  $\mu u$ , see (19). In order to incorporate it, the modulation function must be redesigned to satisfy

$$\rho(t) = \mu[\bar{d}_e(t) + \delta], \quad (33)$$

instead of (30).

In the next section, the analysis by means of singular perturbations shows that a practical tracking result can be obtained now in the sense that the tracking error converges in finite time for a residual set of  $\mathcal{O}(\mu)$  if  $\mu$  is sufficiently small, *i.e.*,

$$|\epsilon(t)| \leq \mathcal{O}(\mu), \quad \forall t > t_{s2}, \quad (34)$$

where  $t_{s2} > 0$  is some finite time.

The control of systems with uncertain relative degree is a challenging task [25], [16]. Here, this result is achieved without the use of differentiators or observers to compensate them [24], [1], [13], [3], [32]. The time-scaling procedure is introduced to do this job by reducing the order of the system dynamics and thus allowing the analysis and the control design for enlarged uncertainty in the relative degree in a simple way.

#### 4.5 Singular Perturbation Analysis

Due to the equivalence between systems (14)–(16) and (19)–(21) in distinct time scales  $t$  and  $\tau$ , all we need to show is that (14)–(16) with  $u$  defined in (27) and (30) achieves the control objective. After that, the same conclusions can be made for the original system (7)–(9) controlled by  $u$  given in (27) and (33) under slower transient responses due to the time dilation inherited from the adopted time-scaling (18).

Thus, we start representing the closed-loop system (14)–(16) with  $u$  defined in (27) and (30) into the following singular perturbation cascade model [19], [20], [42]:

$$\dot{v} = f(t, v, x, \mu), \quad (35)$$

$$\mu \dot{x} = g(t, v, x, \mu), \quad (36)$$

$$v = Cx - y_m, \quad (37)$$

where  $f(t, v, x, \mu) = -\text{sgn}(K)\rho \text{sgn}(e)$ ,  $g(t, v, x, \mu) = Ax + Bv$  and  $\mu > 0$  is sufficiently small.

The *quasi-steady state* (QSS) [19], [20] solution of (36) is

$$x = h(t, v) = -A^{-1}Bv, \quad (38)$$

which is obtained by setting  $\mu = 0$  and getting  $0 = g(t, v, x, 0)$  from (36).

On the other hand, the *reduced model* (RM) [19], [20] is defined by

$$\dot{\bar{v}} = f(t, \bar{v}, h(t, \bar{v}), 0), \quad (39)$$

$$\bar{e} = Ch(t, \bar{v}) - y_m. \quad (40)$$

The time-scale separation can be evaluated by the *discrepancy error*:

$$\tilde{x} = x(t, \mu) - h(t, v(t, \mu)). \quad (41)$$

By plugging (41) into (35)–(37), one has

$$\dot{v} = f(t, v, \tilde{x} + h(t, v), \mu), \quad (42)$$

$$\mu \dot{\tilde{x}} = g(t, v, \tilde{x} + h(t, v), \mu) - \mu \frac{\partial h}{\partial t} - \mu \frac{\partial h}{\partial v} f(t, v, \tilde{x} + h(t, v), \mu), \quad (43)$$

$$e = C[\tilde{x} + h(t, v(t, \mu))] - y_m. \quad (44)$$

By rescaling the time through  $\tau = \frac{t-t_0}{\mu}$ , where  $t_0$  is any initial time, we obtain  $\frac{d}{d\tau} = \mu \frac{d}{dt}$  leading to

$$\mu \dot{\tilde{x}} = \frac{d\tilde{x}}{d\tau}. \quad (45)$$

Let  $\mu = 0$ . This freezes  $t = t_0 + \mu\tau$  to  $t_0$  and  $v(t_0 + \mu\tau, \mu)$  to  $v(t_0, 0)$ . Now,  $t$  and  $v$  are seen as fixed “frozen” parameters and (43) can be rewritten in the new time variable  $\tau$  as

$$\frac{d\tilde{x}}{d\tau} = g(t, v, \tilde{x} + h(t, v), 0), \quad (46)$$

which is called *boundary layer model* (BLM) [19], [20].

The main stability results are stated in the next theorem.

**Theorem 1** *Since RM (39) and BLM (46) models are exponentially stable at the origin (BLM uniformly in  $t$  and  $x$ ), then, for sufficiently small  $\mu$ ,*

$$v(t, \mu) = v(t) + \mathcal{O}(\mu), \quad (47)$$

$$x(t, \mu) = h(t, v(t)) + \mathcal{O}(\mu) + \mathcal{O}\left(e^{-\gamma \frac{t-t_0}{\mu}}\right), \quad (48)$$

$$e(t, \mu) = \bar{e}(t) + \mathcal{O}(\mu) + \mathcal{O}\left(e^{-\gamma \frac{t-t_0}{\mu}}\right), \quad \gamma > 0, \quad (49)$$

and  $\bar{e}(t) \rightarrow 0$  in finite time. In addition, since  $g(t, 0, 0, \mu) = 0$  and  $h(t, 0) = 0$ , then for sufficiently small  $\mu$ , the origin  $e = 0$  of the error system is locally exponentially stable.

**Proof.**

The first part of the proof is to show that RM and BLM models are indeed at least exponentially stable.

Since  $f(t, v, x, \mu) = -\text{sgn}(K)\rho \text{sgn}(e)$  and using the QSS solution (38), equations (39)–(40) can be rewritten as

$$\dot{v} = -\text{sgn}(K)\rho \text{sgn}(\bar{e}), \quad (50)$$

$$\bar{e} = -CA^{-1}B\bar{v} - y_m. \quad (51)$$

By computing the time derivative of the following Lyapunov function candidate

$$V = \frac{\bar{e}^2}{2} \quad (52)$$

along the trajectories of (50)–(51) and reminding the high-frequency gain definition (23), one has

$$\begin{aligned} \dot{V} &= \dot{\bar{e}}\bar{e} \\ &= K\dot{\bar{v}}\bar{e} - \dot{y}_m\bar{e} \\ &= -|K|\rho \text{sgn}(\bar{e})\bar{e} - \dot{y}_m\bar{e} \\ &\leq (-|K|\rho + |\dot{y}_m|)|\bar{e}|. \end{aligned} \quad (53)$$

From (53) and the modulation function  $\rho$  defined in (30), satisfying (28), we can conclude that

$$\dot{V} \leq -|K|\delta|\bar{e}| < 0, \quad \forall t \geq 0. \quad (54)$$

Now, one can write (54) with  $\bar{e} := \sqrt{2V} = |\bar{e}|$  that satisfies

$$\dot{\bar{e}} \leq -|K|\delta, \quad \forall t \geq 0. \quad (55)$$

By using the *Comparison Lemma* [9], one has

$$|\bar{e}(t)| \leq |\bar{e}(0)| - |K|\delta t, \quad \forall t \geq 0, \quad (56)$$

and, consequently,  $|\bar{e}(t)| \equiv 0, \forall t \geq |\bar{e}(0)|/(|K|\delta)$ .

Finally, since  $g(t, v, x, \mu) = Ax + Bv$ , we can rewrite (46) by

$$\begin{aligned} \frac{d\tilde{x}}{d\tau} &= A(\tilde{x} + h(t, v)) + Bv, \\ &= A\tilde{x} + A[-A^{-1}Bv] + Bv, \\ &= A\tilde{x}. \end{aligned} \quad (57)$$

which is exponentially stable.

The remaining steps of the proof follows the generalized demonstration of Tikhonov’s theorem [19], [20] for systems with discontinuous right-hand side given in [42, Chapter 5]. More general results for singularly perturbed discontinuous systems can be found in [14]. Its proof uses the stability properties of the BLM to show that

$$|\tilde{x}(t, \mu)| \leq k_1 e^{-\alpha \frac{t-t_0}{\mu}} + k_2 \mu, \quad \alpha, k_1, k_2 > 0. \quad (58)$$

The preceding bound is used in (42) to prove (47), which is plausible, since  $\int_0^t e^{-\alpha s/\mu} ds$  is  $\mathcal{O}(\mu)$ . The proof ends with error analysis of (43) in the  $\tau$  time-scale to prove (48). The relation (49) is obtained by plugging (48) into  $e = cx - y_m$  and rewriting the obtained result for  $\bar{e}$  using (40).  $\square$

In the next section, the proposed control scheme is experimentally evaluated in a real functional electrical stimulation scenario.

## 5 Experimental Results

As mentioned before, the actuators in the controlled system are the biceps (BB) and triceps (TB). The BB and TB are antagonist muscles which means that they have opposite effects on the elbow joint. The BB is a flexor muscle and herein its activation will be responsible for the action



control with positive sign of  $u$ , while the TB will have a negative sign of  $u$ . As the gravity is acting over the arm at the described experimental position, the elbow joint extends itself without the need of TB activation. However, even during an extension movement, the TB may be active, which controls the rate of extension. The use of the antagonist muscles can improve the quality of the movement and tracking of the target angle, decreasing the overshoot of the responses in the experimental tests since the controller can actively reduce the angular velocity while approaching the target angle.

The discrete implementation of the controller and the unmodeled dynamics present in the system may induce the occurrence of *chattering phenomenon* [41]. However, this is not a problem here since the filtered control signal  $v$  applied to plant is smooth (see Figure 5). This is guaranteed through the integral action in (7) which is used to reduce the chattering, one of the main drawbacks of the sliding mode controllers in real applications.

The proposed sliding mode controller has been tested experimentally in a healthy individual using the platform for NMES following the 5protocol in Section 2. In the first trial, the reference signal has been chosen constant at  $y_m = 45^\circ$ , as seen in Figure 4. In the second experimental test, it was considered a contralateral non-actuated movement of the arm to generate the movement angle or a time-varying reference for the arm to be stimulated. Due to lack of space, we only discuss in the following the results for constant reference generated by the computer. The videos of the second experiment tests and the comparisons of the proposed strategy with the PI controller using the contralateral limb movement (right arm) as the reference trajectory can be found in the following link: <http://migre.me/rcQDh>

The modulation function used in the control law (27) was designed to satisfy inequality (33). In this case, the parameter  $\rho = 0.3$  was used in the controller  $u$  and the filtered control signal  $v$  in (7) was saturated at 40 mA to avoid any discomfort to the volunteer, as seen in Figure 5.

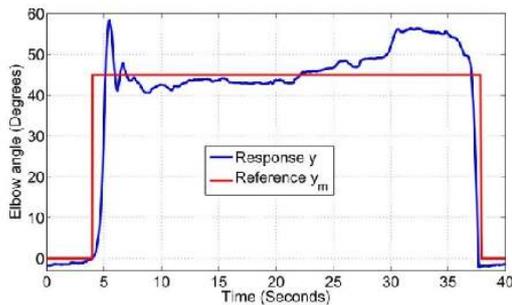


Fig. 4. First volunteer: response  $y$  and reference signal  $y_m$ .

Observing the performance of the controller in Figures 4 and 5, it shows a low error in permanent regime and low percentage overshoot for a practical scenario. In this context,

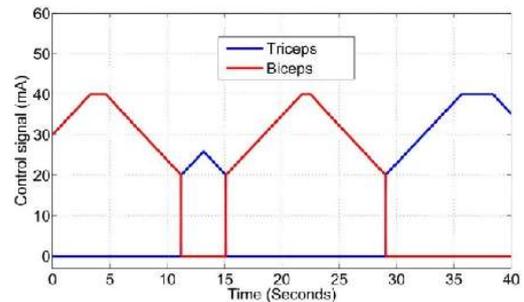


Fig. 5. Filtered control signal  $v$ : decomposition of control stimulus in the biceps (positive action) and triceps (negative action).

the responses obtained during the experiments were certainly influenced by the effects from external disturbances and the effects of nonlinearities in the actuators (BB and TB), such as dead zones and hysteresis, related to torque variation produced by its contraction. These ingredients were ignored in the initial modeling of the problem.

Despite the initial oscillatory response during the transient phase, the electrical stimulation system achieved the target angle faster than it was expected due to the time-dilation effect, which would slow down the system response. Regarding the average error as the figure of merit, Figure 4 shows an average error around  $6^\circ$ , which may be tolerated since the nonlinear and time-varying plant was approximated by a simpler linear nominal model with delayed control input.

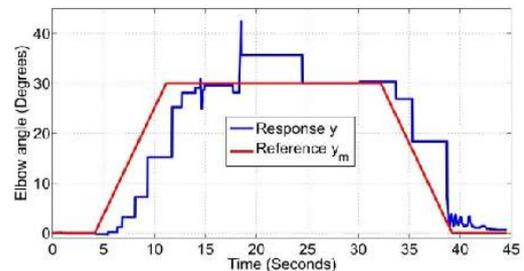


Fig. 6. Second volunteer: response  $y$  and reference signal  $y_m$ .

It is worth mentioning the design and tuning simplicity of our NMES controller. The experimental results show the potential of application of the proposed strategy in real scenarios, where parametric uncertainties and variation in order and relative degrees [25], [4] are always present. Since the time-scaling approach uses no differentiator scheme [24], [1], [13], [3], [32] to compensate for the plant relative degree, a lower sensitivity to measurement noise is expected, which is another important advantage for NMES.

At last, Figure 6 illustrates the robustness of our sliding mode control scheme calibrated for the first volunteer above, but now applied to a different individual in order to track another (trapezoidal) reference signal. The response

curves ratify the highly successful behavior of the proposed control scheme even in this adversary scenario for NMES.

## 6 Discussions and Conclusions

In spite of the nonlinearities and time-varying properties of NMES process, it was satisfactorily approached as a second order linear system with short time delays. Initially, the transfer function (1) has been chosen as a second order nominal model for our process. However, some responses obtained in open-loop tests were very similar to first-order system curves, suggesting the need for control approaches that allow structural changes in the system model. It is physically well-motivated since the skeletal-muscle of the human arm is complex and its modeling involves a number of approximations to comprise each person with a distinct physiology.

The development of the time-scaling technique was the key point to the solution of the proposed problem. This procedure reduces the order of the dynamic system to be studied and, hence, allows the analysis and design of the controller regardless of the relative degree and parametric uncertainties. The time-delay in the control loop could be satisfactorily approximated by a rational function (possibly of non-minimum phase), preserving the stability properties of the original dynamic system to be scaled.

Different from the usual NMES approaches found in the literature, once we have determined the controller gain, it was kept the same for all volunteers. Surprisingly, the tracking performance was very satisfactory. This robustness property is particularly important since the tuning process in general may take a long time and even induce muscle fatigue, reducing the efficacy of the process and its clinical viability.

According to the results of our experiments, the time-scaling approach have presented good performance results to reach the target angle and assuring comfort conditions to the volunteers. Its implementation is equally simple, using only one relay plus an integrator as control elements. There was no need for any anticipatory correction as the derivative action, well-known by its sensitivity to measurement noise. As a further advantage, the proposed control strategy for NMES can be easily implemented in embedded systems with low processing capacity.

## Acknowledgements

The authors thank the Brazilian funding agencies CAPES, CNPq and FAPERJ for the financial support. In particular, the second author also would like to thank Prof. Liu Hsu and Prof. Miroslav Krstić for their helpful comments and fruitful discussions about singular perturbation methods.

## References

- [1] M. T. Angulo, L. Fridman, and A. Levant. Output-feedback finite-time stabilization of disturbed LTI systems. *Automatica*, 48:606–611, 2012.

- [2] L. Bai, M. G. Pepper, Y. Yan, S. K. Spurgeon, M. Sakel, and M. Phillips. Quantitative assessment of upper limb motion in neurorehabilitation utilizing inertial sensors. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23:232–243, 2015.
- [3] G. Bartolini, A. Ferrara, and E. Usai. Chattering avoidance by second order sliding mode control. *IEEE Trans. Automat. Contr.*, 43:241–246, 1998.
- [4] G. Bartolini, A. Pisano, and E. Usai. On an output-feedback stabilization problem with uncertainty in the relative degree. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 18:741–755, 2008.
- [5] O. Brend, C. Freeman, and M. French. Multiple-model adaptive control of functional electrical stimulation. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 23:1903–1913, 2015.
- [6] R. Dolhem. Histoire de l'électrostimulation en médecine et en rééducation: the history of electrostimulation in rehabilitation medicine. *Annales de Réadaptation et de Médecine Physique*, 51:427–431, 2008.
- [7] H. Dou, K. K. Tan, T. H. Lee, and Z. Zhou. Iterative learning feedback control of human limbs via functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 7:315–325, 1999.
- [8] L. Farina and S. Rinaldi. Positive linear systems: Theory and applications. *John Wiley & Sons*, 2000.
- [9] A. L. Filippov. Differential equations with discontinuous right-hand side. *Amer. Soc. Translations*, 42:199–231, 1964.
- [10] G. F. Franklin, J. D. Powell, and A. Emami-Naeini. *Feedback Control of Dynamic Systems*. Prentice Hall, 2009.
- [11] C.T. Freeman, A. M. Hughes, J. H. Burridge, and P. H. Chappell. Iterative learning control of FES applied to the upper extremity for rehabilitation. *Control Engineering Practice*, 17:368–381, 2009.
- [12] C.T. Freeman, A. M. Hughes, J. H. Burridge, P. H. Chappell, P. L. Lewin, and E. Rogers. A robotic workstation for stroke rehabilitation of the upper extremity using FES. *Medical Engineering & Physics*, 31:364–373, 2008.
- [13] L. Fridman, Y. Shtessel, C. Edwards, and X. G. Yan. Higher-order sliding-mode observer for state estimation and input reconstruction in nonlinear systems. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 18:399–412, 2008.
- [14] L. M. Fridman. Singularly perturbed analysis of chattering in relay control systems. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 47:2079–2084, 2002.
- [15] Y. Hara. Neurorehabilitation with new functional electrical stimulation for hemiparetic upper extremity in stroke patients. *J Nippon Med Sch.*, 75:4–14, 2008.
- [16] A. G. G. Hernández, L. Fridman, A. Levant, Y. Shtessel, R. Leder, C. R. Monsalve, and S. I. Andrade. High-order sliding-mode control of blood glucose: Practical relative degree approach. *Control Engineering Practice*, 21:747–758, 2013.
- [17] S. Jezernik, R. Wassink, and T. Keller. Sliding mode closed-loop control of FES: Controlling the shank movement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51:263–272, 2004.
- [18] I. Karafyllis, M. Malisoff, M. de Queiroz, M. Krstic, and R. Yang. Predictor-based tracking for neuromuscular electrical stimulation. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, page DOI: 10.1002/rnc.3211, 2014.
- [19] H. K. Khalil. *Nonlinear systems*. Prentice Hall, 2002.
- [20] P. Kokotović, H. K. Khalil, and J. O'Reilly. *Singular perturbation methods in control: analysis and design*. SIAM, 1999.
- [21] J. Lam. Convergence of a class of Padé approximations for delay systems. *International Journal Control*, 52:989–1008, 1990.
- [22] F. Le. Recursive identification of Hammerstein systems with application to electrically stimulated muscle. *Control Engineering Practice*, 20:386–396, 2012.

- [23] F. Le, I. Markovskiy, C. T. Freeman, and E. Rogers. Identification of electrically stimulated muscle models of stroke patients. *Control Engineering Practice*, 18:396–407, 2010.
- [24] A. Levant. Higher-order sliding modes, differentiation and output-feedback control. *International Journal of Control*, 76:924–941, 2003.
- [25] A. Levant. Finite-time stability and high relative degrees in sliding-mode control. *Sliding Modes after the First Decade of the 21st Century, Lecture Notes in Control and Information Sciences*, 412:59–92, 2012.
- [26] C. L. Lynch and M. R. Popovic. Functional electrical stimulation: closed-loop control of induced muscle contractions. *IEEE Control Systems Magazine*, 28:40–50, 2008.
- [27] N. A. Maffioletti. Physiological and methodological considerations for the use of neuromuscular electrical stimulation. *European Journal of Applied Physiology*, 110:223–234, 2010.
- [28] S. Mohammed, P. Pignet, P. Fraisse, and D. Guiraud. Toward lower limbs movement restoration with input-output feedback linearization and model predictive control through functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 20:182–195, 2012.
- [29] P. Moya, R. Ortega, M. S. Netto, L. Praly, and J. Picó. Application of nonlinear time-scaling for robust controller design of reaction systems. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 12:57–69, 2002.
- [30] B. M. Nigg and W. Herzog. *Biomechanics of Musculo-skeletal System*. John Wiley & Sons, 1991.
- [31] G. N. N. V. B. Nunes. *Modelação e controlo não-linear do sistema motor humano*. MSc thesis, Departamento de Engenharia Electrotécnica, Universidade Nova de Lisboa, 2009.
- [32] T. R. Oliveira, A. J. Peixoto, and L. Hsu. Peaking free output-feedback exact tracking of uncertain nonlinear systems via dwell-time and norm observers. *International Journal of Robust and Nonlinear Control*, 23:483–513, 2013.
- [33] F. Previdi. Identification of black-box nonlinear models for lower limb movement control using functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 10:91–99, 2002.
- [34] F. Previdi, M. Ferrarin, S. M. Savaresi, and S. Bittanti. Closed-loop control of FES supported standing up and sitting down using virtual reference feedback tuning. *Control Engineering Practice*, 13:1173–1182, 2005.
- [35] D. N. Rushton. Functional electrical stimulation and rehabilitation—an hypothesis. *Medical Engineering & Physics*, 25:75–78, 2003.
- [36] T. Schauer, N. O. Negard, F. Previdi, K. J. Hunt, M. H. Fraser, E. Ferchland, and J. Raisch. Online identification and nonlinear control of the electrically stimulated quadriceps muscle. *Control Engineering Practice*, 13:1207–1219, 2005.
- [37] N. Sharma, C. Gregory, and W. Dixon. Predictor-based compensation for electromechanical delay during neuromuscular electrical stimulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19:601–611, 2011.
- [38] L. R. Sheffler and J. Chae. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. *Muscle Nerve*, 35:562–590, 2007.
- [39] W. J. Shribner. *A Manual of Electrotherapy*. Lea & Febiger, 1982.
- [40] Y. Song, S. Forsgren, J. Yu, R. Lorentzon, and P. S. Stal. Effects on contralateral muscles after unilateral electrical muscle stimulation and exercise. *PLoS One*, 7:1–14, 2012.
- [41] V. Utkin, J. Guldner, and J. Shi. *Sliding mode control in electromechanical systems*. Taylor & Francis Ltd., 1999.
- [42] V. I. Utkin. *Sliding modes in control and optimization*. Springer-Verlag, 1992.
- [43] M. Vanoncini, W. Holderbaum, and B. J. Andrews. Electrical stimulation for trunk control in paraplegia: A feasibility study. *Control Engineering Practice*, 20:1247–1258, 2012.
- [44] J. M. Veerbeek, E. van Wegen, R. van Peppen, P. J. van der Wees, E. Hendriks, M. Rietberg, and G. Kwakkel. What is the evidence for physical therapy poststroke? a systematic review and meta-analysis. *PLoS One*, 9:1–33, 2014.
- [45] W. Xu, B. Chu, and E. Rogers. Iterative learning control for robotic-assisted upper limb stroke rehabilitation in the presence of muscle fatigue. *Control Engineering Practice*, 31:63–72, 2014.
- [46] D. Zhang, P. Pignet, F. Widjaja, and W. T. Ang. Neural oscillator based control for pathological tremor suppression via functional electrical stimulation. *Control Engineering Practice*, 11:74–88, 2011.