

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA E
INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI

DELMAR CARVALHO DE SOUZA

**CONTROLE MOTOR DE MOVIMENTOS FUNCIONAIS
EMPREGANDO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
EM MALHA FECHADA**

TESE DE DOUTORADO

CURITIBA

2019

DELMAR CARVALHO DE SOUZA

**CONTROLE MOTOR DE MOVIMENTOS FUNCIONAIS
EMPREGANDO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA
EM MALHA FECHADA**

Tese de doutorado apresentado ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do título de “Doutor em Ciências” – Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

CURITIBA

2019

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

Souza, Delmar Carvalho de

Controle motor de movimentos funcionais empregando sistema de estimulação elétrica em malha fechada [recurso eletrônico] / Delmar Carvalho de Souza. -- 2019. 1 arquivo texto (165 f.) : PDF ; 3,63 MB.

Modo de acesso: World Wide Web

Título extraído da tela de título (visualizado em 16 mar. 2020)

Texto em português com resumo em inglês

Tese (Doutorado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2019

Bibliografia: f. 143-149.

1. Engenharia elétrica - Teses. 2. Medula espinhal - Ferimentos e lesões. 3. Estimulação elétrica. 4. Estimulação elétrica transcutânea do nervo. 5. Articulações - Amplitude de movimento. 6. Articulações - Amplitude de movimento - Medição. 7. Eletroterapia. 8. Músculos - Regeneração. I. Nohama, Percy. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. III. Título.

CDD: ed. 23 – 6216.3

Biblioteca Central da UTFPR, Câmpus Curitiba

Bibliotecário: Adriano Lopes CRB-9/1429



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Diretoria de Pesquisa e Pós-Graduação

TERMO DE APROVAÇÃO DE TESE Nº 204

A Tese de Doutorado intitulada “**CONTROLE MOTOR DE MOVIMENTOS FUNCIONAIS EMPREGANDO SISTEMA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA EM MALHA FECHADA**”, defendida em sessão pública pelo(a) candidato(a) **Delmar Carvalho de Souza**, no dia **30 de outubro de 2019**, foi julgada para a obtenção do título de Doutor em Ciências, área de concentração **Engenharia Biomédica**, e aprovada em sua forma final, pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial.

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Percy Nohama - Presidente – (UTFPR)
Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto – (PUCPR)
Prof. Dr. Julio Cesar Nievola – (PUCPR)
Prof. Dr. Paulo Roberto Stefani Sanches – (HCPA/UFRGS)
Prof. Dr. André Giacomelli Leal – (INC)
Profa. Dra. Paula Karina Hembecker – (UFPR)(Suplente)

A via original deste documento encontra-se arquivada na Secretaria do Programa, contendo a assinatura da Coordenação após a entrega da versão corrigida do trabalho.

Curitiba, 30 de outubro de 2019.

AGRADECIMENTOS

Muitos foram os que colaboraram de alguma forma com este trabalho. Mesmo sem citar todos os seus nomes, quero agradecer àqueles que, por menor que tenha sido sua contribuição, fizeram diferença nesse trabalho.

Inicialmente, agradeço o Prof. Dr. Percy Nohama que aceitou a ideia inicial e multiplicou-a em complexidade e objetividade; Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto que muito contribuiu com sua experiência, apoiou de diversas formas, particularmente com seu domínio da língua inglesa; Raphael Nogueira, em cuja dissertação desenvolveu-se a base do estimulador usado neste trabalho e com quem compartilhei gratos momentos; Carlos Roberto Fernandes que desenhou, montou e muito se ocupou com o exoesqueleto, além do gabinete do estimulador, hastes do eletrogoniômetro e as muitas ideias criativas e promissoras que tratamos; PUCPR e a equipe do Laboratório de Engenharia de Reabilitação (LER). Maria de Fátima Fernandes Vara foi fundamental em oferecer seu ambiente de trabalho (ADFP), oferecer seu apoio, além de recrutar voluntários; Profa. Isabel Cristina Bini (UniDomBosco) que também deu seu suporte como profissional da área da saúde; minha equipe do IFSC que participou ativamente de diferentes modos: concentrando minhas aulas no início da semana para que pudesse continuar com os trabalhos em Curitiba, aqueles com os quais discuti alguns aspectos sobre controle e eletrônica de potência. Ainda fazendo parte da equipe do IFSC, Renan Augusto Starke que escreveu com grande competência o código C do estimulador e do controle, Eduardo Ademir de Souza, que escreveu uma versão eficiente do controle para sistemas embarcados. Meu fiel companheiro, Júlio Cesar Palma, que sempre esteve a meu lado, desde o princípio, acompanhando-me, desenvolvendo, testando, montando com grande esmero os circuitos do estimulador, ouvindo pacientemente nossas reclamações, além do seu envolvimento com os testes em voluntários. Meu irmão Gilmar Carvalho de Souza, que sempre me incentivou, e gratidão também por minha querida mulher Raquel Brasiliense e meus queridos filhos Artur Brasiliense de Souza (que editou as figuras da tese) e Estêvão Brasiliense de Souza, que souberam sobrelevar minhas omissões e sempre apoiaram todo meu trabalho.

RESUMO

DE SOUZA, DELMAR CARVALHO. **Controle Motor de Movimentos Funcionais Empregando Sistema de Estimulação Elétrica em Malha Fechada**. 165f. Tese de doutorado. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI). Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2019.

Introdução: A lesão medular pode afetar diversas regiões do corpo prejudicando a motricidade, a propriocepção e a sensibilidade, exigindo adaptações para realização das atividades diárias. A estimulação elétrica funcional (FES) é um recurso eficaz na reabilitação dessas pessoas na medida em que permite o controle de movimentos funcionais. O objetivo deste estudo consiste em desenvolver e avaliar uma estratégia de controle motor empregando FES em malha fechada, para obtenção de movimentos funcionais em membros inferiores de pessoas com lesão medular, atuando sobre os grupos musculares agonista e antagonista da perna. **Metodologia:** Os grupos musculares dos quadríceps são estimulados em combinação com os isquiotibiais, a fim de avaliar a viabilidade do controle de posição do joelho para constituição de uma futura neuroprótese híbrida. O algoritmo do controlador PI foi escrito em linguagem C, e implementado em Raspberry PI3 e ATmega328. O perfil estimulatório gerado pelo sistema de FES segue as recomendações da literatura quanto à forma do sinal, frequência, duração e amplitude. O estimulador foi testado em 10 voluntários, sendo que 7 deles apresentavam lesões medulares, 1 apresentava sequelas de AVC, 1 voluntário com mielite transversa e 1 com pólio (perna sem lesão). Utilizou-se o método do domínio da frequência para encontrar parâmetros estáveis para o controlador PI. **Resultados:** Os testes *in vivo* mostraram que o controle sobre a amplitude de movimento do joelho apresenta a mesma tendência entre os voluntários, mas também é fortemente dependente do indivíduo. Observou-se que o tempo para atingir a amplitude de extensão-alvo, ou seja, a amplitude de movimento prevista, é inversamente proporcional ao K_c (ganho do controlador), enquanto o *overshooting* é diretamente proporcional ao K_c ; o *settling time* e o atraso eletromecânico mostram a tendência de acompanhar T_c (constante de tempo do controlador). A estimulação conjugada entre quadríceps e isquiotibiais acentua o comportamento observado com relação à estimulação exclusivamente do quadríceps. Quando os parâmetros do controlador são adequadamente escolhidos para a estimulação do quadríceps, a estimulação combinada melhora a estabilidade do controle, como reduzindo *overshoot* e reduzindo o tempo para atingir a extensão-alvo. **Conclusões:** Conclui-se que a FES pode ser empregada no controle da amplitude de movimento do joelho de pessoas com lesão medular, podendo-se alcançar uma amplitude predefinida de forma segura. Parâmetros do controlador podem ser ajustados para adequar-se às características de cada voluntário, possibilitando atingir-se a extensão-alvo com maior ou menor velocidade, reduzir o *overshoot* e até minimizar oscilações indesejáveis. A estimulação conjugada dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, com os parâmetros do controlador adequadamente escolhidos, promove um melhor controle da extensão.

Palavras-chave: controle motor, movimento funcional, lesão medular, membros inferiores, estimulação elétrica funcional, controle em malha fechada.

ABSTRACT

DE SOUZA, DELMAR CARVALHO. **Motor Control of Functional Movements Using Closed Loop Electrical Stimulation System.** 165f. Doctoral thesis. Graduate program in electrical engineering and industrial computing (CPGEI). Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Curitiba, 2019.

Introduction: Spinal cord injury can affect several areas of the human body. Mobility, proprioception and tactile sensitivity are consequences of the disability. Adaptations are required to perform daily activities. Functional electrical stimulation (FES) is an effective rehabilitation resource for these persons because it allows the control of functional movements. This study aims to develop a motor control strategy using closed-loop FES to generate functional movements in the lower limbs of persons who have suffered spinal cord injury. This motor control strategy involves the agonist and antagonist muscle groups of the impaired lower limb. **Methodology:** The quadriceps muscle group is stimulated in combination with the hamstring muscle group to assess the feasibility of knee position control for the construction of a future neuroprosthesis. Written in C language, the PI controller algorithm was implemented using Raspberry Pi and ATmega328. The pulses generated by the stimulator follow the recommendations of the literature regarding the signal profile, frequency, duration, and amplitude. The FES system was tested on 10 volunteers, seven of them with spinal cord injuries, one with stroke sequelae, one with transverse myelitis, and one with polio (uninjured leg). The domain frequency method was used to find stable parameters for the PID controller. **Results:** *In vivo* tests have shown that control over knee range of motion has the same tendency among volunteers, but is also strongly dependent on the individual. The time taken to achieve the goal or the predicted range of motion was inversely proportional to the controller gain (K_c), whereas the overshooting was directly proportional to K_c . Settling time and target showed a tendency to follow the controller time constant (T_c). Conjugated stimulation between quadriceps and hamstrings accentuates the response observed with relation to stimulation of the quadriceps exclusively. When the parameters of the controller are appropriately chosen for the quadriceps, the combined stimulation improves the performance of the control, such as reducing overshoot and the time to reach the target extension. **Conclusions:** It is concluded that FES can be used to control the range of motion of the knee of people with spinal cord injury, being able to reach a predefined range safely. Controller parameters can be adjusted to suit the characteristics of each volunteer's, making it possible to reach the target extension with greater or lesser speed, reduce overshoot and even minimize undesirable oscillations. The combined stimulation of the quadriceps and hamstring muscle groups, with the parameters of the controller properly chosen, promotes better control of the extension.

Keywords: Motor control, functional movements, spinal cord injury, lower limbs, functional electrical stimulation, closed-loop control.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 a) Diagrama representativo de um neurônio; b) Neurônio observado através de um microscópio.....	21
Figura 2 – As três classes de neurônios e os dois sentidos das atividades neuronais.....	22
Figura 3 - a) Um neurônio motor enervando fibras musculares; b) dois neurônios motores enervando fibras musculares.....	23
Figura 4 – Fibras musculares reunidas em feixes por tecido conectivo e ligada aos ossos por tendões.	24
Figura 5 – Região média do sarcômero mostrando os filamentos grossos e finos.....	25
Figura 6 – Arranjo dos filamentos grossos e finos que produzem os músculos estriados.	25
Figura 7 – Mudanças no potencial da membrana como resultado da sua despolarização.	26
Figura 8 – Resistividade de um material.....	28
Figura 9 – capacitância de um material.....	29
Figura 10 – impedância de um material	30
Figura 11 – modelagem para reabilitação de paraplégicos com estimulação do quadríceps simulando movimento de sentar-se e levantar-se.....	32
Figura 12 - Modelo biomecânico do joelho onde testou-se estimulação para reduzir ao máximo a fadiga muscular.....	Erro! Indicador não definido.
Figura 13 - Modelo fisio-matemático do joelho onde testou padrões estimulatórios para evitar a fadiga.....	34
Figura 14 – FES aplicado aos quadríceps vasto medial, isquiotibiais bíceps femoris, glúteo máximo e tibial anterior de um paraplégico.....	35
Figura 15 - Modelo da perna humana com os músculos monoarticulares e biarticulares flexores e extensores.....	37
Figura 16 - Experimento aplicando corrente senoidal em pacientes hígidos.	37
Figura 17 - Posição dos eletrodos no grupo muscular quadríceps e isquiotibiais	38
Figura 18 - Exoesqueleto Vanderbilt usa torque motor nas articulações de quadril e joelho.....	38
Figura 19 – Teste dos parâmetros responsáveis pela fadiga com o uso de FES.	39
Figura 20 - Diagrama em blocos de um estimulador genérico	40
Figura 21 - Tipos de pulsos em <i>burst</i> usados em estimulação elétrica.....	42
Figura 22 – Períodos do sinal estimulatório utilizado neste trabalho.	43
Figura 23 - Diagrama em bloco de um controlador PID.....	48
Figura 24 - Resposta característica de um sistema realimentado.....	51
Figura 25 - Controle manual em malha aberta.....	52
Figura 26 - Resposta dinâmica de processos integrativos sem realimentação .	52
Figura 27 - Resposta dinâmica de processos auto-regulados sem realimentação.	53
Figura 28 – Auto teste com realimentação aberta.	54
Figura 29 - Resposta do sistema ao degrau da entrada	56
Figura 30 – Sistema realimentado simples	58
Figura 31 – Gráfico polar de Nyquist com margem de ganho e margem de fase.	59

Figura 32 – Resposta em frequência mostrando margem de fase e margem de ganho positivas.	61
Figura 33 – Resposta em frequência com margem de ganho negativo.....	61
Figura 34 – Duas sequências de pulsos obtidos nos pinos 10 e 12 do TL074....	63
Figura 35 - Esquemático do estágio de potência do estimulador testado.....	63
Figura 36 - <i>Bursts</i> defasados e aplicados ao primário do transformador.	66
Figura 37- Forma de onda bifásica da saída mostrando a rampa de subida dos pulsos	68
Figura 38- Pulsos estimulatórios bifásicos na saída.....	69
Figura 39 - Forma de onda na carga resistiva de 1K Ω mostrando a frequência de <i>burst</i>	69
Figura 40 - Largura de pulso da corrente de saída. Largura: 300us.	69
Figura 41 - Período entre pulsos bifásicos 1ms. Tempo de descanso 700us.	70
Figura 42 - Período entre pulsos positivos de 2ms.....	70
Figura 43- Período de pulsos 5 ms ou 200 Hz	70
Figura 44- Tensão máxima alcançada na saída: 224 Vpp.....	71
Figura 45 - Diagrama mostrando as conexões entre controlador, estimulador.	73
Figura 46 - Diagrama com o controlador PI, planta e os sinais envolvidos.....	75
Figura 47 - Diagrama mostrando onde o tempo é considerado contínuo (t) e onde é amostrado (T). K um número qualquer.	76
Figura 48 – representação da transformada Z em círculo unitário.....	77
Figura 49 - Diagrama mostrando as entradas e saída do controlador.....	78
Figura 50 – Voluntário sentado na cadeira extensora seguro por cinto tipo rapel adaptado.....	85
Figura 51 - Grupo muscular quadríceps com parte dos músculos do grupo	86
Figura 52 - Posição dos eletrodos autoadesivos no grupo muscular quadríceps.....	86
Figura 53 – Grupo muscular isquiotibiais (hamstrings).....	87
Figura 54 - Posição dos eletrodos autoadesivos sobre o grupo muscular isquiotibiais.....	87
Figura 55 – eletrogoniômetro, eletrodos e ponteira do osciloscópio posicionados para leitura dos movimentos do joelho do voluntário.	89
Figura 56 – Detalhe sobre os procedimentos para aferição do eletrogoniômetro.....	90
Figura 57 - Curva dos parâmetros iniciais da perna do voluntário.....	90
Figura 58 – interface Raspberry Pi para entrada de dados do controlador.....	91
Figura 59 – Gráfico ângulo do joelho e tensão dos eletrodos em relação ao tempo.	91
Figura 60 – posição dos eletrodos sobre os isquiotibiais.....	92
Figura 61 – Gráficos ângulo do joelho, tensão quadríceps, tensão isquiotibiais x tempo. Fonte: arquivo obtido por Scilab	92
Figura 64 – Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 1, obtidos através dos testes 1 ao 4.	98
Figura 65 – Teste 4 prolongado aplicado ao voluntário 1, mostrando a amplitude de movimento do joelho direito em relação ao tempo e as tensões aplicadas ao quadríceps.	99
Figura 66 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 1, obtidos através dos testes 5 e 6.	100

Figura 67 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 2, obtidos através dos testes 7 a 15.	101
Figura 68 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 3, obtidos através dos testes 16 a 18.	102
Figura 69 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 3, obtidos através dos testes 19 a 21.	103
Figura 70 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 4, obtidos através dos testes 22 e 23.	104
Figura 71 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 5, obtidos através dos testes 24 e 25.	105
Figura 72 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 5, obtidos através dos testes 26 e 27.	106
Figura 73 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 6, obtidos através do teste 28.	107
Figura 74 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 6, obtidos através dos testes 29 ao 34.	108
Figura 75 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 7, obtidos através dos testes 35 ao 38.	109
Figura 76 - Amplitude de movimento do joelho esquerda do voluntário 7, obtidos através dos testes 39 e 40.	110
Figura 77 - Amplitude de movimento do joelho esquerda do voluntário 8, obtidos através dos testes 41 e 42.	111
Figura 78 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 9, obtidos através do teste 43.	112
Figura 79 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 10, obtidos através do teste 44.	113
Figura 80 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 11, obtidos através dos testes 45 e 46.	114
Figura 81 - Proporção entre as etapas de apoio e balanço da marcha e as fases de travamento das articulações em cinza.	120
Figura 82 – Forma de onda medida sobre eletrodos aplicados sobre a pele do voluntário.	121
Figura 83 - posição do eletrogoniômetro não coincide com o centro da articulação.	122
Figura 84 – Parâmetros da estimulação sobre quadríceps do voluntário 2 no dia 23/05/2019.	126
Figura 85 – Seleção de voluntários com parâmetros Kc entre 3.0 e 4.0	Erro!
Indicador não definido.	
Figura 86 – Dados dos voluntários da tabela 5 com Kc de 2.0 a 3.0. Fonte:	129
Figura 87 – Comparativo de parâmetros entre testes com TC entre 2,0 e 3,0	130
Figura 88 – Variação de parâmetros do voluntário 6.	131
Figura 89 – Parâmetros da estimulação sobre quadríceps do voluntário 3.	132

LISTA DE TABELAS E QUADROS

Tabela 1 – Proporção entre canal 1 e canal 2, em testes realizados sobre carga resistiva de 1 k Ω	95
Tabela 2- relação entre a proporção das tensões medidas sobre quadríceps e isquiotibiais usando eletrodos de 10x5 e 5x5 cm, utilizando dois osciloscópios não isolados.....	Erro! Indicador não definido.
Tabela 3 – faixas de K_c e T_c para escolha dentro do critério da resposta em frequencia.....	96
Tabela 4 – Voluntários testados com o estimulador controlado	97
Tabela 5 – Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 1.	98
Tabela 6 – correlação entre os testes em relação ao teste 4, voluntário 1	99
Tabela 7 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 1	100
Tabela 8 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 2.....	101
Tabela 9 - correlação entre os testes em relação ao teste 7, voluntário 2.....	102
Tabela 10 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 3.....	103
Tabela 11- correlação entre os testes 16 a 18, voluntário 3.....	103
Tabela 12 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 3	104
Tabela 13 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 4.....	104
Tabela 14 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 5	105
Tabela 15 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 5.....	106
Tabela 16 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 6	107
Tabela 17 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 6	108
Tabela 18 - correlação entre os testes 29 ao 34, voluntário 6.....	108
Tabela 19 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 7.....	109
Tabela 20 - correlação entre os testes 35 a 37, voluntário 7.....	110
Tabela 21 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 7	111
Tabela 22 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 8	111
Tabela 23 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 9.....	112
Tabela 24 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 10	113
Tabela 25 - Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 11 hígido.....	114
Tabela 26 – Exemplos dos maiores aumentos de tensão relacionados à manutenção da extensão e o período em que a estimulação foi aplicada.....	119

Tabela 27 – Estimulação prolongada encerra-se com as oscilações ou queda acentuada da amplitude de movimento.....	119
Tabela 32 – Comparativo entre voluntários submetidos a Kc próximos de 4,0	127
Tabela 33 – dados da tabela 5 com Kc variando de 2,0 a 3,0	128
Tabela 34 – testes onde Tc ficou entre 2,0 e 3,0.....	129
Tabela 35 – Testes estimulatórios aplicados ao quadríceps do voluntário 6, perna esquerda	131
Tabela 36 – Valores baixos de Kc tornam a extensão mais lenta (voluntário 3)	132
Tabela 38 – Estimulação combinada de quadríceps e isquiotibiais.....	134
Quadro 1 – PID e suas notações.....	57

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ADFP – Associação de Deficientes Físicos do Paraná

AEM – Atraso eletromecânico

AMPOP – Amplificador Operacional

AVC – Acidente Vascular Cerebral

CA/D – Conversor analógico-digital (*A/DC-Analogic-digital Converter*)

CD/A – Conversor digital-analógico (*D/AC-Digital-Analogic Converter*)

EMD – Atraso eletromecânico (*Electromechanical delay*)

EMG – Eletromiografia

Extensão-alvo – amplitude de movimento que deve ser atingida por meio da FES

EVA – *Ethylene Vinyl Acetate*

FES – Estimulação Elétrica Funcional (*Functional Electric Stimulation*)

Firmware – Programa instalado em sistemas embarcados

FTMA - função de transferência de malha aberta

IFSC – Instituto Federal de Santa Catarina

ISQ - tensão aplicada ao isquiotibiais em percentual, em relação a tensão aplicada ao quadríceps.

PPM – Passagem pela meta

PUCPR – Pontifícia Universidade Católica do Paraná

RGO - *Reciprocating gait orthosis*

SNC – Sistema Nervoso Central

TA – Tempo de ajuste (*settling time*)

UM – Ultrapassagem da meta (*overshoot*)

LISTA DE SÍMBOLOS

- A – Área da seção transversal (m^2)
- C – Capacitância (F)
- d – Espessura do material (m)
- Q – Cargas elétricas (C)
- Kc - Ganho do controlador
- Kp – Ganho da planta
- R – Resistência elétrica (Ω)
- Tc – Constante de tempo do controlador
- Tp – Constante de tempo da planta
- V – Diferença de potencial (ddp) (V)
- Vpp – Tensão pico a pico (V)
- ϵ_0 – Constante dielétrica do vácuo ($8,85 \times 10^{-12}$ F/m)
- ϵ_r – Permissividade relativa do material (adimensional)
- ρ – Resistividade (Ωm)
- σ – Condutividade (S/m)
- I – Intensidade de corrente elétrica (A)

SUMÁRIO

1	Introdução.....	17
1.1	Contextualização	17
1.2	Objetivos	19
1.2.1	Objetivo geral.....	19
1.2.2	Objetivos específicos	19
1.3	Justificativa.....	19
2	Fundamentação teórica	21
2.1	Unidades Motoras	21
2.2	Fibra muscular.....	23
2.3	Músculos da coxa.....	27
2.4	Corrente elétrica em tecidos vivos.....	28
2.5	Estimulação elétrica funcional controlada	32
2.6	Estrutura de um estimulador elétrico funcional	40
2.6.1	Circuito de Entrada	40
2.6.2	Gerador de Pulsos	41
2.6.3	Modulador.....	41
2.6.4	Gerador de Padrões	42
2.6.5	Estágio de Saída.....	44
2.7	Sistema de controle	45
2.8	Sistema de controle PID.....	47
2.9	Diagrama em bloco de controle PID genérico.....	48
2.9.1	Bloco Planta ou Processo	49
2.9.2	Variável do processo.....	49
2.9.3	Realimentação	49
2.9.4	Variável manipulada (VM).....	50
2.9.5	Distúrbios.....	50
2.9.6	Meta (setpoint).....	50
2.9.7	Erro.....	50
2.10	Ajuste do controle PID (Tuning).....	51
2.11	Processo integrativo ou não-auto-regulado	52
2.12	Processos auto-regulados	53
2.13	Obtendo as constantes para o ajuste (tuning) pelo método de malha aberta....	53
2.14	Análise de realimentação aberta	55
2.15	Tuning usando o método Domínio da frequência.....	57
2.16	Diagrama de Bode.....	57
3	Estimulador empregado no presente trabalho.....	62
3.1	Gerador de padrões utilizado neste trabalho	64
3.2	Estágio de saída.....	66
4	MaterialS e métodoS	72
4.1	Configuração do controlador	74
4.2	Desenvolvimento das equações de controle	74
4.3	Bloco de controle PI	75
4.4	Transformada Z.....	76
4.5	Transformada bilinear ou método de Tustin	77
4.6	Cálculo dos parâmetros de controle.....	80
4.7	Ensaio <i>IN Vivo</i>	84
4.8	Preparo dos voluntários	85

4.9	Ensaio com os voluntários	87
4.9.1	Teste para definição dos parâmetros de controle	88
4.9.2	Teste controlado com quadríceps	88
4.9.3	Teste controlado com isquiotibiais	88
4.10	Obtenção dos parâmetros da planta e do controlador	89
5	Resultados	94
5.1	Testes de bancada aplicados a uma carga biológica simulada	94
5.2	Testes realizados in vivo	96
6	Discussão	115
6.1	Controladores PID pesquisados	115
6.2	Fadiga	118
6.3	Formas de onda do estimulador	120
6.4	Problemas encontrados durante as estimulações	121
6.5	Parâmetros do controlador	123
6.6	Trabalhos futuros	136
7	Conclusões	138
8	Contribuições desta pesquisa	141
	Referências bibliográficas	143
	Apêndices	150
	Apêndice A – Projeto Final do Comitê de Ética	150
	Apêndice B – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido	157
	Apêndice C – Parecer consubstanciado do CEP	161

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

A lesão medular frequentemente causa imediata perda do controle voluntário dos membros (BÉLANGER et al., 2000), e pode ser classificada em duas categorias: lesão medular completa ou parcial. A lesão medular completa se caracteriza pela perda total da função motora e sensibilidade abaixo da lesão. Na lesão parcial ainda existe resquícios da função motora e sensibilidade abaixo do nível de lesão. Em qualquer um dos casos a musculatura tende a atrofiar-se ainda que o controle seja parcial (MASDAR et al., 2013).

Estudos confirmam que a estimulação elétrica fortalece a musculatura (BÉLANGER et al., 2000) e que pode melhorar as funções respiratórias, restaurar funções da bexiga e intestinos, prevenir e tratar atrofia muscular, espasticidade, lesão por pressão, trombose, contraturas e desmineralização óssea que acometem as pessoas com lesão medular (SHAFIQUE; ANAM; JAVED, 2015; CHENG et al., 2004). Quando a estimulação elétrica tem por objetivo restaurar a função motora dos músculos paralisados, a técnica é comumente chamada de estimulação elétrica funcional (FES - *Functional Electrical Stimulation*) (MASDAR; IBRAHIM; JAMIL, 2012).

Aplicações de FES com o emprego exclusivo dos agonistas têm sido usadas para manter pessoas com lesão medular em pé ou auxiliar sua marcha; porém, com limitações de controle devido à atrofia muscular. O uso dos músculos antagonistas pode melhorar o controle muscular pelo fato dos agonistas terem um efeito amortecedor em pessoas hígdas (LYNCH; SAYENKO; POPOVIC, 2012). O uso de músculos bi-articulares antagonistas também melhora a eficiência em FES associada ao pedalar (KAWAI et al., 2014).

Mas quando se pensa em usar FES em uma órtese híbrida que possa ser usada em ambientes onde é possível deparar-se com obstáculos que requerem parar bruscamente ou mudar de direção, subir ou descer escadas ou rampas, necessita-se agregar tecnologias que permitam que a marcha não seja um simples movimento de pêndulo invertido.

Diante da realidade apresentada, pode-se aplicar a FES em uma articulação de joelho e levá-lo a uma posição pré-definida buscando-se atender às exigências de movimentos como parar bruscamente, subir ou descer escadas? Qual a contribuição do músculo agonista e do antagonista para atingir e manter a posição de forma estável?

Com o objetivo de testar essa possibilidade de controle, desenvolveu-se um sistema de FES de corrente constante com saída bipolar, para permitir posicionar o joelho de pessoas paraplégicas em amplitudes de movimento específicas previamente definidas. Para isso, aplica-se corrente elétrica controlada e realimentada nos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, respectivamente agonistas e antagonistas do movimento de extensão do joelho. Um controlador Proporcional e Integral (PI) é responsável por aplicar correntes ao quadríceps e isquiotibiais para que a extensão de joelho previamente definida seja atingida e mantida. O estimulador elétrico desenvolvido é resultado do trabalho da equipe de pesquisa do Dr. Percy Nohama que vem desenvolvendo pesquisas em controle motor artificial por meio da estimulação elétrica na reabilitação de pessoas paraplégicas que sofreram lesão medular. Dentre os trabalhos apresentados pela equipe do Dr. Nohama, pode-se citar o estimulador elétrico neuromuscular de 16 canais independentes (ZAGHENI, 1998); posterior incorporação de sistema com controle em malha fechada no estimulador desenvolvido por Zagheni (FOGGIATO; FOGGIATO; NOHAMA, 2000); ampliação da pesquisa com uso de controle usando lógica nebulosa (*fuzzy*) para o mesmo equipamento desenvolvido por Zagheni (SILVA, 2002); estudos da resposta elétrica do músculo estimulado por FES controlado por computador e *biofeedback* (SCHMAL, 2006); desenvolvimento de estimulador e estudo de extensão máxima de joelho com controle em malha aberta (NOGUEIRA-NETO, 2013); desenvolvimento de estimulador elétrico funcional multicanal bipolar em malha aberta para membros inferiores (NOGUEIRA, 2016).

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo geral

O objetivo geral desta tese consiste em desenvolver uma estratégia de controle motor por meio de estimulação elétrica funcional em malha fechada, para obtenção de movimentos funcionais em membros inferiores em pessoas com lesão medular, atuando sobre os grupos musculares quadríceps e isquiotibiais.

1.2.2 Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral, propõe-se os seguintes objetivos secundários:

- 1) desenvolver um sistema de controle realimentado para um estimulador elétrico funcional;
- 2) avaliar os efeitos da aplicação *in vivo* da estimulação elétrica funcional sobre o grupo muscular extensor do joelho, quadríceps femural, empregando um sistema estimulatório em malha fechada;
- 3) avaliar os efeitos da aplicação *in vivo* da estimulação elétrica funcional sobre os grupos musculares extensor (quadríceps femural) e flexor de joelho (*hamstrings*), de forma combinada.

1.3 JUSTIFICATIVA

A literatura consultada sobre estimulação elétrica de membros inferiores apresenta vários objetivos e, dentre eles, encontra-se a reprodução da marcha de uma pessoa hígida para caminhar em superfícies planas. De maneira geral, aborda o ciclo completo da marcha, mas suas equações podem prever posições intermediárias. Neste trabalho, propõe-se aplicar a FES em um sistema de malha fechada à articulação do joelho, visando o controle da amplitude de movimento, correspondente

ao parar subitamente diante de um obstáculo ou mudar de direção, subir ou descer escadas ou rampas. Por intermédio dos parâmetros da planta e de um método de *tuning* chamado de resposta em frequência, buscar-se-á escolher os parâmetros para o controlador, de forma a controlar com segurança a amplitude do movimento do joelho. O estimulador aplicará pulsos controlados aos grupos musculares quadríceps (agonista) e isquiotibiais (antagonista), de forma a estender o joelho na a posição desejada. A escolha dos parâmetros do controlador como K_c e T_c , afetará o comportamento do estimulador e por consequência, a amplitude de movimento do joelho. E parâmetros como *overshooting*, *settling time* e atraso eletromecânico, podem fornecer informações sobre o comportamento do sistema.

Uma busca realizada na base IEEExplore, empregando o termo “FES control”, retornou 835 artigos em dezembro de 2017. Em 2019, a busca com os mesmos termos “FES control” na mesma base resultou em mais 169 artigos. Na fundamentação teórica, cita-se a bibliografia consultada, destacando apenas os trabalhos mais diretamente relacionados com FES aplicados aos membros inferiores. Dessa busca, deduz-se que a pesquisa proposta neste trabalho ainda não foi documentada nem seus resultados foram apresentados à comunidade. Dessa forma, entende-se que os resultados deste trabalho são inéditos e contribuem para os esforços em conhecer os limites e possibilidades do uso de FES em paraplégicos.

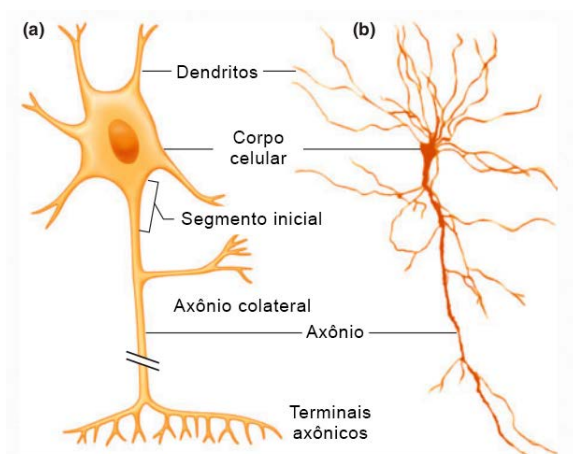
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Alguns conceitos básicos de fisiologia relacionados à ação dos músculos serão abordados neste capítulo. Também abordar-se-á como a corrente elétrica se propaga em tecidos vivos, visando a conexão desses fenômenos com FES. Trabalhos consultados na literatura apresentam os esforços que já foram ou estão sendo realizados para estimular, de forma controlada, os músculos de membros inferiores. Avançando em direção ao objetivo deste trabalho, tratar-se-á da estrutura de um estimulador elétrico funcional e, depois, aborda-se-á conceitos de controle e técnicas de ajustes ou *tuning*.

2.1 UNIDADES MOTORAS

O sistema nervoso é composto pelas células nervosas, cujos núcleos estão presentes no cérebro (SNC) e medula espinal e seus axônios se estendem às demais regiões do corpo. A Figura 1a mostra uma representação de um neurônio, enquanto que a Figura 1b mostra como um neurônio é observado em um microscópio.

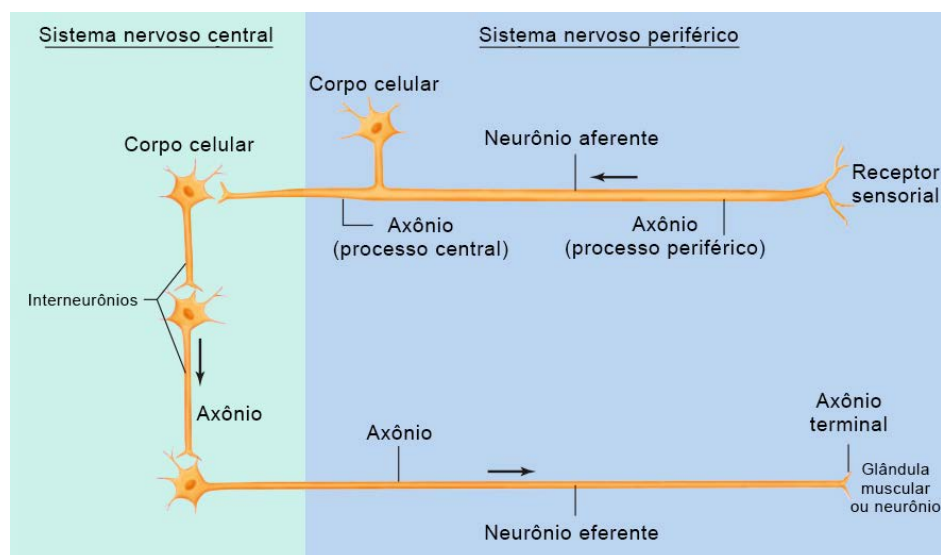
Figura 1 a) Diagrama representativo de um neurônio; b) Neurônio observado através de um microscópio.



Fonte: Figura modificada de Widmaier; Raff; Strang (2003, p.154).

Existem três classes de neurônios: Interneurônios, encontrados no SNC, neurônio aferente e neurônio eferente. As atividades neurais que partem dos receptores sensoriais como aqueles presentes na pele, são chamados de neurônios aferentes. Os neurônios eferentes (motor) fazem o caminho inverso, ou seja, levam informações do SNC para os músculos, glândulas ou outros neurônios (Figura 2).

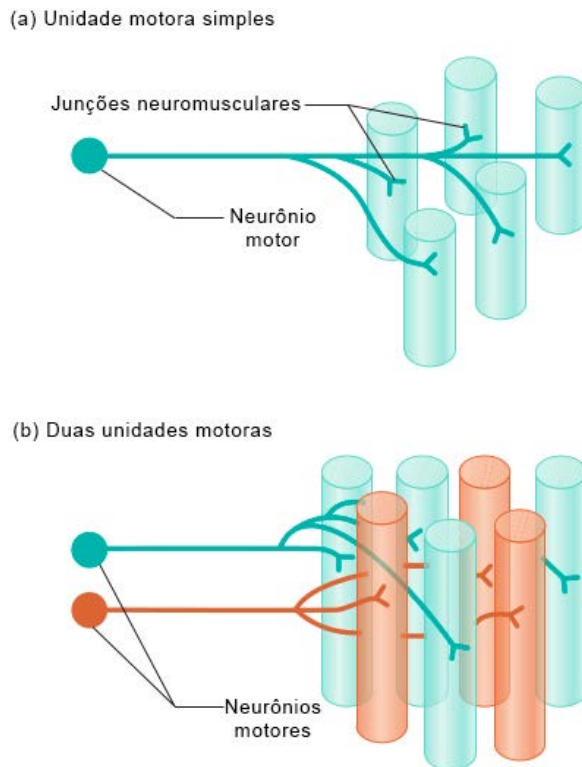
Figura 2 – As três classes de neurônios e os dois sentidos das atividades neuronais.



Fonte: Modificado de Widmaier; Raff; Strang (2003, pg. 156).

Os músculos esqueléticos são acionados por meio dos neurônios motores através de seus axônios. Os neurônios motores ou neurônios eferentes possuem seus núcleos localizados no cérebro ou na medula espinal, e podem propagar as informações do cérebro para os músculos em altas velocidades ou reduzido retardo. Quando chegam ao músculo, os axônios do neurônio motor se dividem em muitos ramos, e cada ramo se conecta com uma fibra muscular (Figuras 3a e 3b).

Figura 3 - a) Um neurônio motor inervando fibras musculares; b) dois neurônios motores inervando fibras musculares



Fonte: Modificado de Widmaier; Raff; Strang (2003, p.305).

2.2 FIBRA MUSCULAR

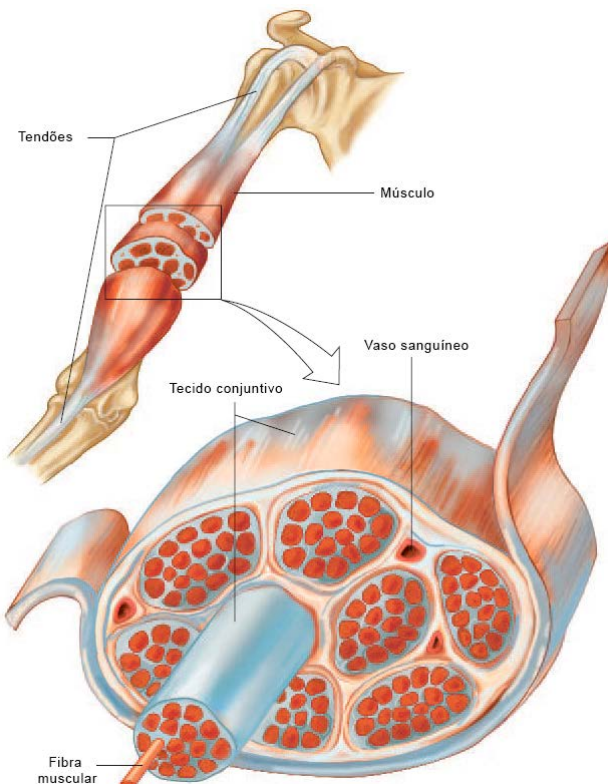
A unidade do músculo esquelético é chamada de fibra muscular. Músculo é um feixe de fibras reunidas por um tecido conectivo e ligada aos ossos por tendões (Figura 4).

O órgão tendão de Golgi é um dos principais proprioceptores ou mecanorreceptores, desempenhando importante papel no tônus muscular, orientação espacial e da gravidade. Propriocepção refere-se à consciência da percepção da posição do membro do espaço. O órgão tendão de Golgi encontra-se nos ligamentos e meniscos. (LATTANZIO; PETRELLA, 1998).

Esses sensores de tensão chamados de tendão de Golgi atuam como descrito a seguir. A terminação das fibras aferentes, encontram-se enroladas em torno do feixe de colágeno do tendão. Quando o músculo começa a contrair-se, pucha o tendão que

reorganiza o colágeno ativando os terminais de recepção. Desta forma, o tendão de Golgi inicia o potencial de ação que é transmitido ao SNC (VANDER; SHERMAN; LUCIANO,2001).

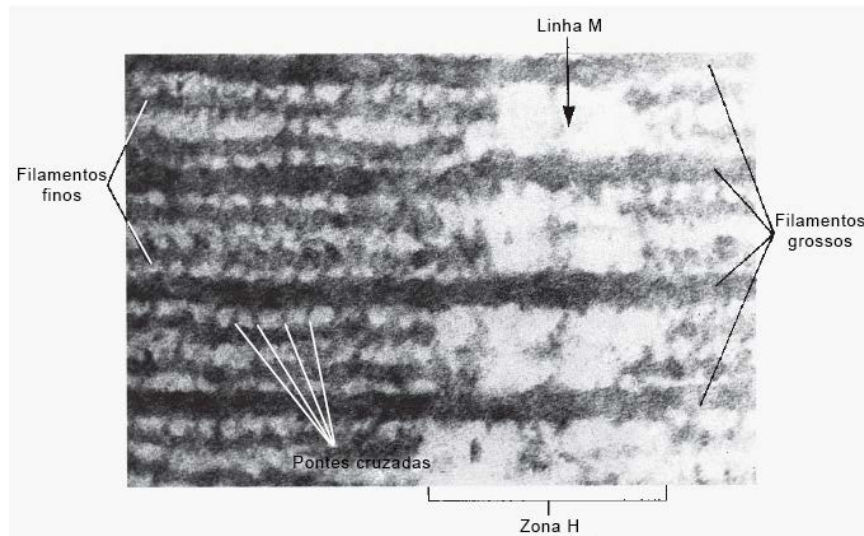
Figura 4 – Fibras musculares reunidas em feixes por tecido conectivo e ligada aos ossos por tendões.



Fonte: Modificado de Widmaier; Raff; Strang (2003, pg. 272).

Quando um músculo é colocado sob um microscópio, observa-se faixas claras e escuras perpendiculares ao eixo do músculo. Essa é uma característica dos músculos esqueléticos e cardíacos. Essas faixas estão relacionadas a como os filamentos grossos e finos estão arranjados em um padrão repetitivo composto pelas miofibrilas, que se acham reunidas em feixes para formar as fibras musculares (Figura 5).

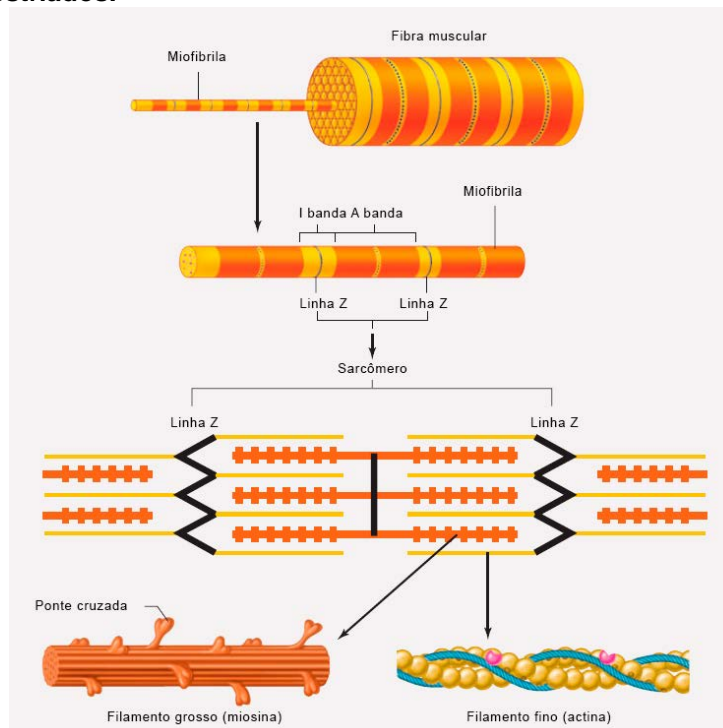
Figura 5 – Região média do sarcômero mostrando os filamentos grossos e finos.



Fonte: Modificado Widmaier; Raff; Strang (2003, pg. 276).

Quando um músculo produz força, os filamentos grossos e finos em cada sarcômero movem-se uns sobre os outros. Este fenômeno é chamado de mecanismo de deslizamento de filamentos (*sliding-filament*) da contração muscular (Figura 6).

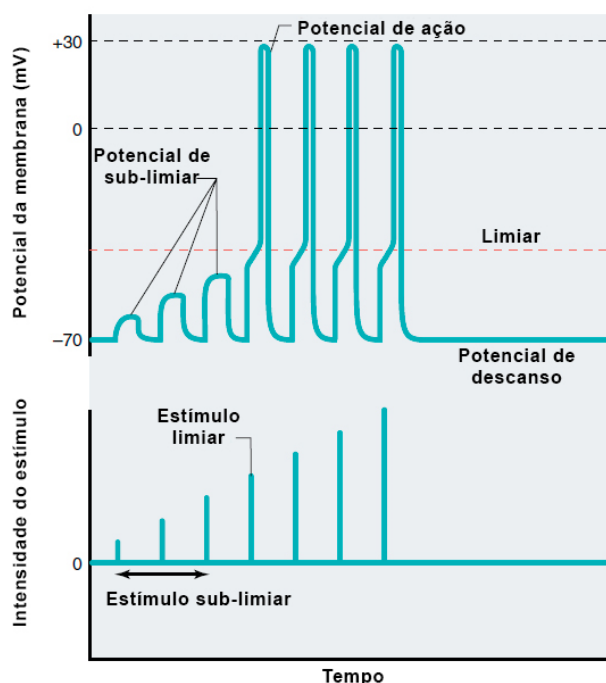
Figura 6 – Arranjo dos filamentos grossos e finos que produzem os músculos estriados.



Fonte: Modificado de Widmaier; Raff; Strang (2003, pg. 274).

Como seres vivos, os homens podem sentir e reagir conforme a atuação de células nervosas presentes nas extremidades do corpo ao se comunicarem com o sistema nervoso central (SNC). Células receptoras sensoriais localizadas na pele enviam as sensações para o SNC através de neurônios e suas sinapses, passando pela medula espinal até o SNC. Seguindo em sentido inverso, o SNC envia o comando correspondente para a reação do músculo (POPOVIC; THRASHER, 2014, LAUGHLIN, SEJNOWSKI, 2003). Para que uma célula nervosa dispare uma informação em direção ao SNC ou reaja a um impulso advindo do SNC, é necessário que o potencial de ação chegue à célula. O potencial de ação acontece com o movimento de cargas positivas para dentro da célula. Potencial limiar (*threshold potential*) é o potencial da membrana da célula onde isso ocorre. Quando esse potencial é forte o suficiente para despolarizar a membrana, chama-se de estímulos de limiar (*threshold stimuli*). O potencial de ação é gerado quando o potencial da membrana alcança o limiar ou *threshold* (Figura 7). O aumento do estímulo acima do limiar não causa maiores potenciais de ação (VANDER; SHERMAN; LUCIANO, 2001).

Figura 7 – Mudanças no potencial da membrana como resultado da sua despolarização.



Fonte: Modificado de Vander et al. (2001, pg. 193).

Um indivíduo com lesões neurológicas pode apresentar interrupção dessa comunicação, mas a musculatura íntegra ainda pode ser ativada artificialmente por

meio da FES. A estimulação elétrica pode ter funções apenas de terapia ou possuir também propósitos de restaurar a mobilidade dos membros.

2.3 MÚSCULOS DA COXA

Com a FES, espera-se recrutar adequadamente a musculatura da coxa para realizar movimentos intermediários à extensão total do joelho, permitindo que os lesados medulares possam subir ou descer rampas ou escadas. Neste tópico, descreve-se, de forma breve, os músculos que fazem parte da coxa onde foram aplicados os pulsos estimulatórios neste trabalho.

A coxa apresenta músculos que podem atuar sobre a articulação do quadril e sobre a articulação do joelho simultaneamente. Esses músculos são denominados de músculos biarticulares (KAWAI et al., 2014; NETTER, 2007, p.492). Esses grupos musculares biarticulares são o quadríceps e o isquiotibiais. Os músculos do quadríceps estão situados na parte anterior da coxa, enquanto que os músculos isquiotibiais estão posicionados na parte posterior, como ilustrado na Figura 53 (NETTER, 2007, p.492).

Neste trabalho, o quadril foi considerado fixo pela posição sentada em que ficarão os voluntários. Por esse motivo, concentrar-se-á a atenção onde o músculo se fixa em sua extremidade oposta, ou seja, no joelho. O músculo vasto medial é o extensor da perna; vasto lateral termina na rótula, crural também termina na rótula; reto anterior tem duas partes e ambas se inserem também na rótula. Considerando o grande tamanho dos eletrodos utilizados nos experimentos (10x5 cm), considerou-se que todo o grupo muscular, quadríceps ou isquiotibiais estivessem envolvidos.

O grupo muscular isquiotibiais é formado pelos músculos semitendinoso, semimembranoso e o bíceps femoral (Figura 53). O músculo semitendinoso permite o movimento para trás do fêmur e rotação interna do joelho. O músculo semimembranoso estende-se até a tíbia, flexiona o fêmur e faz a rotação interna. O músculo bíceps crural fixa-se também na tíbia, promovendo o movimento do fêmur para trás, com rotação interna (NETTER, 2007, p.492).

Na função de levantar-se de uma cadeira, caminhar ou subir escadas, o grupo muscular quadríceps são os agentes principais dos movimentos, por isso

denominados de agonistas. Já o grupo muscular isquiotibiais podem ser chamados de antagonistas por se oporem ao esforço do grupo muscular quadríceps, regulando a ação do agonista (DANGELO, FATTINI, 2007).

2.4 CORRENTE ELÉTRICA EM TECIDOS VIVOS

Tecidos vivos apresentam propriedades dielétricas, resistivas e eletromagnéticas quando submetidos à corrente elétrica. Parâmetros como resistividade ou condutividade dependem das propriedades e dimensões físicas do material (Equação 1).

$$R = \frac{\rho d}{A} = \frac{d}{\sigma A} \quad (1)$$

Onde:

R: resistência (Ω);

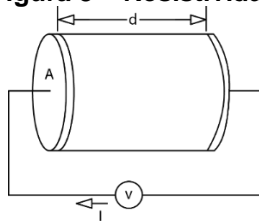
ρ : resistividade (Ωm);

σ : condutividade (S/m);

A: área da seção transversal (m^2);

d: comprimento do material (m).

Figura 8 – Resistividade de um material



Fonte: modificado de Reilly (1992, p.15)

Materiais quando submetidos a uma tensão elétrica por meio de duas placas condutoras apresentam características dielétricas (Figura 8). Caso o material não seja condutor, ocorrerá uma polarização do material entre as placas e as placas condutoras armazenarão cargas elétricas (Figura 9). A quantidade de cargas acumuladas nas placas condutoras dependerá de parâmetros elétricos como a capacitância e tensão elétrica aplicada às placas (Equações 2 e 3). A capacitância depende do arranjo das

placas, espessura do material, características elétricas do material (constante dielétrica e permissividade elétrica) (REILLY, 1992, p. 15).

$$Q = CV \quad (2)$$

Onde

C: capacitância (F);

Q: cargas (C);

V: diferença de potencial (ddp) (V).

$$C = \frac{\epsilon_0 \epsilon_r A}{d} \quad (3)$$

Onde:

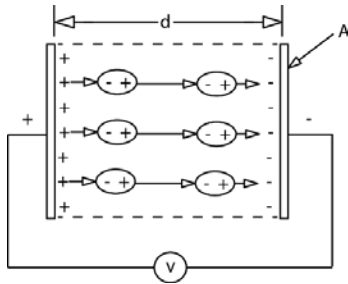
ϵ_0 : constante dielétrica do vácuo (8.85×10^{-12} F/m);

ϵ_r : permissividade relativa do material;

A: área da seção transversal (m^2);

d: espessura do material dielétrico (m).

Figura 9 – capacitância de um material



Fonte: modificado de Reilly (1992, p.16).

Caso o material apresente cargas livres (Figura 10), sua representação é mais complexa (Equação 4):

$$I = \frac{V}{R} + C \frac{dV}{dt} \quad (4)$$

Onde:

I: corrente elétrica (A);

V: diferença de potencial - ddp (V);

R: resistência (Ω);

C: capacitância (F).

Para uma tensão senoidal (Equação 5), a corrente total é dada pela soma da corrente resistiva e capacitiva, resultando em

$$I = \frac{V\sigma A}{d} + V\left(\frac{\epsilon_0\epsilon_r A}{d}\right)j\omega \quad (5)$$

Ou seu equivalente com permissividade complexa (Equação 6):

$$I = \frac{VA}{d}(\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r) \quad (6)$$

Onde:

I: corrente elétrica (A);

V: diferença de potencial (V);

R: resistência (Ω);

C: capacitância (F);

A: área da seção transversal (m^2);

d: espessura do material dielétrico (m);

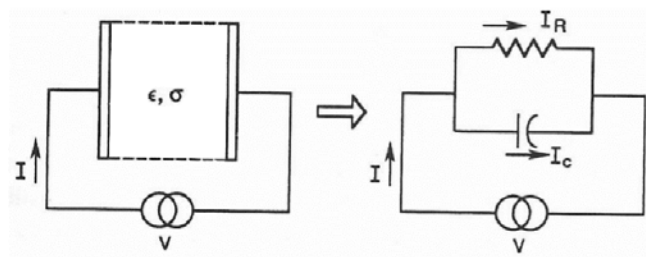
w: frequência rad/s;

ϵ_0 : constante dielétrica do vácuo (8.85×10^{-12} F/m);

ϵ_r : permissividade relativa do material;

σ : condutividade (S/m).

Figura 10 – impedância de um material



Fonte: modificado de Reilly (1992, p.17).

A resistividade elétrica dos tecidos vivos é anisotrópica, ou seja, a resistividade varia de acordo com a direção da corrente elétrica. Por exemplo, músculos apresentam menor resistividade ao longo de suas fibras do que transversalmente a elas. A pele apresenta alta resistividade elétrica através de suas camadas e baixa resistividade ao longo de suas camadas. A variação da resistividade

entre a orientação paralela e a perpendicular em músculos esqueléticos pode ser em torno de 6 a 7 vezes (REILLY, 1992, p.19).

A corrente elétrica circulando nos tecidos vivos geram correntes parasitas que apresentam seus próprios campos magnéticos. O campo magnético das correntes parasitas opõe-se ao campo magnético incidente, reduzindo a penetração nos tecidos (REILLY, 1992, p.21).

Para aumentar o número de fibras musculares recrutadas, necessita-se aumentar a intensidade dos estímulos. Mas os eletrodos de superfície limitam a densidade de corrente elétrica, reduzindo a profundidade de penetração da corrente elétrica necessária para recrutar um maior número de fibras musculares (REILLY, 1992).

Para o eletrodo de superfície existe uma dificuldade adicional. O ponto motor, onde concentra-se grande parte das inervações, desloca-se sob o eletrodo dependendo da posição do ângulo do joelho (REILLY, 1992).

Eletrodo é a interface entre o estimulador e o corpo do voluntário. Pode ser colocado na superfície da pele (transcutâneo), através da pele (percutâneo) ou sob a pele (subcutâneo). Através dele, a corrente elétrica que provém dos circuitos estimulatórios converte-se em corrente iônica nos tecidos vivos. Os eletrodos transcutâneos têm sido usados principalmente por não serem invasivos (RAINOLDI; MELCHIORRI; CARUSO, 2004).

O tamanho do eletrodo transcutâneo depende da área a ser estimulada. Interfaces realizadas com pequenos eletrodos transcutâneos concentram a corrente elétrica e por isso, apresentam impedância mais elevada. Grandes eletrodos produzem fortes respostas musculares porque recrutam uma maior quantidade de unidades motoras simultaneamente e com menos dor. Por outro lado, eletrodos transcutâneos maiores dispersam mais a corrente elétrica reduzindo a seletividade dos músculos. Grandes músculos como os quadríceps devem usar eletrodos com maior dimensão (COOPER, 2006).

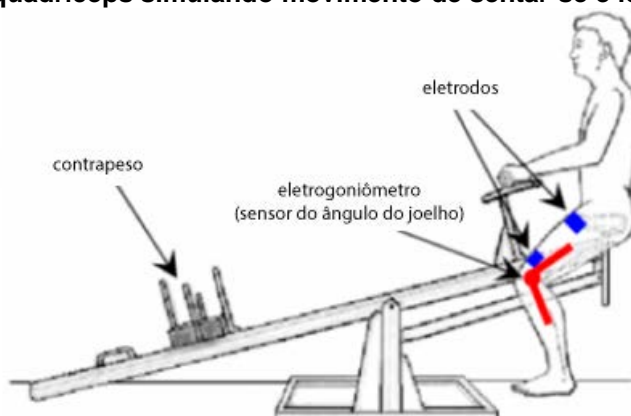
2.5 ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA FUNCIONAL CONTROLADA

Quando se pensa em dispositivos de FES, a literatura mostra que existem duas categorias: centrada no paciente e centrada no controlador. A estratégia centrada no paciente permite que o paciente ative ou desative a estimulação elétrica; enquanto que na estratégia centrada no controlador, uma sequência de pulsos é determinada por um programa controlador (PREVIDI et al.,2004).

A seguir, descreve-se os esforços já realizados para estimular de forma controlada os músculos de membros inferiores, de forma a justificar a contribuição deste trabalho.

Em Previdi et al. (2004), o grupo muscular quadríceps foi estimulado artificialmente para realizar movimentos da articulação de joelho. A medição da posição do joelho indica o nível de estimulação necessário para atingir a posição desejada. O controle da estimulação pode ser feito pelo próprio paciente ou por um sistema de controle automático. Um dispositivo experimental em forma de gangorra foi usado para reabilitação de pessoas paraplégicas, conforme ilustrado na Figura 11. A técnica de controle empregada é a PID. O grupo muscular quadríceps é estimulado por meio de FES e o ângulo da articulação dos joelhos é monitorado (PREVID et al., 2007).

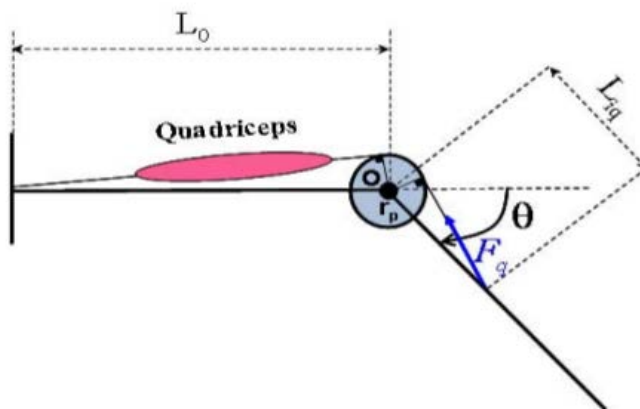
Figura 11 – modelagem para reabilitação de paraplégicos com estimulação do quadríceps simulando movimento de sentar-se e levantar-se.



Fonte: Adaptado de Previd et al. (2007).

Mohamed et al. (2007), fizeram uso de um modelo biomecânico, conforme representado na Figura 12, para obter a “exata realimentação linearizada”, e desenvolveram um “controlador de modelo preditivo” ou MCP. O objetivo foi aplicar FES sem o risco da hiperestimulação, com o fim de postergar o aparecimento de fadiga. O controlador proposto (MCP) é comparado com o controlador clássico denominado de colocação de polos (*pole placement*) quanto a robustez, estabilidade e convergência. Parâmetros cinemáticos foram coletados com o joelho oscilando de forma passiva como um pêndulo. Segundo os autores, o controlador proposto é menos sensível e com melhor desempenho em relação às perturbações externas.

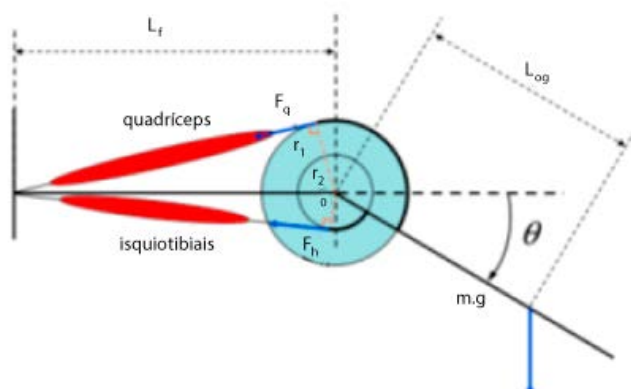
Figura 12 - Modelo biomecânico do joelho onde testou-se estimulação para reduzir ao máximo a fadiga muscular.



Fonte: Adaptado de Mohammed et al. (2007).

Simulações envolvendo a associação dos músculos agonista/antagonista do joelho, conforme ilustrado na Figura 13, foram abordadas por Benoussaad et al. (2008), que analisaram padrões de estimulação que minimizem atividades musculares com objetivo de reduzir a fadiga muscular. Afirmam que a co-contração é importante para assegurar a estabilidade do movimento durante o contato com o solo e a preensão (*grasping*) em membros superiores. O controle da taxa de contração não foi realizado porque, segundo os autores, requer um modelo articular específico.

Figura 13 - Modelo fisio-matemático do joelho onde testou padrões estimulatórios para evitar a fadiga.



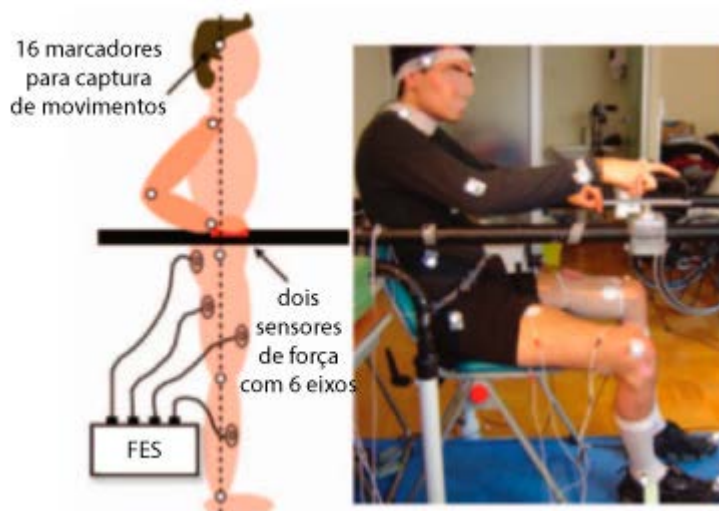
Fonte: Adaptado de Benoussaad et al. (2008).

Um controlador denominado quadrático linear associado a FES foi usado para regular a permanência em pé de pessoas paraplégicas. Tal sistema foi proposto por Ricci et al. (2009). Utilizaram um modelo baseado em pêndulo invertido. Os autores empregaram os músculos extensores e flexores das articulações do joelho (*bíceps femoris* e *rectus femoris*) e calcanhar (*gastrocnemius* e *tibialis anterior*). A simulação mostrou que os músculos agonistas e antagonistas das articulações consideradas garantem o mínimo de torque para estabilizar o corpo quando ocorrem oscilações.

Os músculos dos membros inferiores foram estimulados por FES em um trabalho sobre órtese desenvolvido por Jailani et al. (2010). Freios e molas são empregados nas fases de balanço e apoio, simplificando o controle da órtese. Utilizaram controle PID para regular a estimulação FES.

O movimento de levantar até ficar de pé, buscando o menor consumo de energia em paraplégicos, por meio de FES, foi testado por Jovic et al. (2011). Os músculos estimulados foram quadríceps vasto medial, isquiotibiais bíceps femoral, glúteo maximo e tibial anterior, como indica a Figura 14. O *software* LifeMOD foi utilizado para modelar a dinâmica do corpo do voluntário.

Figura 14 – FES aplicado aos quadríceps vasto medial, isquiotibiais bíceps femoris, glúteo máximo e tibial anterior de um paraplégico.



Fonte: adaptado de Jovic et al. (2011).

Ming et al. (2011) desenvolveram um sistema FES para membros inferiores e o avaliaram em doze voluntários hígidos. O sistema adota um sistema de controle manual. Para avaliação, testam o sistema em dois experimentos. No experimento que chamam de “permanência em pé” mede-se o ângulo do joelho do voluntário sentado em uma cadeira, enquanto o quadril é estimulado. O nível de estimulação é aumentado até que o ângulo do joelho atinja 180° ou o voluntário sinta desconforto. No experimento que chamam de “estimulação de membro inferior”, o voluntário caminha usando um andador. O nível de estimulação é aumentado e o ângulo do joelho e o passo é monitorado. O experimento termina quando o passo fica anormal ou existe desconforto do voluntário.

Um trabalho envolvendo o uso combinado de agonista e antagonista foi proposto por Lynck et al. (2012). Segundo os autores, o uso de grupo muscular antagonista não tem sido usado em aplicações de FES em função do desconhecimento de como pessoas hígidas usam a co-contração desses grupos musculares. Por isso, o objetivo do trabalho deles era esclarecer como indivíduos hígidos usam os músculos antagonistas por análise da contração por EMG, durante uma extensão de joelho do voluntário.

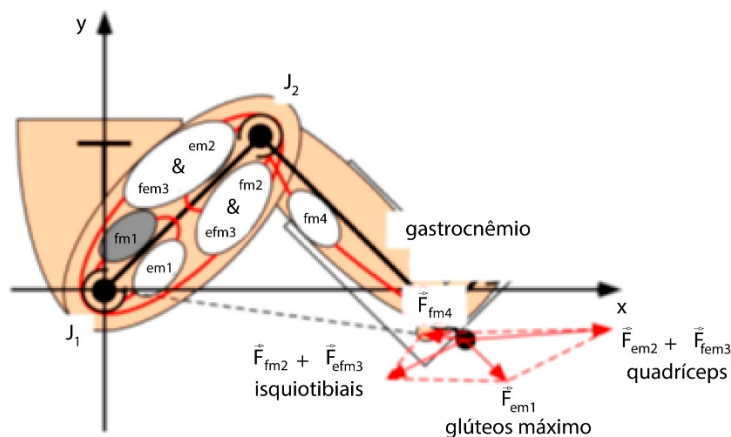
O controle muscular esquelético é difícil porque os modelos precisam considerar a relação não linear da força muscular, extensão e velocidade, além das variâncias no tempo, afirmam Sharma et al. (2012). Eles utilizaram um controlador baseado em redes neurais melhorado com realimentação contínua para produzir um resultado assintótico. O controlador foi aplicado no grupo muscular quadríceps de voluntários hígidos.

Um modelo do grupo muscular isquiotibiais de paraplégico usando lógica difusa foi desenvolvido por Jailani e Tokhi (2012). Estes pesquisadores testaram a estimulação elétrica em diferentes frequências e durações de pulso para investigar o torque muscular.

Considerando que os músculos são altamente não-lineares e variantes no tempo, e que a estimulação por FES requer um controle realimentado, Qiu et al. (2014) testaram três estratégias para controlar o ângulo do joelho, usando um modelo de quadríceps. Um dos métodos foi o PID, com propagação retroativa baseada em redes neurais. O terceiro método foi utilizado para comparação e emprega PID com parâmetros fixos ou Ziegler-Nichols. O parâmetro controlado foi o ângulo do joelho por meio da amplitude dos pulsos de estimulação. A estimulação foi aplicada no grupo muscular quadríceps relaxado até que a perna ficasse completamente estendida. Qiu et al. (2014) concluíram que PID com parâmetros adaptativos tem a vantagem da supressão da oscilação e redução de erros em relação ao controlador baseado no método Ziegler-Nichols.

Kawai et al. (2014) empregaram músculos antagonistas mono-articulares e bi-articulares para melhorar a eficiência do pedalar, utilizando a redundância que naturalmente existe entre os grupos musculares. A Figura 15 mostra o modelo da coxa em que se baseou o trabalho. Os músculos antagonistas mono-articulares do quadril são três músculos extensores (em1) e dois músculos flexores (fm1); os mono-articulares antagonistas do joelho são um músculo flexor (fm2) e três extensores (em2); os músculos antagonistas biarticulares envolvendo o quadril e o joelho são os flexores (fem3) e os extensores (efm3). Os músculos fem3 flexionam o quadril e estendem o joelho, enquanto que os efm3 estendem o quadril e flexionam o joelho.

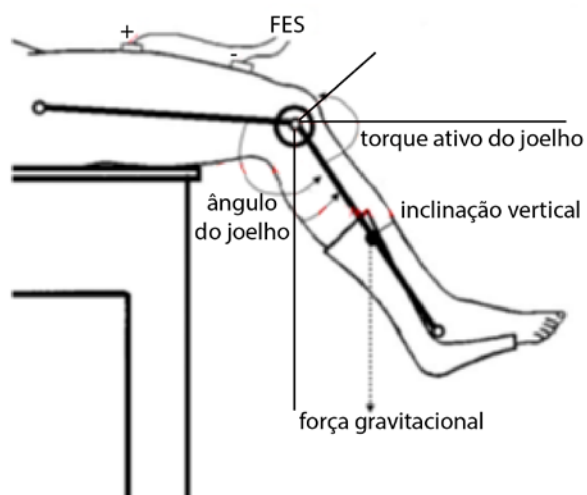
Figura 15 - Modelo da perna humana com os músculos monoarticulares e biarticulares flexores e extensores.



Fonte: Adaptado de Kawai et al. (2014).

O objetivo do experimento representado pela Figura 16 foi conhecer a relação entre a corrente estimulatória senoidal e a inclinação vertical do joelho, quando o grupo muscular estimulado é o quadríceps e as pessoas são hígdas (AHMAD et al., 2014). Com o experimento os autores procuram entender a complexidade dos músculos paralisados quando estimulados artificialmente.

Figura 16 - Experimento aplicando corrente senoidal em pacientes hígdos.



Fonte: Adaptado de Ahmad et al. (2014).

O exoesqueleto ativo Vanderbilt foi associado à FES de quatro canais (HA; MURRAY; COLDFARB, 2016). Dois grupos musculares foram empregados:

quadríceps, para prover a extensão do joelho durante o balanço, e os isquiotibiais, para produzir a extensão de joelho durante o apoio. Aplicaram o experimento em três pacientes com lesão completa em nível torácico (Figura 17 e 18).

Figura 17 - Posição dos eletrodos no grupo muscular quadríceps e isquiotibiais



Fonte: Adaptado de Ha; Murray; Coldfarb (2016).

Figura 18 - Exoesqueleto Vanderbilt usa torque motor nas articulações de quadril e joelho

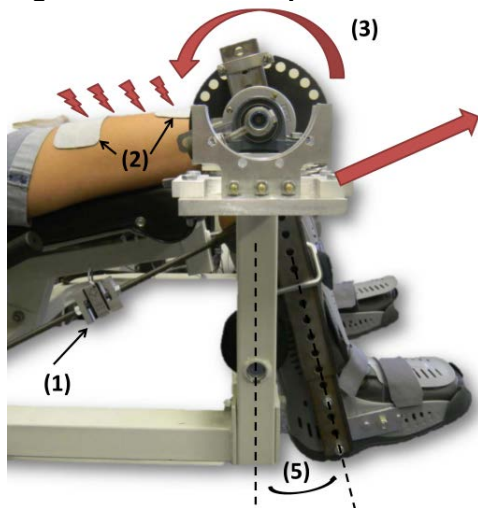


Fonte: Adaptado de Ha; Murray; Coldfarb (2016).

Arrofiqi; Arifin; Indrajaya (2015) desenvolveram um sistema de FES para pacientes que sofreram AVC, buscando reproduzir a marcha de um indivíduo hígido em superfícies planas. O sistema consiste em quatro microcontroladores STM32F103C8T6 (ARM) que se comunicam com o PC por bluetooth. O trem de pulsos monofásicos tem frequência de 20 a 40 Hz, duração de pulsos até 300 μ s, com amplitude de até 120 mA e 100 V. Utilizaram sensores do tipo acelerômetros, giroscópios e FSR (*Force-sensing resistor*).

Em Downey et al. (2017), atrasos eletromecânicos (EMD) foram medidos e relacionados com a fadiga em indivíduos hígidos, em condições isométricas, quando estimulados por FES (Figura 19). Atrasos eletromecânicos foram medidos, enquanto pulsos estimulatórios eram aplicados ao quadríceps femoral para induzir a fadiga. Uma corrente de 90 mA e na frequência de 30 Hz foram fixadas enquanto os pulsos eram alterados sem realimentação. O estudo mostrou que o EMD aumenta com a fadiga nas contrações evocadas por FES, embora a variância temporal de EMD tenha motivado futuros estudos.

Figura 19 – Teste dos parâmetros responsáveis pela fadiga com o uso de FES.



Fonte: Adaptado de Downey et al. (2017).

A associação de FES e motores elétricos em uma órtese híbrida foi apresentada por Kirsch et al. (2017). Um modelo de controle preditivo foi usado para manter o movimento desejado do joelho. A musculatura estimulada foi a do grupo quadríceps. O modelo foi aplicado em voluntário hígido e em voluntário com lesão medular.

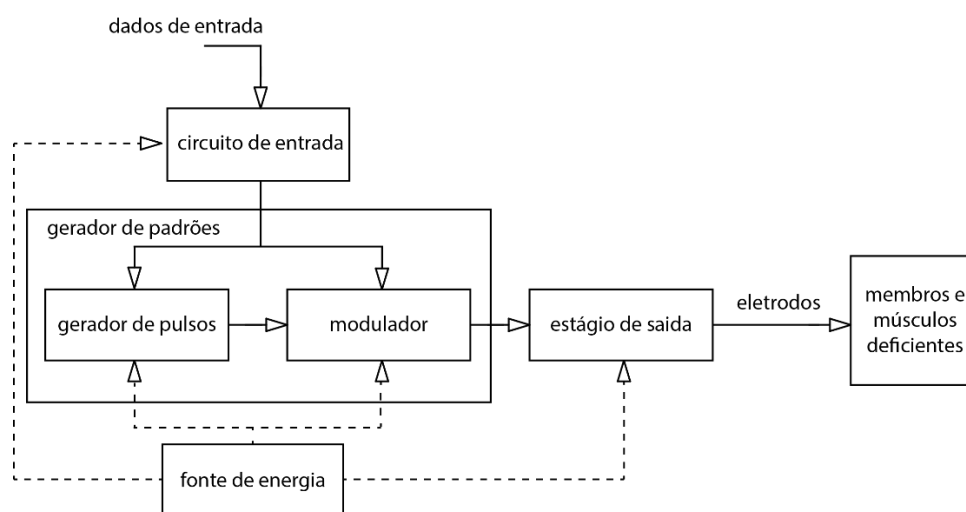
Como apresenta-se na literatura pesquisada, a FES pode ser usada para estimular artificialmente tecidos neuromusculares, produzir contração muscular e, assim, gerar movimentos funcionais. Porém, músculos paralisados em decorrência de lesão medular podem não atingir a extensão máxima fisiológica (por exemplo, para a articulação do joelho de aproximadamente 180°), nas situações em que o paciente apresente contraturas nas articulações ou por sofrer de retração muscular (PREVIDI

et al., 2004). Este é um desafio a enfrentar-se e que deve gerar observações significativas.

2.6 ESTRUTURA DE UM ESTIMULADOR ELÉTRICO FUNCIONAL

Um sistema de estimulação elétrica pode ser representado por um conjunto de blocos recebendo energia elétrica de sua fonte. Cada bloco é projetado para desempenhar funções específicas, possuindo geralmente circuitos específicos e podendo ser controlados por um microprocessador único. A Figura 20 descreve esses componentes básicos de um sistema de estimulação elétrica, discriminados a seguir.

Figura 20 - Diagrama em blocos de um estimulador genérico



Fonte: Adaptado de Webster (1985, p.383).

2.6.1 Circuito de Entrada

O bloco circuito de entrada recebe e processa informações relacionadas a parâmetros de controle do estimulador como, por exemplo, a extensão-alvo de um membro ou, ainda, o ajuste de parâmetros do estimulador como ganho, constantes de tempo, etc., por meio da interface com o usuário.

2.6.2 Gerador de Pulsos

O bloco denominado “gerador de pulsos” é responsável por gerar os pulsos com frequência configurável pelo usuário ou profissional da área de saúde. Moreno-Aranda; Seireg (1981) escreveram uma revisão sobre estimulação elétrica clínica e concluíram que, sob o ponto de vista da dor, os tecidos humanos são mais sensíveis a baixas frequências. A máxima atividade muscular ocorre em frequências entre 50 e 110 Hz e, devido ao período refratário dos músculos, o repouso (intervalo entre pulsos) deve ser de pelo menos 5 ms.

Em Xu et al. (2010), ratifica-se que a duração do pulso influencia no conforto do paciente. O aumento na taxa de subida do pulso (*rise time* ou *slew rate*) também está relacionado ao aumento sensação de dor (HUERTA et al., 2012). As ondas assimétricas reduzem as reações fisiológicas indesejadas como aumento do limiar de excitação (XU et al., 2011).

Na estimulação elétrica, os pulsos elétricos (Figura 21) podem ser monofásicos, bifásicos e polifásicos (SHAFIQUE; ANAM; JAVED, 2015; XU et al., 2011). A estimulação bifásica é mais segura em relação à estimulação monofásica por reduzir a quantidade de cargas acumuladas nos tecidos enquanto se realiza a estimulação elétrica artificial, reduzindo os riscos de lesões por queimaduras (LIN; CHIU, 2015).

O aumento no número de eletrodos permite melhor controle na distribuição da corrente e melhor seletividade dos estímulos, segundo Soulier et al. (2008).

2.6.3 Modulador

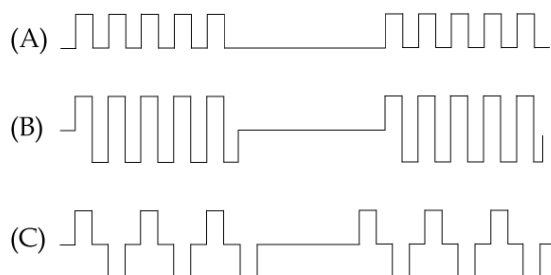
O bloco “modulador” tem a função de dar um formato repetitivo aos pulsos do gerador de pulsos. Um modulador geralmente requer uma técnica modulante. Várias metodologias podem ser aplicadas nesse bloco. Os mais comuns é a modulação por largura de pulsos e por amplitude de pulso. Neste trabalho, a forma de onda foi definida de acordo com a Figura 22, sendo que apenas a amplitude é modificada através do controle realimentado.

2.6.4 Gerador de Padrões

O bloco gerador de pulsos e o bloco modulador compõem o gerador de padrões de pulsos (*pattern generator*). Esses blocos em conjunto permitem criar os padrões de pulsos que podem ser ajustados às características do músculo, combinando a máxima atividade muscular e redução da fadiga. Esse módulo é baseado em microcontrolador e conversores digital-analógico devido às suas facilidades e flexibilidades de configuração.

O padrão de onda mais comumente utilizado na estimulação elétrica é a retangular, embora outras formas de onda sejam possíveis (Figura 21). Nessas formas de onda retangular, a velocidade de subida e descida são altas. A amplitude e a largura de pulso podem determinar a excitação dos tecidos sem causar danos aos mesmos e costumam ser ajustáveis (WANG et al., 2012).

Figura 21 - Tipos de pulsos em *burst* usados em estimulação elétrica. (A) Pulsos monofásicos, (B) Pulsos bifásicos, (C) Pulsos bifásicos com período de repouso para evitar o período refratário das células.



Fonte: Adaptado de Wang et al. (2012).

As ondas retangulares podem ser monofásicas (Figura 21A) ou bifásicas (Figura 21B). O período refratário é o intervalo de tempo em que a célula não responde adequadamente à estimulação elétrica por estar se recuperando. Quando o período refratário é considerado, obtém-se as melhores respostas das células e o pico dos estímulos pode ser reduzido (WANG et al., 2012). Por esse motivo, um período de repouso (Figura 21C) pode ser acrescentado após cada pulso, para evitar o período refratário, durante o qual as células tornam-se incapazes de receber um próximo estímulo.

A força da contração muscular é proporcional à intensidade da corrente estimulatória. Assim, faz-se necessário ajustar a intensidade da corrente ao propósito da estimulação. O uso de sinais estimulatórios bifásicos reduzem riscos de reações eletroquímicas nos pacientes pois contribuem para reduzir o acúmulo de cargas nos tecidos estimulados (WANG et al., 2012).

Em relação à frequência de estimulação, sabe-se que quanto maior a frequência de estimulação e menor a impedância da pele, mais vigorosa a contração muscular. Mas esses limites levam rapidamente à fadiga pela excitação maciça dentro de um curto intervalo de tempo. Em atividades terapêuticas e experimentos relacionados, observa-se que frequências entre 20 a 50 Hz causam menor fadiga e podem produzir fortes contrações (WANG et al., 2012). Quando a duração de pulso é inferior a 40 μ s requer elevadas correntes para induzir um potencial de ação em músculos. A duração de pulso adequada por ser mais confortável e provocar contração muscular está na faixa de 200 a 400 μ s (WANG et al., 2012).

Quando estimuladas eletricamente de maneira artificial, as células nevosas apresentam um período em que não respondem a novas estimulações. Devido a esse período refratário, as estimulações devem ter um intervalo superior a 300 μ s (WANG et al., 2012). Para exemplificar como esses parâmetros estão interligados, a Figura 22 mostra a forma de onda na saída de estimulador usado neste trabalho:

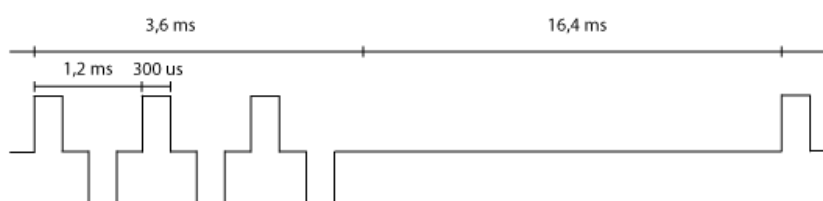
Período / Frequência de burst: 20ms / 50Hz

Duração do pulso: 300 μ s

Intervalo da estimulação (descanso): 300 μ s

Período / Frequência estimulatória: 1,2 ms / 833 Hz

Figura 22 – Períodos do sinal estimulatório utilizado neste trabalho.



Fonte: arquivo próprio

2.6.5 Estágio de Saída

O bloco estágio de saída é o bloco responsável pelo ganho de corrente e também é o bloco que se conecta com os eletrodos e, portanto, faz contato direto com os tecidos do paciente. Por esse motivo, exige alguns cuidados e medidas de segurança. Vários circuitos do estágio de saída foram desenvolvidos para esta etapa e foram analisados em Souza et al. (2017).

Eletrodos são os componentes responsáveis por levar os estímulos gerados até os tecidos neuro-musculares do indivíduo com lesão medular. Esses eletrodos estimulatórios podem ser instalados na superfície do corpo (pele) do paciente (transcutâneos), através da pele (percutâneo) ou implantados (subcutâneo). Eletrodos implantados aumentam a seletividade dos axônios nos músculos responsáveis pelo movimento dos membros, mas requerem intervenção cirúrgica. A estimulação seletiva é importante para as diversas etapas da marcha e para a posição ortostática (SCHIEFER; TRIOLO; TYLER, 2008). Eletrodos de superfície apresentam maior dificuldade para localização do nervo/músculo e podem sofrer deslocamento e problemas de contato. Porém, os eletrodos de superfície são mais fáceis de serem utilizados por não serem invasivos e por este motivo foram escolhidos para o presente trabalho.

No estágio de saída, os pulsos estimulatórios ganham potência pelo aumento de tensão e/ou corrente. Em relação ao controle de intensidade, os pulsos estimulatórios podem ser controlados por tensão (*voltage-controlled stimulation* – VCS) ou controlados por corrente (*constant current stimulation* – CCS). A intensidade da corrente fornecida por sistemas baseados em VCS é dependente da impedância de contato entre eletrodo-pele. Por esse motivo, a intensidade de corrente pode decair devido a perdas de contato com a pele do paciente. Neste caso, a estimulação fica prejudicada; porém, reduz o risco de queimaduras devido à densidade de corrente elétrica (XU et al., 2011). O sistema CCS apresenta a vantagem da melhor controlabilidade das cargas injetadas nos tecidos estimulados; além disso, se combinado à corrente bifásica, reduz a quantidade de cargas acumuladas nos tecidos (MORADI; MAGHSOUDLOO; LOTFI, 2012).

A fadiga gerada pela estimulação elétrica representa uma das maiores limitações das aplicações de FES. Enquanto a contração fisiológica recruta as unidades motoras assíncrona e ciclicamente, a FES com eletrodos de superfície recruta as fibras de um modo não natural, causando fadiga precocemente. Esforços têm sido feitos para minimizar esses efeitos negativos, como a modulação randômica de parâmetros estimulatórios. Em se tratando de ensaios, 10 min de repouso foram insuficientes para a completa recuperação do músculo fadigado por estimulação elétrica (GRAHAM; THRASHER; POPOVIC, 2006).

2.7 SISTEMA DE CONTROLE

Sistema de controle “é uma disposição de componentes físicos, conectados ou relacionados de maneira a comandar, dirigir ou regular a si mesmo ou a outros sistemas” (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS, 2014, pg.1). “Ação de controle” nem sempre é uma variável diretamente responsável pela ação, mas é um parâmetro que se acha relacionado à essa ação (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS, 2014, pg.3).

De acordo com as definições clássicas, sistema de controle de malha aberta “é aquele no qual a ação de controle é independente da saída”; e sistema de controle em malha fechada “é aquele no qual a ação de controle depende de algum modo da saída” (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS, 2014, pg. 3).

“Realimentação é a propriedade do sistema de malha fechada que permite que a saída (ou alguma outra variável controlada do sistema) seja comparada com a entrada para o sistema (ou uma entrada para outro componente situado internamente ou subsistema), de modo que a ação apropriada de controle pode ser formada como alguma função da saída e da entrada” (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS, 2014, pg. 3).

Para resolver um problema envolvendo controle em engenharia, pode-se optar por dois métodos: projeto por análise que requer adaptar um sistema pré-existente ou,

projeto por síntese, quando se define todo o sistema (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS ,2014, pg.6).

Para especificar o sistema de controle proposto, pode-se fazê-lo por meio de três representações (DISTEFANO; STUBBERUD; WILLIAMS (2014, pg.6):

- a) modelos matemáticos (equações diferenciais e outras relações matemáticas);
- b) diagramas em bloco;
- c) diagramas de fluxo de sinal.

A principal preocupação quando se projeta um sistema controlado é sua estabilidade, de forma que o controle seja possível. A estabilidade de um sistema realimentado está relacionada à localização em um plano complexo das raízes da equação característica da função de transferência do sistema (DORF; BISHOP, 2001). Para atender essa realidade, pode-se especificar um sistema controlado usando diversos métodos. O método Routh-Hurwitz pode calcular a estabilidade de um sistema sem determinar suas raízes; no método lugar das raízes existe uma forte dependência da especificação lugar das raízes; no domínio da frequência, a margem de fase é quem vai permitir ou não essa estabilidade. Possivelmente a vantagem do domínio da frequência em relação ao lugar das raízes é que se precisa pensar em uma frequência específica que permita essa estabilidade e não em uma região de um plano complexo. Mas o método do domínio da frequência apresenta outras vantagens (DORF; BISHOP, 2001), como facilidade para determinar experimentalmente a resposta em frequência de um sistema, possibilidade em determinar experimentalmente a função de transferência do sistema, a magnitude e o ângulo de fase são facilmente representados por gráficos permitindo uma análise global do sistema de controle (DORF; BISHOP, 2001). Como desvantagem do método de resposta em frequência é que não permite a relação direta entre o domínio da frequência e o domínio do tempo (DORF; BISHOP, 2001).

2.8 SISTEMA DE CONTROLE PID

Na seção anterior, citaram-se diversos métodos para que a saída de uma planta ou processo realimentado mantenha-se estável em torno de uma meta previamente especificada. Em outras palavras, quando a saída sofrer uma alteração por algum motivo, o controlador leva a saída, de forma estável, para a meta pre-estabelecida. O controlador é a parte do sistema responsável por manter a saída da planta em torno da meta especificada.

Existem diversos métodos para aplicar o controle sobre uma planta e seu controlador. É fundamental saber que o modelo que representa a planta será sempre uma representação inexata do sistema físico real (DORF; BISHOP, 2001). Neste trabalho em particular, considerar-se-á que a planta ou processo será a coxa do voluntário e o controlador escolhido será um PI.

O controlador PI foi escolhido para esse projeto por ser um controlador largamente usado por sua robustez e simplicidade de funcionamento (National Instruments, 2017).

O controlador PI é composto pelos coeficientes proporcional, integral sem o derivativo. É um sistema bastante sofisticado ao permitir tratar a diferença entre a meta estabelecida e a variável de saída (processo) através da proporção (P), do “histórico do sistema” através da integração (I), e “prever o futuro” através da diferenciação (D). A diferenciação (D) não foi empregada neste trabalho (Control Tutorials For Matlab & Simulink, 2018).

O controlador PID aplicado a uma planta tem como entrada o erro (e) entre a meta e a saída (VP) (Figura 23). No domínio do tempo, a equação pode ser escrita conforme a $VM(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt + K_d de/dt$

(Control Tutorials For Matlab & Simulink, 2018):

$$VM(t) = K_p e(t) + K_i \int e(t) dt + K_d de/dt \quad (7)$$

Onde:

VM : variável manipulada;

K_p : constante de proporcionalidade;

K_i : constante de integração;

e : erro ou diferença entre a meta e a saída.

A função de transferência de um controlador PID pode ser dada pela transformada de Laplace, onde K_p representa ganho proporcional, K_i ganho integral e K_d ganho derivativo (Equação 8).

$$G(s) = K_p + \frac{K_i}{s} + K_d s \quad (8)$$

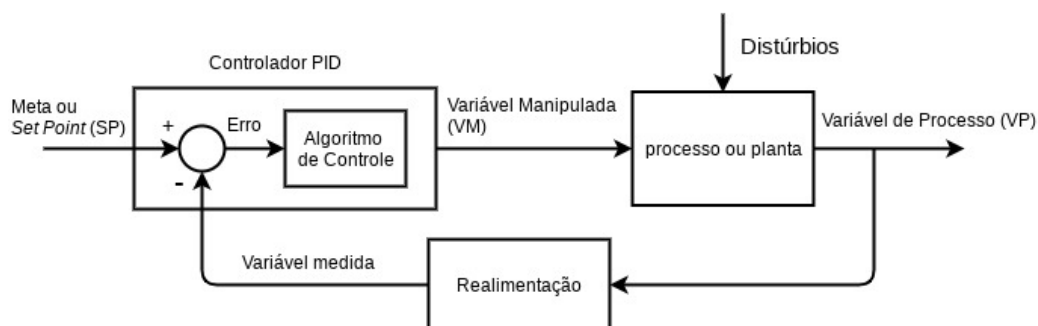
Onde:

$G(s)$: função de transferência no domínio da frequência (s);
 K_p : ganho proporcional;
 K_i : ganho integral;
 K_d : ganho derivativo;
 s : variável complexa.

2.9 DIAGRAMA EM BLOCO DE CONTROLE PID GENÉRICO

Um sistema de controle PID genérico pode ser apresentado por meio de seus blocos básicos (Figura 23).

Figura 23 - Diagrama em bloco de um controlador PID



Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

Um controlador PID requer que um sensor leia a saída de um processo de interesse (VP), compare esse valor com uma meta (SP) e, calcule uma saída (VM) através de um algoritmo envolvendo cálculos proporcional, integral e derivativo. Essa saída (VM) é, então, aplicada novamente ao processo de forma contínua. PID é um

algoritmo largamente usado nos processos industriais devido sua simplicidade e eficiência (National Instruments, 2017). A seguir, trata-se com maiores detalhes os blocos fundamentais e variáveis de um controlador PID.

2.9.1 Bloco Planta ou Processo

O bloco Processo representa o processo físico que se deseja controlar (PEACOCK, 2017). Neste trabalho, a planta ou processo é o músculo da perna que se deseja estimular (Figura 23).

2.9.2 Variável do processo

Variável do processo é a saída do processo e a razão pela qual implementa-se o controle. É o parâmetro que precisa ser controlado. No controlador PID, compara-se a saída do processo com a meta (*setpoint*). A diferença entre esses valores alimenta o controlador ou o algoritmo de controle PID (PEACOCK, 2017). No caso em estudo, a variável a ser controlada (VP) é a extensão do joelho. O objetivo é torná-la o mais próximo possível da extensão-alvo (*setpoint*) (Figura 23).

2.9.3 Realimentação

A realimentação informa como a saída (VP) está evoluindo a cada instante, possibilitando compará-la à meta (SP) (National Instruments, 2017). Em um sistema realimentado, um sensor possibilita saber quanto a saída está se afastando da meta. Neste trabalho, usou-se um eletrogoniômetro para a função de sensor, por ser um dispositivo não invasivo que pode ser fixado na articulação do joelho por meio de cintas com velcros. Um eletrogoniômetro é basicamente um potenciômetro (resistor variável) fixo de forma adequada a duas hastes que, por sua vez, são instaladas de forma a ter uma correspondência ao ângulo do joelho do voluntário.

2.9.4 Variável manipulada (VM)

Variável manipulada (VM) é a saída do controlador e também a entrada do processo. O processo pode possuir inúmeras entradas; porém, a variável manipulada é a única que será controlada (PEACOCK, 2017). No caso deste projeto, VM é a amplitude dos pulsos. A variação da amplitude dos pulsos quando aplicada à planta, faz com que a extensão do joelho reaja de acordo com essa modificação.

2.9.5 Distúrbios

Os distúrbios dificultam o controle, mas se não houvessem distúrbios não haveria necessidade de controle (PEACOCK, 2017). Neste estudo, os distúrbios podem ser causados pela espasticidade, fadiga muscular e acomodação neural. Este trabalho considera esses distúrbios; porém, não fará um estudo específico sobre estes aspectos.

2.9.6 Meta (setpoint)

O objetivo do controlador é igualar a variável de processo (VP) com o valor meta (SP). Neste projeto, a meta é a posição que se quer que o joelho atinja, e será chamada de extensão-alvo.

2.9.7 Erro

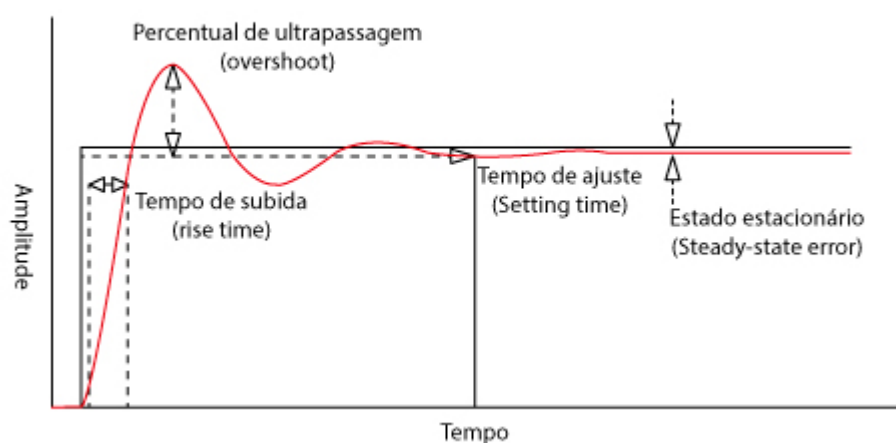
É a diferença entre a variável de saída (VP) e a meta estipulada (SP). O erro é a entrada do controlador PID, cuja saída alimenta o processo ou planta.

2.10 AJUSTE DO CONTROLE PID (TUNING)

Ajusta-se um sistema de controle PID quando os ganhos P, I e D são definidos para a melhor resposta do sistema de controle (National Instruments, 2017).

A resposta de um sistema pode ser representada por uma forma de onda com algumas características, como segue (Figura 24):

Figura 24 - Resposta característica de um sistema realimentado



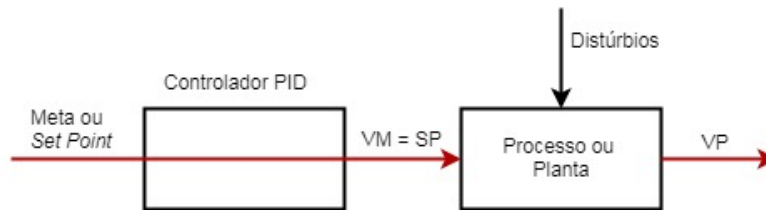
Fonte: Adaptado de National Instruments (2017).

Os principais pontos dessa curva são:

1. Tempo de subida (*rise time*) – tempo para VP ir de 10% a 90% do valor meta;
2. Percentual de ultrapassagem (*overshoot*) – o quanto VP ultrapassa a meta;
3. Tempo de ajuste (*settling time*) – tempo entre a aplicação da entrada e a saída chegar a 5% da meta;
4. Erro de estado final (*steady-state error*) – diferença resultante entre VP e meta.

Para processos com única realimentação, precisa-se definir a dinâmica característica do sistema a ser controlado. Como método prático para visualizar-se como a saída se comporta, retira-se a realimentação e manipula-se diretamente a variável de entrada (PEACOCK, 2017) (Figura 25).

Figura 25 - Controle manual em malha aberta



Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

Quando se abre a malha de realimentação em um processo e aplica-se um pulso de forma manual, 98% dos casos se apresenta dentro de uma de duas formas: integrativo ou não-auto-regulado e auto-regulado.

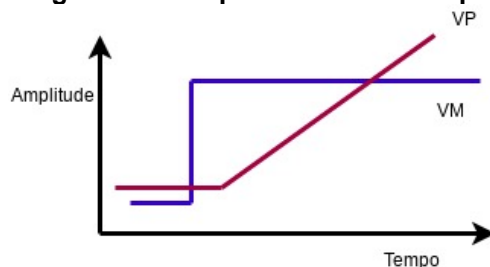
Dependendo de qual dessas formas esteja o processo, diferentes técnicas de ajustes (*tuning*) são necessários.

Uma pequena minoria de processos não se enquadra nessa qualificação, pois são instáveis sob realimentação aberta.

2.11 PROCESSO INTEGRATIVO OU NÃO-AUTO-REGULADO

Esse tipo de processo ocorrerá quando a variável manipulada (entrada da planta) causar uma saída com taxa crescente ou decrescente, mantendo-se linearmente nessa direção (Figura 26).

Figura 26 - Resposta dinâmica de processos integrativos sem realimentação

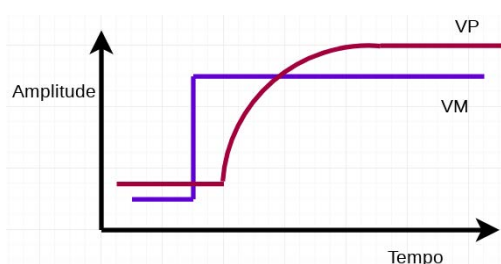


Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

2.12 PROCESSOS AUTO-REGULADOS

Nesse tipo de processo, a variável manipulada (VM) causa uma saída (VP) com taxa crescente ou decrescente, mas essa taxa começa a decrescer até anular-se, mostrando-se um processo auto-regulado (Figura 27).

Figura 27 - Resposta dinâmica de processos auto-regulados sem realimentação.



Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

2.13 OBTENDO AS CONSTANTES PARA O AJUSTE (TUNING) PELO MÉTODO DE MALHA ABERTA

O método para obtenção das constantes do sistema de controle PID aqui apresentado difere das duas abordagens mais difundidas, que são a “tentativa e erro” e o método de Zeigler Nichols, ambos empregando realimentação fechada. O uso do método da realimentação aberta é muito simples, segundo Peacock (2017). O método de realimentação aberta funciona melhor que qualquer outro método com realimentação fechada, porque é muito mais realista em relação a como o processo funciona; por isso, permite um ajuste (*tuning*) mais robusto. O método de realimentação aberta requer que o atuador afete o processo de forma linear. Em sistemas que dispõem de linearizador, recomenda-se que esteja ativado para o teste (PEACOCK, 2017).

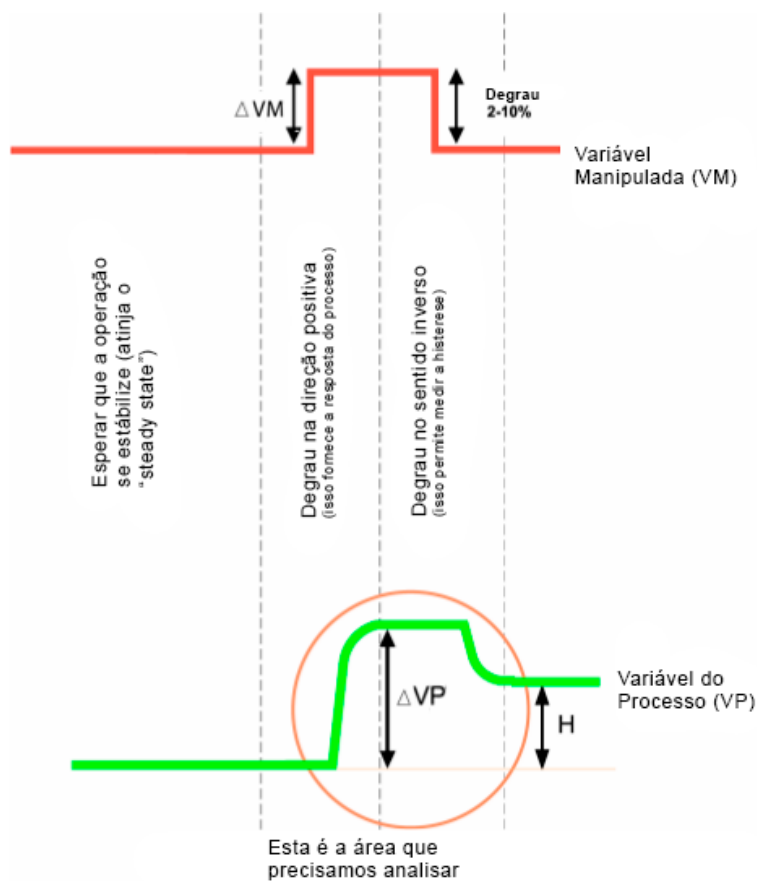
Após abrir-se a realimentação do processo, pode-se obter as constantes de ajuste do controlador, de acordo com os seguintes procedimentos:

1. esperar que a saída do processo (PV) atinja o estado estacionário (*steady state*) (Figura 28);

2. colocar a meta (*setpoint*) no mínimo 2% e no máximo 10% em uma direção positiva; e esperar o processo estabilizar;
3. aplicar um segundo pulso, apenas para confirmar a resposta e esperar o processo estabilizar;
4. aplicar novamente o procedimento com a mesma magnitude, mas na direção reversa, para medir a histerese (H) do atuador;

A Figura 28 mostra o comportamento esperado da variável de processo (VP) quando se manipula a variável manipulada (VM), segundo os passos descritos.

Figura 28 – Auto teste com realimentação aberta.



Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

2.14 ANÁLISE DE REALIMENTAÇÃO ABERTA

O auto-teste com realimentação aberta tem o objetivo de definir parâmetros da equação 11 para cada voluntário. Após a medição dos parâmetros ΔVP , ΔVM , H (Figura 29), calcula-se os parâmetros de acordo com as equações 9 e 10.

$$GP = \Delta VP / \Delta VM \quad (9)$$

Onde

GP : Ganho da planta ou processo;
 ΔVP : variação da saída do processo;
 ΔVM : Variação da entrada do processo.

$$HN = H / GP \quad (10)$$

Onde

HN : Histerese normalizada;
 H : Histerese;
 GP : Ganho da planta ou processo.

A histerese normalizada deverá ser inferior a 2% para um desempenho satisfatório. A constante de tempo (TC) (Equação 11) e o deadtime (DT) (Equação 12) podem ser escritas como:

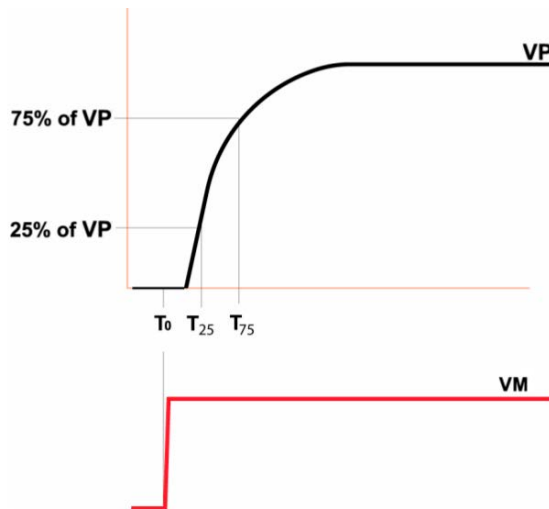
$$TC = 0.9(T75 - T25) \quad (11)$$

$$DT = (T75 - T0) - (1.4 * T) + T_A \quad (12)$$

Onde

TC : constante de tempo;
 DT : *deadtime*;
 $T75$: Tempo relativo a 75% de VP;
 $T25$: Tempo relativo a 25% de V;
 T_A : Tempo de amostragem ou *Controller's Update Time* é o intervalo de tempo em que um sistema digital faz as leituras.

Figura 29 - Resposta do sistema ao degrau da entrada



Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

As constantes de ajuste (*tuning*) podem ser calculadas de acordo com a Equação 13 e Equação 14:

$$P = (0.758 / GP) (DT / TC)^{-0.861} \quad (13)$$

Onde

P: Constante Proporcional;
 DT: *deadtime*;
 TC: constante de tempo
 GP: Ganho da planta ou processo.

$$I = TC / (1.020(DT/TC)^{-0.323}) \quad (14)$$

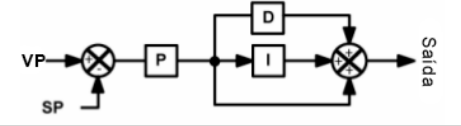
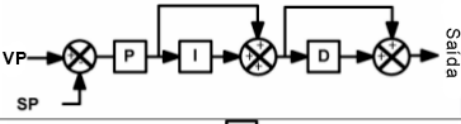
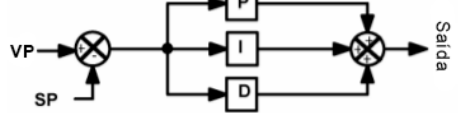
Onde

I: Constante de Integração;
 TC: constante de tempo;
 DT: *deadtime*.

Os expoentes -0.861 e -0.323 e os números 0.758 e 1.020 são números obtidos por testes experimentais (PEACOCK, 2017).

Os cálculos descritos referem-se ao que Peacock (2017) chama de “algoritmo PID ideal” ou “ISA”. Além do “algoritmo PID ideal” apresenta o “algoritmo PID série” e o “algoritmo PID paralelo” (Quadro 1). Para um sistema PI, a forma “ideal” é equivalente a forma “série”.

Quadro 1 – PID e suas notações

	Notação Laplace	Diagrama em Blocos
Ideal	$\text{Saída} = Kp \left(1 + \frac{1}{Ti(s)} + Td(s) \right)$	
Série	$\text{Saída} = Kp \frac{\left(1 + \frac{1}{Ti(s)} \right) (1 + Td(s))}{1 + \frac{Td(s)}{Kd}}$	
Paralelo	$\text{Saída} = Kp + \frac{1}{Ti(s)} + Td(s)$	

Fonte: Adaptado de Peacock (2017).

2.15 TUNING USANDO O MÉTODO DOMÍNIO DA FREQUÊNCIA

Este método utiliza a função de transferência $G(s)$ ou de $G(s)$ e um compensador $C(s)$ com o laço de realimentação. Necessita-se apenas das informações do ganho ao longo do eixo imaginário, $G(j\omega)$ para frequências maiores ou igual a zero (CHEN, 2006, p.297). Possuindo-se os valores de $G(j\omega)$ pode-se traçar os diagramas de Bode de $G(j\omega)$ em magnitude e fase. Neste método, busca-se no diagrama de Bode as margens de ganho e margem de fase que definirão a estabilidade do sistema. Para isso, necessita-se traçar primeiro o diagrama de Bode de ganho e fase.

2.16 DIAGRAMA DE BODE

Gráficos logarítmicos ou diagramas de Bode permitem definir a margem de ganho e margem de fase, utilizadas para definir parâmetros de controle que manterão o sistema estável. Iniciar-se-á análise por meio do critério de estabilidade de Nyquist.

Considerando-se um sistema realimentado (Figura 30), tem-se a seguinte função de transferência, desenvolvida através das Equações 15 a 22:

$$Y(s) = CI(s)G(s)E(s) \quad (15)$$

$$Y(s) = CI(s)G(s)(R(s)-Y(s)) \quad (16)$$

$$Y(s) = CI(s)G(s)R(s) - CI(s)G(s)Y(s) \quad (17)$$

$$Y(s) (1+ CI(s)G(s)) = CI(s)G(s)R(s) \quad (18)$$

$$Y(s) = \frac{C(s)G(s)}{1+C(s)G(s)} R(s) \quad (19)$$

e a função de transferência é

$$G_o(s) = \frac{C(s)G(s)}{1+C(s)G(s)} \quad (20)$$

Onde:

$G_o(s)$: função de transferência em malha fechada;

$C(s)$: função de transferência do compensador ou controlador;

$G(s)$: planta no domínio da frequência.

$$\text{Definindo-se } G_I(s) = C(s)G(s) \quad (21)$$

Sendo $G_I(s)$ a função de transferência de malha aberta.

Assim também pode-se escrever

$$G_o(s) = \frac{G_I(s)}{1+G_I(s)} \quad (22)$$

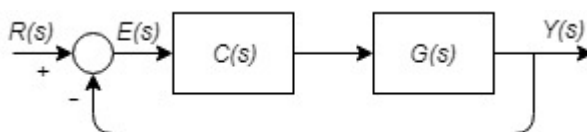
Onde:

$G_o(s)$: função de transferência em malha fechada;

$G_I(s)$: = $C(s)G(s)$ ou função de transferência de malha aberta.

O critério de estabilidade de Nyquist estabelece que o ganho $G_o(s)$ é estável se e somente se o gráfico de Nyquist $G_I(s)$ não englobar ou ultrapassar o ponto crítico $(-1, 0)$. Isso equivale a dizer que a função de transferência $G_I(s)$ não possui polos no semiplano direito (CHEN,2006, p.297).

Figura 30 – Sistema realimentado simples



Fonte: adaptado de Chen (2006,p.271)

O critério de Nyquist não apenas estabelece se o sistema é estável ou não, mas pode mostrar qual o grau de estabilidade, além de prover um método para seu projeto.

Considere-se uma frequência $\omega_p > 0$ onde o ângulo de $G_I(j\omega_p)$ é igual a 180° . Essa frequência é chamada de frequência de cruzamento de fase ou a frequência em que a função $G_I(s)$ cruza o eixo real negativo de um gráfico polar. A distância entre o ponto -1 e a função $G_I(j\omega_p)$ é chamado de margem de ganho. Essa distância é medida em decibel (CHEN,2006, p.298), como descrita nas Equações 23 e 24 (Figura 31):

$$\text{Margem de ganho} = 20 \log | -1 | - 20 \log | G_I(j\omega_p) | \quad (23)$$

$$= -20 \log | G_I(j\omega_p) | \quad (24)$$

Onde:

ω_p : frequência de cruzamento de fase;

$G_I(s) = C(s)G(s)$, função de transferência de malha aberta.

Uma linha traçada desde a origem até $G_I(j\omega_g)$ terá um ângulo ϕ em relação ao eixo real negativo, que chamar-se-á de margem de fase (Equação 25).

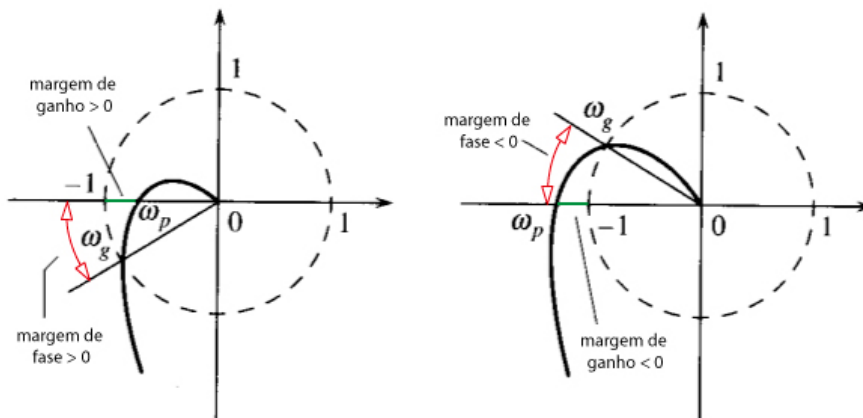
$$\text{Margem de fase} = |\phi(-1)| - |\phi G_I(j\omega_g)| = 180^\circ - |\phi G_I(j\omega_g)| \quad (25)$$

Onde:

ϕ : ângulo ($^\circ$);

ω_g : frequência tal que $|G_I(j\omega_g)|=1$.

Figura 31 – Gráfico polar de Nyquist com margem de ganho e margem de fase.



Fonte: Adaptado de Chen (2006, p.298).

Considere-se uma frequência maior que zero ($w_g > 0$) onde o módulo da função $G_o(jw_g)$ é unitário no gráfico polar, ou seja, $|G_1(jw_g)| = 1$. Esta é a frequência onde a função $G_1(s)$ intercepta o círculo unitário (Figura 24). Essa frequência w_g é chamada de **frequência do ganho de cruzamento** (*gain crossover frequency*). Uma linha traçada da origem até $G_1(jw_g)$ fornece a **margem de fase** (Equação 25).

Caso a intersecção da linha que corresponde a W_g acontecer no terceiro quadrante (Figura 31a), a margem de fase será positiva. No caso dessa intersecção acontecer no segundo quadrante (Figura 31b), a margem de fase será negativa.

As definições apresentadas por intermédio das equações e gráficos polares de Nyquist supracitados também podem ser obtidos pelo diagrama de Bode.

Transladando as coordenadas polares de Nyquist para o diagrama de Bode, teremos a Figura 32.

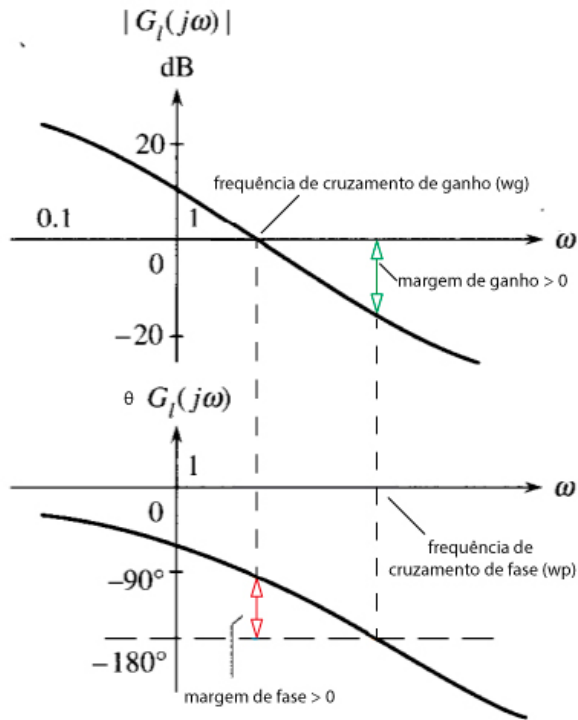
O ganho na frequência de cruzamento w_g é o local onde o ganho da função $G_1(jw_g)$ cruza a linha $20 \log 1 = 0$ dB.

Traçando uma linha vertical para o gráfico de fase tem-se a margem de fase. A margem de fase é a distância em graus entre -180° e a curva de fase da função G_1 na frequência w_g , isto é, $G_1(jw_g)$. Caso a fase de $G_1(jw_g)$ estiver acima da linha de 180° , a margem de fase é positiva. Caso esteja abaixo dessa linha, a margem de fase é negativa.

A frequência de cruzamento de fase w_p é o ponto em que a curva de fase intercepta a linha -180° . Traçando-se uma linha deste ponto até a curva de ganho, tem-se a margem de ganho, que é a distância entre a linha 0 dB e a curva de ganho no ponto w_p . A Figura 32 mostra um exemplo em que a margem de ganho é positiva. A Figura 33 mostra um exemplo em que a margem de ganho é negativa.

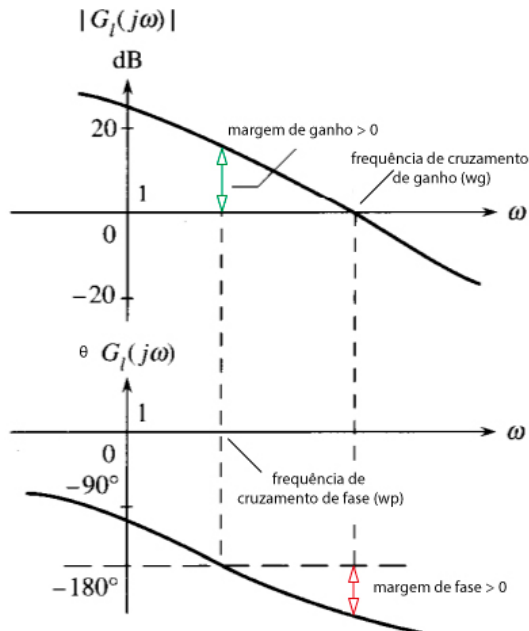
Caso a função em malha aberta $G_1(s)$ não apresente nenhum polo no lado direito do plano s , então a função em malha fechada (Equação 22) será estável se a margem de ganho de $G_o(s)$ e margem de fase forem ambas positivas. Além disso, maiores margens de fase e ganho permitem um sistema mais estável.

Figura 32 – Resposta em frequência mostrando margem de fase e margem de ganho positivas.



Fonte: Adaptado de Chen (2006, p.299).

Figura 33 – Resposta em frequência com margem de ganho negativo.



Fonte: Adaptado de Chen (2006, p.299).

Essa metodologia será empregada para cálculo dos parâmetros de controle desenvolvidos na seção 4.6.

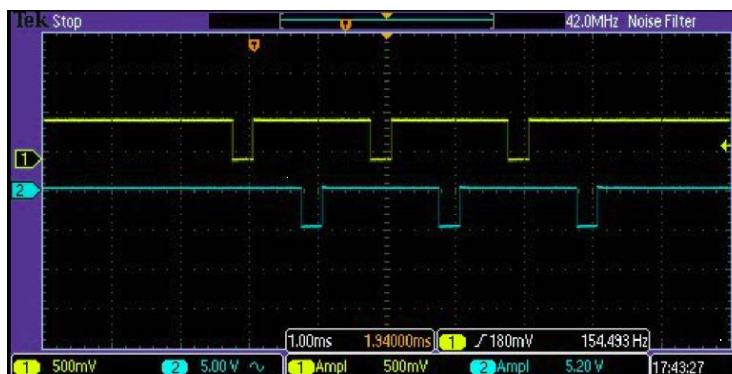
3 ESTIMULADOR EMPREGADO NO PRESENTE TRABALHO

O sistema de FES empregado neste trabalho foi inicialmente desenvolvido na dissertação de Nogueira (2017), mas foi aperfeiçoado e customizado aos propósitos deste trabalho. Este estimulador apresenta *hardware* e *software* para dois blocos principais: o estimulador e o controlador. Em linhas gerais, o estimulador é composto pelo gerador de padrões e pelo estágio de saída ou de potência. O controlador é o *software* que controla a variável de saída do estimulador (tensão elétrica), instalado em um Raspberry Pi. O *hardware* do estimulador foi totalmente aproveitado da dissertação de Nogueira (2017); porém, seu código (*firmware*), foi completamente reescrito na linguagem de programação C e reajustada para as necessidades dessa aplicação. Com essas importantes modificações, as interrupções necessárias ao controle podem ser realizadas com precisão e segurança. O programa do controlador, instalado no Raspberry Pi também foi completamente reescrito para atender aos propósitos deste trabalho. Os limites dos parâmetros estimulatórios dos equipamentos desenvolvidos estão baseados na literatura recente e a segurança tem relevante importância para o projeto. Para evitar queimaduras eletroquímicas, os pulsos de saída do estimulador de Nogueira (2017) são bifásicos para minimizar o acúmulo de cargas nos tecidos do voluntário. Além disso, um período de repouso é acrescentado após cada pulso para evitar o período refratário, quando as células se tornam incapazes de responder adequadamente a um próximo estímulo. Por isso, o intervalo entre pulsos deve ser maior que 0,3 ms (WANG et al., 2012).

O MCP4921 em conjunto com o microcontrolador ATmega328, geram um trapézio de tensão que pode variar de 0 até 5 V. Esta tensão é inserida simultaneamente nos pinos 3 e 5 do TL074P (Figura 35).

Os pulsos da Figura 34, são gerados também pelo ATmega328 quando aciona alternadamente dois transistores de junção bipolar (TJB), conectados aos pinos 12 e 10 do TL074P (Figura 35). Esses pulsos alternados acionam o primário do transformador, gerando conseqüentemente no seu secundário, um sinal bifásico (Figura 39).

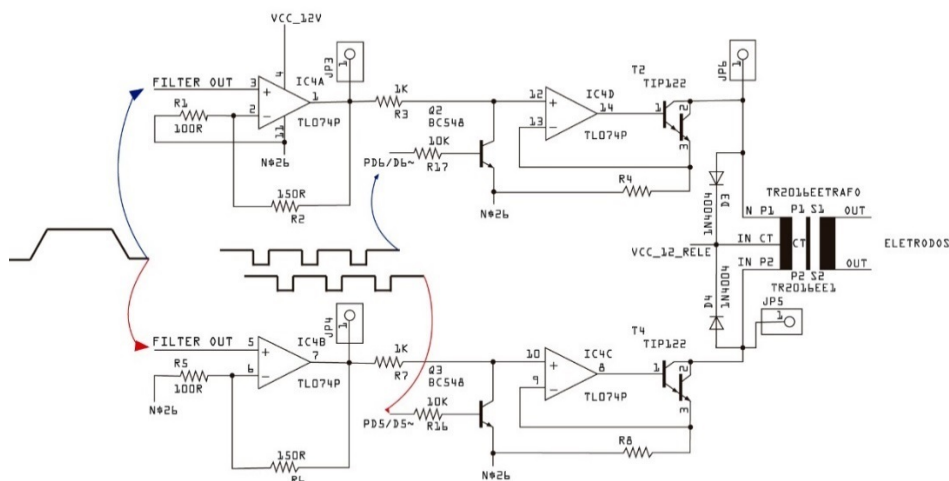
Figura 34 – Duas seqüências de pulsos obtidos nos pinos 10 e 12 do TL074



Fonte: imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TDS2000

O primário do transformador foi projetado para receber dois sinais defasados no tempo, gerados pelo bloco gerador de padrões do estimulador. Como cada pulso é aplicado alternadamente em metade do enrolamento primário, em razão de estarem defasados, os sinais aparecem combinados de forma bifásica no secundário do transformador (Figura 35). Neste trabalho, utilizou-se frequência de pulsos de 1kHz e frequência de *bursts* de 50Hz, que tornam as contrações mais fortes (WANG et al., 2012). Em Jovic et al. (2011), usa-se 50 Hz de frequência de estimulação e 300 μ s de largura de pulso. Por questão de segurança, o transformador do estágio de saída (ou potência) não pode fornecer tensão de pico a pico superior a 242 V, e isso acontece devido à saturação do núcleo de ferro do transformador.

Figura 35 - Esquemático do estágio de potência do estimulador testado



Fonte: arquivo pessoal.

Neste trabalho, aplicou-se FES para realizar movimentos controlados em perna de voluntários com lesão medular do tipo paraplégicos. O objetivo foi testar o controle de posição do joelho em malha fechada, por meio da estimulação artificial da musculatura da coxa até atingir um ângulo final prefixado do joelho. Um sistema de controle PI, largamente utilizado na indústria, é usado para realimentar o estimulador FES. Nogueira-Neto (2013) verificou a viabilidade dos movimentos em paraplégicos utilizando FES com controle em malha aberta e fechada. Neste trabalho, aplicou-se a FES nos grupos agonista (quadríceps) e antagonista (isquiotibiais) visando atingir uma posição pré-determinada e a estabilidade do joelho. O controle é feito por meio da intensidade dos pulsos de estimulação, com os demais parâmetros estimulatórios fixos (KOSAKA; WOOD; SWAIN, 2009).

A estimulação elétrica de grandes músculos com eletrodos de superfície requer valores de corrente da ordem de 150 mA, tensões máximas de 250 V e frequência de 5 a 50 Hz. A fadiga, um importante fator a ser considerado em FES, está relacionada com o aumento da frequência da estimulação, assim como o tempo e intensidade da exposição (BRUNETTI et al., 2011). Em pacientes que sofreram AVC, segundo Arrofiqi; Arifin; Indrajaya (2015), usa-se frequência de 20 a 40 Hz, intensidade de corrente de 0 a 120 mA e duração de pulso de 0 a 300 μ s.

3.1 GERADOR DE PADRÕES UTILIZADO NESTE TRABALHO

A seguir, descreve-se o bloco Gerador de Padrões (gerador de pulsos mais modulador) empregado nesta pesquisa.

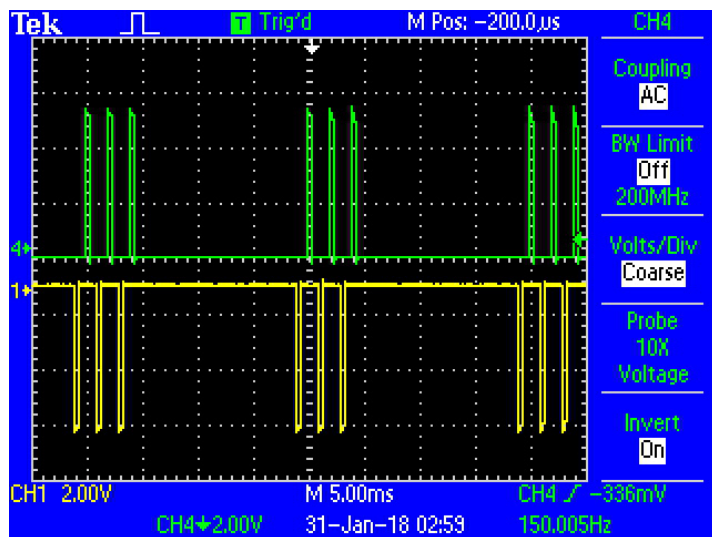
O bloco Gerador de Pulsos é composto pelo microcontrolador (ATmega328), DAC (MCP4921), AMPOPs (TL074) e transistores. O Microcontrolador ATmega328 é responsável por comandar o D/AC, que gera uma rampa de subida e descida, assim como define o nível de tensão que é aplicada aos AMPOPs. O microcontrolador ATmega328 também comanda dois transistores (BC548) que geram os sinais pulsados e defasados entre si que são aplicados ao primário do transformador.

A seguir, descreve-se a sequência percorrida pelo sinal gerado até a entrada no primário do transformador, que corresponde ao estágio de saída ou potência:

- a) os pulsos têm origem no ATmega328, cuja amplitude máxima é de 5 V, mas que pode ser alterada para menos de 5 V pelo controlador Raspberry Pi para fins de controle da saída;
- b) esses pulsos gerados no ATmega328 são integrados no conversor digital analógico (D/AC – Digital to Analog Converter) MCP4921, com 12 bits de resolução, gerando um nível de tensão contínuo de no máximo 5V (modulação em amplitude do sinal de saída). Desta integração resulta a amplitude do sinal de saída, através do *firmware* que é executado no Atmega328;
- c) o D/AC tem a função de gerar a rampa de subida dos pulsos no início e a rampa de descida ao desligar-se o sinal na carga;
- d) ao sair do D/AC, o sinal contínuo é derivado para dois pinos: pino 3 e pino 5 do D/AC TL074 (Figura 35). Nesses pinos, estão dois AMPOPS configurados como amplificadores;
- e) seguindo na sequência, conectados aos pinos 12 e 10 do TL074, há dois transistores BC548 com a função de chavear o sinal contínuo gerado pelo D/AC. Os sinais pulsados e alternados são aplicados a cada enrolamento do primário do transformador (Figura 35). Os transistores BC548 são comandados também pelo ATmega328 por meio dos pinos PD5 (pino8) e PD6 (pino9);
- f) os AMPOPs (pinos 12 e 10 do TL074) (Figura 35) recebem os pulsos e promovem um ganho unitário para aumento da impedância de saída, de forma que a saída se aproxime de uma fonte de corrente pulsada;
- g) esses dois trens de pulsos defasados entre si, são responsáveis por chavear, cada um deles, um transistor (TIP122) (Figura 35). Esses transistores TIP122, têm a função de chaver em 12V e de forma alternada, cada um dos dos segmentos do primário do transformador;
- h) até a base do TIP122, a amplitude dos pulsos é de no máximo 5V, característica do ATmega328 utilizado no gerador de padrões deste trabalho. Como resultado final, medido nos pinos 14 e 8 do TL074, temos as formas de onda mostradas na Figura 37;
- i) essa combinação de pulsos defasados e aplicados em enrolamentos diferentes gera, no secundário do transformador elevador de tensão, uma tensão bifásica

de no máximo 242 Vpp ou 44,1 Vrms, conforme medição realizada com o osciloscópio Tektronix TBS 1062.

Figura 36 - *Bursts* defasados e aplicados ao primário do transformador.



Fonte: imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TDS2000

Esses dois sinais gerados (Figura 36) são propositalmente defasados no tempo para serem aplicados em momentos diferentes e em enrolamentos diferentes do primário de um transformador elevador de tensão. Por esse motivo, quando um segmento do primário do transformador recebe um pulso, o segundo segmento do transformador fica sem corrente (Figura 35). Assim, tem-se o primário do transformador funcionando com apenas metade do seu enrolamento e cada metade alternadamente. No secundário do transformador e, portanto, também na carga, o sinal resultante é de um sinal bifásico.

3.2 ESTÁGIO DE SAÍDA

As formas de onda utilizadas em FES podem variar nos parâmetros amplitude de corrente ou tensão, duração e frequência dos pulsos, frequência e duração das rajadas de pulsos (*burst*), polaridade, simetria, tempo de subida e duração da estimulação. Tais parâmetros necessitam ser alterados dependendo do tamanho do

músculo a ser estimulado e de sua profundidade (HUERTA et al., 2012), assim como do eletrodo utilizado. Souza et al. (2017) apresentam um levantamento da literatura relativo aos estágios de saída (*output circuit*) dos estimuladores funcionais para membros inferiores. Diversas tecnologias abordadas em Souza et al. (2017) mostram a tendência dos estágios de saída dos estimuladores.

Um transformador elevador de tensão é responsável pelo ganho de tensão e corrente no estágio de saída do estimulador (Figura 35). Um transformador foi construído com primário formado por dois segmentos com tap central e 10 espiras por segmento. O secundário possui apenas um segmento com 217 espiras. A relação de espiras do transformador foi calculada segundo as Equações 26 e 27 (MARTIGNONI, 2003).

$$N_1 = (V_1 * 10^8) / (4.44 * B_M * S_m * f) \quad (26)$$

Onde:

N_1 : número de espiras do primário;
 V_1 : tensão no primário do transformador (V);
 B_M : indução máxima do ferro silício (T);
 S_m : a seção magnética (m²);
 f : frequência de operação (Hz)

$$V_1 = V_2 * N_1 / N_2 \quad (27)$$

Onde:

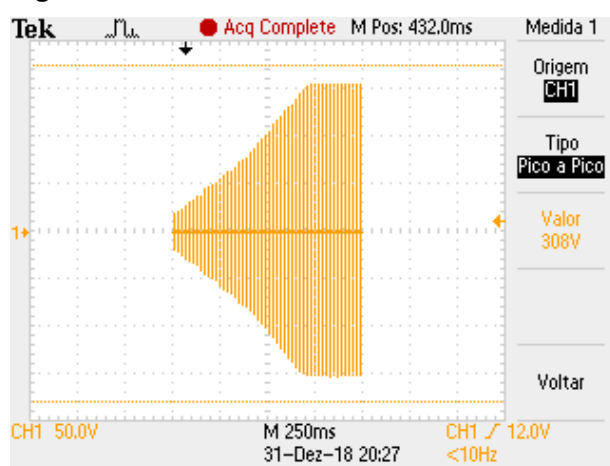
V_1 : tensão no primário do transformador (V);
 V_2 : tensão no secundário do transformador (V);
 N_1 : número de espiras no primário do transformador;
 N_2 : número de espiras no secundário do transformador.

Considerando que, se a tensão aplicada a cada segmento do primário do transformador for de 12 V senoidal, a equação 27 permite calcular qual a tensão no secundário. Assim, a tensão de saída senoidal seria da ordem de 260 Vp. Essa tensão aplicada a uma carga de 1 k Ω resultaria uma corrente máxima de 260 mA. Mas a tensão fornecida pelo gerador de sinais, que acaba sendo aplicada ao transformador é bipolar, mas não senoidal. A Figura 22 mostra a forma de onda que é aplicada ao

primário do transformador. A figura Figura 39 mostra a tensão no secundário do transformador, sob uma carga de 1 k Ω em paralelo com um capacitor cerâmico de 100nF, a tensão atinge no máximo 242 Vpp. A carga de 1 k Ω em paralelo com um capacitor de 100nF representa com aproximação a resistividade dos tecidos vivos (BREEN et al., 2008).

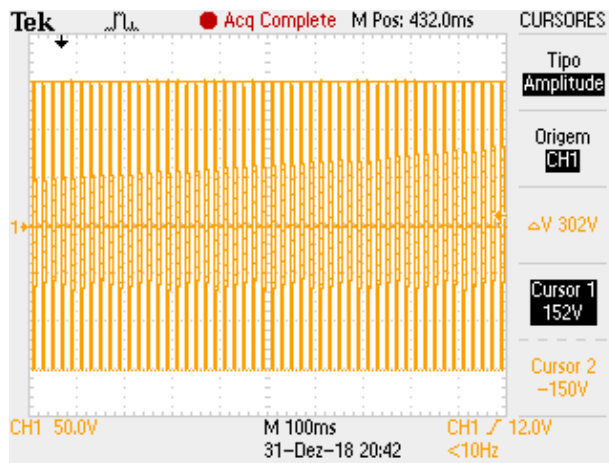
As formas de ondas obtidas sobre uma carga de teste no valor de 1k Ω estão apresentadas a seguir. Uma carga resistiva de 1k Ω em paralelo com capacitor de 100nF simula a resistência dos tecidos do voluntário. Mostra-se a seguir informações sobre a saída do estimulador bifásico por meio de figuras. A Figura 37 apresenta a forma de onda mostrando a frequência de *burst* com a rampa de subida. A Figura 38 mostra os sinais simétricos que são aplicados aos eletrodos, cuja amplitude será definida pelo controle estimulatório. Na Figura 39 temos um *burst* da saída do estimulador, configurado para 50 Hz. Figura 40 mostra a largura de pulso de 300 μ s para os positivos e negativos. A Figura 41 apresenta a frequência entre pulsos bifásicos. Procuramos manter a mesma frequência de quando os pulsos eram monofásicos. Figura 42 mostra o período dos pulsos positivos ou negativos. Figura 43 apresenta a frequência dos pulsos que é 200 Hz. A Figura 44 mostra a máxima tensão apresentada na saída, que foi 224 Vpp.

Figura 37- Forma de onda bifásica da saída mostrando a rampa de subida dos pulsos



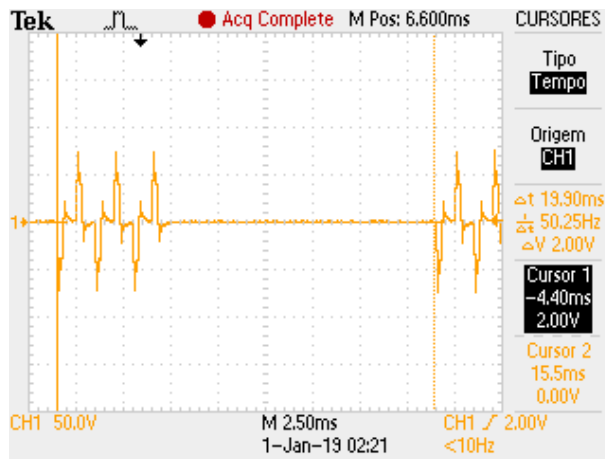
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 38- Pulsos estimulatórios bifásicos na saída.



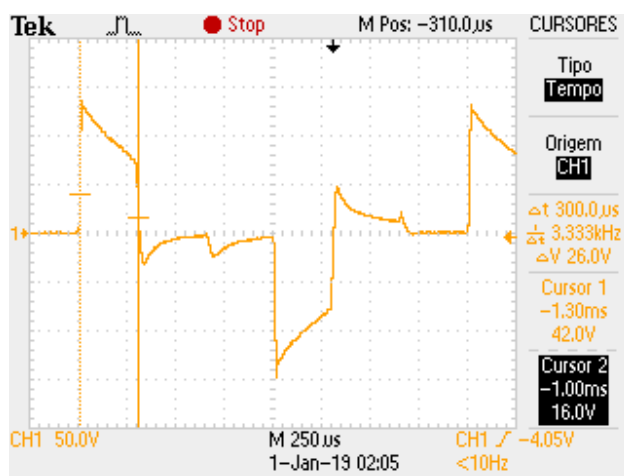
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 39 - Forma de onda na carga resistiva de 1kΩ mostrando a frequência de *burst*.



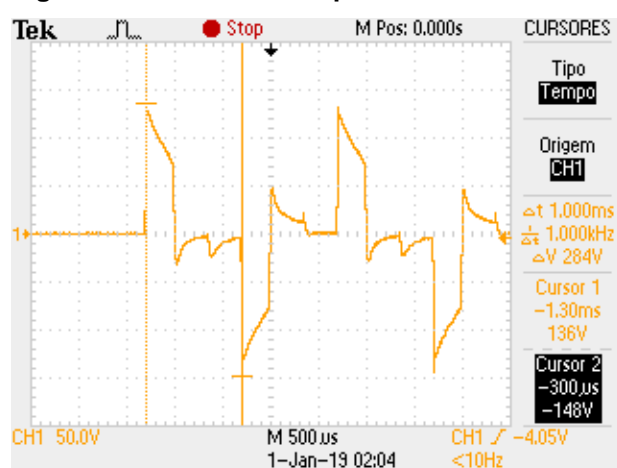
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 40 - Largura de pulso da corrente de saída. Largura: 300us.



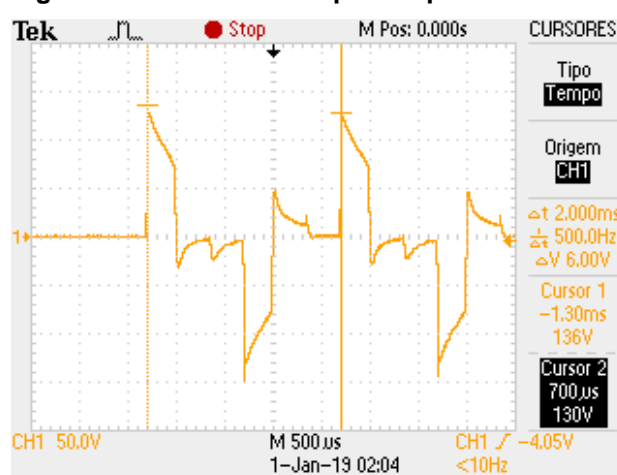
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 41 - Período entre pulsos bifásicos 1ms. Tempo de descanso 700 μ s.



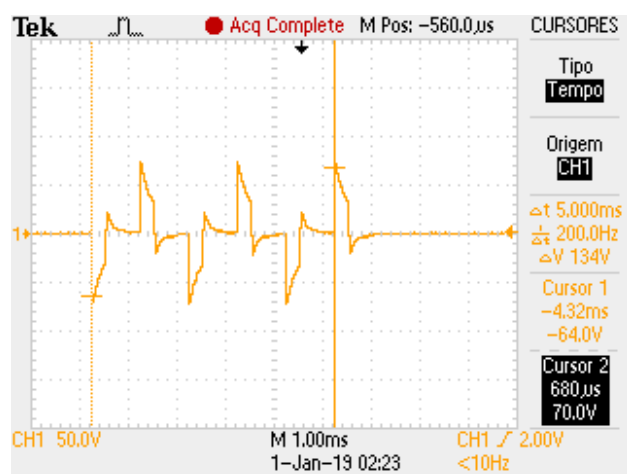
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 42 - Período entre pulsos positivos de 2ms.



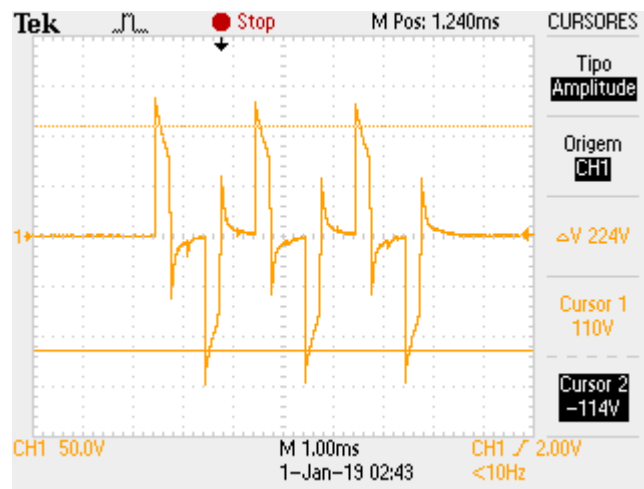
Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 43- Período de pulsos 5 ms ou 200 Hz



Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

Figura 44- Tensão máxima alcançada na saída: 224 Vpp.



Fonte: Imagem obtida com o osciloscópio Tektronix TRS 1062.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O controle da intensidade de corrente elétrica estimulatória do sistema de FES desenvolvido foi instalado em uma unidade Raspberry Pi, com uma interface gráfica onde o pesquisador pode ajustar as variáveis configuráveis do estimulador. A partir daqui, passar-se-á a citar esse dispositivo como unidade controladora.

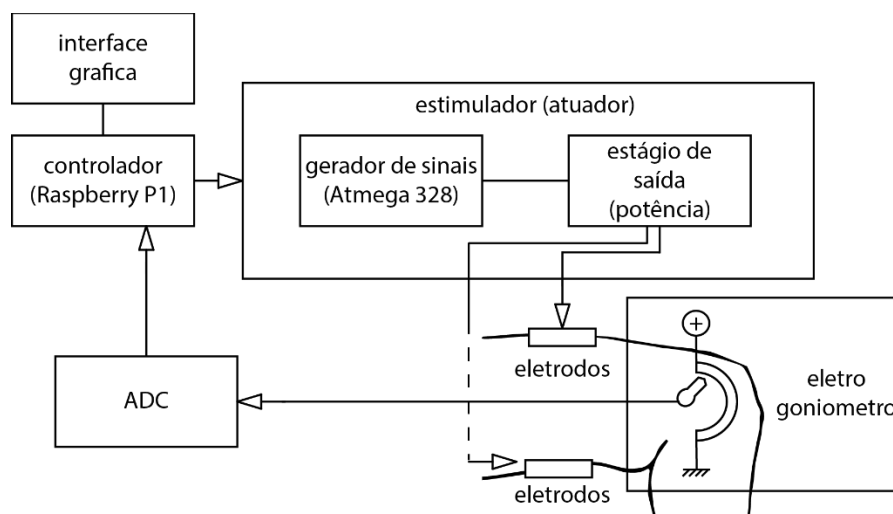
A unidade controladora é responsável por receber informações sobre a posição do joelho e ajustar a intensidade da corrente estimulatória, para levar o joelho atingir a posição pré-determinada ou extensão-alvo. O padrão da corrente estimulatória é gerada no estimulador, instalado em um microcontrolador ATmega328. O padrão estimulatório de corrente possui parâmetros configuráveis como intensidade, frequência, etc., que poderão ser modificados com o objetivo de atender ao grupo muscular objeto do estudo. No presente caso, para simplificar a programação em C, escrita na unidade Raspberry Pi e no microcontrolador ATmega328, apenas a amplitude poderá ser modificada por meio da interface gráfica.

A perna de um voluntário é constituída por um conjunto complexo de tecidos, que será chamada de agora em diante apenas de processo ou planta. O controlador escolhido foi o PI, uma versão PID, sem a componente derivativa. O dispositivo sensor é um eletrogoniômetro que deve ser posicionado adequadamente no joelho do voluntário, cujo objetivo é traduzir a posição do joelho para o sistema de controle. A extensão-alvo é a posição desejada, configurada via interface gráfica, antes do início da estimulação.

A implementação de todo o sistema controlado encontra-se descrito na Figura 45.

No bloco Controlador (Figura 45), executa-se a rotina que compara a extensão-alvo (*setpoint*) ou a posição que se deseja que o joelho atinja, com a saída real (posição do joelho). Esse bloco também permite configurações iniciais do estimulador, como frequência do sinal e *burst*, rampa de subida e descida, período de descanso, etc, por intermédio da interface gráfica incorporada ao estimulador ou da manipulação direta dos parâmetros do *firmware*. Esses parâmetros são enviados ao programa (*firmware*) do Atmega328 (gerador de sinais). No bloco Controle (Raspberry Pi), encontra-se o código C que inclui a equação matemática que relaciona os parâmetros de controle de posição do joelho.

Figura 45 - Diagrama mostrando as conexões entre controlador, estimulador. Presença do eletrogoniômetro, ADC e eletrodos.



Fonte: arquivo pessoal

O bloco gerador de sinais (Figura 45) também é implementado em linguagem C e se comunica com o bloco de Controle (Raspberry Pi) por meio do protocolo de comunicação I²C. Em *hardware*, o bloco gerador de sinais é composto pela combinação do Atmega328, DAC, transistores BC548 e TIP122.

O bloco ADC do goniômetro realimenta o controlador com informações sobre a posição do joelho do voluntário. O ADC converte a tensão analógica obtida a partir do goniômetro para informações digitais, necessárias ao laço de realimentação (Figura 45). Utiliza-se o ADC do Atmega328 por facilidade de implementação. Isso permite também o uso do protocolo I²C para comunicação com o Raspberry Pi.

O modelo da musculatura empregado neste trabalho é o mesmo empregado na tese de Nogueira-Neto (2013), ou seja, um filtro passa baixas. O bloco de controle PI foi escolhido para o controle de posição de joelho pelas características musculares do joelho que se considera não requerer respostas rápidas. Por isso, a componente derivativa do PID foi eliminada (PEACOCK, 2017).

4.1 CONFIGURAÇÃO DO CONTROLADOR

A configuração de um controlador PI requer a definição de alguns parâmetros para que a extensão-alvo seja atingida rapidamente e sem oscilações indesejáveis.

O sistema de controle envolve equações matemáticas que relacionam a extensão-alvo (posição do joelho desejada) e a variável de saída (tensão de saída equivalente à posição atual do joelho). Constantes necessitam ser configuradas baseadas nas características do voluntário, antes de aplicarmos os pulsos de estimulação. São elas: ganho que relaciona a taxa de amostragem da posição do joelho e a tensão correspondente aplicada e a constante de tempo. Esses parâmetros são medidos na etapa preliminar do ensaio, e corresponde ao tempo necessário para que a saída (VP) atinja 63% da saída final. As constantes K_i e K_p também são definidas nos testes iniciais com o voluntário.

4.2 DESENVOLVIMENTO DAS EQUAÇÕES DE CONTROLE

De forma geral, um sistema controlado deve atingir o mais rápido possível e de forma estável uma meta pré-estabelecida.

Como método de controle do sistema estimulatório escolheu-se o domínio da frequência por algumas vantagens em relação aos demais métodos disponíveis:

- 1) facilidade para determinar experimentalmente a resposta em frequência do sistema em teste;
- 2) possibilidade de deduzir a função de transferência a partir da resposta em frequência do sistema;
- 3) módulo e ângulo da função de transferência facilmente representados graficamente, permitindo a análise do sistema controlado.

Para uma planta analógica, como é o caso de uma perna humana, qualquer sinal que um transdutor possa transmitir, será em princípio, contínuo no tempo. Embora sejam descontínuos ou discretos no tempo, os sistemas digitais são superiores aos analógicos em confiabilidade, flexibilidade e precisão e, por isso, muito

utilizados para controlar plantas analógicas (CHEN,475). Para serem processados, os sinais analógicos precisam ser convertidos para digitais por meio de conversores A/D. Possivelmente, posteriormente necessitar-se-á convertê-los novamente para analógicos através de conversores D/A.

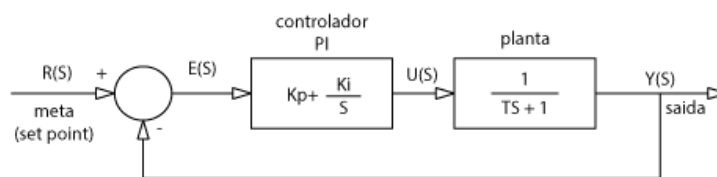
4.3 BLOCO DE CONTROLE PI

O bloco de Controle PI processa a diferença entre duas grandezas: a extensão-alvo $R(S)$ (*set point*) e a saída $Y(S)$. A extensão-alvo $R(S)$ é uma grandeza previamente escolhida, e a saída $Y(S)$ é uma informação relacionada à saída (Figura 46). A diferença entre essas duas grandezas, ou erro $E(S)$, é aplicado ao bloco de controle PI que gera a saída $U(S)$. O sinal $U(S)$ é aplicado ao bloco planta, ou modelo que representa os tecidos da coxa do voluntário.

Os dados correspondentes à saída $Y(S)$ relaciona-se à posição de saída por meio do sensor eletrogoniômetro (Figura 46).

Como os circuitos do controle são digitais (Raspberry Pi, ATmega328), os dados são coletados em intervalos regulares de tempo (tempo de amostragem), processados e enviados no mesmo formato, ou seja, digitalmente.

Figura 46 - Diagrama com o controlador PI, planta e os sinais envolvidos

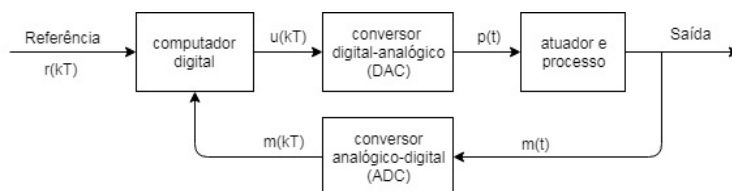


Fonte: arquivo próprio

Utiliza-se, então, conversores analógico-digitais (D/AC) para fazer a interface com o mundo real e, conversores digital-analógico (A/DC) para voltar ao mundo real. Deste modo, os dados amostrados do mundo real geram séries temporais (domínio do tempo) que podem ser convertidos para o domínio da frequência s e, por último,

para o domínio z (DORF; BISHOP, 2001,p.586) (Figura 47). No domínio z , também é possível analisar a estabilidade e a resposta transitória do sistema em questão.

Figura 47 - Diagrama mostrando onde o tempo é considerado contínuo (t) e onde é amostrado (T). K um número qualquer.



Fonte: Modificado de Dorf, p. 586

4.4 TRANSFORMADA Z

Sistemas digitais podem processar apenas amostras de um fenômeno contínuo no tempo, devido às suas características funcionais. Por isso, faz-se uso de um artifício matemático chamado transformada Z , possibilitando a mudança do domínio do tempo discreto para o domínio da variável Z . Deste modo, pode-se fazer uma equivalência entre um sinal discreto no tempo com um sinal contínuo no tempo, que também pode ser relacionado à transformada de Laplace (LYNN, 1989, pg. 64).

A transformada de Fourier de um sinal $x(t)$ amostrado em intervalos constantes de T , pode ser representada pela equação 28.

$$\mathfrak{F}(j\omega) = x_0 + x_1 e^{-j\omega T} + x_2 e^{-j\omega 2T} + x_3 e^{-j\omega 3T} + \dots \quad (28)$$

Usando a transformada de Laplace tem-se a equação 29.

$$L(s) = x_0 + x_1 e^{-sT} + x_2 e^{-s2T} + x_3 e^{-s3T} + \dots \quad (29)$$

Pode-se considerar $s = \sigma + j\omega$ como um fator de amortecimento, e e^{-sT} como o operador defasador de retardo T que separa as amostras, assim como e^{sT} é um operador de avanço unitário T . A equação 30 mostra outro aspecto desse retardo.

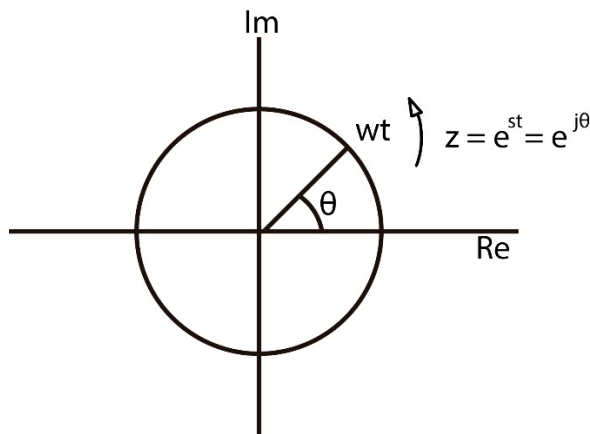
$$e^{-sT} \cong Z^{-1} = e^{-(\sigma + j\omega)T} = e^{-\sigma T} \cdot e^{-j\omega T} = r \cdot e^{-j\theta} \quad (30)$$

A partir de um sinal amostrado com origem em $t=0$, pode-se definir a transformada Z (Equação 31) (Figura 48). A equação 32 representa o caso geral. A transformada Z do sinal amostrado é uma série de potências z^{-n} , com coeficientes as amostras temporais x_n (LYNN,1989, p.64).

$$G(z) = x_0 + x_1.z^{-1} + x_2.z^{-2} + x_3.z^{-3} + \dots \quad (31)$$

$$G(z) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n z^{-n} \quad (32)$$

Figura 48 – representação da transformada Z em círculo unitário



Fonte: Adaptado de Lynn, 1989, p.67.

4.5 TRANSFORMADA BILINEAR OU MÉTODO DE TUSTIN

Transformada bilinear, ou método de Tustin, é usada para converter representações de sistemas contínuos no tempo para discretos no tempo e vice-versa. Esse método, além de preservar a estabilidade, mapeia os pontos da resposta em frequência de um sistema em tempo contínuo $H_a(j\omega)$ para um sistema em tempo discreto $H_d(e^{j\omega T})$.

A transformada de Laplace sendo desenvolvida como sinal discreto no tempo, com cada elemento dessa sequência associado a um elemento atrasado no tempo, o resultado é a transformada z. Isto é, $z=e^{sT}$ (CHEN, 2006, p.486).

Assim, a equação 33:

$$z = e^{sT} = \frac{e^{sT/2}}{e^{-sT/2}} \quad (33)$$

Onde

Z: transformada Z

S: variável complexa do domínio da frequência;

T : período de amostragem.

Fazendo $s = 1/T \ln(z)$, podemos obter o inverso desse mapeamento, porém essa relação não é prática.

Usando o logaritmo de $z = (1+x)/(1-x)$, pode-se expandi-la em série de Taylor (Equação 34):

$$G_L(s) = \ln \frac{1+x}{1-x} = 2x + \frac{2}{3}x^3 + \frac{2}{5}x^5 + \frac{2}{7}x^7 + \dots \quad (34)$$

A transformada bilinear usa a aproximação de primeira ordem (Equação 35):

$$s \cong \frac{2}{T} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) = \frac{2}{T} \left(\frac{1-z^{-1}}{1+z^{-1}} \right) \quad (35)$$

Assim, o sistema de tempo discreto fica (Equação 36):

$$H_d(z) = H_a(s) \Big|_{s=\frac{2}{T} \left(\frac{z-1}{z+1} \right)} = H_a \left(\frac{2}{T} \left(\frac{z-1}{z+1} \right) \right) \quad (36)$$

Onde:

$H_a(s)$: resposta em frequência de um sistema em tempo contínuo;

$H_d(z)$: resposta em frequência de um sistema em tempo discreto;

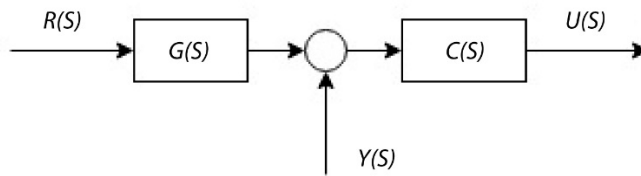
S: variável complexa do domínio da frequência;

T: período de amostragem;

Z: transformada Z.

Para representar uma função contínua no tempo $C(s)$, para uma função amostrada $C(z)$, utiliza-se o método equação por diferenças ou Tusting. O desenvolvimento matemático em transformada z da diferença entre os dados recebidos pode ser representado de acordo com as equações 37 a 43. A Figura 49 mostra como as entradas foram consideradas para a montagem da equação 37.

Figura 49 - Diagrama mostrando as entradas e saída do controlador.



Fonte: arquivo próprio

$$U(s) = (R(s)G(s) + Y(s))C(s) \quad (37)$$

Como a planta é representada pela equação 38,

$$G(s) = \frac{1}{sT_{p+1}} \quad (38)$$

e a equação do controlador representado pela equação 39,

$$C(s) = \frac{sT_c+1}{s} = T_c + \frac{1}{s} \quad (39)$$

onde,

$G(s)$: função de transferência da planta;

$C(s)$: Função de transferência do controlador;

T_c : constante de tempo do controlador;

T_p : constante de tempo da planta;

S : variável complexa do domínio da frequência.

Obtem-se a equação 40:

$$U(s) = (R(s) \frac{1}{sT_{p+1}} + Y(s))(T_c + \frac{1}{s}) \quad (40)$$

Substituindo s por $\frac{2}{T} \left(\frac{z-1}{z+1} \right)$ na equação 40, aplica-se a transformada bilinear, que está associada à propriedade de deslocamento no tempo e, assim, mapeia-se o plano s , onde o tempo é contínuo para o tempo discreto, com o desenvolvimento mostrado pelas equações 41, 42 e 43.

$$U(z) = R(z) \frac{T_s}{2} \left(\frac{z+1}{z-1} \right) + Y(z) \left(T_c + \frac{T_s}{2} \left(\frac{z+1}{z-1} \right) \right) \quad (41)$$

$$U(z) = R(z) \frac{T_s}{2} \left(\frac{1+z^{-1}}{1-z^{-1}} \right) + Y(z) \left(T_c + \frac{T_s}{2} \left(\frac{1+z^{-1}}{1-z^{-1}} \right) \right) \quad (42)$$

$$U(z)(1 - z^{-1}) = R(z) \frac{T_s}{2} (1 + z^{-1}) + Y(z) \left(\left(\frac{T_s+2T_c}{2} \right) - \left(\frac{2T_c-T_s}{2} \right) z^{-1} \right) \quad (43)$$

Porém, z^{-1} representa um atraso de z intervalos de amostragem. Então, pode-se escrever a equação 44 na forma de intervalos de tempo k quaisquer.

$$u(k) - u(k-1) = (r(k) + r(k-1)) \left(\frac{KT_s}{2} \right) + Y(k)K \frac{(T_s+2T_c)}{2} - Y(k-1)k \frac{(2T_c-T_s)}{2} \quad (44)$$

Onde:

$(r(k) + r(k-1)) \left(\frac{KT_s}{2} \right)$: ângulo de referência;

$Y(k)K \frac{(T_s+2T_c)}{2}$: ângulo atual;

$Y(k-1)k \frac{(2T_c-T_s)}{2}$: ângulo anterior.

4.6 CÁLCULO DOS PARÂMETROS DE CONTROLE

O controlador PID requer que os ganhos K_p , K_i e K_d sejam definidos por meio de métodos que se chama de regras de *tuning*, para garantir estabilidade na malha fechada (MOORE et al.,2006). Existem diversas maneiras de especificar esses ganhos. Um método prático foi descrito no item 3.7.1. Mas existem outros como: Lugar geométrico das raízes, Ziegler Nichols, Cohen-Coon, Tyreus Luyben, etc. Neste trabalho, utilizou-se a resposta em frequência para se definir esses ganhos. Para esse método, os ganhos da planta são obtidos por um teste em malha aberta e, os ganhos do controlador são obtidos ao empregar o ganho da planta e por uma faixa de frequência que mantém o sistema estável.

Baseados nos critérios do método de Resposta em Frequência, define-se a constante de tempo T_c e a constante K_c do controlador dentro dos limites de estabilidade deste método.

Escolhe-se um sistema de primeira ordem (Equação 45) para representar a dinâmica da planta (perna do voluntário):

$$G(s) = \frac{1}{Ts+1} \quad \text{ou} \quad G(s) = \frac{K}{Ts+1} \quad (45)$$

Onde

$G(s)$: função de transferência da planta no domínio da frequência;
 T : constante de tempo da planta (filtro RC);
 s : variável complexa do domínio da frequência.

O controlador foi representado por uma estrutura PI por simplicidade nas equações (Equação 46).

$$C(s) = \frac{(K_p s + K_i)}{s} \quad (46)$$

Onde:

K_p : ganho proporcional;
 K_i : ganho integral;
 s : variável complexa do domínio da frequência.

$$\text{Como } K_i = K_p / T_i \quad (47)$$

Onde:

T_i : tempo integrativo.

Substituindo a equação 47 na equação 46, temos a equação 48:

$$C(s) = \frac{K_i T_i s + K_i}{s} \quad (48)$$

Fazendo $K_i = K_c$ e $T_i = T_c$, obtemos a equação 49:

$$C(s) = K_c \left(\frac{T_c s + 1}{s} \right) \quad (49)$$

Onde

$C(s)$: função de transferência do controlador no domínio da frequência;
 K_c : ganho do controlador;
 T_c : constante de tempo do controlador.

Como já se abordou no capítulo 3.7.1, a função de transferência em malha aberta (FTMA) pode ser expressa pela equação 50, seu módulo pela equação 51 e o argumento pela equação 52.

$$FTMA(s) = C(s)G(s) = K_p K_c \frac{(T_c s + 1)}{(T_p s + 1)s} \quad (50)$$

Onde:

C : função de transferência do controlador;

G : função de transferência da planta;
 K_p : ganho da planta;
 K_c : ganho do controlador;
 T_c : constante de tempo do controlador
 T_p : constante de tempo da planta.

$$|FTMA| = |K_p K_c| \left(\frac{((w_c T_c)^2 + 1)^{1/2}}{((w_c T_p)^2 + 1)^{1/2} w_c} \right) \quad (51)$$

Onde:

$|FTMA|$: módulo de G_l .

$\Phi(FTMA)$ é a fase da função $FTMA(s)$ (Equação 52).

$$\Phi(FTMA)|_{s=jw_c} = \text{atg}(w_c T_c) - \text{atg}(w_c T_p) - 90^\circ \quad (52)$$

A margem de fase (MF) pode ser escrita como mostrado nas equações 53 e 54.

$$MF = \Phi(FTMA(S))|_{s=jw_c} + 180^\circ \quad (53)$$

$$MF = \text{atg}(w_c T_c) - \text{atg}(w_c T_p) + 90^\circ \quad (54)$$

Isolando T_c (constante de tempo do controlador), chega-se à expressão da Equação 55.

$$T_c = \text{tg}(MF + \text{atg}(w_c T_p) - 90^\circ) \quad (55)$$

Onde:

MF : margem de fase;

w_c : frequência do controlador.

Escolhe-se os valores de MF e w_c dentro dos limites para garantir a estabilidade, conforme o método resposta em frequência:

$$MF \rightarrow 45^\circ \text{ a } 90^\circ$$

$$w_c \rightarrow 1.5/T_p \text{ a } 4/T_p$$

Onde

T_p : constante de tempo da planta medido em malha aberta.

O ganho de malha aberta na frequência W_g ou frequência de ganho de cruzamento, é a frequência tal que $|G_l(jW_g)|=1$. W_g é a frequência onde $G_l(s)$ intercepta o círculo unitário (Figura 31). W_c é a frequência escolhida para o controlador, dentro da faixa de frequências estáveis.

O ganho do controlador pode ser obtido por meio da equação 56:

$$|FTMA(s)|_{s=jwc} = 1 \quad (56)$$

Substituindo a expressão do lado esquerdo da equação 56 pela equação 51, temos (Equação 57):

$$|K_p K_c| / ((W_c T_c)^2 + 1)^{1/2} / |K_p| / ((W_c T_c)^2 + 1)^{1/2} W_c = 1 \quad (57)$$

Isolando-se o ganho do controlador (Equação 58):

$$|K_c| = ((W_c T_c)^2 + 1)^{1/2} W_c / |K_p| / ((W_c T_c)^2 + 1)^{1/2} \quad (58)$$

Onde:

$FTMA(s)$: função de transferência em malha aberta no domínio da frequência;

K_p : ganho da planta;

K_c : ganho do controlador;

W_c : frequência do controlador.

4.7 ENSAIOS *IN VIVO*

Continua-se descrevendo-se material e método empregado para realização dos ensaios *in vivo*, que visam a obtenção dos parâmetros de controle e o controle efetivo da articulação de joelho, tanto em voluntários hígidos quanto com lesão medular.

Para aplicação dos protocolos experimentais, empregou-se o estimulador elétrico desenvolvido para este trabalho (*hardware* desenvolvido na dissertação de Nogueira (2017), mas *software* reprogramado em linguagem C nesta tese), visando atender às necessidades e testes popostos nos objetivos desta tese. Embora o estimulador elétrico suporte até 8 canais, neste trabalho empregou-se apenas 2 canais. Um dos canais alimenta os eletrodos colocados sobre o ponto motor do reto femoral, embora a dimensão escolhida dos eletrodos, 10x5 cm, acabe envolvendo uma grande parte do grupo muscular quadríceps; o outro canal é colocado no ponto motor do bíceps femoral e semitendinoso, e como no caso anterior, a dimensão dos eletrodos, 10x5 cm, acabe estimulando grande parte do grupo muscular isquiotibiais. Utilizou-se eletrodos com dimensões 10x5 cm por serem mais confortáveis aos voluntários hígidos.

Para a implementação do controle de FES, também se desenvolveu um eletrogoniômetro com conversor AD, com a função de capturar a variação das extensões de joelho e as enviando ao controlador (Figura 55). Alguns *scripts* foram desenvolvidos em Scilab para traçar gráficos, utilizando-se dos dados gerados pelo controlador (Raspberry Pi). Scilab é um *software* de computação numérica, equivalente ao Matlab, desenvolvido pelo INRIA (Institut National de Recherche en Informatique et en Automatique, França), mantido atualmente por Scilab Enterprises e distribuído gratuitamente. Empregou-se também um osciloscópio de canais isolados, marca Roden & Schwarz, para a leitura das tensões fornecidas pelos eletrodos.

4.8 PREPARO DOS VOLUNTÁRIOS

Este trabalho contou com a colaboração de voluntários hígidos apenas para os testes iniciais. Portanto, voluntários paraplégicos, tetraplégicos e voluntários com algum tipo de seqüela como AVC, mas com integridade muscular no membro inferior, foram utilizados. Os ensaios tiveram o prévio consentimento do Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR, sob o parecer n. 3.024.872, de 19/11/2018. Os ensaios foram realizados na ADFP (Associação de Deficientes Físicos do Paraná), contando sempre com a presença de profissionais da saúde.

Iniciou-se a seção explicando ao voluntário os objetivos do experimento, riscos e benefícios que os procedimentos podem promover, como consta no termo de consentimento livre e esclarecido. Solicitou-se que o voluntário lesse o termo de consentimento livre e esclarecido (TCLE), apresentado no Apêndice C, e o assinasse se estivesse de acordo.

O voluntário sentou-se em uma cadeira extensora com um cinto de quatro pontos tipo rapel adaptado, onde ajustou-se o tronco e as pernas para que ficasse seguro e confortável (Figura 50). A perna do voluntário a ser estimulada ficou livre para movimentação para que fosse possível medir a amplitude de movimento (ângulo) do joelho. Fez-se a tricotomia na perna do voluntário, limpeza com álcool e instalação dos eletrodos auto-adesivos e fixação do eletrogoniômetro.

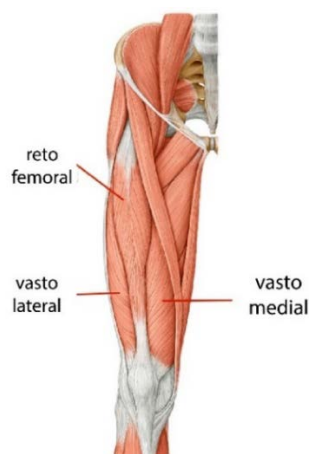
Figura 50 – Voluntário sentado na cadeira extensora seguro por cinto tipo rapel adaptado.



Fonte: arquivo próprio

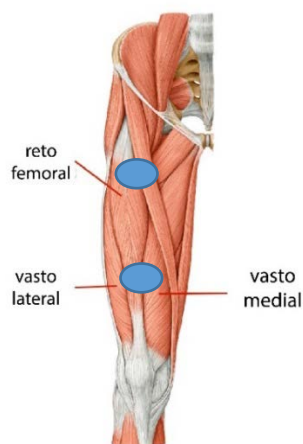
Dois grupos musculares da perna foram usados nesses experimentos visando a extensão do joelho. O quadríceps (agonista) e isquiotibiais (antagonista). O quadríceps (Figura 51) é constituído por quatro músculos: reto-femoral, vasto lateral, vasto medial e vasto intermédio. Devido à anatomia humana, apenas três desses músculos estão visíveis na Figura 51. A posição dos eletrodos auto-adesivos encontra-se representada na Figura 52. O grupo isquiotibiais (*hamstrings*), representado na Figura 53, encontra-se na parte anterior da coxa e é composto por três músculos: semitendinoso (*semitendinosus*), semimembranoso (*semimembranosus*) e bíceps femoris (*biceps femoris*). Esses músculos são os antagonistas do músculo quadríceps. O posicionamento dos eletrodos autoadesivos é mostrado na Figura 54.

Figura 51 - Grupo muscular quadríceps com parte dos músculos do grupo



Fonte: modificado de <https://www.custompilatesandyoga.com/quadriceps-learn-your-muscles/>

Figura 52 - Posição dos eletrodos autoadesivos no grupo muscular quadríceps.



Fonte: modificado de <https://www.custompilatesandyoga.com/quadriceps-learn-your-muscles/>

Figura 53 – Grupo muscular isquiotibiais (hamstrings).



Fonte: modificado de <https://corewalking.com/what-are-the-hamstrings/>

Figura 54 - Posição dos eletrodos autoadesivos sobre o grupo muscular isquiotibiais.



Fonte: modificado de <https://corewaling.com/what-are-the-hamstrings/>

4.9 ENSAIOS COM OS VOLUNTÁRIOS

Cada voluntário foi submetido a três testes: primeiro, para definição dos parâmetros da planta que é utilizado nas equações do controlador; segundo, um teste controlado aplicado somente no grupo muscular quadríceps; e terceiro, um teste controlado aplicado aos grupos quadríceps e isquiotibiais simultaneamente.

4.9.1 Teste para definição dos parâmetros de controle

No início de cada sessão, um degrau de tensão foi aplicado ao grupo muscular quadríceps, com o propósito de medir parâmetros (K_p e T_p) que seriam usados no modelo matemático da planta. Em seguida, por meio de *scripts* em Scilab, calculou-se os parâmetros do controlador K_c e T_c . Cada aplicação de FES foi seguida por um descanso do voluntário de pelo menos 10 min (GRAHAM; THRASHER; POPOVIC, 2006). Após o procedimento preliminar, iniciaram-se os testes de controle conforme a sequência descrita a seguir.

4.9.2 Teste controlado com quadríceps

Iniciou-se a estimulação elétrica apenas no grupo muscular quadríceps, com o sistema de controle programado para que o joelho atingisse amplitude de movimento de 30° , em relação à posição inicial da articulação do joelho. Um eletrogoniômetro fixado ao joelho informava ao sistema de controle qual a posição da articulação do joelho. Neste teste, avaliou-se o controle do sistema sobre a posição do joelho.

4.9.3 Teste controlado com isquiotibiais

Após um descanso de 20 min em relação ao primeiro teste, aplicou-se idêntica estimulação novamente ao grupo muscular quadríceps, com o sistema de controle programado para que o joelho atingisse o ângulo de 30° em relação à posição inicial da articulação do joelho. O grupo muscular isquiotibiais foi estimulado simultaneamente, em uma proporção de 2 até 10% da tensão aplicada ao grupo muscular agonista (quadríceps).

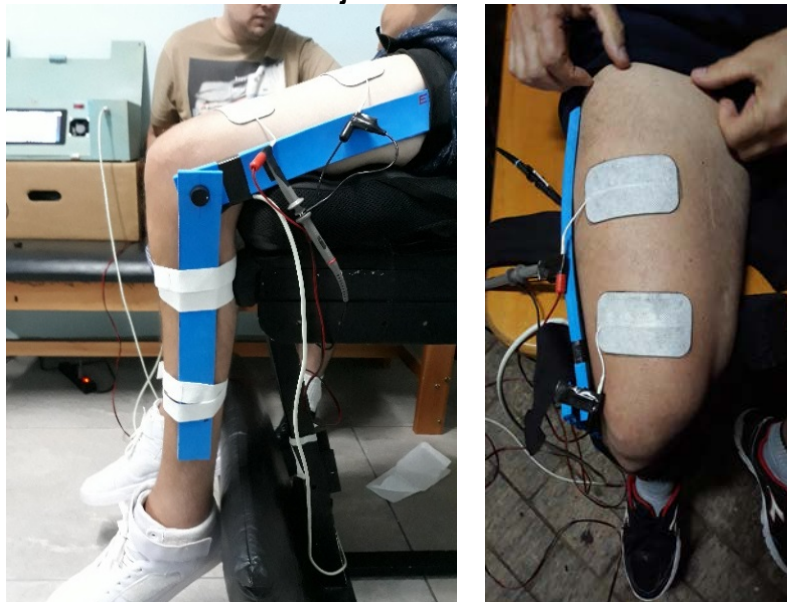
O estimulador em malha fechada desenvolvido emprega um sistema PI como controlador. Esse controlador tem por meta levar o joelho do voluntário a uma posição pré-definida e mantê-lo naquela posição por alguns segundos.

4.10 OBTENÇÃO DOS PARÂMETROS DA PLANTA E DO CONTROLADOR

O procedimento na sequência descreve como os parâmetros da planta foram obtidos.

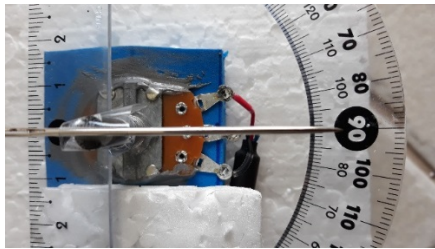
Esses parâmetros são obtidos a partir da resposta da perna do voluntário (planta) à aplicação da estimulação elétrica. Uma sequência de pulsos é aplicada ao quadríceps do voluntário por um período de 5 s. Com este ensaio, a perna do voluntário responde com um extensão, sendo possível obter-se a constante de tempo T_p e ganho da planta K_p . Esses dois parâmetros (T_p e K_p) são calculados a partir dos dados obtidos por meio de um eletrogoniômetro e de um osciloscópio (Figura 55 e Figura 56). O eletrogoniômetro fornece a posição do joelho ao longo do tempo em que a estimulação acontece e, por meio do osciloscópio, mede-se a tensão aplicada aos eletrodos. Por meio desses dados, um *script* em Scilab traça um gráfico, de onde se obtém os parâmetros K_p e T_p (Figura 57).

Figura 55 – eletrogoniômetro, eletrodos e ponteira do osciloscópio posicionados para leitura dos movimentos do joelho do voluntário.



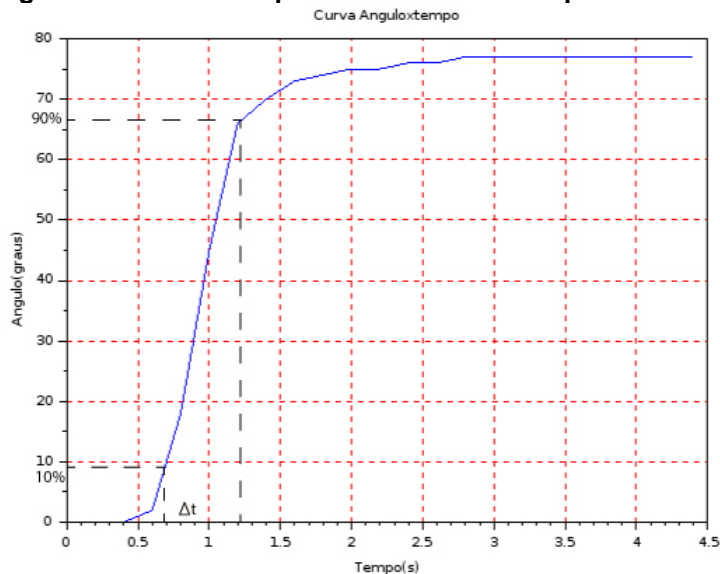
Fonte: arquivo próprio

Figura 56 – Detalhe sobre os procedimentos para aferição do eletrogoniômetro.



Fonte: arquivo próprio

Figura 57 - Curva dos parâmetros iniciais da perna do voluntário.



Fonte: arquivo próprio obtido por Scilab.

Um *script* escrito em Scilab calcula a constante de tempo (T_p) e o ganho (K_p) da planta, conforme equações 59 e 60.

$$T_p = \frac{\Delta\theta}{2.2} \quad (59)$$

$$K_p = \frac{\Delta\theta}{\Delta V} \quad (60)$$

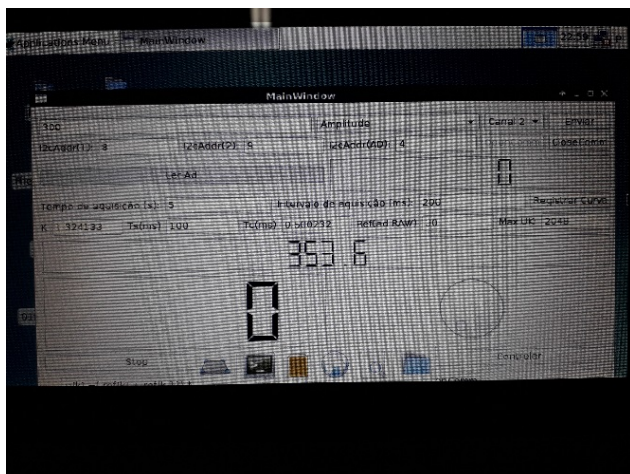
Onde:

$\Delta\theta$: variação do ângulo de extensão do joelho (10% a 90 %);

ΔV : variação de tensão durante a extensão do joelho.

Em seguida, esses parâmetros são empregados para obter-se os parâmetros K_c , ganho do controlador e T_c , constante de tempo do controlador. Posteriormente, esses parâmetros T_c e K_c são inseridos no controlador por meio da interface gráfica do Raspberry Pi (Figura 58).

Figura 58 – interface Raspberry Pi para entrada de dados do controlador

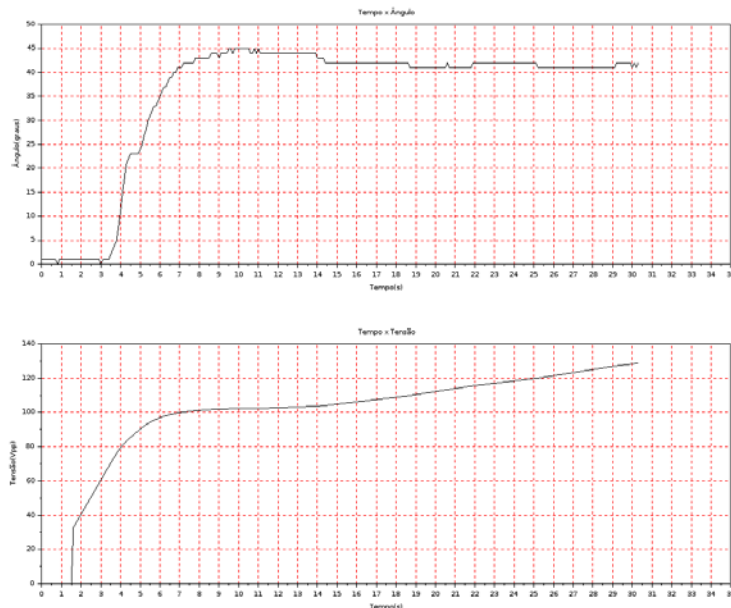


Fonte: arquivo próprio

Com os parâmetros K_c e T_c inseridos no controlador, e especificado a extensão-alvo a ser atingida pelo joelho através da mesma interface, pode-se aplicar a estimulação controlada no joelho. Um cronômetro pode ser utilizado para medir o tempo de estimulação, e por meio da interface (Raspberry Pi), pode-se ligar e desligar, a qualquer momento, a estimulação elétrica.

O experimento gera uma planilha cujos pontos são usados para gerar um gráfico, permitindo registrar o comportamento do sistema, relacionando os dados da amplitude de movimento *versus* tempo e tensão aplicada aos eletrodos *versus* tempo (Figura 59).

Figura 59 – Gráfico extensão do joelho e tensão dos eletrodos em relação ao tempo.



Fonte: arquivo obtido por Scilab

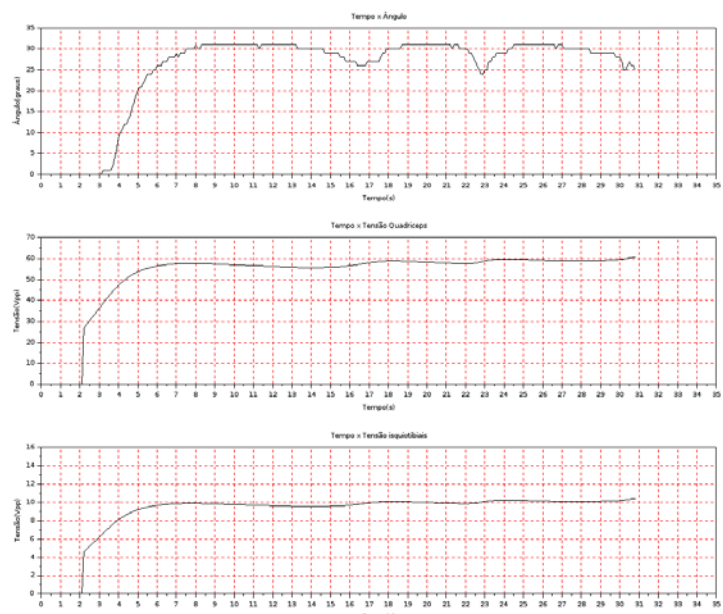
Quando se testou a estimulação do grupo muscular quadríceps combinada com o grupo muscular isquiotibiais (Figura 60), três gráficos foram levantados para permitir a comparação entre três parâmetros, em função do tempo: extensão do joelho, tensão aplicada aos eletrodos do quadríceps e tensão aplicada aos eletrodos do isquiotibiais (Figura 61).

Figura 60 – posição dos eletrodos sobre os isquiotibiais



Fonte: arquivo pessoal

Figura 61 – Gráficos ângulo do joelho, tensão quadríceps, tensão isquiotibiais x tempo.



Fonte: arquivo obtido por Scilab

Os voluntários foram selecionados dentro de critérios de inclusão e exclusão especificados no TCLE (APÊNDICE B), que foram lidos pelos voluntários e assinados caso optassem por se submeterem aos testes. Escolheu-se pessoas com ou sem lesões medulares que não apresentassem implantes metálicos nos membros inferiores, presença de dispositivos implantados com funções de regulação como marca passos, etc. Embora previsto no comitê de ética deste trabalho, não se realizou experimentos com voluntários menores de 18 anos.

Lista-se abaixo os voluntários com lesões medulares completas e incompletas que foram submetidos aos testes:

- 5 pessoas com lesão medular completa - paraplégicas;
- 2 pessoas com lesão medular - tetraplégicas;
- 1 pessoa com limitação de movimentos devido ao AVC;
- 1 pessoa com lesão incompleta devido à mielite transversa;
- 1 pessoa com pólio, porém testou-se a perna não lesada.

Os voluntários com lesões originárias em meningite não apresentaram reação muscular com a estimulação elétrica, exceto um voluntário em uma das pernas menos afetada pela doença, ou talvez não afetada pela doença. Um voluntário com lesão medular completa apresentou muita rigidez nas articulações dos joelhos, impossibilitando os testes. Os demais voluntários apresentaram controle de joelho satisfatório. Também se testou o controle estimulatório em cinco voluntários hígidos, mas esses testes não foram inseridos neste trabalho.

5 RESULTADOS

Neste capítulo, tratar-se-á dos resultados obtidos com os experimentos realizados com o controle da extensão do joelho de voluntários com lesões medulares, descritos no capítulo 4 (Materiais e Métodos). O *hardware* do estimulador foi desenvolvido por Nogueira (2017), e reescreveu-se a programação em C com o objetivo de implementar o controle do estimulador.

Nesta tese, busca-se evocar movimentos funcionais controlados de membros inferiores em pessoas com lesão medular empregando grupos musculares quadríceps e isquiotibiais. Apresentar-se-á o sistema de controle com estimulação no grupo muscular quadríceps e em paralelo, abordar-se-á o emprego do grupo muscular quadríceps combinado com o grupo dos isquiotibiais, para melhor comparar-se seus efeitos. Porém, antes de realizar as medidas sobre a musculatura dos voluntários, testou-se a aplicação dos sinais em uma carga biológica simulada.

5.1 TESTES DE BANCADA APLICADOS A UMA CARGA BIOLÓGICA SIMULADA

Aplicou-se pulsos originários do canal 1 do estimulador a uma carga biológica simulada por meio da associação de um resistor de 1 k Ω em paralelo com um capacitor cerâmico de 100 nF (BREEN et al., 2008). Em seguida, repetiu-se os mesmos testes no canal 2, mas com tensões menores e proporcionais aos do canal 1.

A interface gráfica do usuário foi desenvolvida para permitir ajustes de um segundo canal com tensão proporcional ao primeiro canal. Utilizou-se a proporção de 2 a 10% da tensão aplicada ao do grupo isquiotibiais em relação à tensão aplicada ao grupo muscular quadríceps, para que a proporção seguisse a literatura consultada (ZHOU et al. 1996). Testou-se esta faixa de valores para observar-se a influência entre os dois grupos musculares sobre o controle da extensão do joelho.

Os testes mostrados na Tabela 1 foram obtidos por meio de um osciloscópio colocado sobre uma carga instalada no canal 1 e, posteriormente, o mesmo osciloscópio colocado sobre a mesma carga colocada no canal 2. Neste teste,

desejou-se apenas conhecer qual a relação entre as tensões sobre a carga colocada no canal 1 (quadríceps), as tensões sobre a carga colocada no canal 2 (isquiotibiais), e os valores percentuais correspondentes inseridos na interface Raspberry Pi .

Com o eletrogoniômetro fixo, a tensão tanto do canal 1 quanto a do canal 2 aumentam até seu limite (242 Vpp), caso não sejam interrompidas. Por isso, mediu-se a tensão fornecida pelos dois canais em quatorze momentos diferentes. Assim, fez-se medições em 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25 e 30 s. Na coluna 1 da Tabela 1, apresenta-se os tempos de medição (em segundos), considerando que o estimulador aumenta sua tensão de saída enquanto a meta não for atingida. A coluna 2 mostra as tensões medidas no canal 1 sobre a carga de 1 k Ω , destinado aos quadríceps. As colunas seguintes (3 a 12), correspondem às medições do canal 2 (destinado aos isquiotibiais), mostram as medições de tensões realizadas nesse canal à medida em que se ajustava sua proporção de 1 a 10%.

Tabela 1 – Proporção entre canal 1 e canal 2, em testes realizados sobre carga resistiva de 1 k Ω .

Tempo de medição (s)	Canal 1 (Vpp)	Canal 2: tensão proporcional em relação ao canal 1									
		Knob* 1%	Knob 2%	Knob 3%	Knob 4%	Knob 5%	Knob 6%	Knob 7%	Knob 8%	Knob 9%	Knob 10%
1	0,4	200	200	240	190	360	410	350	370	460	200
2	27,8	2,877	3,741	4,604	5,467	5,467	7,194	6,618	7,338	10,359	9,208
3	40,8	2,549	3,137	3,725	5,098	6,078	6,274	7,843	8,235	8,137	9,803
4	56,8	1,830	2,816	3,661	4,084	5,211	5,563	6,619	7,676	8,098	9,225
5	79,2	1,616	2,222	2,828	3,636	4,040	4,696	5,858	6,565	7,323	8,585
6	91,2	1,403	2,280	2,807	3,771	4,561	5,043	5,789	6,403	7,631	8,464
7	107,2	1,417	2,164	2,686	3,470	4,402	4,850	6,007	6,865	7,686	8,432
8	132,0	1,151	1,939	2,363	3,272	4,000	4,666	5,606	6,272	6,969	7,878
9	150,4	1,170	1,755	2,872	3,164	3,936	4,494	5,531	6,223	6,808	7,819
10	163,2	1,078	1,813	2,450	3,357	3,970	4,534	5,784	6,176	6,911	8,235
15	244,0	1,081	1,672	2,327	3,262	3,967	4,655	5,770	6,622	7,377	8,606
20	246,0	1,268	2,243	3,089	4,455	5,268	6,406	7,674	8,943	10,000	11,463
25	244,0	1,639	2,590	3,868	5,639	6,852	8,032	10,081	11,475	12,868	14,672
30	242,0	1,97	3,272	4,694	6,809	8,512	10,165	12,644	14,297	16,033	18,595
Percentual médio		1,615	2,434	3,184	4,268	5,097	5,890	7,063	7,93	8,938	10,076

*Knob: botão virtual no painel do controlador que permite ajustar o percentual da tensão do isquiotibiais, em relação à tensão aplicada ao quadríceps.

Fonte: arquivo pessoal

5.2 TESTES REALIZADOS IN VIVO

As medidas mostradas neste tópico, em particular quando se estimulam os dois grupos musculares, foram realizadas com osciloscópio que possui canais isolados. Realizaram-se testes em vários voluntários com e sem lesões. A Tabela 3 mostra apenas um voluntário sem lesão medular, para avaliação do parâmetro T_c . Embora faça parte da lista um voluntário com lesão por meningite, nenhuma extensão foi verificada no membro afetado pela doença. Apenas a perna não afetada pela meningite respondeu aos testes.

Os testes realizados em paraplégicos são apresentados nos gráficos e tabelas a seguir, mostrando as formas de onda obtidas pelas leituras do eletrogoniômetro e da correspondente tensão aplicada aos eletrodos do quadríceps e isquiotibiais, e medidas por osciloscópio. Os parâmetros da planta são representados por K_p (ganho) e T_p (constante de tempo) e os parâmetros do controlador por K_c (ganho) e T_c (constante de tempo). O programa controlador executado no Raspberry Pi captura os dados enviados pelo A/DC do eletrogoniômetro e pelo D/AC do gerador de sinais gerando uma tabela que, aplicada a um *script* em Scilab, gera-se os gráficos mostrados em todas as figuras cujos eixos são amplitude de movimento ($^\circ$) x tempo (s). Os gráficos da amplitude de movimento do joelho e da tensão aplicada aos quadríceps estão na mesma escala de tempo para permitir correlações. O método de resposta em frequência gera uma série de dados (K_c e T_c), pois o método varre a faixa de 45 a 90 $^\circ$. E nessa faixa, os pontos geralmente permitem um controle estável, mas características individuais não previstas no modelo da planta podem interferir nessa estabilidade. Definiu-se faixas de valores de K_c (Tabela 2) para permitir comparação entre as características dos voluntários testados. A Tabela 3 mostra os voluntários testados e suas enfermidades. Excessão para o voluntário 11 hígido onde faz-se um teste especial.

Tabela 2 – faixas de K_c e T_c para escolha dentro do critério da resposta em frequência

Faixa do ganho K_c	Possíveis valores de T_c escolhidos dentro da faixa de K_c
4,0 a 3,8	mínimo, médio ou máximo
2,2 a 1,8	mínimo, médio ou máximo
1,6 a 1,5	mínimo, médio ou máximo

1,4 a 1,2	Mínimo, médio ou máximo
Toda a faixa de K_c	Mínimo ou máximo de toda a faixa K_c

Fonte: arquivo pessoal

Tabela 3 – Voluntários testados com o estimulador controlado

Identificação do voluntário	Tipo de lesão
Voluntário 1	Tetraplégico
Voluntário 2	Tetraplégico
Voluntário 3	Paraplégico
Voluntário 4	Tetraplégico
Voluntário 5	Paraplégico
Voluntário 6	Paraplégico
Voluntário 7	Mielite transversa
Voluntário 8	Poliomielite
Voluntário 9	Paraplégico
Voluntário 10	AVC
Voluntário 11	Higído

Fonte: arquivo pessoal

As tabelas e gráficos apresentados na sequência, mostram as amplitudes de movimento alcançadas pela articulação do joelho e das correspondentes tensões aplicadas aos eletrodos em relação ao tempo.

Adotou-se a seguinte legenda nos gráficos das tabelas:

- vx: identificação do voluntário x;
- dir/q: perna direita e grupo muscular quadríceps estimulado;
- esq/q+i: perna esquerda e grupos musculares quadríceps combinado com isquiotibiais estimulados;
- parâmetros K_c e T_c (escolhidos de acordo com a Tabela 2);
- extensão-alvo: amplitude de movimento programada, em graus;
- PPM (passagem pela extensão-alvo): ponto em que a amplitude de movimento alcança pela primeira vez a meta programada, após a aplicação dos pulsos;
- AEM (atraso eletromecânico): intervalo de tempo desde o início da estimulação até o início do movimento, em segundos;
- UM (ultrapassagem da extensão-alvo ou *overshoot*): ultrapassagem da extensão-alvo, em graus;

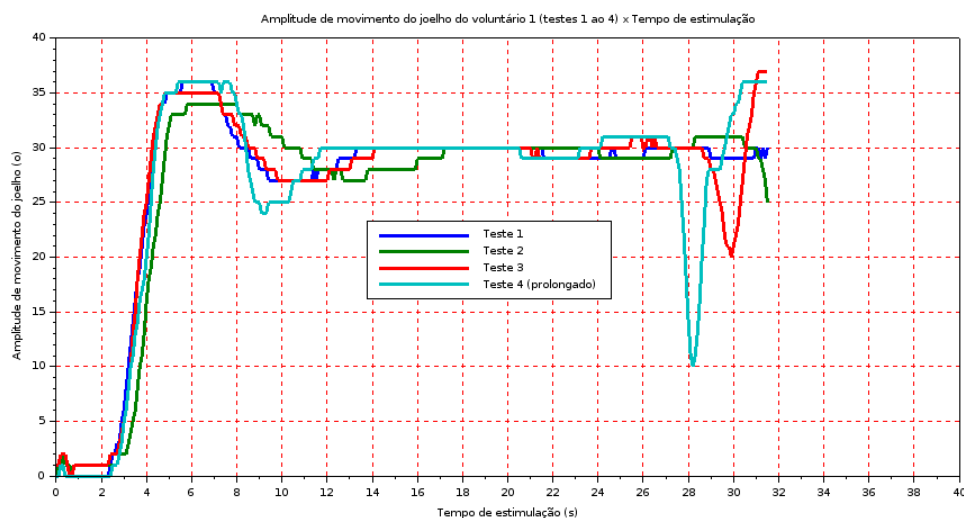
- TA (tempo de ajuste ou *settling time*): tempo transcorrido desde a aplicação da corrente estimulatória até a extensão atingir 5% da extensão-alvo (*stead state*);

- ΔV (aumento da tensão): aumento da tensão, em volts, desde a extensão-alvo ser atingida até o final da estimulação.

Análise relativa aos testes realizados com os voluntários serão apresentadas a seguir. Todos os testes apresentados neste trabalho foram aplicados quase sempre em sequência, e com intervalo de 20 min entre os mesmos.

Nos testes 1 a 4, aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 1, em 03/05/2019 (Figura 64). A extensão-alvo foi de 30°. A Tabela 4 mostra os parâmetros Kc e Tc aplicados ao estimulador, assim como os parâmetros resultantes da estimulação controlada. Teste 4 foi uma estimulação prolongada, ou seja, com mais de 30 s, e por isso, teve seu número de pontos reduzido para fins de comparação com os demais testes realizados com o voluntário 1. Figura 65 mostra o teste 4 completo aplicado ao voluntário 1.

Figura 62 – Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 1, obtidos através dos testes 1 ao 4.



Fonte: Figura obtida por Scilab

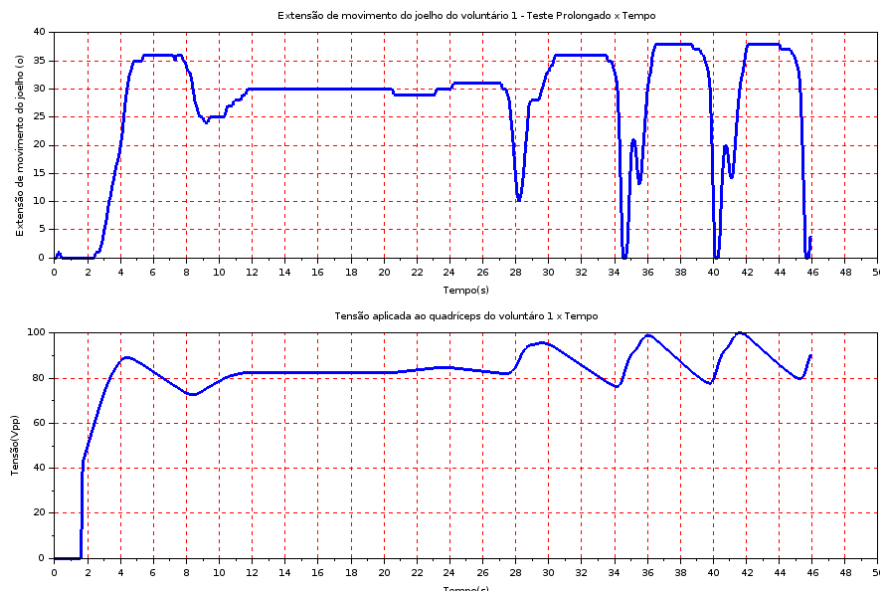
Tabela 4 – Parâmetros obtidos através da estimulação controlada, perna direita, voluntário 1.

Testes	V/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV (V)
1	1/dir/q	2,11	3,20	0,7	6	2,8	10,95	+6
2	1/dir/q	1,85	6,77	0,9	4	3,2	14,15	+2,6

3	1/dir/q	2,15	4,98	0,7	5	2,6	11,7	+9
4	1/dir/q	2,11	3,20	0,8	6	2,9	9,85	+1

Fonte: arquivo pessoal

Figura 63 – Teste 4 prolongado aplicado ao voluntário 1, mostrando a amplitude de movimento do joelho direito em relação ao tempo e as tensões aplicadas ao quadríceps.



Fonte: Figura obtida por Scilab

A correlação entre os testes da Tabela 4, mostram que, mesmo variando os parâmetros K_c em 14% e T_c em 53%, as relações entre amplitude de movimento e tempo, guardam grande semelhança entre si (Tabela 5).

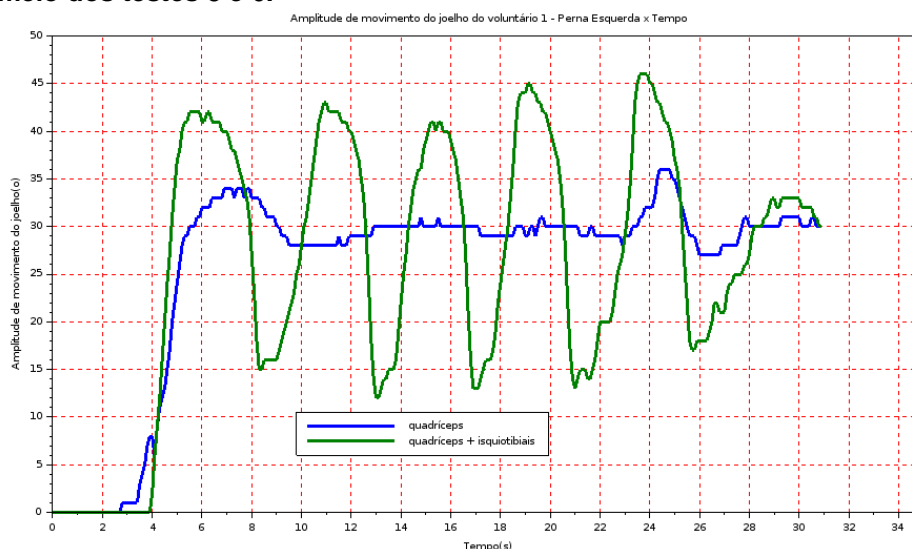
Tabela 5 – Fatores de correlação entre os testes em relação ao teste 4, voluntário 1

Correlação entres testes 1 ao 4, v1	Fator de correlação em relação ao teste 4 (prolongado)
4 e 1	0,9417460
4 e 2	0,9122041
4 e 3	0,9319462

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 5 e 6 foram aplicados FES ao quadríceps do joelho esquerdo do voluntário 1, em 31/05/2019 (Figura 66). Quando se aplicou a estimulação controlada, de acordo com parâmetros registrados na Tabela 6, observa-se que o joelho esquerdo não tem a mesma estabilidade do joelho direito do mesmo voluntário. Ao se acrescentar a estimulação aos isquiotibiais (6,5% da tensão aplicada ao quadríceps), a amplitude de movimento do joelho tornou-se instável.

Figura 64 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 1, obtidos por meio dos testes 5 e 6.



Fonte: Figura obtida por Scilab

A correlação entre os testes 5 e 6 foi de 0,7611325.

Tabela 6 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, joelho esquerdo voluntário 1

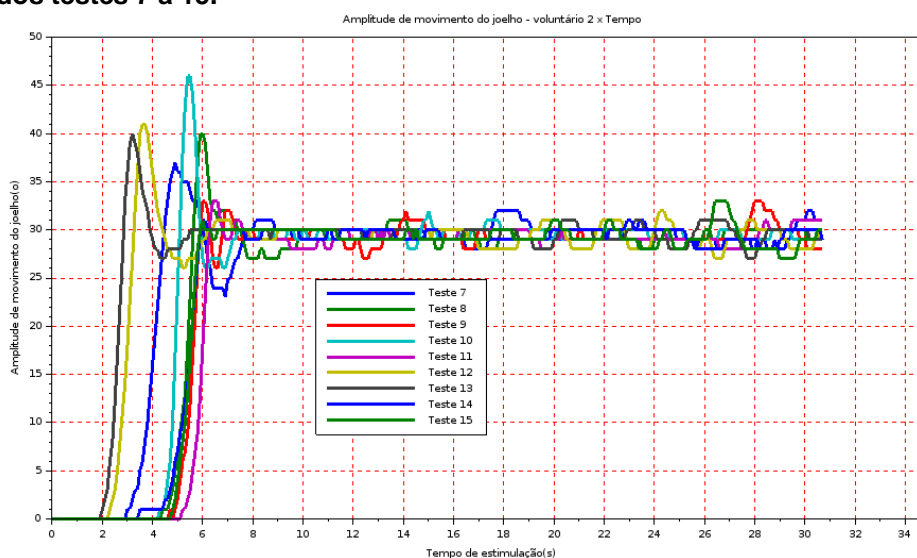
testes	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
5	1/esq/q	2,17	3,01	1,3	4°	4,1	9,45	+9,0
6	1/esq/q+i	2,17	3,01	2,1	13°	2,9	--	--

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 7 a 15, aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 2. Figura 67 mostra o comportamento da amplitude de movimento do joelho em relação ao tempo de aplicação do FES. A Tabela 7 mostra os parâmetros aplicados ao controlador e os parâmetros obtidos com a estimulação aplicada ao quadríceps da perna direita do voluntário 2. A correlação entre os testes está apresentada na Tabela 8. Observa-se que, o que os testes apresentam semelhanças entre si, mesmo com as variações dos parâmetros em 38% para Kc e 22% para Tc. As maiores UM (*overshoot*), correspondem aos testes 8, 10, 12 e 13. Os testes 12 e 13, correspondem aos maiores Kc aplicados ao controlador; teste 8 corresponde a um pequeno Kc (1,62) e um alto Tc (5,80). Porém, o teste 10, a UM aparentemente não tem ligação com os parâmetros do controlador (Kc e Tc). Observa-se que quando se aplicou a estimulação também aos isquiotibiais, a UM ficou reduzida a 1°, usando os mesmos parâmetros

do controlador (K_c e T_c) que causaram uma UM de 16% no teste 10. Os menores valores de PPM correspondem aos testes (12 e 13) que apresentam maiores K_c . Teste 10 também apresentam um PPM baixo, mesmo com K_c e T_c baixos, possivelmente devido a UM (*overshoot*) relativamente alto (16%). O menor tempo de ajuste (TA) foi registrado no teste 10, com K_c e T_c pequenos e alta UM. Os menores TA a seguir estão nos testes 12 e 13 que apresentam um K_c mais alto. Os menores atrasos eletromecânicos (AEM) correspondem aos maiores K_c e menores T_c .

Figura 65 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 2, obtidos através dos testes 7 a 15.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 7 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 2

testes	v/perna/q,q+i	K_c	T_c	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
7	02/direita/q	2,30	2,77	1,6	7°/23,3	3,65	6,25	+11,0
8	02/direita/q	1,62	5,80	2,3	10°/33,3	3,6	9,9	+2,0
9	02/direita/q	1,58	3,10	2,6	3°/10	3,9	5,15	+8,0
10	02/direita/q	1,78	2,74	2,4	16°/53,3	3,3	2,95	+9,0
11	02/direita/q	1,51	6,40	3,0	3°/10	4,25	9,05	+7,5
12	02/direita/q	3,21	1,79	0,3	11°/36,6	2,35	3,75	+13,5
13	02/direita/q	3,96	1,45	1,2	10°/33,3	2,15	3,25	+11,0
14	02/direita/q+i	1,78	2,74	1,6	1°/3	4,1	4,1	+9,0
15	02/direita/q+i+f	1,78	2,74	2,9	1°/3	4,2	4,1	+31,0

Fonte: arquivo pessoal

Tabela 8 – Fatores de correlação entre os testes em relação ao teste 7, voluntário 2

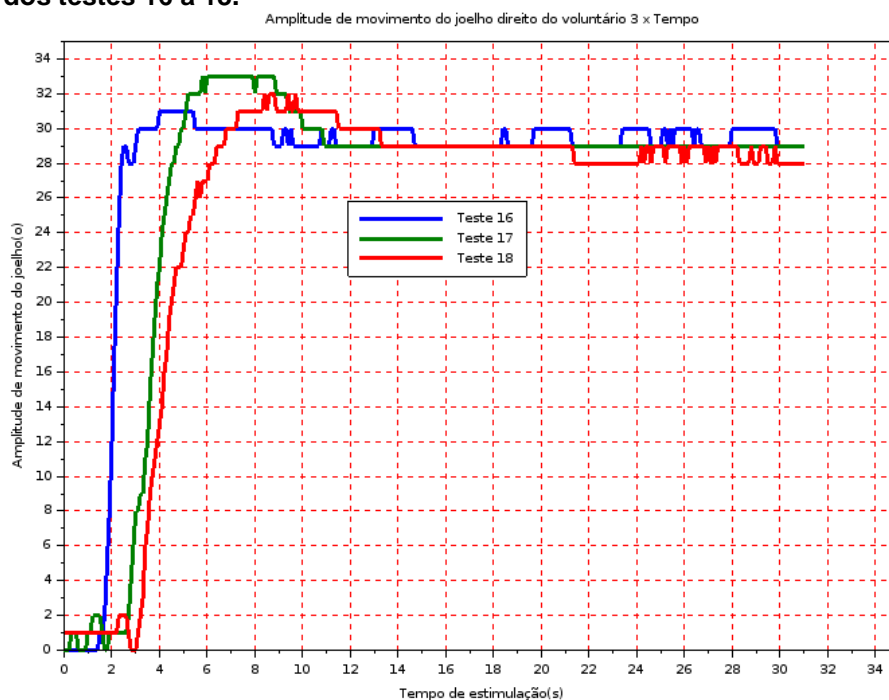
Testes	Fator de correlação
7 e 8	0,8253286
7 e 9	0,7968100
7 e 10	0,8947976
7 e 11	0,7535715
7 e 12	0,7932361
7 e 13	0,7387420
7 e 14	0,8343299
7 e 15	0,8121877

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 16 a 18, aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 3. A Figura 68 mostra o comportamento da amplitude de movimento do joelho em relação ao tempo de aplicação do FES. A Tabela 9 mostra os parâmetros aplicados ao controlador (K_c e T_c) e os parâmetros obtidos a partir do FES controlado.

Observando-se a Tabela 9, pode-se registrar que: K_c maior corresponde a TA, AEM, PPM menor; para valores semelhantes de K_c (médios), valor alto de T_c causa aumento em AEM e PPM.

A Tabela 10 mostra a correlação entre os testes 16 a 18, voluntário 3.

Figura 66 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 3, obtidos através dos testes 16 a 18.

Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 9 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 3

testes	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
16	3/dir/q	3,99	1,93	0,7	1° (3%)	2,4	1,7	+16,5
17	3/dir/q	2,45	2,44	1,3	3°(10%)	3,6	8,0	+14,5
18	3/dir/q	2,01	5,25	3,4	2° (6%)	4,9	8,1	+15,0

Fonte: arquivo pessoal

Tabela 10- Fatores de correlação entre os testes 16 a 18, voluntário 3

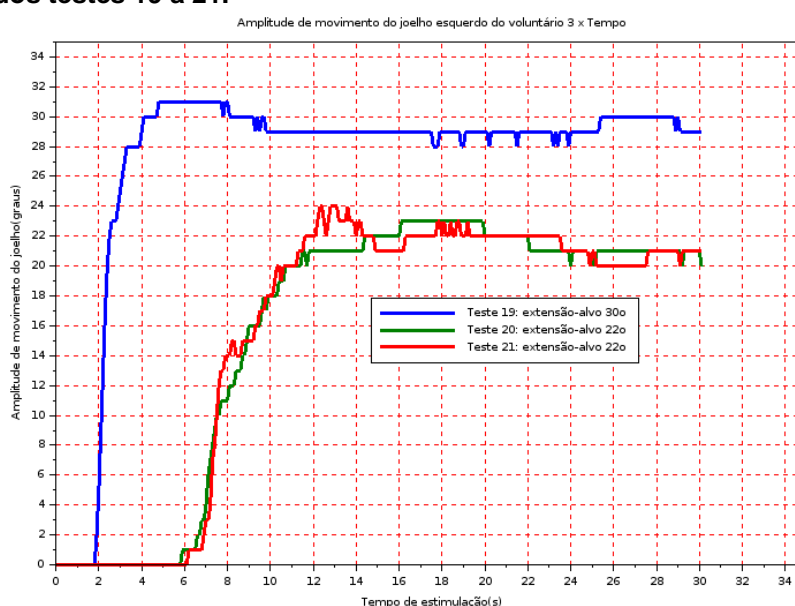
Correlação entre os testes	Fator de correlação em relação ao teste 16
16 e 17	0,8025760
16 e 18	0,7289868

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 19 a 21, aplicou-se FES ao quadríceps da perna esquerda do voluntário 3. Diferentes extensões-alvo foram testadas. A extensão-alvo a ser atingida no teste 19 foi de 30°; enquanto que nos testes 20 e 21 foi de 22° (Figura 69). A Tabela 11 mostra os parâmetros aplicados ao controlador (Kc e Tc) e os parâmetros obtidos a partir do FES controlado.

Observa-se que quando Tc aumenta, TA e AEM também aumentam. Quando Kc aumenta, PPM reduz-se.

Figura 67 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 3, obtidos através dos testes 19 a 21.



Fonte: Figura obtida por Scilab

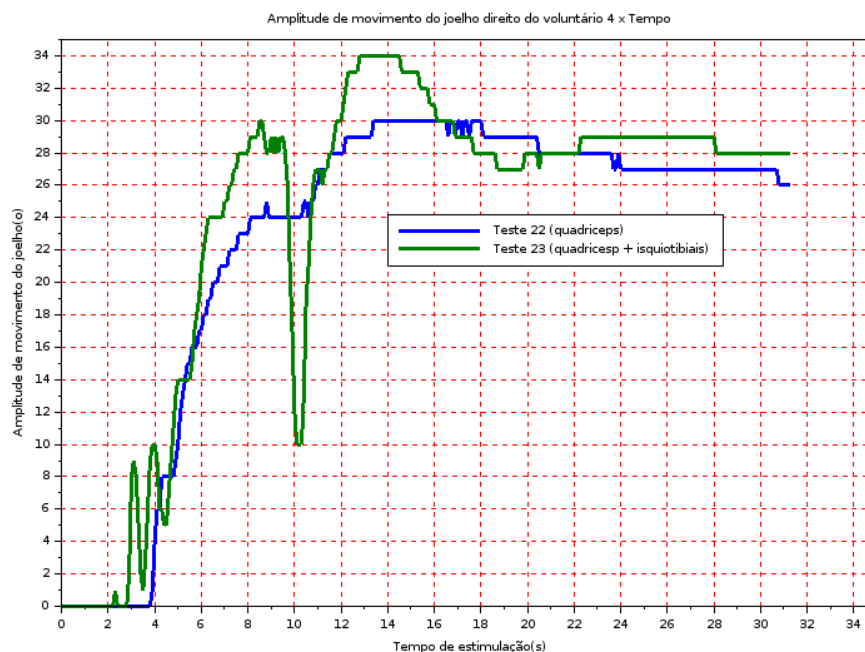
Tabela 11 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 3

testes	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
19	03/esq/q	3,99	3,50	1,4	2° (6,6)	2,3	4,1	+16,0
20	03/esq/q	1,65	8,80	3,1	1° (3)	14,4	8,8	+10,0
21	03/esq/q+i	1,65	8,80	3,4	2° (6,6)	11,6	11,0	+9,0

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 22 e 23, aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 4, em 06/06/2019. Quando aplicou-se FES ao quadríceps e isquiotibiais, para os mesmos parâmetros do controlador (Kc e Tc), observa-se oscilações e presença da UM em 4° (Figura 70). A Tabela 12 apresenta os parâmetros aplicados ao estimulador controlado, assim como os parâmetros obtidos como resultado. A correlação entre os testes 22 e 23 é de 0,9570651.

Figura 68 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 4, obtidos através dos testes 22 e 23.



Fonte: Figura obtida por Scilab

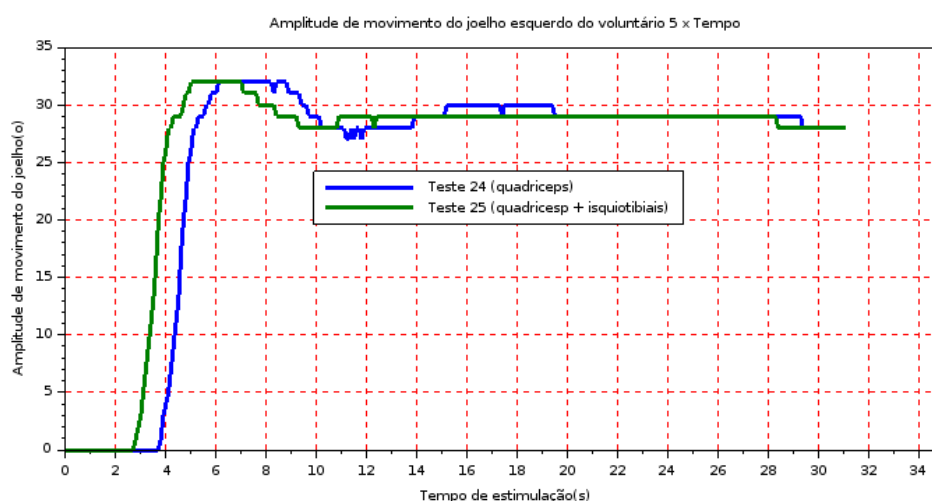
Tabela 12 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 4

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
22	04/direita/q	1,75	5,08	2,0	0	11,6	8,35	+17
23	04/direita/q+i	1,75	5,08	1,0	4°/13.3	10,1	21	+16,5

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 24 e 25, aplicou-se FES ao quadríceps da perna esquerda do voluntário 5, em 24/05/2019 (Figura 71). O comportamento nos dois testes está muito semelhante, resultando em uma correlação de 0,9194502. A Tabela 13 mostra os parâmetros aplicados ao controlador, assim como os parâmetros obtidos por meio da estimulação elétrica ao voluntário 5.

Figura 69 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 5, obtidos a partir dos testes 24 e 25.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 13 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 5

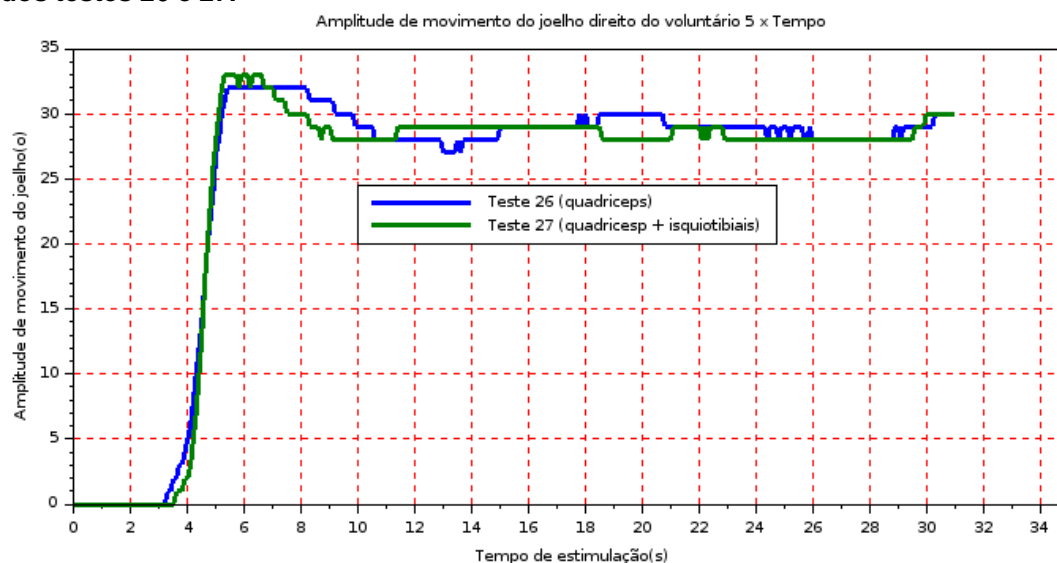
Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
24	5/esq/q	2,15	3,62	2,3	2°	4	5,1	+21
25	5/esq/q	2,74	2,79	1,6	2°	4,7	9,75	+26

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 26 e 27, aplicou-se a FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 5, em 31/05/2019 (Figura 72). O teste 27 foi prolongado e, por isso, ΔV é maior. Os pontos extras do teste 27 não estão presentes nesta figura para efeito comparativo.

O fator de correlação entre os testes 26 e 27 foi de 0,9943109. A Tabela 14 mostra os parâmetros aplicados ao controlador, assim como os parâmetros obtidos a partir da estimulação elétrica ao voluntário 5.

Figura 70 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 5, obtidos a partir dos testes 26 e 27.



Fonte: Figura obtida por Scilab

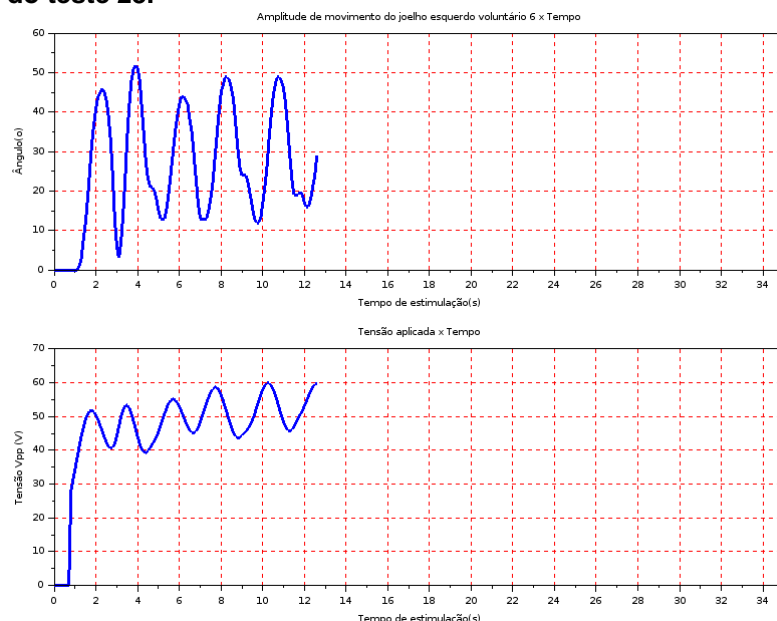
Tabela 14 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 5

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
26	5/dir/q	2,17	3,65	1,8	2°	3,8	5,0	+20
27	5/dir/q	2,17	3,65	2,1	3°	5,1	5,7	+82

Fonte: arquivo pessoal

No teste 28, aplicou-se a corrente estimulatória ao quadríceps da perna esquerda do voluntário 6, em 02/05/2019 (Figura 73, Tabela 15). Com os parâmetros $K_c = 3,98$ e $T_c = 0,79$ do controlador, ocorreu oscilações, apesar desses parâmetros estarem dentro da faixa estável para o método resposta em frequência. Possivelmente, alguma variável não prevista nas equações lineares, foi responsável pela instabilidade da extensão da perna. Nos testes seguintes, com K_c menor, foi possível o controle estável.

Figura 71 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 6, obtidos através do teste 28.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 15 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 6

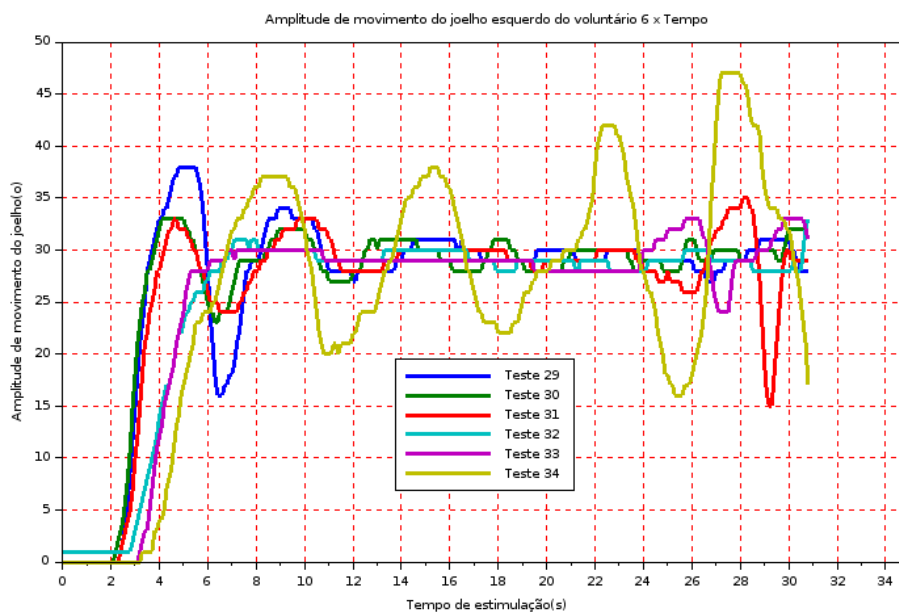
Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(º)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
28	6/esq/q	3,98	0,79	0,4	>20º	1,1	--	--

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 29 a 34, estimulou-se eletricamente o grupo quadríceps da perna esquerda do voluntário 6, em 03/05/2019 (Figura 74 e Tabela 16). A extensão-alvo a ser atingida pelo joelho durante as estimulações foi de 30°. O fator de correlação obtido encontra-se na Tabela 17.

Observou-se que para o voluntário 6, perna esquerda, existe instabilidade quando os parâmetros do controlador são elevados, ou seja, $K_c = 3,98$ (teste 28) e $T_c = 4,25$ (teste 34).

Figura 72 - Amplitude de movimento do joelho esquerdo do voluntário 6, obtidos nos testes 29 ao 34.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 16 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 6

Testes	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
29	6/esquerda/q	2,13	1,65	0,8	8°/26,6	2,2	7,2	+5,0
30	6/esquerda/q	2,14	2,62	0,6	3°/10%	3,5	10,8	+7,5
31	6/esquerda/q	1,91	3,56	0,7	3/10%	2,6	11,0	+8,5
32	6/esquerda/q	1,59	2,21	0,7	1°/3,3%	4,9	3,9	+8
33	6/esquerda/q	1,58	3,30	1,1	0	4,1	4,1	+8,4
34	6/esquerda/q	1,53	4,25	1,1	7°/23,3%	4,7	-- *	-- *

* valores não registrados

Fonte: arquivo pessoal

Tabela 17 – Fatores de correlação entre os testes 29 ao 34, voluntário 6

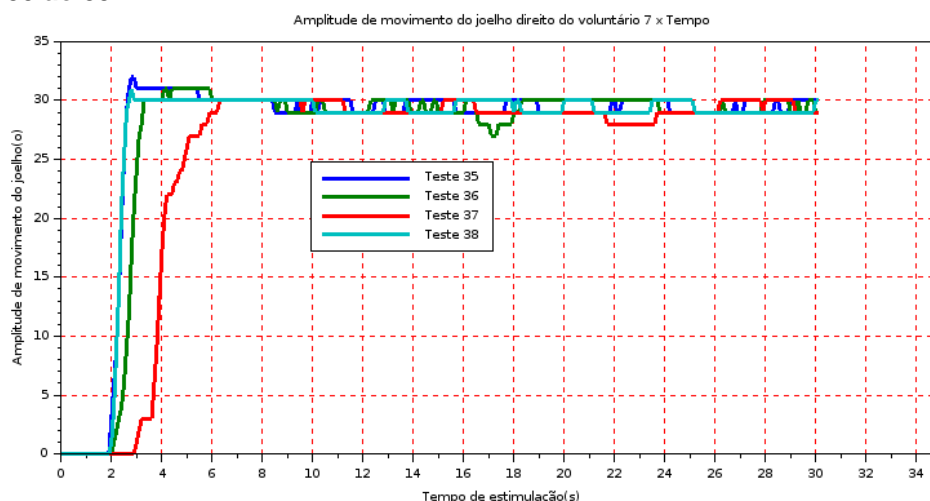
Correlação entre os testes	Fator de correlação em relação ao teste 16
29 e 30	0,9629591
29 e 31	0,9327435
29 e 32	0,8135823
29 e 33	0,8011941
29 e 34	0,6281831

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 35 a 37 (Figura 75, Tabela 18), aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita e, teste 38 ao quadríceps e isquiotibiais também da perna direita, do voluntário 7. A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 30° .

O voluntário 7 (lesão por mielite transversa), apresenta-se com grande estabilidade no controle do joelho direito. No teste 38, aplicou-se a estimulação também ao isquiotibiais com tensão em 7,5% da tensão aplicada aos quadríceps. Um significativo aumento de tensão acontece possivelmente para manter a posição do joelho estável. É preciso considerar que se estimulou a mesma perna quatro vezes com um intervalo de 20 min entre os testes.

Figura 73 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 7, obtidos nos testes 35 ao 38.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 18 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 7

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AE(s)	UM(°)	PPMs	TA(s)	ΔV
35	7/direita/q	3,89	1,72	0,9	2°/6.6	1,05	1,05	+12
36	7/direita/q	3,09	2,15	1,0	1°/3.3	2,3	2,3	+12,2
37	7/direita/q	2,06	3,23	1,3	0	4,2	4,2	+11.0
38	7/direita/q+i	3,89	1,72	0,9	1°/3.3	1.6	1.6	+17.0

Fonte: arquivo pessoal

Observa-se que, para Kc alto, combinado com Tc baixo, a passagem pela meta (PPM) é menor, assim como o TA, quando não se registra valores altos de UM ou *overshoot*.

Para o voluntário 7, a estimulação combinada do quadríceps e isquiotibiais da perna direita, mantém a UM baixo, assim PPM e TA. A correlação encontra-se na Tabela 19.

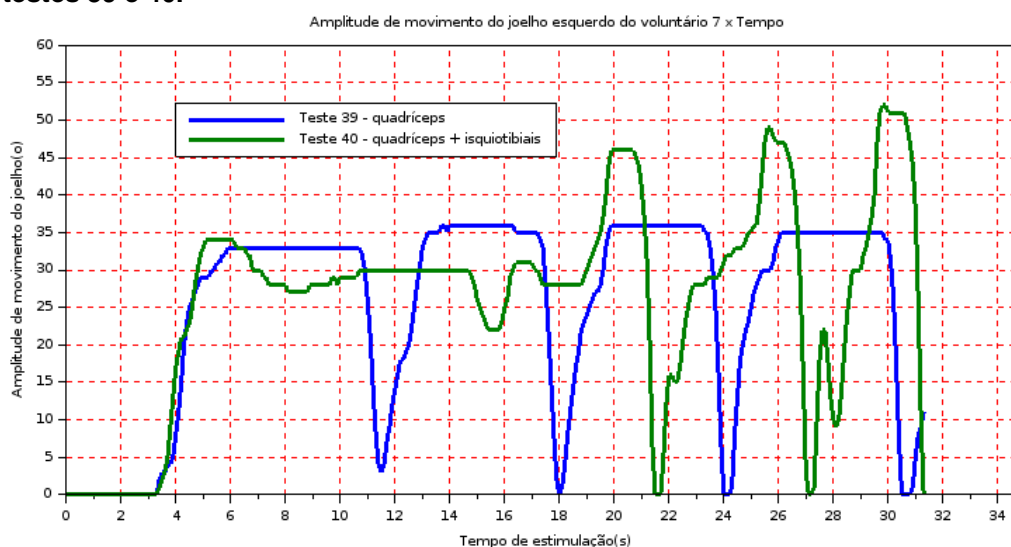
Tabela 19 – Fatores de correlação entre os testes 35 a 37, voluntário 7

Correlação entre os testes	Fator de correlação em relação ao teste 16
35 e 36	0,9488009
35 e 37	0.7543136
35 e 38	0.9951446

Fonte: arquivo pessoal

No teste 39, aplicou-se FES ao quadríceps da perna esquerda, sendo que no teste 40 aplicou-se aos grupos quadríceps e isquiotibiais da perna esquerda do voluntário 7 em 30/05/2019 (Figura 76, Tabela 20). A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 30°. Observou-se que a perna esquerda do voluntário 7 é mais difícil de estabilizar do que a direita. Com a estimulação aplicado também aos isquiotibiais, a amplitude de movimento é mantida por 4 s, voltando apresentar amplas oscilações após 19 s de estimulação.

Figura 74 - Amplitude de movimento do joelho esquerda do voluntário 7, obtidos nos testes 39 e 40.



Fonte: Figura obtida por Scilab

O fator de correlação entre os testes 39 e 40 foi 0,4516766.

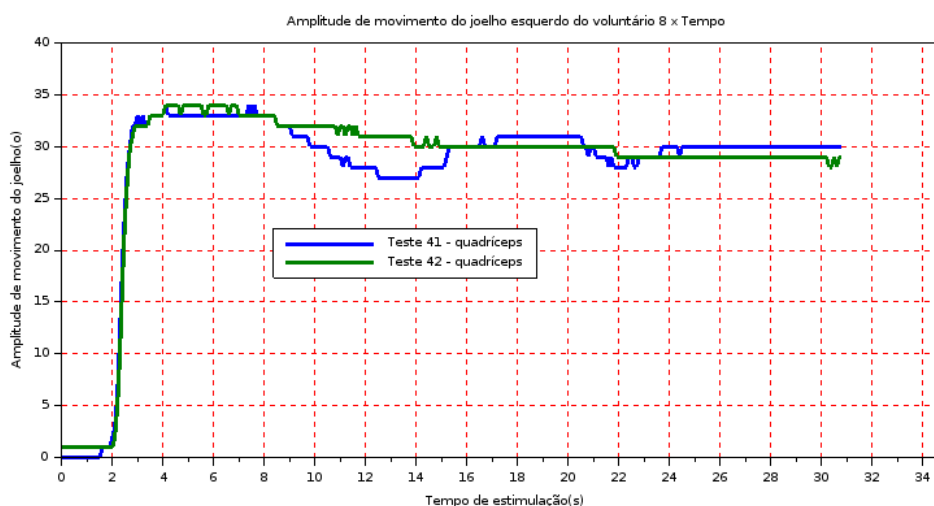
Tabela 20 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 7

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	a.elet.(s)	oversh.	ppm(s)	st(s)	ΔV
39	07/esquerda/q	2,15	2,37	1,8	3º/10	3.8	. - -	- -
40	07/esquerda/q+i	2,15	2,37	1,8	4º/13.3	3.3	8,15	+9.0

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 41 e 42, aplicou-se FES ao quadríceps da perna direita do voluntário 8 em 26/04/2019 (Figura 77, Tabela 21). A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 30°.

Figura 75 - Amplitude de movimento do joelho esquerda do voluntário 8, obtidos nos testes 41 e 42.



Fonte: Figura obtida por Scilab

O fator de correlação entre 41 e 42 chegou a 0,9827852.

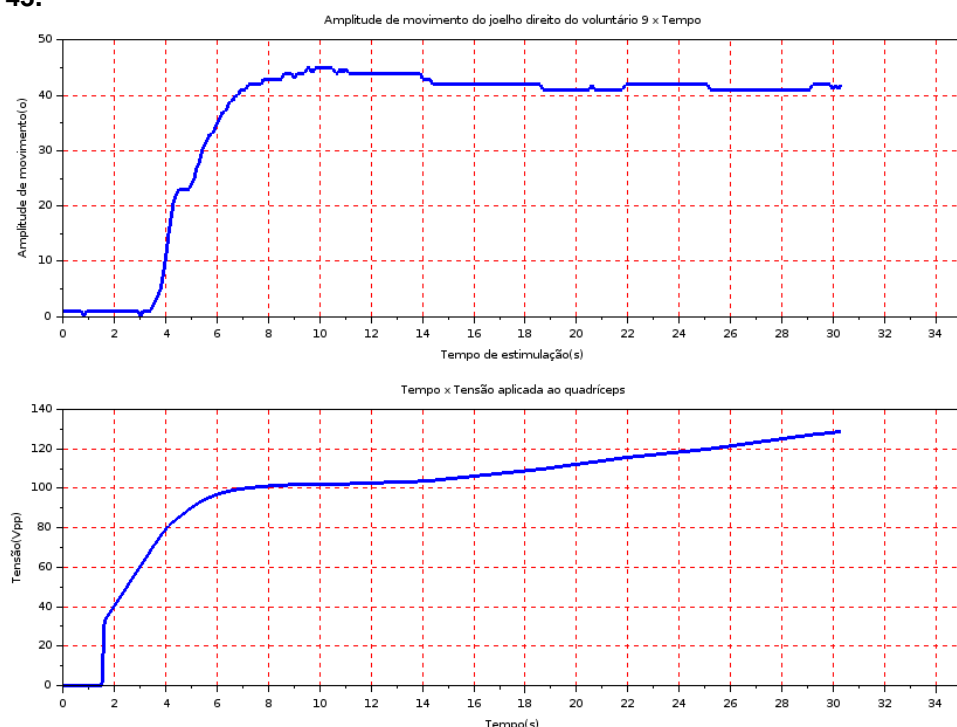
Tabela 21 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna esquerda, voluntário 8

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
41	8/dir/q	3,99	0,50	0,8	3º/10%	2,0	14,6	+14
42	8/dir/q	3,98	2,40	1,2	4º	1,9	10,8	+10

Fonte: arquivo pessoal

No teste 43, aplicou-se FES ao quadríceps direito do voluntário 9, em 8/03/2019 (Figura 78, Tabela 22). A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 40°.

Figura 76 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 9, obtidos no teste 43.



Fonte: Figura obtida por Scilab

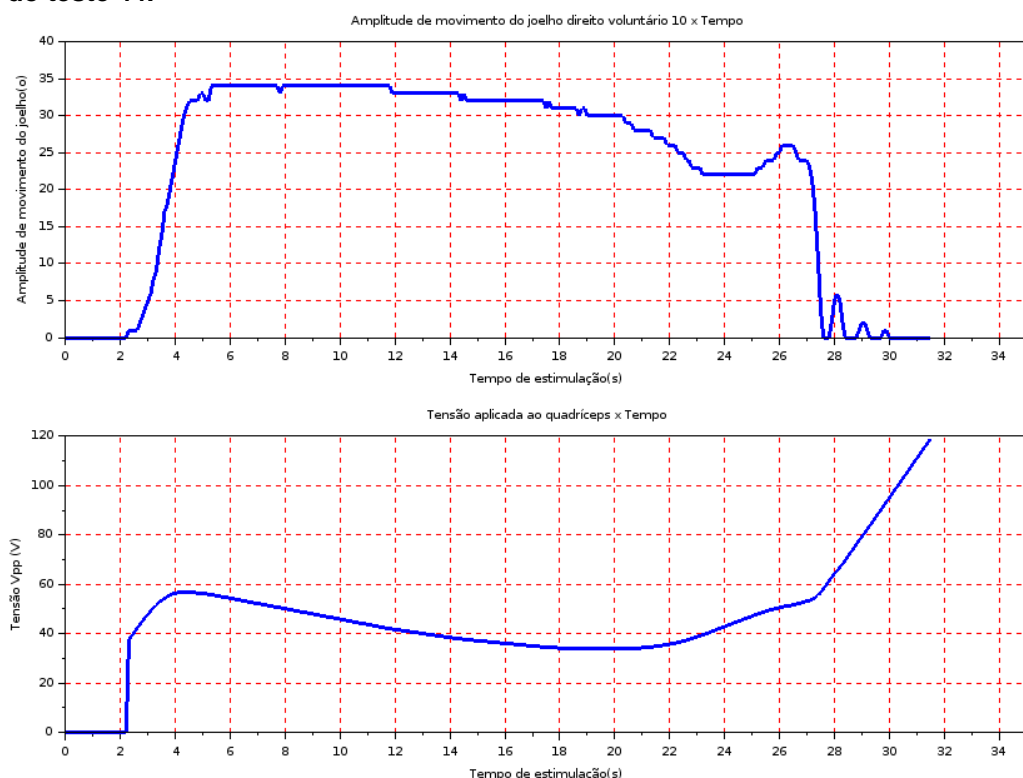
Tabela 22 - Parâmetros obtidos a partir estimulação controlada, perna direita, voluntário 9

Teste	$v/perna/q,q+i$	Kc	Tc	AEM(s)	UM(º)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
43	9/dir/q	1,37	0,80	1,9	5º	5,2	12,9	+30

Fonte: arquivo pessoal

No teste 44, aplicou-se FES ao quadríceps direito do voluntário 10 em 10/10/2019 (Figura 79, Tabela 23). A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 30º.

Figura 77 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 10, obtidos por meio do teste 44.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Tabela 23 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 10

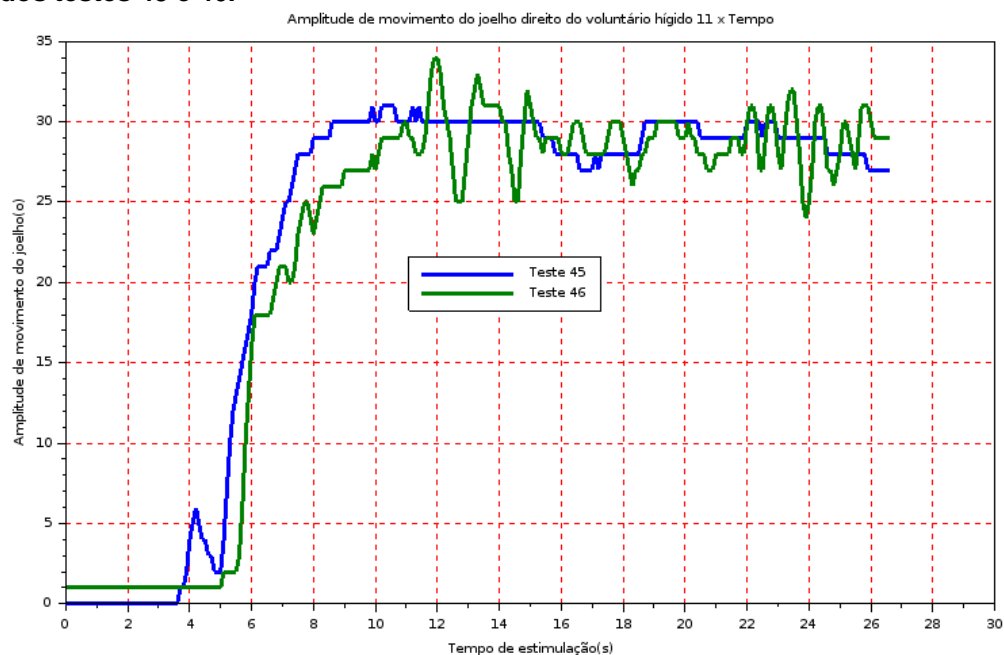
Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
44	10/dir/q	2,16	0,90	0	4°	2,1	15,4	+62

Fonte: arquivo pessoal

Nos testes 45 e 46, aplicou-se FES quadríceps direito do voluntário 11 hígido em 23/10/2019 (Figura 80). A extensão-alvo a ser atingida durante as estimulações foi de 30°.

O objetivo destes testes foi avaliar a influência do parâmetro Tc do controlador sobre a amplitude de movimento do joelho. Para isso, testou-se grandes variações de Tc, mantendo-se Kc aproximadamente fixo (Tabela 24). Observa-se que com o aumento de Tc, os parâmetros AEM, PPM e TA aumentaram.

Figura 78 - Amplitude de movimento do joelho direito do voluntário 11, obtidos por meio dos testes 45 e 46.



Fonte: Figura obtida por Scilab

O fator de correlação entre os testes 45 e 46 atingiu 0,9761339.

Tabela 24 - Parâmetros obtidos a partir da estimulação controlada, perna direita, voluntário 11 hígido.

Teste	v/perna/q,q+i	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV
45	11/direita/q	1,11	1,00	1,2	1°	11,4	10,1	+12
46	11/direita/q	1,11	10,00	4.2	4°	15,9	45,4	+7,0

Fonte: arquivo pessoal

6 DISCUSSÃO

Inicia-se a discussão fazendo uma breve análise comparativa entre os trabalhos pesquisados que empregaram PID ou alguma das suas derivações. Em seguida, volta-se às questões específicas deste trabalho, como dificuldades identificadas e resolvidas ou, pelo menos, contornadas. Apresenta-se detalhes sobre a escolha de parâmetros do controlador utilizado, baseado no método resposta em frequência. Compara-se os resultados dos testes procurando por comportamentos que permitam analisar como os parâmetros do controlador interferem no controle da estimulação. A estimulação do grupo muscular quadríceps também é comparada com a estimulação combinada dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, onde a estimulação do grupo isquiotibiais recebe uma tensão de 2 a 10% da tensão aplicada ao quadríceps (ZHOU et al., 1996).

6.1 CONTROLADORES PID PESQUISADOS

Escolheu-se o controlador ou compensador PI para o controle estimulatório por apresentar, este método, um maior número de trabalhos publicados. Trabalhos como Nogueira-Neto (2013), Previdi et al.,2004, Jailani et al.,2010, Qiu et al., 2014, foram alguns dos pesquisados. Apresentar-se-á aqui alguns pontos que se julgou relevantes, como os métodos de *tuning* ou de discretização empregados, procurando estabelecer um comparativo com o presente trabalho.

Nogueira-Neto (2013) utilizou um filtro passa baixas como modelo matemático da planta, e a função de transferência no domínio do tempo é mostrada pela equação 63. Um eletrogoniômetro media a extensão do movimento realizado pelo joelho. Os parâmetros K_p , T_p e t_d da equação 63 foram obtidos por meio de sucessivas aplicações de degraus unitários.

$$T_p \frac{dAng(t)}{dt} + Ang(t) = K_p C O(t - t_d) \quad (63)$$

Onde:

Tp: constante de tempo da planta (s);
 Kp: ganho da planta;
 Ang: Amplitude de movimento do joelho (°);
 CO: saída do controlador.

Nogueira-Neto (2013) empregou o LabView para implementar o controle e verificou se a mecanomiografia poderia ser empregada para identificar a fadiga muscular durante a estimulação. O trabalho de Nogueira-Neto restringiu-se à estimulação do grupo muscular quadríceps, assim como Previdi et al. (2007), Jailani et al. (2010) e Qiu et al. (2014). Nogueira-Neto (2013) utilizou estimulação elétrica monofásica, enquanto que Previdi et al. (2007), Jailani et al. (2010) e Qiu et al. (2014) não informaram nas publicações consultadas.

Previdi et al. (2007) desenvolveram um modelo mecânico envolvendo uma gangorra e o voluntário por meio de uma ferramenta de simulação denominada Dymola. A configuração do controlador é baseada no modelo de segunda ordem com atraso (*delay*) (Equação 64).

$$G(s) = \frac{K_m e^{-st}}{(T_1 s - 1)(1 + sT_2)} \quad (64)$$

Onde:

$$\begin{aligned} K_m &= -7,322 \times 10^{-3}; \\ t &= 0,150; \\ T_1 &= 0,4406; \\ T_2 &= 0,121. \end{aligned}$$

Jailani et al. (2010) utilizaram um modelo muscular com lógica *fuzzy* e controle PID para regular a largura de pulso de um estimulador para membros inferiores. Um modelo de fadiga foi incorporado ao modelo do músculo e responde à fadiga por meio do aumento da frequência de estimulação. A transformada Z do controlador é mostrada na equação 65.

$$u(k) = K_p * e(k) + k_1 \frac{e(k)}{1-z^{-1}} + k_D(1 - z^{-1})e(k) \quad (65)$$

Qiu et al. (2014) aplicaram FES para controlar a articulação do joelho, empregando dois métodos de controle diferentes na estimulação sobre o quadríceps: um controlador PID com *tuning* baseado em redes neurais e outro PID com *tuning* por

algoritmo genético. Um PID com *tuning* baseado no método tradicional Ziegler-Nichols, com parâmetros fixos, foi usado para efeitos de comparação. Eles concluíram que PID com *tuning* em redes neurais foi superior na precisão do controle, enquanto que o controle com *tuning* em algoritmo genético apresentou atraso na resposta do sistema.

Neste trabalho, desenvolveu-se um sistema onde o modelo da planta é um filtro passa baixas, e o controlador é um PI, assim como no trabalho de Nogueira-Neto (2013). Utilizou-se como *tuning* o método resposta em frequência. Esse método emprega a função de transferência em malha aberta para calcular os parâmetros do controlador. Como o ponto de operação do sistema está no plano complexo, $G(j\omega)$, pode-se escolher o seu ponto de operação por meio do seu módulo e fase, já que a frequência de teste ω_c escolhida vai definir esse ponto. Os limites de estabilidade são definidos com auxílio do gráfico polar de Nyquist ou pela margem de fase e ganho mostradas no diagrama de Bode. A vantagem deste método é a facilidade de obter-se diversos valores de configuração do controlador (K_c e T_c), pois mesmo que os parâmetros sejam estáveis pelo método, podem não serem adequados ao voluntário, gerando oscilações. O método resposta em frequência utilizado neste trabalho permite trabalhar diretamente com a equação da planta e do controlador ou compensador, característica não disponível em outros métodos. Também utiliza apenas informações do eixo imaginário positivo do ganho do controlador (CHEN,2006, p.270).

O estimulador usado nesta tese foi construído para gerar um sinal bifásico visando evitar o acúmulo de iões que podem causar danos aos tecidos estimulados eletricamente (XU et al., 2011). Um aspecto que este trabalho acrescenta, e que não é evidente nos trabalhos pesquisados, é a comparação gráfica entre a entrada (tensão aplicada) e a saída (amplitude de movimento do joelho). Estes gráficos permitem observar parâmetros como atraso eletromecânico, *overshoot*, *settling time*, variação da tensão aplicada enquanto a amplitude da articulação do joelho é mantida na extensão-alvo. Outros detalhes também são possíveis, como oscilações e o momento em que acontecem, tornando-se possível fazer-se comparações com outros testes. Os parâmetros da planta são obtidos com apenas um teste em malha aberta, realizado no início das atividades da estimulação controlada.

O modelo adotado também pode ser importante para o controle da amplitude de movimento. Em Benoussad et al. (2008), além do modelo não linear do sistema utilizado, o controle da estimulação sobre o quadríceps acontece separadamente dos isquiotibiais. Desse modo, torna-se possível controlar o ângulo, a velocidade e a aceleração da trajetória realizada pela articulação do joelho. Isso pode permitir um controle mais preciso sobre a posição final da articulação, e um maior controle sobre o *overshoot*, um parâmetro que aparenta não ter relação direta com os parâmetros estimulatórios. Considerou-se o modelo biomecânico de joelho e a associação dos músculos agonista e antagonista. O modelo é não linear e considera a fisiologia muscular.

6.2 FADIGA

Em teste isométrico, Previdi et al. (2007) constataram o efeito da fadiga após 70 s, pois os músculos têm suas forças diminuídas, e a intensidade da estimulação é aumentada para manter a força. Embora Previdi et al. (2007) utilizem como variável de controle a duração dos pulsos, o efeito do aumento da estimulação assemelha-se a este trabalho, que utiliza o controle sobre a intensidade de corrente aplicada aos eletrodos.

Neste trabalho, gráficos de estimulação controlada mostraram que o controlador aumenta gradualmente a tensão nos eletrodos (medido com osciloscópio), para manter a amplitude do movimento do joelho. Casos nos quais esses aumentos de tensão são maiores podem ser observados nos testes listados na Tabela 25. O contínuo aumento da tensão nos eletrodos pode significar a necessidade em recrutar uma maior quantidade as fibras musculares para manter a mesma amplitude de movimento do joelho (REILLY, 1992). Nos testes prolongados, a estimulação foi encerrada ao se observar oscilações ou queda significativa da amplitude de movimento. Os exemplos mais significativos estão registrados na Tabela 26. Os comportamentos de aumentos de tensão e de oscilações podem ser parâmetros indicativos de fadiga muscular, embora não se tenha utilizado nenhum outro recurso para comprovar essa afirmação. Em voluntários hígidos, esse comportamento também foi observado.

Tabela 25 – Exemplos dos maiores aumentos de tensão relacionados à manutenção da extensão e o período em que a estimulação foi aplicada.

Testes	Voluntário	Aumento da tensão (V)	Período estimulado (s)
15	2 (tetraplégico)	31	93
17	3 (paraplégico)	29	30
27	5 (paraplégico)	82	98
43	9 (paraplégico)	25	30
44	10 (AVC)	120	28

Fonte: arquivo pessoal

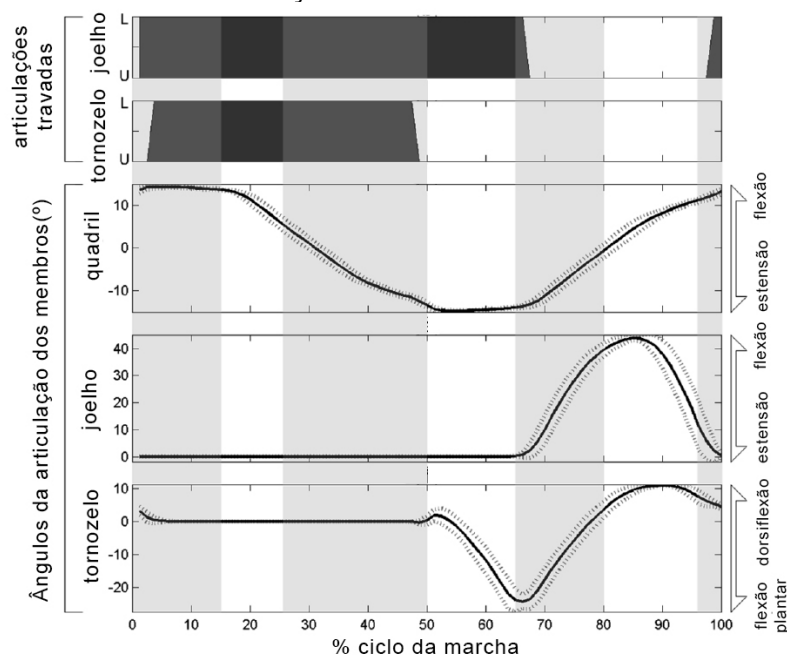
Tabela 26 – Estimulação prolongada encerra-se com as oscilações ou queda acentuada da amplitude de movimento.

Testes	Voluntário	Aumento da tensão (V)	Período estimulado (s)	Observações
4	1 (tetraplégico)	- -	- -	Após o início da estimulação, oscila em 66% em 25,4 s, chegando a 100% em 30,4 s
15	2 (tetraplégico)	+31	91,3	Oscilação em até 30% da meta
23	4 (paraplégico)	+16,5	66,2	<i>Overshoot</i> de 33% da extensão-alvo, seguido de crescente queda da amplitude, interrompendo-se quando a queda foi de 26,6% em relação à extensão-alvo
27	5 (paraplégico)	+82,5	96,6	Estimulação interrompida quando a queda da amplitude atingiu 36%

Fonte: arquivo pessoal

Frequentemente, cita-se que a fadiga afeta fortemente a resposta do músculo estimulado artificialmente (PREVIDI et al., 2001). A literatura mostra essa preocupação e as soluções que vários pesquisadores têm apresentado. Como recurso complementar no controle dessa variável, a literatura pesquisada mostra que os joelhos podem ficar travados mecanicamente nas posições de apoio. Nas fases de balanço, as articulações dos joelhos ficam liberadas e seus movimentos são produzidos pelos músculos mobilizados pela estimulação elétrica. Esse travamento mecânico pode aumentar a segurança por evitar flexões inesperadas e também por reduzir o tempo em que o músculo é estimulado. To et al. (2005) aplicam forças controladas e combinadas com freios nas articulações de uma RGO (*Reciprocating gait orthosis*). Desse modo, podem reproduzir a marcha, travando as articulações dos joelhos e tornozelos durante os momentos em que as articulações exercem a função de apoio (*stance*) e destravando quando a função é de balanço (*swing*). Com essa sequência de movimentos, o movimento dos membros inferiores pode assemelhar-se ao movimento de um pêndulo invertido.

Figura 79 - Proporção entre as etapas de apoio e balanço da marcha e as fases de travamento das articulações em cinza.



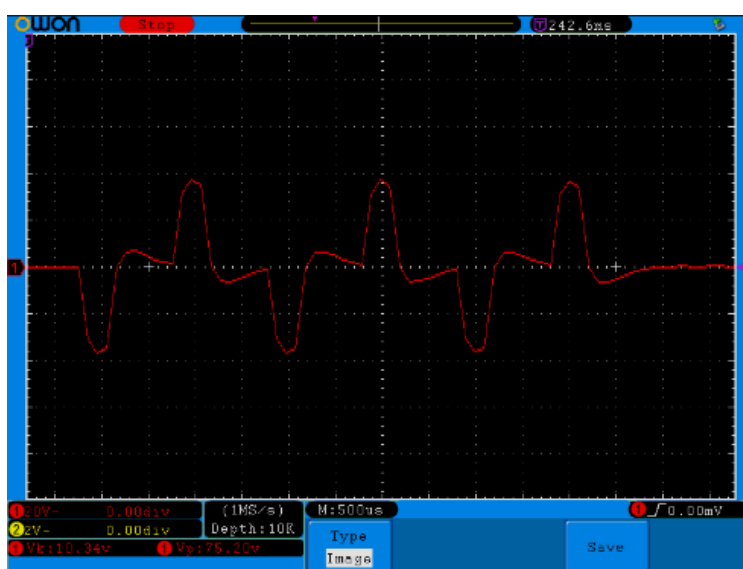
Fonte: Figura modificada de To et al. (2005).

6.3 FORMAS DE ONDA DO ESTIMULADOR

A forma de onda gerada pelo bloco gerador de padrões (ATmega328), quando medida nas saídas 10 e 12 do TL074 (Figura 35), tem a forma conforme a Figura 36. Porém, os pulsos de tensão de saída bifásicos, obtidos sobre uma carga de 1 k Ω em paralelo com um capacitor de 100 nF, por meio de um osciloscópio Tektronix TRS 1062, apresenta-se com picos de tensão (*spikes*) que podem interferir sensorialmente na estimulação (Figura 44). Possivelmente, os *spikes* têm origem nas não-idealidades do transformador em altas frequências. Essas não-idealidades, tais como indutância de magnetização, indutância de dispersão, capacitância entre enrolamentos, capacitância entre espiras, refletem-se em interferências na saída do transformador. O mais comumente observado são os picos de tensão, altas perdas e interferências eletromagnéticas (BARBI; FONT; ALVES, 2002). No entanto, tais *spikes* não são perceptíveis quando se mediram as tensões nos eletrodos colocados sobre a pele do voluntário (Figura 82). Possivelmente, a impedância da pele não corresponde aos valores de 1 k Ω e 100 nF empregados na representação dos tecidos humanos. A

impedância da pele humana pode variar de 1 até 10 k Ω , além da impedância do eletrodo e também da forma de onda aplicada (ARROFIQI et al., 2015).

Figura 80 – Forma de onda medida sobre eletrodos aplicados sobre a pele do voluntário.



Fonte: imagem obtido com o osciloscópio Rohde Schwarz

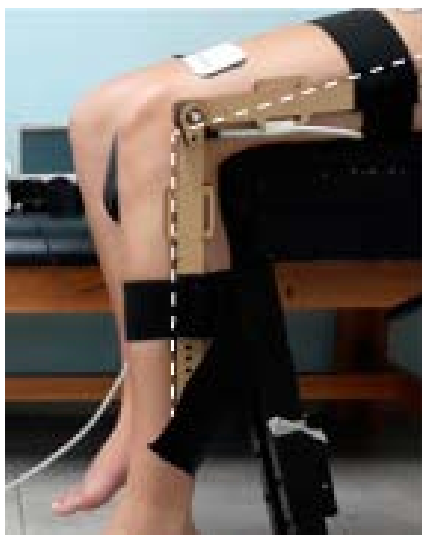
O estágio de saída é responsável por elevar a amplitude do sinal pulsado tornando possível estimular as fibras nervosas que se localizam internamente ao membro sob estimulação. Constatou-se que a tensão máxima obtida na saída do estimulador atingiu em torno de 242 Vpp sobre uma impedância equivalente à biológica (resistor de 1 k Ω em paralelo com capacitor de 100 nF). O transformador elevador de tensão foi construído com primário formado por dois enrolamentos (*center tap*) de 10 espiras por segmento, e com secundário com segmento único de 217 espiras (NOGUEIRA, 2017). A relação de espiras do transformador foi calculada segundo as equações 9 e 10 (MARTIGNONI, 2003).

6.4 PROBLEMAS ENCONTRADOS DURANTE AS ESTIMULAÇÕES

Registrou-se também alguns problemas durante as coletas de dados. Modificações fizeram-se necessárias com relação à fixação do eletrogoniômetro no

joelho do voluntário. O eletrogoniômetro rígido não se ajustou adequadamente à forma da perna humana. O número de pontos de fixação também pode ser aumentado, porém, causa dificuldades no conjunto como um todo. Observa-se, pelos registros fotográficos, que houve posicionamento inadequado do eletrogoniômetro no joelho ou porque o eletrogoniômetro deslocou-se ao se fazer os testes, interferindo na leitura das medições feitas pelo próprio eletrogoniômetro (Figura 83). Um segundo eletrogoniômetro foi desenvolvido em EVA com o objetivo de se ajustar melhor à perna do voluntário (Figura 55).

Figura 81 - posição do eletrogoniômetro não coincide com o centro da articulação.



Fonte: Arquivo próprio.

Raspberry Pi é o *hardware* onde está instalado o *software* do controlador. O controlador é o bloco que recebe e processa as informações fornecidas pelo sensor de posição do joelho (eletrogoniômetro) e ajusta a intensidade de corrente do atuador (estimulador).

Os limites de processamento do Raspberry Pi podem limitar o tratamento dos dados recebidos com a consequente falha de resposta do processador, causando prejuízo no controle da corrente de saída. Por esse motivo, limitou-se o tempo de amostragem em no máximo 100 ms. Pelos estudos realizados na literatura e consultas a especialistas, parece ser um período satisfatório para reduzir falhas de processamento.

A posição dos eletrodos sobre os músculos representou um grande desafio. Utilizou-se, como ponto de partida, as referências indicadas na dissertação de Zagheni (1998). Rainoldi; Melchiorri; Caruso (2004) pesquisaram sobre os procedimentos para posicionar eletrodos de EMG de forma precisa e repetitiva nas áreas de inervação. Porém, a localização desses pontos no reto femoris, glúteo médio e peroneo apresentaram resultado insatisfatório. Mesmo assim, seria possível encontrar o ponto motor utilizando um eletrodo tipo caneta. Como não havia disponível um dispositivo como esse, seguiu-se as recomendações de Zagheni (1998), escolhendo-se a possível localização do centro de inervação. Para evitar as repetições de estimulações que poderiam levar à fadiga, não se alterou a posição dos eletrodos durante as sessões, para que fosse possível realizar as comparações entre as etapas dos testes seguintes.

6.5 PARÂMETROS DO CONTROLADOR

A seguir, discute-se a relação dos parâmetros K_c e T_c sobre a resposta da estimulação que se chamou de passagem pela meta (PPM), atraso eletromecânico (AEM), ultrapassagem da meta ou *overshoot* (UM), tempo de ajuste ou *settling time* (TA) e variação de tensão após ter atingido a meta (ΔV).

Agrupou-se os dados por indivíduo e também por grupos de interesse, pois observou-se que as características individuais podem influir fortemente nas conclusões.

Como K_c e T_c são os únicos parâmetros inseridos na interface do controlador, após sua definição no método de *tuning* escolhido, analisar-se-ão os demais parâmetros sob a perspectiva da influência desses dois parâmetros. Assim, *overshoot* (UM), *settling time* (TA), tempo para atingir a meta (PPM), atraso eletromecânico (AEM), serão analisados em função do comportamento da planta, estimulada de acordo com os valores atribuídos ao K_c e T_c . Não se incluiu a análise da variação da tensão (ΔV), porque não se obteve uma relação da variação da tensão com os parâmetros K_c e T_c . Possivelmente, a variação da tensão responde às propriedades musculares de cada voluntário ao longo do período da estimulação.

De maneira geral, observou-se que valores altos de K_c (em torno de 4,0), tendem causar *overshoot* (UM), mas também levam a articulação do joelho a responder mais prontamente à estimulação elétrica, ou seja, PPM menores. De outro modo, valores baixos de K_c (próximos de 1,0) causam uma extensão com maior lentidão ou PPM maiores, e quase sempre, com menor ou ausente UM (*overshoot*).

Quando valores elevados de K_c são combinados com valores baixos de T_c , observa-se de maneira geral que os atrasos eletromecânicos (AEM), tempo de ajuste (TA) e passagem pela meta (PPM) são menores. De outro modo, quando K_c é baixo e T_c é alto, observa-se a inversão dos parâmetros supracitados, ou seja, AEM, PPM e TA são mais altos, enquanto UM tende a ser mais baixo.

Os primeiros testes realizados com sistema de FES operando em malha fechada foram em voluntários hígidos, para melhor observar-se suas reações. Assim, quando o sistema de FES controlado foi aplicado a voluntários hígidos, observou-se que para valores de K_c superiores a 4,0 houve respostas muito rápidas na amplitude de movimento e *overshoots*. Por esse motivo, e para garantir a segurança dos voluntários, optou-se pela limitação do parâmetro em 4,0. Porém, valores de T_c bem mais altos podem ser aplicados, sem riscos de segurança para o voluntário, por também ter sido testados em voluntários hígidos.

Inicia-se a discussão dos testes pelo voluntário 1 (Figura 64). Os testes de 1 até 4 referem-se à perna direita do voluntário 1 (tetraplégico). Estes quatro testes foram executados de maneira sequencial, na ordem apresentada na (Tabela 4), e aplicados com um intervalo de no máximo 20 min. Observa-se que a UM (*overshoot*) entre os testes sofreu uma variação máxima de 66,6%, o tempo para passar pela meta (PPM), aumenta de no máximo 18,7% e a variação entre o TA (*settling time*) os quatro testes é de no máximo 30,3%.

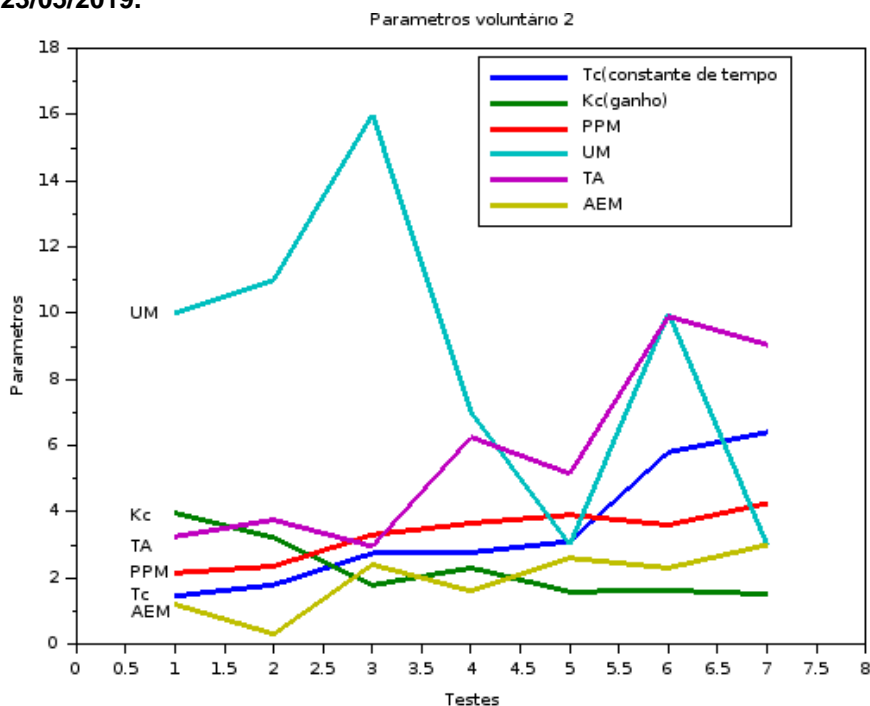
Nos testes apresentados na Tabela 5, voluntário 1, a estimulação foi aplicada no grupo muscular quadríceps da perna direita, por aproximadamente 30 s nos três primeiros testes. No quarto teste, prolongou-se a estimulação, e a amplitude de movimento do joelho oscilou quando o tempo chegou aos 26 s (Figura 65). Observa-se que no teste 2 a amplitude de movimento do joelho mantém-se estável até 27 s, enquanto que no teste 3 essa oscilação iniciou-se em 26 s. Pelos testes de 1 a 4, observa-se características próprias para o voluntário 1, e que a amplitude de movimento da perna direita é estável, sob estimulação elétrica. Constata-se que o maior TA (*settling time*) e a maior PPM (passagem pela meta) ocorreram com o maior

Tc e menor Kc. Pode-se verificar que o UM (*overshoot*) do voluntário 1 acompanha aproximadamente o parâmetro Kc ou é inverso às variações de Tc. A correlação entre os testes (Tabela 5), confirma a semelhança entre os testes para o mesmo voluntário.

Em dois testes (5 e 6) realizados na perna esquerda do voluntário 1 (Tabela 6), observa-se um comportamento com mais oscilações em torno da meta; porém, seus parâmetros Kc e Tc são semelhantes às da perna direita. A aplicação da estimulação nos quadríceps e isquiotibiais, com tensão nos isquiotibiais na proporção de 6,4% da tensão aplicada aos quadríceps, teste 6 (Tabela 6), levou a oscilações na amplitude de movimento do joelho. Isso mostrou que existe uma grande diferença entre a perna direita e esquerda do voluntário tetraplégico 1. O fator de correlação calculado, de 0,7611325, corrobora essa diferença.

Os testes realizados com o voluntário 2 estão registrados na Tabela 7 e Figura 67. A Figura 84, mostra graficamente que TA (tempo de ajuste) e AEM (atraso eletromecânico) são proporcionais a Tc, enquanto que PPM comportar-se inversamente ao Kc.. As grandes variações registradas no parâmetro UM (ultrapassagem da meta ou *overshoot*) dos testes registrados na Tabela 7 ou Figura 84, não aparentam estar relacionados às variações de Tc ou Kc. Possivelmente, estão relacionados à variação temporal ou a não linearidade das propriedades do músculo eletricamente estimulado (NEKOUKAR; ERFANIAN, 2010).

Figura 82 – Parâmetros da estimulação sobre quadríceps do voluntário 2 no dia 23/05/2019.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Uma UM (ultrapassagem da meta ou *overshoot*) de 16° ocorreu no teste 10 do voluntário 2 (Tabela 7), mesmo estando com parâmetros médios de Kc e Tc. Novamente, as grandes variações de *overshoot* podem ser características do voluntário ou estão relacionadas às não linearidades do músculo eletricamente estimulado (NEKOUKAR; ERFANIAN, 2010).

Quando se acrescentou estimulação elétrica aos isquiotibiais do voluntário 2 (testes 14 e 15 da Tabela 7), utilizando os mesmos parâmetros Kc e Tc do teste 10, observou-se grande redução na UM (*overshoot*), em relação aos demais testes. A elevação mais acentuada de tensão registrada no teste 12, possivelmente acontece devido ao prolongado tempo de estimulação submetido ao voluntário 2 (94 s), agravado por ter sido o sexto teste do voluntário no dia 23 de maio de 2019. Possivelmente, em consequência da fadiga ou adaptação neuronal.

Realizou-se uma seleção dentre os testes realizados onde o parâmetro Kc estava entre 3,0 e 4,0, envolvendo todos os voluntários, para avaliar possíveis relações com os demais parâmetros, sem influência da variação de Kc (Tabela 27). A Figura 85 mostra esse comparativo sem incluir o teste 28 assim como a variação de tensão ΔV . A Tabela 27 apresenta valores de Tc variando de 100% e Kc variando de 29%.

Observa-se na Figura 85 que PPM comporta-se inversamente proporcional ao K_c , embora de maneira pouco clara, possivelmente porque, nesta seleção de testes, K_c tem valores altos, e é quase constante. Mas também é possível observar que PPM é inverso às variações de T_c . É possível que essa relação esteja visível por K_c ser quase constante nos testes selecionados. Observa-se também que AEM tende acompanhar a curva de T_c . TA (tempo de ajuste ou *settling time*) não parece responder proporcionalmente ao parâmetro T_c . Porém, TA costuma acompanhar as variações de T_c quando os testes são de um único voluntário (Tabela 27).

Na Tabela 28 e Figura 86, dentre os testes com todos os voluntários, selecionou-se K_c , com seus valores variando de 2 até 3. Com os valores de K_c em torno de 2,0, variando de apenas 7% neste conjunto, pode-se fazer uma nova análise observando apenas a influência das variações de T_c . Observa-se que o TA (*settling time*) responde relativamente proporcional às variações de T_c . Novamente, quando K_c é aproximadamente constante, observa-se que T_c também influencia PPM inversamente, combinada com a influência da UM (*overshoot*). O AEM (atraso eletromecânico) tende acompanhar as variações de T_c . TA (*settling time*) parece ser resultado dos parâmetros UM (*overshoot*) combinado a outros parâmetros como T_c . Mas é importante destacar que o parâmetro K_c é pequeno e constante para esse conjunto de medições. Possivelmente, por envolver voluntários diversos, a variabilidade das características neuromusculares gera algumas discrepâncias.

Figura 87 (Tabela 29) também reúne testes de vários voluntários diferentes, mas com T_c com valores próximos entre si. É possível observar-se que a PPM é inversamente proporcional ao K_c e que AE tende a ser inversamente proporcional a K_c .

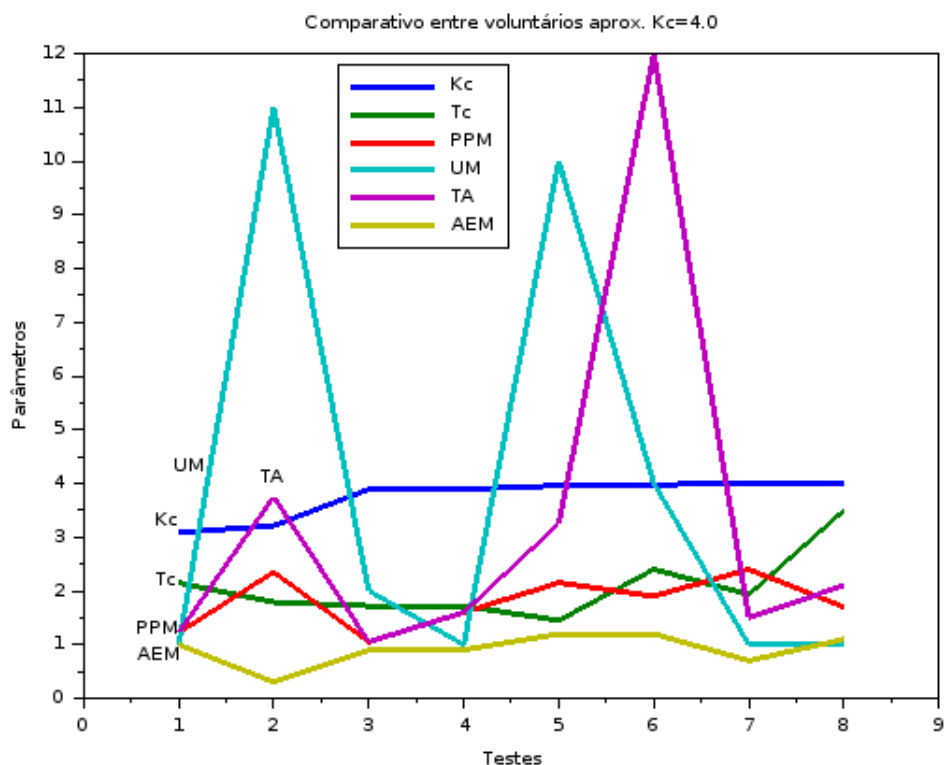
Tabela 27 – Comparativo entre voluntários submetidos a K_c próximos de 4,0

Testes	Perna	K_c	T_c	AEM(s)	PPM(s)	UM(°)	TA(s)	$\Delta V(V)$
36	d-q	3,09	2,15	1,0	1,22	1	1,22	12,2
12	d-q	3,21	1,79	0,3	2,35	11	3,75	13,5
35	d-q	3,89	1,72	0,9	1,05	2	1,05	12
38	d-q	3,89	1,72	0,9	1,6	1	1,6	17
13	d-q	3,96	1,45	1,2	2,15	10	3,25	11
28	e-q	3,98	0,79	0,4	-- (*)	20	-- (*)	-- (*)
41	d-q	3,98	2,40	1,2	1,9	4	12,0	10
16	d-q	3,99	1,93	0,7	2,4	1	1,5	16,5
17	e-q	3,99	3,50	1,1	1,7	1	2,1	29

(*) valores não registrados

Fonte: Arquivo próprio.

Figura 83 – Seleção de voluntários com parâmetros Kc entre 3.0 e 4.0



Fonte: Figura obtida por Scilab

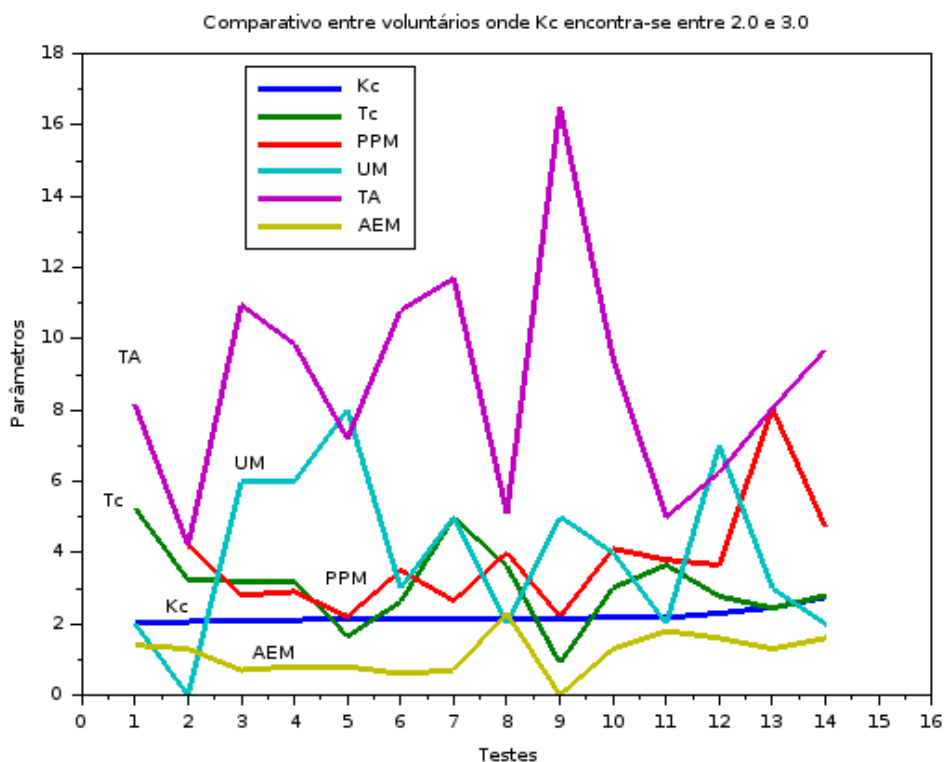
Tabela 28 – dados da tabela 5 com Kc variando de 2,0 a 3,0

Teste	Perna	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV (V)
19	d-q	2,01	5,25	1,4	2	8,15	8,15	16,0
37	d-q	2,06	3,23	1,3	0	4,2	4,2	11,0
1	d-q	2,11	3,20	0,7	6	2,8	10,95	6,0
4	d-q+f	2,11	3,20	0,8	6	2,9	9,85	1,0
29	e-q	2,13	1,65	0,8	8	2,2	7,2	5,0
30	e-q	2,14	2,62	0,6	3	3,5	10,8	7,5
3	d-q	2,15	4,98	0,7	5	2,65	11,7	9,0
24	e-q	2,15	3,62	2,3	2 ⁰	4,0	5,1	21
43	d-q	2,16	0,90	0	5 ⁰	2,2	16,5	--(*)
5	e-q	2,17	3,01	1,3	4 ⁰	4,1	9,45	9,0
26	d-q	2,17	3,65	1,8	2 ⁰	3,8	5,0	20
7	d-q	2,30	2,77	1,6	7 ⁰	3,65	6,25	11,0
18	d-q	2,45	2,44	1,3	3 ⁰	8,05	8,05	14,5
25	e-q	2,74	2,79	1,6	2 ⁰	4,7	9,7	26

(*) valor não registrado

Fonte: Arquivo próprio

Figura 84 – Dados dos voluntários da tabela 5 com Kc de 2.0 a 3.0. Fonte:



Fonte: Figura obtida por Scilab

Para fazer uma análise de Kc independente de Tc, procurou-se por testes onde o Tc ficou em torno de 2 a 3 (Tabela 29), ordenado de modo crescente. A Figura 87 confirma que Kc e PPM são parâmetros que tendem a ser inversamente proporcionais, com aparente exceção de dois pontos. Mesmo assim, o comportamento é coerente porque, houve a diminuição de Kc, porém o *overshoot* foi responsável pela redução da PPM. O *overshoot* possivelmente está relacionado à variação temporal ou a não linearidade das propriedades do músculo eletricamente estimulado (NEKOUKAR; ERFANIAN, 2010). A diversidade de voluntários envolvidos também acrescenta variações decorrente da diversidade dos voluntários envolvidos.

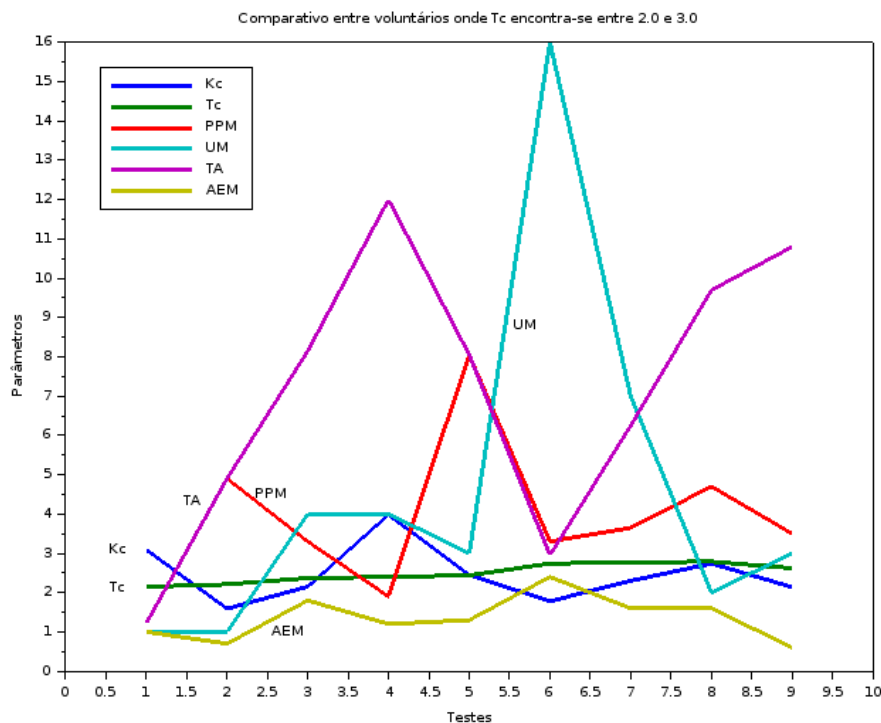
Tabela 29 – testes onde Tc ficou entre 2,0 e 3,0

Teste	Kc	Tc	AEM(s)	UM(°)	PPM(s)	TA(s)	ΔV (V)
36	3,09	2,15	1,0	1	1,22	1,22	12,2
32	1,59	2,21	0,7	1	4,9	4,9	8,0
40	2,15	2,37	1,8	4	3,3	8,15	9,0
41	3,98	2,40	1,2	4	1,9	12,0	10,0'
18	2,45	2,44	1,3	3	8,05	8,05	14,5
10	1,78	2,74	2,4	16	3,3	2,95	9,0
07	2,30	2,77	1,6	7	3,65	6,25	11,0
25	2,74	2,79	1,6	2	4,7	9,7	26

30	2,14	2,62	0,6	3	3,5	10,8	7,5
----	------	------	-----	---	-----	------	-----

Fonte: Arquivo próprio

Figura 85 – Comparativo de parâmetros entre testes com TC entre 2,0 e 3,0.



Fonte: Figura obtida por Scilab

O voluntário 6 apresentou grandes oscilações e elevado UM ou *overshoot* ($>20^\circ$) com Kc próximo de 4,0 (Tabela 30, teste 28). Ao se reduzir Kc para 2,13, a UM ou *overshoot* caiu para 8° e o TA (*settling time*) foi para 7,2 s. Reduzindo-se ainda mais o valor de Kc para 1,91, o UM (*overshoot*) caiu para 3° , embora o TA tenha aumentado. Redução ainda maior de Kc (1,59) causa UM ainda menor (1°). Porém, com Kc (1,53), o aumento de Tc de 3,30 para 4,25 causou grandes oscilações (teste 34). Apesar da tendência à instabilidade observado na perna do voluntário 6, obteve-se maior estabilidade com os testes 32 e 33 (Tabela 30).

A Figura 88 reúne testes do voluntário 6, de forma que Kc está organizado de forma decrescente e Tc crescente. Na Figura 88 é possível observar que Kc e Tc influenciam de forma combinada o comportamento do controlador e que, quando Kc apresenta valores pequenos, mais visível é a influência de Tc.

Observa-se que PPM é inversamente proporcional a Kc; porém, pode-se perceber que Tc também influencia PPM. TA tende a seguir Tc; porém, sofre influência da UM (*overshoot*). E AEM mantém-se seguindo Tc.

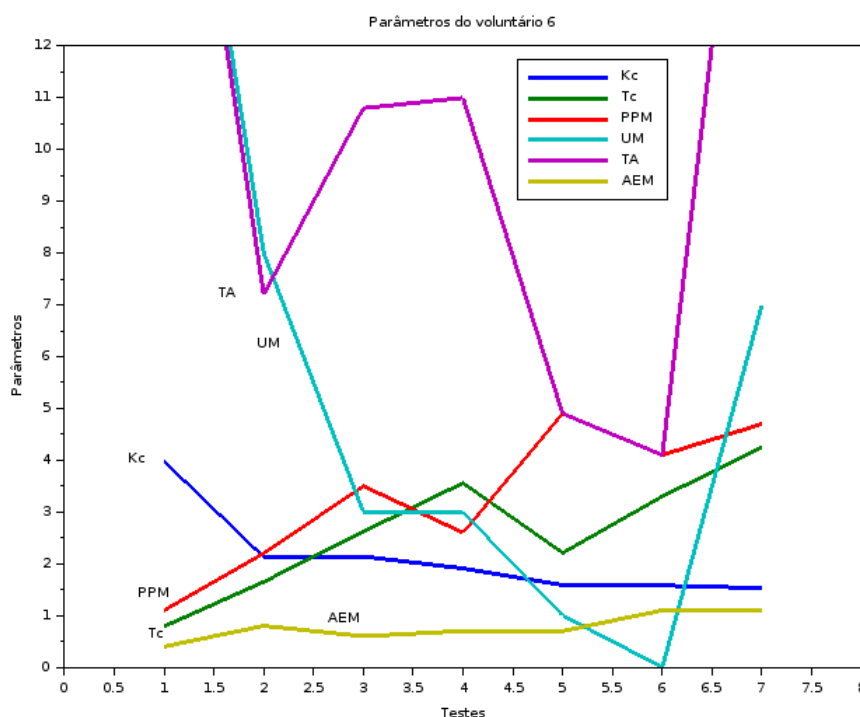
Tabela 30 – Testes estimulatórios aplicados ao quadríceps do voluntário 6, perna esquerda

Teste	Kc	Tc	AEM(s)	PPM(s)	TA(s)	UM(°)	$\Delta V(V)$	Oscilações
28(02/05/19)	3,98	0,79	0,4	1,1	-- (*)	>20	-- (*)	Sim
29(03/05/19)	2,13	1,65	0,8	2,2	7,2	8	+5	-- (*)
30(03/05/19)	2,14	2,62	0,6	3,5	10,8	3	+7,5	-- (*)
31(03/05/19)	1,91	3,56	0,7	2,6	11,0	3	+8,5	-- (*)
32(03/05/19)	1,59	2,21	0,7	4,9	4,9	1	+8	-- (*)
33(03/05/19)	1,58	3,30	1,1	4,1	4,1	0	+8,4	-- (*)
34(03/05/19)	1,53	4,25	1,1	4,7	-- (*)	7	-- (*)	Sim

(*) valores não registrados

Fonte: Arquivo próprio

Figura 86 – Variação de parâmetros do voluntário 6.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Quando valores baixos de Kc são inseridos no controlador, o joelho responde com uma variação de amplitude de movimento mais lenta, como verificado na análise dos ensaios 16 ao 21 do voluntário 3. Para este voluntário, uma redução de 61,4% no parâmetro Kc causa um aumento de 335,4% em seu tempo para atingir a meta (Tabela 31). Observa-se também que a UM (*overshoot*) tende a ficar reduzido particularmente para este voluntário. Pela Figura 89, é possível confirmar que, à medida que Kc diminui e Tc aumenta, registra-se aumento sobre os parâmetros PPM

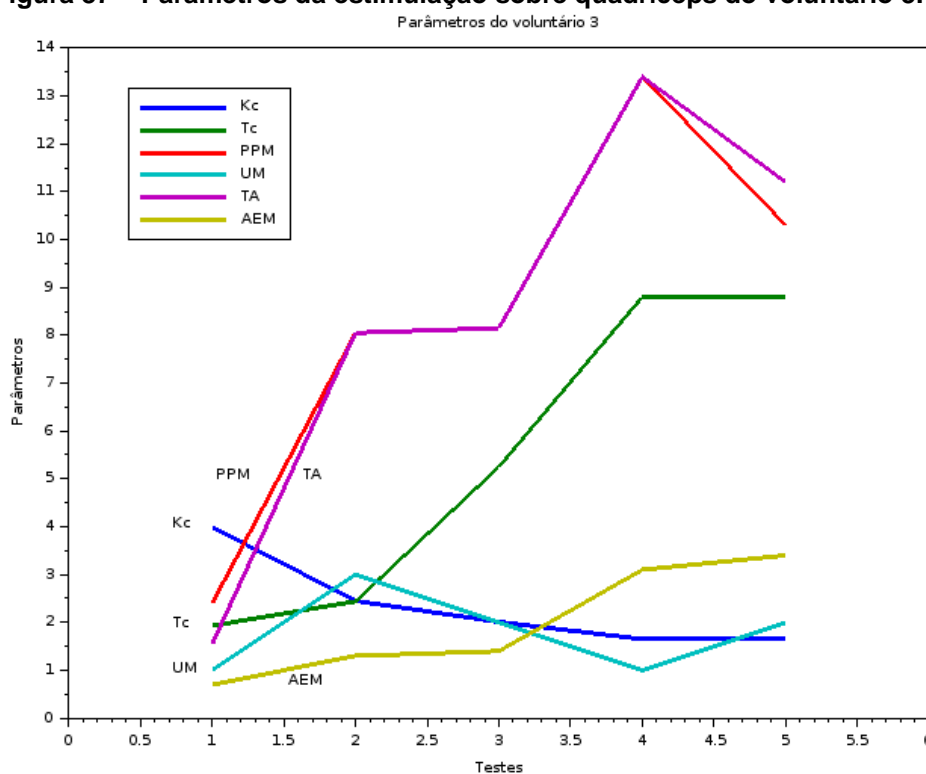
e TA. Novamente, o aumento da constante de tempo T_c , acentuado pela diminuição de K_c , leva o sistema a ficar mais lento para responder, com TA e AEM aumentando. Considerando-se esse voluntário em particular, registrou-se que T_c variou de 115% entre os testes 18 e 19, (de 2,44 a 5,25); porém, a PPM e o TA praticamente não variam nesses pontos (ver setor plano da Figura 89).

Tabela 31 – Valores baixos de K_c tornam a extensão mais lenta (voluntário 3)

Teste	Voluntário/perna	K_c	T_c	AEM (s)	UM (°)	PPM(s)	TA(s)
16	3/direita	3,99	1,93	0,7	1	2,4	1,55
18	3/direita	2,45	2,44	1,3	3	8,05	8,05
19	3/direita	2,01	5,25	1,4	2	8,15	8,15
20	3/direita	1,65	8,80	3,1	1	13,4	13,4
21	3/direita	1,65	8,80	3,4	2	10,3	11,2

Fonte: Arquivo próprio

Figura 87 – Parâmetros da estimulação sobre quadríceps do voluntário 3.



Fonte: Figura obtida por Scilab

Realizou-se testes com o voluntário 11 hígido, onde procurou-se por resultados com grandes variações de T_c . A Figura 80 mostra os achados quando se testou esse voluntário, ou seja, quando o aumento de T_c torna o controlador mais lento para corrigir as oscilações. Um aumento de 1000% em T_c , causou um aumento de 222%

em TA (*settling time*) e 500% no AEM (atraso eletromecânico), tornando visíveis as oscilações no gráfico dos testes 45 e 46 (Tabela 24 e Figura 80, p.114).

A proporção da estimulação do grupo muscular isquiotibiais combinada com a estimulação do grupo muscular quadríceps baseou-se no trabalho de Zhou et al. (1996). Zhou et al. (1996) indicam que no ser humano hígido, o músculo atuando como antagonista exerce de 2 a 10% de sua atividade máxima em relação à quando o músculo atua como agonista. E tal proporção raramente excede a esse máximo. Os mesmos pesquisadores afirmam que 10% no músculo antagonista é suficiente para estabilizar uma grande força no agonista. Percentuais acima desses valores reduzem o torque do agonista. Em testes iniciais usando dois osciloscópios sem isolação dos canais levou-nos a erros de conclusão. Testes posteriores utilizando um osciloscópio com canais isolados confirmaram que a proporção aplicada pelo controlador estava proporcional aos valores sugeridos pela literatura consultada.

Os músculos atrofiados de um lesado medular sofrem interferência de outros fatores como fadiga, acomodação nervosa e espasticidade, comuns em pessoas com lesões medulares e com pouca atividade em fisioterapia. Mesmo assim, a aplicação da estimulação combinada entre grupo muscular quadríceps e isquiotibiais, pode levar a um melhor desempenho no controle da extensão do joelho.

O voluntário 1, em sua perna direita, apresentou um desempenho semelhante (UM e TA) nas estimulações de quadríceps e quadríceps combinado com isquiotibiais, até o 27º segundo (Tabela 4, teste 3 e 4). Mas o mesmo voluntário apresentou grandes oscilações em sua perna esquerda quando se estimulou os grupos quadríceps e isquiotibiais (Tabela 6, teste 5 e 6).

O voluntário 2 apresentou elevado UM (*overshoot*) no teste 10. No teste 14, quando se combinou a estimulação sobre quadríceps e isquiotibiais, utilizando-se os mesmos parâmetros de controle do teste 10, observa-se que a UM (*overshoot*) do voluntário 2 passou de 16º para 1º.

O voluntário 4 apresentou grandes mudanças quando se estimulou o grupo dos isquiotibiais juntamente com o dos quadríceps. De uma resposta lenta quando estimulado os quadríceps (TA em 8s), passou para uma resposta mais rápida, onde PPM atingiu 5,7 s; porém, com a presença de oscilações e sem sustentar a extensão.

A Tabela 32 mostra os seis testes aplicados a 3 voluntários com estimulação sobre quadríceps e isquiotibiais. O teste 6 apresenta a pior aplicação da estimulação combinada entre quadríceps e isquiotibiais, pois causou uma instabilidade. O teste 23

causou uma oscilação, mas não alterou demasiadamente o restante do comportamento registrado anteriormente. O teste 14 mostrou redução na UM (*overshoot*) de 10° para 1°; o teste 15 foi um teste visando avaliar o comportamento da musculatura com estimulação prolongada com quadríceps e isquiotibiais. O teste 38 não prejudicou nenhum desempenho e ainda melhorou o tempo para chegar à meta em 2,5 s, redução no TA (*settling time*) de 4,2 para 0,6 s. Observou-se que, durante os 30 s de estimulação, a tensão aplicada aumentou de 6 V, entre os dois tipos de estimulação. Incluiu-se na Tabela 32 o parâmetro ISQ, representando a tensão aplicada ao isquiotibiais em percentual, em relação a tensão aplicada ao quadríceps. O percentual da tensão aplicada ao quadríceps que se chamou de ISQ interfere na estabilidade do membro estimulado. Porém, não se chegou a explorar esse aspecto por indivíduo.

Tabela 32 – Estimulação combinada de quadríceps e isquiotibiais

Voluntário/ perna	Teste	Kc	Tc	ISQ(%)	TA(s)	PPM(s)	UM(°)	$\Delta V(V)$	Oscilação
1/E	6	2,17	3,01	6,4	-- (*)	2,9	13	-- (*)	Sim
2/D	14	1,78	2,74	8,5	4,1	4,1	1	9,0	-- (*)
2/D	15	1,78	2,74	8,5	4,1	4,1	1	31	-- (*)
4/D	23	1,75	5,08	9,0	-- (*)	11,2	4	16,5	> 11s
7/D	38	3,89	1,72	7,5	0,6	1,7	1	17,0	-- (*)
7/E	40	2,15	2,37	3,5	8,15	3,3	4	9,0	> 15s

(*) valores não registrados

Fonte: Arquivo próprio

Os testes de estimulação elétrica aplicados aos voluntários, mostraram que o controle é fortemente dependente do voluntário em particular. Por exemplo, quando se analisaram os dados de um usuário específico, observou-se que o comportamento do membro estimulado pode ser bastante previsível. O voluntário 1, em sua perna direita, as respostas dos diversos testes foram bastante semelhantes entre si, por exemplo, oscilando após o 26 segundo de aplicação da corrente estimulatória. Ainda em relação ao voluntário 1, confirmou-se que os parâmetros TA (*settling time*) é diretamente proporcional ao Tc (constante de tempo do controlador) e PPM inversamente proporcional ao Kc; já o UM (*overshoot*) responde proporcionalmente ao Kc (ganho do controlador). A única exceção aconteceu com o voluntário 2, perna direita. Com esse voluntário, o aumento do parâmetro Tc não causou sempre uma

redução no *overshoot* nem um aumento regular do TA. Porém, o alcance da meta está coerente com os dados obtidos de outros voluntários.

Observou-se que o parâmetro PPM, ou o tempo necessário para alcançar a extensão-alvo, é inversamente proporcional ao K_c . Em outras palavras, quando K_c (ganho do controlador) aumenta, ocorre uma resposta mais rápida do joelho, reduzindo o tempo para atingir a extensão-alvo. O parâmetro PPM foi usado para medir a velocidade com que a extensão-alvo podia ser atingida, sem considerar as oscilações que em muitos casos ocorreram.

O parâmetro TA (*settling time*) representa o tempo, desde o início da estimulação até que a amplitude de movimento do joelho atinja 5% da meta. Esse parâmetro mostrou a tendência de acompanhar o parâmetro T_c .

O parâmetro atraso eletromecânico (AEM) também tende a acompanhar as variações de T_c .

Como observado nos testes com os voluntários, o parâmetro do controlador K_c ou ganho do controlador, tem um peso predominante no controle da articulação do joelho. Grandes valores de K_c (em torno de 4,0) metas tendem a ser atingidas rapidamente (PPM menores), podendo ser acompanhado de *overshoot* (UM). Assim, valores médios (K_c em torno de 2,0 a 3,0) ou valores baixos (K_c em torno de 1,0 a 2,0), tendem a reduzir o tempo para atingir a meta (PPM) e, observa-se que o atraso eletromecânico (AEM) e *settling time* (TA) tendem a seguir proporcionalmente T_c . Porém a presença de UM (*overshoot*) pode fazer com que essa tendência sofra redução ou até inversão. Quando valores altos de K_c são combinados a valores baixos de T_c , observa-se de maneira geral que os atrasos eletromecânicos (AEM), tempo de ajuste (TA) e passagem pela meta (PPM) são menores. De outro modo, quando K_c é baixo e T_c é alto, observa-se a inversão dos parâmetros supracitados, ou seja, AEM, PPM e TA são mais altos, enquanto que UM tende a ser mais baixo.

As repetições dos testes em um mesmo voluntário foram limitadas devido ao desconforto da cadeira extensora. É necessário considerar a condição física debilitada do voluntário com lesão medular e o tempo requerido para prepará-lo para os testes. Para evitar fadiga muscular, adotou-se um intervalo de 20 min entre os testes. Mesmo que o voluntário retornasse no dia seguinte, os parâmetros do controlador eram novamente redefinidos.

O método resposta em frequência foi usado para definir os parâmetros de controle K_c e T_c (*tuning*). Neste método, os parâmetros de controle são calculados,

por meio da aplicação de uma frequência no sistema em malha aberta, que pode manter o sistema estável. A frequência escolhida através do método, gera vários conjuntos de parâmetros K_c e T_c que podem proporcionar um controle estável. Basta um único teste para determinar os parâmetros da planta. As equações de controle compreendem a equação da planta que é um filtro passa-baixa. A simplicidade na representação da planta facilitou o desenvolvimento da equação de controle, porém essa simplificação na representação da planta, pode reduzir a abrangência do controle.

A resposta estimulatória apresentou diferentes características dependendo da escolha desses parâmetros. Os detalhes mais significativos que podem indicar a escolha do melhor parâmetro (K_c e T_c) para o controle baseou-se nos seguintes aspectos:

- a) velocidade na qual a articulação de joelho responde, ou seja, a maior velocidade possível sem *overshoot*;
- b) intensidade do *overshoot*, ou o menor *overshoot*;
- c) tempo necessário para estabilizar a amplitude do joelho.

6.6 TRABALHOS FUTUROS

A partir da instrumentação desenvolvida e da pesquisa experimental realizada, e considerando as possibilidades de continuidade deste trabalho, sugere-se como futuros estudos:

- a) desenvolver circuitos que meçam a tensão sobre resistores *shunt* em série com os eletrodos colocados sobre os dois grupos musculares (quadríceps e isquiotibiais) para gerar os dados que alimentam o controlador, a partir das leituras diretas, e não por meio do D/AC do gerador de sinais. Isso dará maior confiabilidade ao controle;
- b) utilizar um método já consagrado na literatura, como por exemplo a mecanomiografia, para avaliar se o aumento contínuo da tensão verificado durante a estimulação, tem alguma relação com a fadiga muscular ou

acomodação, e se esse aumento de tensão poderá constituir mais uma forma de medir a fadiga;

- c) usar um modelo não linear para a planta, e fazer o controle estimulatório do isquiotibiais não apenas fixando uma proporção em relação ao quadríceps, mas controlando-os independentemente; avaliando se a manipulação dessa proporção permite corrigir *overshoots* e oscilações que podem prejudicar o controle;
- d) usar o estimulador com quatro canais para controlar os músculos responsáveis pelos movimentos do pedalar (quadríceps, isquiotibiais, tibial anterior, tibial posterior), ampliando o horizonte do controle e avaliando se o Raspberry Pi, associado com Atmega328, podem ser usados em uma neuroprótese mais complexa;
- e) testar o controle estimulatório do conjunto de músculos (quadríceps, isquiotibiais, tibial anterior, tibial posterior e glúteo máximo) objetivando reproduzir os movimentos da marcha;
- f) testar tecnologias que possam ser associadas à FES como, freios ou motores de corrente contínua, para reduzir a estimulação elétrica em determinados momentos. Esses recursos poderiam reduzir o tempo de estimulação, permitindo descansar o músculo, nos momentos em que os joelhos ou o quadril pudessem ficar bloqueados (CHEN; LIAO, 2006). Durante as fases da marcha, existem os momentos em que os músculos são utilizados, por exemplo, para manter a articulação do joelho fixa, como quando o joelho está em extensão completa ou quando está parado. Nestes momentos, motores ou freios poderiam ser acionados em determinadas articulações, permitindo que os movimentos prosseguissem, poupando-se os músculos da estimulação (TO et al., 2005). Esses intervalos da estimulação poderiam prolongar o tempo de uso da neuroprótese, pois poderiam retardar a fadiga ou os efeitos da acomodação. Essa associação de tecnologias poderá proporcionar maior segurança para o voluntário, prolongando o tempo das atividades, seja deambulando ou apenas ficando em pé.

7 CONCLUSÕES

O objetivo geral dessa tese é o controle em malha fechada de membros inferiores por meio da FES, envolvendo os grupos musculares agonistas e antagonistas (quadríceps e isquiotibiais). Para isso, escolheu-se o método domínio da frequência para gerar os parâmetros do controlador P_i , e conseguir estender o joelho em uma posição previamente definida.

Os parâmetros K_c e T_c são fornecidos pelas equações de controle, mas antes precisa-se conhecer os parâmetros da planta K_p e T_p , encontrados através de um teste em malha aberta. Dentro da faixa de valores gerados pelo controlador, escolheu-se K_c entre 1,0 até 4,0, por questão de segurança. Escolhido K_c , é possível selecionar T_c , pois uma faixa de valores de T_c estão associados ao valor de K_c escolhido. Nesta pesquisa, não se encontrou outro trabalho que tenha utilizado o método resposta em frequência para fazer-se uma análise comparativa dos resultados. O método utilizado não envolve parâmetros como velocidade angular, aceleração angular e massa encontrados em outros trabalhos pesquisados. Este método é bastante simples, pois basta um teste em malha aberta para definir os parâmetros da planta (K_p e T_p), que inseridos nas equações do controlador, definirá a ação do controlador.

Tendo em vista que a literatura consultada não apresenta resultados de experimentos em que posições específicas de joelho são atingidas e mantidas de forma controlada, desenvolveu-se este trabalho com o objetivo de avaliar essas possibilidades em voluntários com lesões medulares.

Por meio do esforço em correlacionar os parâmetros K_c e T_c , e estes com os demais parâmetros, percebe-se que os voluntários apresentaram uma resposta similar entre si; porém, cada um possui seu conjunto de parâmetros, podendo-se testar quais são os melhores para o controle de extensão. Com exceção do parâmetro *overshoot*, que apresenta comportamento menos previsível, podendo interferir em outros parâmetros, possivelmente por razão da variação ou a não linearidade das propriedades do músculo eletricamente estimulado. De forma geral, os demais parâmetros apresentam previsibilidade, dentro das características individuais de cada voluntário. Assim, quando o parâmetro K_c apresenta valores que se considerou alto, a PPM (tempo para atingir a extensão-alvo) apresenta valores mais baixos, isto é, a

meta é atingida de forma mais rápida. Porém, dependendo do quão alto é o valor de K_c e também das características do voluntário, poderá haver *overshoot*.

Quando os valores de K_c reduzem-se para médios ou baixos, a PPM tende a aumentar, e o UM (*overshoot*) tende a ser menor. As características da perna do voluntário com lesão medular encarregam-se de acrescentar variações nesses valores. No contexto dos valores de K_c médios e baixos, a influência das variações de T_c (constante de tempo do controlador) são mais visíveis. Assim, o aumento de T_c pode deixar o controle com mais oscilações, e o TA (*settling time*) é atingido mais tardiamente, porque oscilações ocorrem mais facilmente. O AEM também tende a acompanhar o aumento de T_c . K_c baixo e T_c também baixo tendem a aumentar o PPM, mas não necessariamente reduzem de UM (*overshoot*) e TA (*settling time*).

A estimulação conjugada dos quadríceps com o isquiotibiais pode resultar em ganho de estabilidade e reduzir *overshoots*, e como na estimulação apenas do quadríceps, precisa-se escolher os parâmetros K_c e T_c adequados para cada voluntário.

Neste trabalho, quando se estimulou quadríceps e isquiotibiais conjuntamente, manteve-se fixa a proporção entre os dois grupos musculares. Porém, o controle da estimulação do quadríceps separadamente do isquiotibiais pode permitir um melhor controle sobre a posição da articulação. Adicionalmente, empregar um modelo que considere as não linearidades do músculo pode também permitir melhorias no controle da amplitude de movimento, da velocidade e aceleração da articulação.

Por isso, conclui-se que a estimulação elétrica funcional pode ser empregada para controlar a amplitude de movimento das articulações do joelho; porém, é preciso considerar que a corrente (ou tensão) estimulatória tende a aumentar continuamente a partir de determinado tempo de eletroestimulação, que depende de cada voluntário. Outro importante fator já citado, é a identificação dos melhores parâmetros de controle para cada voluntário, possibilitado pelos diversos parâmetros gerados pelo método domínio da frequência, seja para a estimulação apenas do quadríceps ou da estimulação conjugada de quadríceps e isquiotibiais.

Representar uma estrutura complexa como a perna humana é um grande desafio. Neste trabalho, a perna foi representada por um filtro passa-baixas, a partir dos parâmetros K_p e T_p . O próprio controlador PI foi representado pelos correspondentes parâmetros K_c e T_c . Toda essa redução matemática pode ter significado um afastamento significativo em relação à realidade natural do membro

estimulado, podendo explicar porque alguns voluntários apresentaram resultados diversos para os mesmos parâmetros. Mas a variabilidade intersubjetiva pode ter outra explicação: a pequena quantidade de testes possíveis em uma seção de testes, que pode ter impedido encontrar os melhores parâmetros para um dado voluntário. Não foi possível testar várias das possibilidades oferecidas pelos parâmetros K_c e T_c gerados pelo método domínio da frequência em razão do tempo requerido para cada teste. Apenas o intervalo de descanso empregado foi 20 min; e a cadeira extensora era demasiadamente desconfortável para o voluntário com lesão medular.

Os gráficos de parâmetros como tempo para atingir a meta, atraso eletromecânico, *overshoot*, *settling time*, podem ser importantes para compreender como esses parâmetros representam o comportamento de músculo estimulado artificialmente. O aumento da tensão de saída registrado em todos os testes de todos os voluntários neste trabalho, pode ser um indicador de fadiga ou adaptação neuronal que deverá ser melhor analisado em trabalhos futuros.

8 CONTRIBUIÇÕES DESTA PESQUISA

A partir do desenvolvimento do sistema de controle do estimulador elétrico funcional, e dos achados decorrentes de sua aplicação *in vivo*, pode-se identificar as principais contribuições *trazidas por essa tese de doutorado*.

Científicas

- Contribuições no controle do comportamento do músculo eletricamente estimulado por meio de parâmetros como atraso eletromecânico, passagem pela extensão-alvo, *overshoot*, *settling time*, oscilações e variação de tensão sobre os eletrodos.

- Distinção entre estimulação artificial do quadríceps e do quadríceps conjugado ao isquiotibiais em relação ao controle da amplitude de extensão do joelho.

- Diversidade de reações de extensão de joelho quando diversos voluntários com lesões medulares são estimulados;

Contribuições Tecnológicas

- Emprego do método domínio da frequência em um estimulador elétrico funcional multicanal em malha fechada, para o controle artificial de membros inferiores, em pessoas com lesão medular.

- Avaliação *in vivo* do emprego de um modelo simples de planta e um controlador com ajustes em apenas dois parâmetros para controlar a extensão da articulação do joelho de paraplégicos.

- Comparação gráfica da extensão da amplitude de joelho em relação às tensões ou correntes aplicadas aos eletrodos transcutâneos.

- Identificação gráfica de parâmetros relativos ao comportamento do membro estimulado artificialmente, tal como tempo para atingir a extensão-alvo, atraso eletromecânico, *overshoot*, *settling time* e oscilações.

- Constatação de que o estimulador de FES em malha fechada pode controlar a articulação do joelho dentro de uma ampla faixa de amplitude de movimento, com precisão.

Contribuições sociais (acessibilidade)

- Possibilidade do sistema de FES desenvolvido, operando em malha fechada, equipar órteses híbridas para pessoas paraplégicas decorrentes de lesão medular e pessoas com musculatura enfraquecida pela idade.

- Precisão do estimulador elétrico operando em malha fechada, para controlar articulações como o joelho, podendo vir a equipar órteses que evoquem ações como caminhar, subir e descer escadas ou rampas.

Contribuições para a saúde

- O uso frequente do estimulador elétrico controlado poderá fortalecer a musculatura das pernas do seu usuário, melhorando a circulação sanguínea, favorecendo a fixação de cálcio, podendo trazer melhorias no funcionamento de órgãos como bexiga, intestinos, etc.;

- O sistema de FES desenvolvido poderá ser usado na função de reabilitação em clínicas de fisioterapia ou academias, produzindo movimentos repetitivos, sem necessariamente equipar uma órtese.

Contribuições para engenharia de reabilitação e reabilitação

- Desenvolvimento de um estimulador elétrico multicanal realimentado usando apenas duas variáveis de controle;

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARROFIQI, Fauzan; ARIFIN, Achmad; INDRAJAYA, Benedictus. **Design of Wearable System for Closed-loop Control of Gait Restoration System by Functional Electrical Stimulation**. International Seminar on Intelligent Technology and Its Applications. 2015.

BARBI, I; FONT, C. H. I.; ALVES, R. L. **Projeto físico de indutores e transformadores**. INEP, UFSC, 2002. Disponível em: http://www.joinville.udesc.br/portal/professores/sergiovgo/materiais/Apostila_Projeto_Fisico_De_Magneticos.pdf. Acesso em: fev.2018.

BÉLANGER, M.; STEIN, R.B.; WHEELER, G.D.; GORDON T.; LEDUC, B. Electrical Stimulation: Can It Increase Muscle Strength and Reverse Osteopenia in Spinal Cord Injured Individuals? *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 81, 2000. doi:10.1053/apmr.2000.7170

BELLMAN, Matthew J.; CHENG, Teng-Hu; DOWNEY, Ryan J.; HASS, Chris J.; DIXON, W.E. Switched Control of Cadence During Stationary Cycling Induced by Functional Electrical Stimulation. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol.24, no.12, December 2016.

BENOUSSAAD, Mourad; POIGNET, Philippe; GUIRAUD, David. Optimal Functional Electrical Stimulation Patterns Synthesis for Knee Joint Control. **2008 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**. Acropolis Convention Center, Nice, France, Sept, 22-25,2008.

BREEN, Paul P.; CORLEY, Gavin J.; O'KEEFFE, Derek T.; CONWAY, Richard; ÓLAIGHIN, Gearóid. A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist applications. **Medical Engineering & Physics** 31 (2009) 400-408.

BRUNETTI, F.; GARAY, A.; MORENO, J.C.; PONS, J.L. Enhancing Functional Electrical Stimulation for Emerging Rehabilitation Robotics in the Framework of Hyper Project. **IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich**. ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 – July 1, 2011.

CHEN, Chi-Tsong. **Analog and Digital Control System Design: Transfer-Function, State-Space, and Algebraic Methods**. Oup USA, 2006, ISBN 0195310462, 9780195310467.

CHEN, Jinzhou; LIAO, Wei-Hsin. A leg Exoskeleton Utilizing a Magnetorheological Actuator. **Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics**, Kuming, China, Dec. 17-20, 2006.

CHENG, K.W.E.; LU, Y.; TONG, K.Y.; RAD, A.B.; CHOW, D.H.K.; SUTANTO, D. Development of a Circuit for Functional Electrical Stimulation. **IEEE Transactions on**

Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol.12, no.1, March 2004. 1534-4320/04\$20.00 © 2004 IEEE.

CONTROL TUTORIALS FOR MATLAB & SIMULINK. Disponível em: <http://ctms.engin.umich.edu/CTMS/index.php?example=introduction§ion=ControlPID>

COOPER, Rory A.; OHNABE, Hisaichi; HOBSON, Douglas, A. **An Introduction to Rehabilitation Engineering**. New York: Taylor & Francis Group, 2006.

DANGELO, José G.; FATTINI, Carlo A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 3.ed. São Paulo: Editora Atheneu, 2007.

DISTEFANO III, Joseph J.; STUBBERUD, Allen R.; WILLIAMS, Ivan J. **Sistemas de Controle**. Tradução: José Lucimar do Nascimento, segunda edição, Porto Alegre, Bookman, 2014. ISBN 978-85-8260-233-1

DORF, Richard C.; BISHOP, Robert H. **Sistemas de Controle Modernos**. Tradução: Bernardo Severo da Silva Filho, Rio de Janeiro, LTC – Livros Técnicos e Científicos Editora S.A., 2001. ISBN 0-201-30864-9

DOWNEY, Ryan J.; MERAD, Manelle; GONZALEZ, Eric J.; DIXON, Warren E. The Time-Varying Nature of Electromechanical Delay and Muscle Control Effectiveness in Response to Stimulation-Induced Fatigue. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. vol.25, no.9, September, 2017.

FOGGIATO, A; FOGGIATO, M. N.; NOHAMA, P. Sistema computadorizado de estimulação elétrica neuromuscular empregando controle eletrogoniométrico. Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, 2000, Florianópolis. Anais ... Florianópolis: 2000. pgs.544-549.

GOMES, António F. N. **Metodologia e Sistemas Activos Baseados em Fusão Sensorial para Análise de Movimento – Aplicações em Biomecânica**. 2012. 165 f. Seminário de Elaboração do Projeto de Investigação – Programa Doutoral em Engenharia Mecânica, Universidade do Porto, 2012. Disponível em: https://web.fe.up.pt/~tavares/downloads/publications/relatorios/Seminario_AntonioGomes.pdf

GRAHAM, Geoffrey M.; THRASHER, T. A.; POPOVIC, R. The Effect of Random Modulation of Functional Electrical Stimulation Parameters on Muscle Fatigue. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. vol.14, no.1, March 2006

HA, Kevin H.; MURRAY, Spencer A.; GOLDFARB, Michael. An Approach for the Cooperative Control of FES With a Powered Exoskeleton During Level Walking for Persons With Paraplegia. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. vol.24, no.4, April, 2016.

HUERTA, Santa C.; TARULLI, Massimo; PRODIC, Aleksandar; POPOVIC, Milos R.; LEHN, Peter W. A Universal Functional Electrical Stimulator Based on Merged

Flyback-SC Circuit. **15th International Power Electronics and Motion Control Conference**. EPE-PEMC 2012 ECCE Europe, Novi Sad, Serbia, 2012.

JAILANI, R.; TOKHI, M.O.; GHAROONI, S.C.; HUSSAIN, Z. PID Control of Knee Extension for FES-Assisted Walking with Spring Brake Orthosis. **2010 Fourth Asia International Conference on Mathematical/Analytical Modeling and Computer Simulation**, 2010.

JAILANI, R.; TOKHI, M.O. Development of Hamstrings Muscle Model for Paraplegic with Functional Electrical Stimulation. **2012 Third International Conference on Intelligent Systems Modelling and Simulation**, 2012.

JOVIC, Jovana; FRAISSE, Philippe; COSTE, C. Azevedo; BONNET, Vincent; FATTAL, Charles. Improving valid and deficient body segment coordination to improve FES-assisted sit-to-stand in paraplegic subjects. **2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics**. Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.

KAWAI, Hiroyuki; BELLMAN, Mathew J.; DOWNEY, Ryan J.; DIXON, Warren E. Tracking Control for FES-Cycling based on Force Direction Efficiency with Antagonistic Bi-Articular Muscles. **2014 American Control Conference (ACC)**. June 4-6, 2014. Portland, Oregon, USA, 2014.

KIRSCH, Nicholas A.; BAO, Xuefeng; ALIBEJI, Naji A.; DICIANNO, Brad E.; SHARMA, Nitin. Model-based Dynamic Control Allocation in a Hybrid Neuroprosthesis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. 2017, DOI 10.1109/TNSRE.2017.2756023

KOSAKA, Manabu; WOOD, Duncan; SWAIN, Ian. FES Control Design for Paraplegia Using Indoor Rowing Machine. **Global Congress on Intelligent Systems**. 2009. DOI 10.1109/GCIS.2009.168

LATTANZIO, Pierre-Jean; PETRELLA, Robert. Knee Proprioception: A Review of Mechanisms, Measurements, and Implications of Muscular Fatigue. **Orthopedics**. 21(4):463-471, 1998. <https://doi.org/10.3928/0147-7447-19980401-19>

LATHI, B. P.; DING, Zhi. **Modern Digital and Analog Communication Systems**. Fourth Edition, New York: Oxford University Press, 2010.

LIN, Chun-Yu; CHIU, Yan-Lian. Investigation on SCR-based ESD protection device for biomedical integrated circuits in a 0.18-um CMOS process. **Microelectronics Reliability**. 55 (2015) 2229-2235 doi.org/10.1016/j.microrel.2015.02.020

LYNCH, C. L.; SAYENKO, D.; POPOVIC, M.R. Co-contraction of antagonist muscles during knee extension against gravity: Insights for functional electrical stimulation control design. **34th Annual International Conference of the IEEE EMBS**. San Diego, California USA, 28 August - 1 September, 2012.

LYNN, Paul A. **An Introduction to The Analysis and Processing of Signals**, 3rd ed. London: Macmillan Education LTD, 1989.

MARTIGNONI, Alfonso. **Transformadores**. 9.ed. São Paulo: Globo, 2003.

MASDAR, A.; IBRAHIM, B.S.K.K.; JAMIL, M.M.A.; HANAFI, D.; AHMAD, M.K.I.; RAHMAN, K.A.A. Current Source With Low Voltage Controlled for Surface Electrical Stimulation. **2013 IEEE 9th International Colloquium on Signal Processing and its Applications**, 8-10 Mac. Kuala Lumpur, Malaysia, 2013.

MASDAR, A.; IBRAHIM, B.S.K.K.; JAMIL, M.M.A. Development of Wireless-Based Low-Cost Current Controlled Stimulator for Patients with Spinal Cord Injuries. **2012 IEEE EMBS International Conference on Biomedical Engineering and Sciences**. Langkawi, 17th-19th December 2012.

MING, Dong; YUAN, Ding; LI, Yanan; XU, Minpeng; AN, Xingwei; WANG, Wuyi; QI, Hongzhi; WAN, Baikun. Neuroprosthesis System for Lower Limbs Action Based on Functional Electrical Stimulation. 978-1-4244-8165-1/11/\$26.00 ©2011 IEEE

MOHAMMED, Samer; POIGNET, Philippe; FRAISSE, Philippe; GUIRAUD, David. Lower Limbs Movement Restoration using Input-Output Feedback Linearization and Model Predictive Control. **Proceedings of the 2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems**. San Diego, CA, USA, Oct 29 - Nov 2, 2007.

MOORE, C. F.; HETTHÉSSY, J.; BARS, R. Control Modes – closed-Loop Response. **Instrument Engineers' Handbook, Process Control and Optimization**. vol.II, Fourth Edition. Boca Raton, London, New York: Taylor & Francis, 2006.

MORADI, Saed; MAGHSOUDLOO, Esmaeel; LOTFI, Reza. New Charge Balancing Method Based on Imbalanced Biphasic Current Pulses for Functional Electrical Stimulation. **20th Iranian Conference on Electrical Engineering, (ICEE2012)**, May 15-17, Tehran, Iran, 2012.

MORENO-ARANDA, J.; SEIREG, A. Electrical Parameters for Over-the-skin Muscle Stimulation. **J. Biomechanics**. vol.14, no.9. p.579-585, Printed in Great Britain, Pergamon Press Ltd.1981.

NATIONAL INSTRUMENTS. **Explicando a Teoria PID**. Disponível em: <http://www.ni.com/white-paper/3782/pt/>. Acesso em: dez.2017.

NEKOUKAR, Vahab; ERFANIAN, Abbas. **Adaptive Terminal Sliding Mode Control of Ankle Movement Using Functional Electrical Stimulation of Agonist-Antagonist Muscles**. 32nd Annual International Conference of the IEEE EMBS Buenos Aires, Argentina, August 31 – September 4, 2010.

NETTER, Frank H. **Atlas de Anatomia Humana**. Tercera edición, Espanha: Elsevier Doyma, S.L.,2007.

NOGUEIRA, Raphael Ramos. **Estimulador elétrico neuromuscular para prótese neural híbrida de membros inferiores**. 2016. 138 f. Dissertação (mestrado em Tecnologia em Saúde) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2016.

NOGUEIRA-NETO, Guilherme Nunes. **Viabilidade do Emprego de Mecanomiografia no Controle Motor Artificial em Lesados Medulares Empregando Estimulação Elétrica Neuromuscular**. 2013. 162 f. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica) – Universidade Estadual de Campinas, Campinas, São Paulo, 2013.

OPPENHEIM, Alan v.; WILLSKY, Alan S.; NAWAB, S. H. **Signals and Systems**. Second Edition, Cambridge, Massachusetts: Prentice-Hall International, Inc., 1997.

PEACOCK, Finn. **The PID Tuning Blueprint**. Disponível em: <<https://www.pidtuning.net/>>. Acesso em: 05 dez.2017.

PREVIDI, F.; SCHAUER, T.; LECCHINI, A.; SAVARESI, S.M.; HUNT, K.J. Virtual Reference Feedback Tuning for Knee Joint Position Control Using Functional Electrical Stimulation. **2001 European Control Conference (ECC)**. Porto, Portugal, 4-7 September, 2001.

PREVIDI, Fabio; SCHAUER, Thomas; SAVARESI, Sergio M.; HUNT, Ken J. Data-Driven Control Design for Neuroprostheses: A Virtual Reference Feedback Tuning (VRFT) Approach. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**. vol.12, no1, January, 2004, DOI: 10.1109/TCST.2003.821967

PREVIDI, Fabio; FERRARIN, M.; CARPINELLA, I.; SAVARESI, S.M. Modelling and control of a device for rehabilitation of paraplegic patients. **Proceedings of the 2007 American Control Conference**. Marriott Marquis Hotel at Times Square New York City, USA, July 11-13, 2007.

QIU, Shuang; HE, Feng; TANG, Jiabei; XU, Jiapeng; ZHANG, Lixin; ZHAO, Xin; QI, Hongzhi; ZHOU, Peng; CHENG, Xiaoman; WAN, Baikun; MING, Dong. Intelligent Algorithm Tuning PID Method of Function Electrical Stimulation Using Knee Joint Angle. 978-1-4244-7929-0/14/\$26.00 ©2014 IEEE.

RAINOLDI, A.; MELCHIORRI, G.; CARUSO, I. A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. **Journal of Neuroscience Methods 134 (2004) 37-43**

REILLY, J. Patrick. **Electrical Stimulation and Electropathology**. Cambridge University Press. 1992. ISBN 0-521-41791-0.

RICCI, Alessandra; SANTANIELLO, Sabato; FIENGO, Giovanni; GLIELMO, Luigi. Linear Quadratic Control for Restoring Paralyzed Muscles to Standing through Functional Electrical Stimulation in Paraplegic Patients. **Proceedings of the European Control Conference 2009**. Budapest, Hungary, August 23 - 26, 2009.

SCHIEFER, Matthew A.; TRIOLO, Ronald J.; TYLER, Dustin J. A Model of Selective Activation of the Femoral Nerve with a Flat Interface Nerve Electrode for a Lower

Extremity Neuroprosthesis. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, vol.16, no.2, April 2008.

SHAFIQUE, Awais; ANAM, Hooriya; JAVED, Muhammad Arsalan. A Low Cost Functional Electrical Stimulation (FES) System for Essential Tremor Suppression Using off the Shelf Components. **World Congress on Sustainable Technologies (WCST-2015)** 978-1-908320-54/4/\$31.00 ©2015 IEEE

SHARMA, Nitin; GREGORY, Chris M.; JOHNSON, Marcus; DIXON, Warren E. Closed-Loop Neural Network-Based NMES Control for Human Limb Tracking. **IEEE Transactions on Control Systems Technology**. vol.20, no.3, May 2012.

SOULIER, F.; LERAT, J.B.; GOUYET, L.; BERNARD, S.; CATHÉBRAS, G. A Neural Stimulator Output Stage for Dodecapolar Electrodes. **IEEE Computer Society Annual Symposium on VLSI**. 2008. DOI 10.1109/LSVLSI.2008.84

SOUZA, Delmar C.; GAIOTTO, Marcelo C.; NOGUEIRA-NETO, Guilherme N.; CASTRO, Maria C. F.; NOHAMA, Percy. Power Amplifier Circuits for Functional Electrical Stimulation Systems, **Research on Biomedical Engineering**. vol.33, no.2, p.144-155, 2017. DOI: <http://dx.doi.org/10.1590/2446-4740.07716>

TO, Curtis S.; KIRSCH, Robert F.; KOBETIC, Rudi; TRIOLO, Ronald J. Stimulation of a Functional Neuromuscular Stimulation Powered Mechanical Gait Orthosis with Coordinated Joint Locking. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**. Vol.19 no.2 June 2006.

VANDER, Arthur; SHERMAN, James; LUCIANO, Dorothy. **Human Physiology – The Mechanisms of Body Function**, 8th edition, McGraw-Hill, 2001.

WANG, Haibin; GUAN, Guan; HE, Qing; ZENG, Dewen; LENG, Bin; XU, Hongwei; ZHENG, Weiming. An Electrical Muscle Simulator Based on Functional Electrical Stimulation, **Proceedings of the 2012 IEEE, International Conference on Robotics and Biomimetics**. December 11-14, 2012, Guangzhou, China, 2012.

WEBSTER, J. G. **Electronic devices for rehabilitation**. John Wiley & Sons. 1989.

WIDMAIER, Eric P.; RAFF, Hershel; STRANG, Kevin T. **Human Physiology: The Mechanisms of Body Function**. 9th Edition, The MacGraw-Hill, 2003

XU, Qi; HUANG, Tao; HE, Jiping; WANG, Yizhao; ZHOU, Houlun. A Programmable Multi-channel Stimulator for Array Electrodes in Transcutaneous Electrical Stimulation. **Proceedings of the 2011 IEEE/ICME, International Conference on Complex Medical Engineering**. May 22 – 25, Harbin, China, 2011.

ZAGHENI, A. L. **Sistema EENM multicanal controlado por computador para aplicações em locomoção artificial**, dissertação de mestrado, CEFET-PR, 1998

ZHOU, Bing He; BARATTA, Richard V.; SOLOMONOW, Moshe; OLIVIER, Leslie J.; NGUYEN, Giang T.; D'AMBROSIA, Robert D. Evaluation of Isometric Antagonist

Coactivation Strategies of Electrically Stimulated Muscles. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. vol.43, no.2, February, 1996.

APÊNDICES

APÊNDICE A – PROJETO FINAL DO COMITÊ DE ÉTICA

Título Público da Pesquisa:

Controle Motor de Movimentos Funcionais Empregando Sistema de Estimulação Elétrica em Malha Fechada

Contato Público e Pesquisador principal

Delmar Carvalho de Souza
252.077.849-

00 (48)99957-3734

delmar@ifsc.edu.br

Instituição Proponente

Pontifícia Universidade Católica do Paraná – PUCPR
CNPJ: 76.659.820/0001-51

Área Temática Especial

Equipamentos e dispositivos terapêuticos

Área do conhecimento deste trabalho

Engenharias

Desenho

Esta pesquisa envolve seres humanos como participantes, sendo que as informações coletadas serão referentes ao comportamento muscular do voluntário. Os nomes dos voluntários serão de uso restrito da equipe de pesquisa.

Este trabalho apresenta como propósito o desenvolvimento de controle de estimulação elétrica em malha fechada, aplicado a membros inferiores de paraplégicos com lesão completa.

Eletrodos serão do tipo adesivo para superfície da pele e serão colocados nos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais.

Iniciaremos estimulando artificialmente os quadríceps para avaliar se determinada posição poderá ser atingida. Em ensaios subsequentes avaliaremos se o grupo isquiotibiais pode contribuir com a estabilidade do joelho quando atingir a posição especificada.

Resumo

A lesão medular pode afetar diversas regiões do corpo prejudicando a mobilidade com outras consequências, exigindo grandes adaptações nas atividades diárias da pessoa que sofreu esse tipo de lesão. A estimulação elétrica funcional (FES) é um recurso que tem colaborado na reabilitação desses pacientes na medida em que fortalece a musculatura do membro paralisado e reduz algumas das consequências dessa enfermidade. O objetivo deste trabalho é a reabilitação funcional dos membros inferiores de paraplégicos por meio da aplicação da estimulação elétrica funcional em malha fechada. Diferentes conjuntos de músculos agonistas são estimulados em combinação com seus antagonistas para avaliar a viabilidade do controle de posição do joelho para constituição de uma futura neuro-órtese. Controle PID foi escolhido por sua robustez e simplicidade de funcionamento e seu algoritmo, escrito em C, vem sendo implementado em Raspberry PI3 e ATmega328. Os pulsos gerados pelo estimulador seguem as recomendações da literatura quanto a forma do sinal, frequência e amplitude.

Palavras Chaves

Estimulação elétrica funcional, controle motor, controle em malha fechada, membros inferiores, lesão medular

Introdução

A lesão medular frequentemente causa imediata perda do controle voluntário dos membros (BÉLANGER et al., 2000), seguida por outras consequências advindas dessa paralisção. A musculatura imobilizada tende a atrofiar-se pela inatividade, ainda que o controle seja parcial (MASDAR et al., 2013). Estudos confirmam que a estimulação elétrica fortalece a musculatura (BÉLANGER et al., 2000) e que pode melhorar as funções respiratórias, restaurar funções da bexiga e intestinos, prevenir e tratar atrofia muscular, espasticidade, úlceras de pressão, trombose, contraturas e desmineralização óssea que acometem os pacientes com lesões medulares

(SHAFIQUE; ANAM; JAVED, 2015; CHENG et al., 2004). Quando a estimulação elétrica tem por objetivo restaurar a função motora dos músculos paralisados, a técnica é comumente chamada de estimulação elétrica funcional (FES - Functional Electrical Stimulation) (MASDAR; IBRAHIM; JAMIL, 2012). Aplicações FES com o emprego exclusivo dos agonistas têm sido usado para manter pessoas

com lesões medulares em pé ou auxiliar sua marcha, porém com limitações de controle devido a atrofia muscular. O uso dos músculos antagonistas podem melhorar o controle muscular pelo fato dos agonistas terem um efeito amortecedor em pessoas hígdas (LYNCH; SAYENKO; POPOVIC ,2012). O uso de músculos bi-articulares antagonistas também melhoram a eficiência em FES associado ao pedalar (KAWAI et al., 2014). Outro aspecto importante é que, em sujeitos hígdos, a atividade de um músculo que atua como antagonista é de 2 a 10% em relação ao seu agonista (ZHOU et al. (1996). Mas frequentemente cita-se que a fadiga afeta fortemente a resposta do músculo estimulado artificialmente (PREVIDI et al., 2001). Como elemento complementar desse controle, a literatura pesquisada que trata sobre a aplicação de FES em membros inferiores também mostra que os joelhos podem ficar travados mecanicamente nas posições de apoio. Nas fases de balanço, as articulações dos joelhos ficam liberadas e seus movimentos são produzidos pelos músculos eliciados pela estimulação FES. Esse travamento mecânico pode aumentar a segurança por evitar flexões inesperadas e também por reduzir o tempo em que o músculo é estimulado. Com essa sequênciade movimentos, o movimento dos membros inferiores podem assemelhar-se ao movimento de um pêndulo invertido. Mas em diversos ambientes depara-se com diversos obstáculos que requerem parar bruscamente ou mudar de direção, subir ou descer escadas ou rampas, podendo os movimentos diferirem de um simples movimento de pêndulo invertido. Diante da realidade apresentada, pode-se aplicar a FES em uma articulação de joelho e levá-lo a uma posição pré-definida buscando-se atender as exigências de movimentos como parar bruscamente, subir ou descer escadas? Qual a contribuição do músculo agonista e do antagonista para atingir e manter a posição de forma estável? Com o objetivo de testar essa possibilidade de controle, um estimulador FES é melhorado para permitir posicionar o joelho de paraplégicos, em ângulos específicos previamente definidos. Para isso, aplica-se estimulação FES controlada e realimentada nos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, respectivamente agonistas e antagonistas do movimento de extensão do joelho. O estimulador FES em questão é resultado do trabalho do professor Dr. Percy Nohama e seu grupo que desenvolvem pesquisas em estimulação elétrica para reabilitação em pacientes paraplégicos. Dentre os trabalhos apresentados pela equipe do professor Dr. Percy Nohama, pode-se citar o estimulador elétrico neuromuscular de 16 canais independentes (ZAGHENI, 1998); posterior incorporação de sistema com controle em malha fechada no estimulador desenvolvido

por Zagheni (FOGGIATO; NOHAMA, 2000); ampliação da pesquisa com uso de controle usando lógica nebulosa (fuzzy) para o mesmo equipamento desenvolvido por Zagheni (SILVA, 2002); estudos da resposta elétrica do músculo estimulado por EENM controlado por computador e biofeedback (SCHMAL, 2006); desenvolvimento de estimulador e estudo de extensão máxima de joelho com controle em malha aberta (NOGUEIRA-NETO, 2013); desenvolvimento de estimulador elétrico funcional multicanal bipolar em malha aberta para membros inferiores (NOGUEIRA, 2016).

Hipótese

Diversos trabalhos atestam que FES pode promover movimentos funcionais em membros paralisados. Este trabalho propõe testar a possibilidade de controlar a articulação de joelho em ângulos específicos através da estimulação dos grupos musculares agonista quadríceps e antagonistas isquiotibiais.

Objetivo Primário

O objetivo geral deste trabalho consiste em desenvolver um sistema de controle motor em malha fechada para movimentos funcionais em membros inferiores de pessoas com lesão medular completa, por meio dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais.

Objetivo Secundário

Para alcançar o objetivo primário, propõe-se os seguintes objetivos secundários:

- 1) Desenvolver controle realimentado de FES baseado em PI, usando como modelo Muscular um filtro passa-baixas;
- 2) Analisar *in vivo* o controle do membro estimulado e aplicá-lo isoladamente ao grupo muscular quadríceps;
- 3) Analisar *in vivo* o controle do membro estimulado pela associação dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, buscando atingir uma posição pré-determinada;
- 4) analisar a influência da fadiga muscular quando da estimulação do grupo muscular quadríceps e dos grupos quadríceps e isquiotibiais combinados.

Metodologia Proposta

Os voluntários paraplégicos estarão sentados em uma cadeira ergométrica, mantendo livre a perna, para que seja possível medir o ângulo do joelho em relação à coxa. A amplitude de movimento final da perna é previamente definida no início do ensaio, configurado no módulo controle. Dois grupos musculares da perna serão usados nestes experimentos, visando os movimentos do joelho. O quadríceps (agonista) e isquiotibiais (antagonista). Procedimento preliminar: Cada paciente será submetido a um degrau de corrente máxima de até 150mA (BRUNETTI et al., 2011) apenas no grupo muscular quadríceps, com o propósito de medir parâmetros (K_d e K_i) que serão usados no modelo matemático da planta. Esse procedimento será usado porque consideraremos que a dinâmica característica do sistema a ser controlado é um processo auto-regulado, isto é, a taxa crescente de saída do sistema anula-se após certo tempo. Cada aplicação de FES será acompanhado por um descanso do voluntário de 10 min (GRAHAM; THRASHER; POPOVIC, 2006). Após o procedimento preliminar, iniciar-se-á os testes conforme a sequência descrita a seguir.

Primeiro teste: Inicia-se a estimulação elétrica apenas no grupo muscular quadríceps, com o sistema de controle programado para que o joelho atinja o ângulo de 30 graus em ângulo relativo. Um eletro-goniômetro fixado ao joelho informa ao sistema de controle qual a posição da articulação do joelho. Outras posições de flexão serão testadas após 10 min de descanso entre os testes. A corrente máxima aplicada será de no máximo 150mA (BRUNETTI et al., 2011). Neste teste, avalia-se o controle do sistema sobre a posição do joelho, sem deixar de considerar os fenômenos da fadiga, acomodação e espasticidade.

Segundo teste: Após um descanso de 10 minutos em relação ao primeiro teste, aplica-se idêntica estimulação novamente ao grupo muscular quadríceps, com o sistema de controle programado para que o joelho atinja o ângulo de 30 graus em ângulo relativo. O grupo muscular isquiotibiais também será estimulado ao alcançar o joelho o ângulo final com o fim de avaliar a influência do grupo muscular antagonista na estabilidade do joelho.

Terceiro teste: Após um descanso de 10 minutos, aplica-se idêntica estimulação colocando eletrodos apenas sobre o músculo reto femoral. Quando o joelho atingir 30 graus relativos, o grupo muscular antagonista isquiotibiais será também estimulado, com o objetivo de avaliar a estabilidade da posição do joelho apenas com o agonista reto femoral e o grupo muscular antagonista isquiotibiais.

Quarto teste: Após um descanso de 10 minutos, aplica-se idêntica estimulação com eletrodos colocados sobre os músculos vasto lateral e vasto medial. Quando o joelho atingir a amplitude de 30 graus relativos, o grupo muscular antagonista isquiotibiais também será estimulado, com o objetivo de testar a estabilidade da posição do joelho.

Critério de inclusão

Voluntário paraplégico com lesão completa, sexo masculino, com idade entre 18 e 60 anos, e que concorde em assinar os Termos de Consentimento Livre e Esclarecido.

Critério de exclusão

Voluntários que apresentem implantes metálicos, que apresentem lesões musculares, ligamentar ou óssea, severa atrofia muscular, severa espasticidade ou severa rigidez muscular.

Riscos

Poderá haver vermelhidão devido aos aos procedimentos de tricotomia que precedem a colocação dos eletrodos ou decorrente de alergias devido a presença dos eletrodos adesivos. Embora o estimulador apresente limites de corrente de acordo com a literatura consultada, esta corrente poderá ser interrompida rapidamente caso surja algum desconforto ou por algum imprevisto. A corrente do estimulador é bifásica para reduzir os riscos de acumulação de cargas nos tecidos. O voluntário será fixado à cadeira por um cinto de quatro pontos para evitar escorregamento ou desequilíbrio do tronco durante os procedimentos.

Benefícios

Fortalecimento muscular, melhoria na circulação sanguínea, conforme bibliografia consultada.

Metodologia de Análise de dados

Os dados coletas serão os ângulos relativos de joelho. A análise será estatística. Será analisado o quão próximo o joelho chegou do objetivo final.

Desfecho Primário

Avaliar o controle estimulatório em ser capaz de posicionar o joelho no ângulo requerido previamente, ou qual seu percentual.

Desfecho Secundário

Influências de outros fatores como a fadiga muscular.

Número de indivíduos que serão recrutados

Prevemos um número de vinte (20) voluntários paraplégicos. O estudo acontecerá na Associação dos Deficientes Físicos do Paraná, situado na Rua XV de Novembro, 2765, Curitiba, Paraná, Brasil.

Cronograma

04/06/2018 até 29/07/2018 – seleção dos voluntários

02/08/2018 até 31/09/2018 – testes preliminares

01/10/2018 até 31/11/2018 – coleta de dados

Orçamento Financeiro

Nenhum orçamento financeiro será necessário.

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você está sendo convidado(a) como voluntário(a) a participar do estudo “Desenvolvimento de Controle em Malha Fechada de Movimentos Funcionais em Paraplégicos por meio da Estimulação Elétrica” e que tem como objetivo “Desenvolver o controle em malha fechada para movimentos funcionais em pessoas paraplégicas com lesão medular completa, aplicado sobre os grupos musculares quadríceps e isquiotibiais”. Acreditamos que ela seja importante porque o controle da estimulação elétrica funcional permitirá desenvolver órteses híbridas que permitam caminhar, parar diante de obstáculos, subir e descer escadas.

PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

A sua participação no referido estudo será de colocar-se como voluntário para testar o controle da estimulação elétrica. Você ficará sentado em uma cadeira seguro por cintos de quatro pontos. Sua perna será raspada em oito (8) pequenas regiões para retirada de pelos e limpa com álcool para permitir a colocação dos eletrodos autoadesivos.

Três aplicações de pulsos elétricos serão realizados, devendo durar em média de 15 minutos, com 10 minutos de descanso entre as mesmas.

RISCOS E BENEFÍCIOS

Através deste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido está sendo alertado de que, da pesquisa a se realizar, pode esperar alguns benefícios, tais como melhora de circulação sanguínea, tonificação gradual dos músculos das pernas, desde que essas aplicações sejam realizadas com certa frequência. Também é possível que aconteçam os seguintes desconfortos ou riscos em sua participação como irritação na pele devido a alergia aos eletrodos adesivos ou algum formigamento que dependerá da sensibilidade da sua perna. Para amenizar tais riscos, nós pesquisadores tomaremos as medidas como desligamento imediato do equipamento caso as sensações sejam desconfortáveis. Prevemos o atendimento com médico dermatologista, sem despesas para o voluntário, caso seja necessário.

Rubrica do sujeito de pesquisa

Rubrica do pesquisador

SIGILO E PRIVACIDADE

Nós pesquisadores garantiremos a você que sua privacidade será respeitada, ou seja, seu nome ou qualquer outro dado ou elemento que possa, de qualquer forma lhe identificar será mantido em sigilo. Nós pesquisadores nos responsabilizaremos pela guarda e confidencialidade dos dados, bem como a não exposição dos dados de pesquisa.

AUTONOMIA

Nós lhe asseguramos assistência durante toda pesquisa, bem como garantiremos seu livre acesso a todas as informações e esclarecimentos adicionais sobre o estudo e suas consequências, enfim, tudo o que você queira saber antes, durante e depois da sua participação. Também informamos que você pode recusar a participar do estudo, ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem precisar justificar, por desejar sair da pesquisa, e sem sofrer qualquer prejuízo quanto à assistência que vem recebendo.

RESSARCIMENTO E INDENIZAÇÃO

No entanto, caso tenha qualquer despesa decorrente da participação nessa pesquisa, tais como transporte, alimentação entre outros, bem como a de seu acompanhante, haverá ressarcimento dos valores gastos na forma seguinte: por dinheiro ou depósito em conta corrente.

De igual maneira, caso ocorra algum dano decorrente da sua participação no estudo, você será devidamente indenizado, conforme determina a lei.

CONTATO

O pesquisador envolvido com o referido projeto é Delmar Carvalho de Souza, aluno da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) e com ele você poderá manter contato pelos telefones (48) 99957.3734 ou (48) 3338.2010 ou (48)32065683.

O Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos (CEP) é composto por um grupo de pessoas que estão trabalhando para garantir que seus direitos como participante de pesquisa sejam respeitados. Ele tem a obrigação de avaliar se a pesquisa foi planejada e se está sendo executada de forma ética. Se você achar que

Rubrica dos sujeitos da pesquisa

Rubrica do pesquisador

a pesquisa não está sendo realizada da forma como você imaginou ou que está sendo prejudicado de alguma forma, você pode entrar em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa da PUCPR (CEP) pelo telefone (41) 32712292 entre segunda e sexta-feira das 08h00 as 17h30 ou pelo e-mail nep@pucpr.br.

DECLARAÇÃO

Declaro que li e entendi todas as informações presentes neste Termo de Consentimento Livre e Esclarecido e tive a oportunidade de discutir as informações deste termo. Todas as minhas perguntas foram respondidas e eu estou satisfeito com as respostas. Entendo que receberei uma via assinada e datada deste documento e que outra via assinada e datada será arquivada nos pelo pesquisador responsável do estudo.

Enfim, tendo sido orientado quanto ao teor de todo o aqui mencionado e compreendido a natureza e o objetivo do já referido estudo, manifesto meu livre consentimento em participar, estando totalmente ciente de que não há nenhum valor econômico, a receber ou a pagar, por minha participação.

Dados do participante da pesquisa	
Nome:	
Idade:	
e-mail	

Local, ____ de _____ de _____.

Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

USO DE IMAGEM

Autorizo o uso dos dados coletados e de minha imagem sem a identificação do meu rosto para fins da pesquisa, sendo seu uso restrito a elaboração da tese e artigos a serem publicados em eventos científicos.

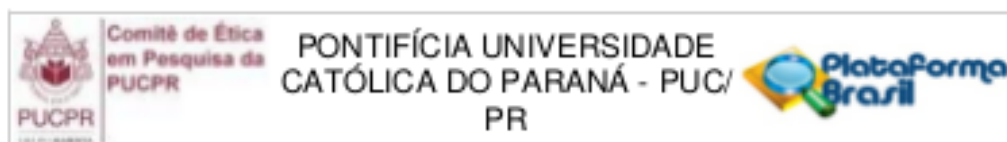
Assinatura do participante da pesquisa

Assinatura do Pesquisador

Rubrica do sujeito de pesquisa

Rubrica do pesquisador

APÊNDICE C – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Controle Motor para Movimentos Funcionais Empregando Sistema de Estimulação Elétrica em Malha Fechada

Pesquisador: DELMAR CARVALHO DE SOUZA

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 01757418.3.0000.0020

Instituição Proponente: Pontifícia Universidade Católica do Paraná

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 3.024.872

Apresentação do Projeto:

A lesão medular frequentemente causa imediata perda do controle voluntário dos membros (BÉLANGER et al., 2000), seguida por outras consequências advindas dessa paralisção. Amusculatura imobilizada tende a atrofiar-se pela inatividade, ainda que o controle seja parcial (MASDAR et al., 2013). Estudos confirmam que a estimulação elétrica fortalece a musculatura (BÉLANGER et al., 2000) e que pode melhorar as funções respiratórias, restaurar funções da bexiga e intestinos, prevenir e tratar atrofia muscular, espasticidade, úlceras de pressão, trombose, contraturas e desmineralização óssea que acometem os pacientes com lesões medulares (SHAFIQUE; ANAM; JAVED, 2015; CHENG et al., 2004). Quando a estimulação elétrica tem por objetivo restaurar a função motora dos músculos paralisados, a técnica é comumente chamada de estimulação elétrica funcional (FES - Functional Electrical Stimulation) (MASDAR; IBRAHIM; JAMIL, 2012). Aplicações FES com o emprego exclusivo dos agonistas têm sido usado para manter pessoas com lesões medulares em pé ou auxiliar sua marcha, porém com limitações de controle devido a atrofia muscular. O uso dos músculos antagonistas podem melhorar o controle muscular pelo fato dos agonistas terem um efeito

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho **CEP:** 80.215-901
UF: PR **Município:** CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 **Fax:** (41)3271-2103 **E-mail:** nep@puqr.br



Continuação do Protocolo: 3.02.4.872

amortecedor em pessoas hígdas (LYNCH; SAYENKO; POPOVIC ,2012). O uso de músculos bi-articulares antagonistas também melhoram a eficiência em FES associado ao pedalar (KAWAI et al., 2014). Outro aspecto importante é que, em sujeitos hígdos, a atividade de um músculo que atua como antagonista é de 2 a 10% em relação ao seu agonista (ZHOU et al. (1996). Mas frequentemente cita-se que a fadiga afeta fortemente a resposta do músculo estimulado artificialmente (PREVIDI et al., 2001). Como elemento complementar desse controle, a literatura pesquisada que trata sobre a aplicação de FES em membros inferiores também mostra que os joelhos podem ficar travados mecanicamente nas posições de apoio.

Nas fases de balanço, as articulações dos joelhos ficam liberadas e seus movimentos são produzidos pelos músculos eliciados pela estimulação FES.

Esse travamento mecânico pode aumentar a segurança por evitar flexões inesperadas e também por reduzir o tempo em que o músculo é

estimulado. Com essa sequência de movimentos, o movimento dos membros inferiores podem assemelhar-se ao movimento de um pêndulo invertido.

Mas em diversos ambientes depara-se com diversos obstáculos que requerem parar bruscamente ou mudar de direção, subir ou descer escadas

ou rampas, podendo os movimentos diferirem de um simples movimento de pêndulo invertido. Diante da realidade apresentada, pode-se aplicar a

FES em uma articulação de joelho e levá-lo a uma posição pré-definida buscando-se atender as exigências de movimentos como parar

bruscamente, subir ou descer escadas? Qual a contribuição do músculo agonista e do antagonista para atingir e manter a posição de forma estável?

Com o objetivo de testar essa possibilidade de controle, um estimulador FES é melhorado para permitir posicionar o joelho de paraplégicos, em

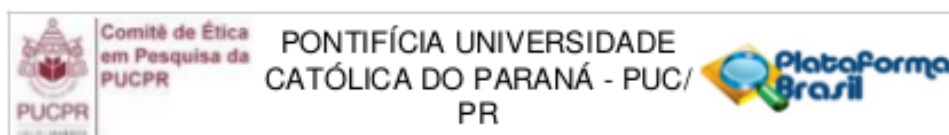
ângulos específicos previamente definidos. Para isso, aplica-se estimulação FES controlada e realimentada nos grupos musculares quadríceps e

isquiotibiais, respectivamente agonistas e antagonistas do movimento de extensão do joelho. O estimulador FES em questão é resultado do trabalho

do professor Dr. Percy Nohama e seu grupo que desenvolvem pesquisas em estimulação elétrica para reabilitação em pacientes paraplégicos. Dentre

os trabalhos apresentados pela equipe do professor Dr. Percy Nohama, pode-se citar o estimulador

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@puqpr.br



Continuação do Parecer: 3.024.872

elétrico neuromuscular de 16 canais independentes(ZAGHENI, 1998); posterior incorporação de sistema com controle em malha fechada no estimulador desenvolvido por Zagheni (FOGGIATO; NOHAMA, 2000); ampliação da pesquisa com uso de controle usando lógica nebulosa (fuzzy) para o mesmo equipamento desenvolvido por Zagheni (SILVA, 2002); estudos da resposta elétrica do músculo estimulado por EENM controlado por computador e biofeedback (SCHMAL, 2006); desenvolvimento de estimulador e estudo de extensão máxima de joelho com controle em malha aberta (NOGUEIRA-NET

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

O objetivo geral deste trabalho consiste em desenvolver um sistema de controle motor em malha fechada para movimentos funcionais em membros inferiores de pessoas com lesão medular completa, por meio dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais.

Objetivo Secundário:

Para alcançar o objetivo primário, propõe-se os seguintes objetivos secundários:1) Desenvolver controle realimentado de FES baseado em PI, usando como modelo Muscular um filtro passa-baixas;2) Analisar in vivo o controle do membro estimulado e aplicá-lo isoladamente ao grupo muscular quadríceps;3) Analisar in vivo o controle do membro estimulado pela associação dos grupos musculares quadríceps e isquiotibiais, buscando atingir uma posição pré-determinada;4) anal

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Poderá haver vermelhidão devido aos procedimentos de tricotomia que precedem a colocação dos eletrodos ou decorrente de alergias devido a presença dos eletrodos adesivos.

Embora o estimulador apresente limites de corrente de acordo com a literatura consultada, esta corrente poderá ser interrompida rapidamente caso surja algum desconforto ou por algum imprevisto. A corrente do estimulador é bitásica para reduzir os riscos de acumulação de cargas nos tecidos.

O voluntário será fixado à cadeira por um cinto de quatro pontos para evitar escorregamento ou

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155	
Bairro: Prado Velho	CEP: 80.215-901
UF: PR	Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103	Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 3.024.872

desequilíbrio do tronco durante os procedimentos.

Benefícios:

Fortalecimento muscular, melhoria na circulação sanguínea, conforme bibliografia consultada.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Sem comentários adicionais

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Pendências (TCLE em terceira pessoa e o risco de alergia ao eletrodo) apontadas corrigidas

Recomendações:

Sem recomendações adicionais

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1244360.pdf	05/11/2018 14:08:36		Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_maior_delmar.pdf	05/11/2018 14:08:42	DELMAR CARVALHO DE SOUZA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_menor_delmar.pdf	05/11/2018 14:05:53	DELMAR CARVALHO DE SOUZA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_final_comite.pdf	24/10/2018 12:32:33	DELMAR CARVALHO DE SOUZA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_menor_delmar.docx	24/10/2018 12:31:06	DELMAR CARVALHO DE SOUZA	Aceito
Folha de Rosto	folhaderosto_comite_aprovado.pdf	24/10/2018 12:29:39	DELMAR CARVALHO DE SOUZA	Aceito

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
 Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
 UF: PR Município: CURITIBA
 Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@pucpr.br



Continuação do Parecer: 3.02.4.872

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 19 de Novembro de 2018

Assinado por:
NAIM AKEL FILHO
(Coordenador(a))

Endereço: Rua Imaculada Conceição 1155
Bairro: Prado Velho CEP: 80.215-901
UF: PR Município: CURITIBA
Telefone: (41)3271-2103 Fax: (41)3271-2103 E-mail: nep@puopr.br