



CARLOS ALEXANDRE FERRI

**ESTIMULADOR AUTOMÁTICO DE NERVOS PARA AUXÍLIO À REALIZAÇÃO DE
BLOQUEIOS DE PLEXOS NERVOSOS**

**CAMPINAS
2012**



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO**

CARLOS ALEXANDRE FERRI

**ESTIMULADOR AUTOMÁTICO DE NERVOS PARA AUXÍLIO À REALIZAÇÃO
DE BLOQUEIOS DE PLEXOS NERVOSOS**

Orientador: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Universidade Estadual de Campinas para obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica. Área de concentração: Engenharia Biomédica.

ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO
DEFENDIDA PELO ALUNO CARLOS ALEXNDRE FERRI
E ORIENTADO PELO PROF. DR. ANTÔNIO AUGUSTO FASOLO QUEVEDO

Assinatura do Orientador

**CAMPINAS
2012**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA E ARQUITETURA - BAE - UNICAMP

F416e Ferri, Carlos Alexandre
Estimulador automático de nervos para auxílio à
realização de bloqueios de plexos nervosos / Carlos
Alexandre Ferri. --Campinas, SP: [s.n.], 2012.

Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo.
Dissertação de Mestrado - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Anestesia. 2. Nervos periféricos. 3.
Acelerômetros. 4. Automação. I. Fasolo Quevedo,
Antônio Augusto, 1970-. II. Universidade Estadual de
Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação. III. Título.

Título em Inglês: Automatic nerve stimulator for assistance on nerve plexus blockades

Palavras-chave em Inglês: Anesthesia, Peripheral Nerve, Accelerometer, Automation

Área de concentração: Engenharia Biomédica, Instrumentação Biomédica

Titulação: Mestre em Engenharia Elétrica

Banca examinadora: Antônio Augusto Fasolo Quevedo, Angelica de Fatima de
Assunção Braga, Sérgio Santos Mühlen

Data da defesa: 27-11-2012

Programa de Pós Graduação: Engenharia Elétrica

COMISSÃO JULGADORA - TESE DE MESTRADO

Candidato: Carlos Alexandre Ferri

Data da Defesa: 27 de novembro de 2012

Título da Tese: "Estimulador de Nervos Automático na Realização de Bloqueios Anestésicos de Plexos Nervosos"

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo (Presidente): Antônio Augusto Quevedo
Profa. Dra. Angelica de Fatima de Assunção Braga: Angelica Braga
Prof. Dr. Sérgio Santos Muhlen: Sérgio Santos Muhlen

ERRATA: O título foi corrigido para "**Estimulador Automático De Nervos Para Auxílio À Realização De Bloqueios De Plexos Nervosos**", como sugerido pela banca.

*Dedico este trabalho a Deus e a todos
envolvidos em minha vida.*

AGRADECIMENTOS

Inicialmente, agradeço àquele que julgo ser o Grande Arquiteto do Universo, Deus, inspirador de minha inteligência, que me deu a graça de participar de mais esta luta em prol do conhecimento,

Aos meus pais, Carlos e Iolanda, que sempre me apoiaram e incentivaram nos estudos.

À minha namorada Gisele, por seu amor, ombro amigo e palavras sábias de apoio e motivação.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo, que esteve sempre presente nas etapas de desenvolvimento do projeto, incentivando e direcionando às melhores escolhas.

Aos professores do Departamento de Engenharia Biomédica pelo conhecimento transmitido.

À Prof. Dra. Angélica de Fatima de Assunção Braga, pelo apoio no desenvolvimento do projeto, ajuda na submissão do trabalho ao Comitê de Ética em Pesquisa e local para realização dos testes.

Ao Dr. Francisco Carlos Pena Siqueira, por toda ajuda na realização dos testes com pacientes e pelas conversas construtivas de apoio e melhoria do estimulador.

Ao Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen, por participar de minha banca, ajudando a tornar este trabalho mais completo.

Ao Instituto Eldorado, por gentilmente fornecer as placas de circuito impresso utilizadas neste projeto.

À Freescale® pelo fornecimento da Placa de desenvolvimento DEMO9S08LC60.

Aos técnicos do laboratório de pesquisa do Centro de Engenharia Biomédica, em especial ao Engenheiro Carlos, cujo apoio ajudou a sanar diversas dúvidas.

Aos amigos e colegas do mestrado e do grupo de Engenharia de Reabilitação, pelo apoio, sugestões, discussões e constante apoio.

À CAPES, pelo apoio financeiro. Processo 1231-12/2010.

E a todos aqueles que direta ou indiretamente estiveram presentes em diversos momentos de minha vida, discutindo, apoiando ou motivando.

“O mais competente não discute, domina a sua ciência e cala-se.”

(Voltaire)

RESUMO

Nas últimas décadas, o uso de estimuladores de nervos periféricos tem sido disseminado entre os médicos anesthesiologistas. Esses equipamentos ajudam a posicionar a agulha com maior precisão em bloqueios periféricos, reduzindo o risco de lesões nos nervos, melhorando a qualidade dos bloqueios e minimizar a necessidade de doses complementares de anestésico. Contudo, os equipamentos atuais necessitam que o usuário ajuste manualmente a intensidade do estímulo. Deste modo, na maior parte das vezes, o médico necessita da ajuda de outro profissional. Este trabalho objetiva avaliar a aplicabilidade clínica de um estimulador automatizado de nervo periférico, dando total autonomia ao anesthesiologista, possibilitando que, mesmo sozinho, possa realizar todos os procedimentos, com auxílio do estimulador, sem dificuldade. O aparelho desenvolvido ajusta automaticamente os níveis de corrente através de um sistema realimentado via acelerometria, permitindo que o anesthesiologista se preocupe apenas com a introdução da agulha. Para facilitar o uso pelo médico, as informações em relação à identificação de resposta motora são fornecidas via *display* LCD e avisos sonoros.

Os testes foram realizados em duas etapas: na primeira, o equipamento foi testado em malha aberta (controlado manualmente, como os estimuladores normalmente disponíveis no mercado), pois a finalidade era coletar a resposta muscular, atividade mioelétrica (eletromiografia) e mecânica (acelerometria), evocada pela estimulação nervosa; na segunda, após análise dos dados coletados na etapa anterior (foi escolhido o acelerômetro como melhor técnica para realimentação), o equipamento foi testado com controle automático, a fim de verificar sua eficácia e precisão, quando comparado com o método de controle manual.

Palavras-chave: *Anestesia Regional, Estimulador de Nervos Periféricos, Acelerômetro, Automa-tização.*

ABSTRACT

In the last decades, the use of peripheral nerve stimulators has been broadcast among anesthesiologists. This equipment help placing the needle with greater accuracy in the peripheral block, reducing the risk of nerve damage to the nerves, improving the quality of peripheral nerve blocks and minimizing the need for additional doses of anesthetics. However, current equipment requires the user to manually adjust the intensity of the stimulus. Thus, in most cases, the doctor needs help from other professional. This study aims to evaluate the clinical applicability of an automated peripheral nerve stimulator, giving full autonomy to the anesthesiologist, enabling him or her, even alone, to perform all procedures, with the help of the stimulator, without difficulty. The developed device automatically adjusts the levels of current through a feedback system via accelerometry, allowing the anesthesiologist to worry only about needle insertion. For ease of use by the medical staff, the information regarding the identification of motor response is provided via LCD display and warning sounds.

Tests were conducted in two phases: first, the equipment was tested in open loop (controlled manually, just like as stimulators usually available on the market), because the purpose was to collect electric (EMG) and mechanical (accelerometry) muscular response evoked by nerve stimulation; in the second phase, after analysis of the data collected in the previous stage (accelerometer was chosen as the best technique for feedback), the equipment was tested with automatic control, to verify its efficiency and accuracy when compared to the manual control method.

Keywords: *Regional Anesthesia, Peripheral Nerve Stimulator, Accelerometer, Automation.*

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1: Sistema nervoso periférico (Bodypartchart, 2011).	5
Figura 2.2: Estrutura de um nervo periférico (Centralx, 2010).	6
Figura 2.3: Plexo braquial (Neurociência, 2006)	8
Figura 2.4: Variação da condutância dos íons Na^+ e K^+ no decorrer de um PA. Modificado de Kandel, Schuwarts e Jessel, 2000.	10
Figura 2.5: Curva da corrente limiar, Reobase e Cronaxia.	12
Figura 2.6: Relação entre amplitude do estímulo e distância entre eletrodo e nervo. Modificado de DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006.	14
Figura 3.1: Diagrama ilustrando as conexões em um bloqueio de plexo braquial via interescalênica.	15
Figura 3.2: Conexão da agulha com o estimulador e a seringa.	21
Figura 3.3: Tipos de agulhas para localização de plexo. Onde r é a distância da ponta da agulha em relação ao nervo. Modificado de DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006.	21
Figura 3.4: Polaridade de conexão da agulha. Estimulação catódica é preferível por necessitar de uma corrente de menor intensidade. Modificado de HADZIC e TSUI, 2007.	23
Figura 4.1: Diagrama em blocos do funcionamento do estimulador.	24
Figura 4.2: Diagrama em blocos do módulo de alimentação com suas respectivas saídas.	26
Figura 4.3: Circuito multiplicador de tensão configurado em modo inversor.	26
Figura 4.4: Oscilador composto pelo circuito ICM7556 gerando dois sinais (CLK e CLK) defasados em 180°	28
Figura 4.5: Conversor <i>charge-pump</i> na topologia de Dickson com 3 estágios.	28
Figura 4.6: Regulador de alta tensão com limitador de corrente.	29
Figura 4.7: Esquemático do Controle e Gerador dos Estímulos.	30
Figura 4.8: Circuito representativo da fonte de corrente e seu controle para uso no estimulador.	32
Figura 4.9: (a) Espelho de Corrente de Wilson e (b) Espelho de Wilson Melhorado (Modificado de: (YUAN, 2007)).	32

Figura 4.10: Diagrama em blocos do Circuito condicionador e Sinal EMG.....	35
Figura 4.11: Diagrama elétrico do acelerômetro MMA8453Q.....	35
Figura 4.12: Fluxograma ilustrativo do <i>firmware</i> controlador do estimulador desenvolvido para o microcontrolador MC9S08LC60.....	37
Figura 4.13: Rotina responsável pela geração dos pulsos de corrente e amostragem de Gx, Gy, Gz e EMG.....	38
Figura 4.14: <i>Software</i> desenvolvido em VB.net para controle das funções de estimulação.....	39
Figura 4.15: Fluxograma ilustrativo do processo de localização do nervo com auxílio do estimulador.....	41
Figura 4.16: Curva da tensão de saída em função da corrente para o conversor <i>charge-pump</i> na topologia de Dickson.....	42
Figura 4.17: Curva de rendimento do conversor <i>charge-pump</i> na topologia de Dickson.....	43
Figura 4.18: Gráfico da variação na tensão de saída (50V) gerado pelo simulador ORCAD® 16.3, considerando 5mA, 200us e 10kΩ.....	44
Figura 4.19: Queda de tensão na saída do inversor mediante o aumento da corrente de saída.....	44
Figura 4.20: Borda de subida e descida para um pulso de 100μs, 3,5mA em uma carga de 1kΩ.....	45
Figura 4.21: Curva $I_{REF} \times I_{RL}$ para impedância de 500Ω, 2kΩ e 5kΩ dos espelhos de corrente modelo de (a) Wilson e (b) Wilson.....	47
Figura 4.22: Gráficos da resistência de saída R_{OUT} dos espelhos de corrente de Wilson (a) e Wilson Modificado (b) obtido através das cargas de 500Ω e 5kΩ.....	48
Figura 4.23: Simulação teste do circuito para captura de resposta EMG. (a) sinal base para teste com nível DC, (b) Sinal após primeiro estágio de amplificação com filtro passa-alta de 10Hz, (c) Sinal retificado e (d) Envoltória do sinal após ultimo estágio de amplificação.....	49
Figura 4.24: Sinal EMG evocado pela estimulação de 1mA, 100μs e 1Hz.....	49
Figura 4.25: Resposta do acelerômetro aos eixos XYZ referente à contração muscular evocada pela estimulação.....	50
Figura 4.26: Organização dos dados coletados pelo programa desenvolvido.....	51
Figura 4.27: Resposta EMG do Paciente 2 em todos os níveis de corrente (amplitude varia de 0 a 255).....	53

Figura 4.28: Resposta XYZ do acelerômetro referente ao Paciente 2 nos níveis de corrente de 1mA a 0,5mA (amplitude varia de 0 a 1024).....	54
Figura 4.29: Resposta XYZ do acelerômetro referente ao Paciente 2 nos níveis de corrente de 0,4mA a 0,2mA (amplitude varia de 0 a 1024).....	55
Figura 5.1: Dados coletados quando o acelerômetro não está bem fixado, neste caso levemente solto (1mA, 1Hz e 100 μ s).....	59
Figura 5.2: Dados coletados com presença de resposta via acelerômetro e ausência via EMG. ..	59
Figura 5.3: EMG com presença de resposta inesperada.	60
Figura 5.4: Gráfico resultante para os eixos XYZ após calcular derivada.....	61
Figura 5.5: Módulo da derivada para os 3 eixos XYZ.	62
Figura 5.6: Gráfico apresentando o momento de ausência de contração intercalado com início de resposta motora coletada pelo acelerômetro.....	62
Figura 5.7: Resultante entre os 3 eixos do acelerômetro.....	63
Figura 5.8: Fluxograma ilustrativo para o modo automático de controle.	64
Figura 5.9: Fluxograma de controle da amplitude de corrente em razão da resposta motora.	65
Figura 5.10: Fluxograma da rotina responsável por amostrar e analisar os dados do acelerômetro e interpretar a presença de resposta motora.	66

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1: Classificação dos axônios nervosos periféricos (ANDRÉS, <i>et al.</i> , 2005).....	7
Tabela 2.2: Cronaxia para diferentes nervos (SARDESAI e IYER, 2009).....	13
Tabela 3.1: Resposta motora a diferentes regiões de estimulação (Modificado de: (HADZIC e UMEY, 2008)).....	20
Tabela 4.1: Consumo de corrente para cada linha de barramento de alimentação.....	25
Tabela 4.2: Nível de Ruído presente em cada tensão de saída.....	42
Tabela 4.3: Média das durações dos pulsos.....	46
Tabela 4.4: Média da frequência.....	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> – Conversor Analógico para Digital
BJT	<i>Bipolar Junction Transistor</i> – Transistor Bipolar de Junção
CAAE	Certificado de Apresentação para Apreciação Ética
DAC	<i>Digital-to-Analog Converter</i> – Conversor Digital para Analógico
DC	<i>Direct Current</i> – Corrente Contínua
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiograma
ENP	Estimuladores de Nervos Periféricos
IIC	<i>Inter-Integrated Circuit</i> - Circuito Inter-integrado
LCD	<i>Liquid Crystal Display</i> – Display de Cristal Líquido
MOSFET	<i>Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor</i> - Transistor de Efeito de Campo Metal-Óxido-Semicondutor
PA	Potencial de Ação
PC	<i>Personal Computer</i> – Computador Pessoal
SNC	Sistema Nervoso Central
SNP	Sistema Nervoso Periférico
SPI	<i>Serial Peripheral Interface</i> – Interface Serial Periférica
VB	Visual Basic®
UNICAMP	Universidade Estadual de Campinas

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	V
RESUMO	VIII
ABSTRACT	IX
LISTA DE FIGURAS	X
LISTA DE TABELAS	XIII
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	XIV
CAPÍTULO 1	1
1 INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 2	4
2 ANATOMIA E ELETROFISIOLOGIA: PRINCÍPIOS BÁSICOS	4
2.1 SISTEMA NERVOSO.....	4
2.1.1 <i>Os nervos periféricos</i>	5
2.2 O PLEXO BRAQUIAL	7
2.3 ELETROFISIOLOGIA	9
2.3.1 <i>Potencial da Membrana em Repouso</i>	9
2.3.2 <i>O Impulso Nervoso ou Potencial de Ação</i>	10
2.3.3 <i>Propriedades excitatórias da fibra nervosa mielinizada</i>	11
2.3.4 <i>Acomodação</i>	14
CAPÍTULO 3	15
3 ESTIMULADOR DE NERVOS PARA AUXÍLIO À ANESTESIA REGIONAL	15
3.1 MORFOLOGIA DOS PULSOS DE ESTIMULAÇÃO	16
3.2 DURAÇÃO DO ESTÍMULO	17
3.3 EXATIDÃO NA INTENSIDADE DOS ESTÍMULOS.....	17
3.4 FREQUÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO.....	18
3.5 MÁXIMA CARGA DE SAÍDA.....	18

3.6 FUNCIONALIDADE E CONTROLE.....	19
3.7 RESPOSTA MOTORA À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA	19
3.8 TIPO DOS ELETRODOS (AGULHAS).....	20
3.8.1 <i>Isoladas</i>	21
3.8.2 <i>Não-Isoladas</i>	22
3.9 POLARIDADE DE ESTIMULAÇÃO E ELETRODO DE RETORNO.....	22
CAPÍTULO 4	24
4 DESENVOLVIMENTO DO ESTIMULADOR	24
4.1 METODOLOGIA	24
4.1.1 <i>Módulo 1: Fonte de alimentação e alta tensão</i>	25
4.1.2 <i>Módulo 2: Circuito de controle dos pulsos de corrente</i>	30
4.1.3 <i>Módulo 3: Espelho de corrente</i>	31
4.1.4 <i>Módulo 4: Eletromiografia da contração evocada (EMG)</i>	34
4.1.5 <i>Módulo 5: Acelerômetro</i>	35
4.1.6 <i>A placa de desenvolvimento DEMO9S08LC60 e o firmware desenvolvido</i>	36
4.1.7 <i>Programa desenvolvido em VB.net para controle do estimulador</i>	38
4.1.8 <i>Testes Clínicos: 1ª Etapa</i>	39
4.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	41
4.2.1 <i>Módulo 1: Fonte de alimentação e alta tensão</i>	41
4.2.2 <i>Módulo 2: Circuito de controle dos pulsos de corrente</i>	45
4.2.3 <i>Módulo 3: Espelho de corrente</i>	47
4.2.4 <i>Módulo 4: Eletromiografia da contração evocada (EMG)</i>	48
4.2.5 <i>Módulo 5: Acelerômetro</i>	50
4.2.6 <i>Programa desenvolvido em VB.net para controle do estimulador</i>	51
4.2.7 <i>Testes clínicos: 1ª Etapa</i>	52
4.3 CONCLUSÃO	56
5 ESTIMULADOR DE NERVOS: O PROCESSO DE AUTOMATIZAÇÃO	58
5.1 METODOLOGIA	58
5.1.1 <i>Seleção do sensor: EMG ou Acelerômetro</i>	58
5.1.2 <i>Processo de análise dos dados do acelerômetro</i>	60

5.1.3 O Firmware desenvolvido para identificação da contração.....	64
5.1.4 Testes Clínicos: 2ª Etapa.....	67
5.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	67
5.3 CONCLUSÃO	69
6 BIBLIOGRAFIA	71
ANEXO 1.....	74
APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA MÉDICA	74
APÊNDICE A	76
MÓDULO 1: ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO E FONTE DE ALTA TENSÃO.....	76
APÊNDICE B.....	77
MÓDULO 2 E 3: GERAÇÃO E CONTROLE DA CORRENTE DE ESTIMULAÇÃO.....	77
APÊNDICE C	78
MÓDULO 4: EMG.....	78

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

Nas últimas duas décadas, o uso de estimuladores elétricos de nervos periféricos (ENP) tem sido disseminado entre os médicos anesthesiologistas. Esses equipamentos ajudam a encontrar o melhor local para inserir a agulha no paciente em bloqueios periféricos, reduzindo o risco de lesões nos nervos e melhorando a qualidade dos bloqueios periféricos.

O objetivo da anestesia regional é bloquear a condução de estímulos nervosos responsáveis pela dor em uma determinada região do corpo, por exemplo, em braços, mãos e pernas. Para alcançar este objetivo é necessário realizar o bloqueio de todos os nervos distribuídos pela região que se deseja anestésiar (SARDESAI e IYER, 2009). Deste modo, a finalidade de qualquer técnica de anestesia regional é localizar um nervo ou compartimento contendo o nervo, e infiltrar um volume suficiente de anestésico local ao seu redor ou dentro do compartimento, a fim de bloquear a condução de estímulos nervosos. Assim, o sucesso na realização do bloqueio regional depende da precisa localização do plexo nervoso a ser bloqueado, ou seja, depositar a solução anestésica local tão perto quanto possível do nervo a ser bloqueado (BOLLINI e CACHEIRO, 2006; SARDESAI e IYER, 2009).

No decorrer dos anos, diversas técnicas foram desenvolvidas para esta finalidade (BOLLINI e CACHEIRO, 2006), dentre elas, temos as técnicas:

- Clássica e direta: Parestesia¹.
- Clássica e indireta: Palpação.
- Moderna e indireta: Estimulador de nervos e ultrassom.

¹ Sensações cutâneas subjetivas (ex., frio, calor, formigamento, pressão, etc.).

As técnicas clássicas, tanto a direta quanto a indireta, são dependentes da morfologia do plexo nervo, a qual pode variar de indivíduo para indivíduo. Somando-se a isso, estas técnicas guiam a agulha às cegas em busca de parestesia, o que pode aumentar os riscos de sequelas neurológicas pós-anestesia por trauma no nervo provocado pela agulha (BOLLINI e CACHEIRO, 2006; DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006; URMEY, 2011). Além disso, a sensação de parestesia pode ser desconfortável e inaceitável para alguns pacientes (SARDESAI e IYER, 2009). Já as técnicas modernas permitem que a agulha seja guiada com maior clareza na identificação do plexo. O ultrassom permite que se obtenha uma imagem anatômica do nervo a ser bloqueado, porém não permite identificar desordens neurológicas que possam complicar o procedimento de bloqueio. Já o neuroestimulador nos permite guiar a agulha, que trabalha simultaneamente como eletrodo e como via para infusão do anestésico, a uma proximidade suficiente do plexo para um bloqueio satisfatório, ao mesmo tempo em que possibilita avaliação de desordens neurológicas (URMEY, 2011; URMEY, 2010). Estudos mostram que a taxa de sucesso para bloqueio de plexo utilizando-se estimulador de nervos periféricos (ENP), corresponde a 95%-100%, enquanto que pelo ultrassom é de 93,6% e para técnicas convencionais, 70%. Quando as duas técnicas, estimulador e ultrassom, são utilizadas em conjunto, a taxa de sucesso pode chegar a 100% (URMEY, 2010).

O ENP tem a vantagem de ser uma modalidade tridimensional, portanto não se limita à trajetória da agulha durante a exploração, ao contrário da ultrassonografia, a qual a direção da agulha pode ser determinada apenas com base nas características anatômicas do paciente. O ENP integra fisiologia e anatomia, pois visa nervos específicos, e, como já foi demonstrado em estudos múltiplos, permite avaliar uma resposta motora específica, a qual se correlaciona com a taxa de sucesso. Além disso, portabilidade e simplicidade na maneira de utilizá-lo, provavelmente, se traduzem em redução no tempo de execução do bloqueio e maior aceitabilidade pelo médico. A estimulação de nervo funciona para todos os procedimentos de bloqueios periféricos, e não está limitada à profundidade dos nervos ou do plexo em relação à pele, tornando bloqueios mais profundos, tais como bloqueio do plexo lombar, relativamente mais fáceis de serem executados (URMEY, 2011). É importante ressaltar a relação custo vs benefício, pois o valor de um aparelho de ultrassom pode corresponder a 10 vezes o preço de um ENP (URMEY, 2010). Contudo, os estimuladores atualmente disponíveis no mercado necessitam que o usuário ajuste manualmente a

intensidade do estímulo. Deste modo, na maior parte das vezes, o médico necessita da ajuda de outro profissional.

Com base nos fatores apresentados, este trabalho visa avaliar a aplicabilidade clínica de um estimulador de nervo periférico que forneça maior autonomia ao anestesiológico, possibilitando que, mesmo sozinho, possa realizar todos os procedimentos, com o auxílio de um estimulador, sem dificuldade. O aparelho conta com um método de ajuste automático dos níveis de corrente através de um sistema realimentado via eletromiografia e/ou acelerometria, permitindo que o anestesiológico se preocupe apenas com a inserção da agulha. Complementando, permite a coleta de dados durante o processo de estimulação e sua posterior análise. A utilização deste equipamento possibilitará maior segurança ao paciente, evitando lesões no nervo e/ou minimizando necessidades de doses complementares de anestésicos.

Os testes para validação do equipamento foram realizados em duas etapas: na primeira, o equipamento foi testado em malha aberta (controlado manualmente, como os estimuladores normalmente disponíveis no mercado), pois a finalidade é coletar a resposta muscular, via eletromiografia e acelerometria, evocadas pela estimulação nervosa e validar a confiabilidade do estimulador desenvolvido; Na segunda fase, o equipamento foi testado com controle automático, através da realimentação obtida via eletromiografia e/ou acelerometria, a fim de verificar sua eficácia, exatidão e precisão, quando comparado com o método de controle manual.

CAPÍTULO 2

2 ANATOMIA E ELETROFISIOLOGIA: PRINCÍPIOS BÁSICOS

Para compreender a capacidade da estimulação elétrica em identificar a distância entre o eletrodo e o nervo, é fundamental o conhecimento de alguns princípios básicos de anatomia e eletrofisiologia.

2.1 SISTEMA NERVOSO

No corpo humano, o sistema nervoso compreende o encéfalo, medula espinhal e milhões de células nervosas. Juntos, eles formam uma complexa rede, através da qual, impulsos nervosos são levados de um ponto para outro do corpo. É assim que o sistema nervoso controla a maior parte das atividades do organismo (BRAZ, 2003).

A estrutura nervosa pode ser dividida em duas partes: sistema nervoso central (SNC) e sistema nervoso periférico (SNP). O SNC, composto pelo encéfalo e medula espinhal, é o centro de controle de todo sistema nervoso. Já o sistema nervoso periférico é composto por nervos de diferentes espessuras e tamanhos que se distribuem pelo corpo a partir da medula espinhal (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001). Estes nervos transportam informação do encéfalo e da medula espinhal para o restante do corpo e vice-versa. Cada nervo é composto de feixes de fibras nervosas que se mantêm unidas por uma bainha conjuntiva externa (BRAZ, 2003).

O sistema nervoso periférico possui duas divisões principais: somático ou voluntário e autônomo ou involuntário. A divisão somática é constituída por todos os nervos ligados à pele, articulações e músculos que estão sob controle voluntário. Sua função é reagir a estímulos provenientes do ambiente externo. Já a divisão autônoma é constituída por neurônios que inervam órgãos internos, vasos sanguíneos e glândulas. Sua função é regular o ambiente interno do

corpo, controlando a atividade dos sistemas digestório, cardiovascular, excretor e endócrino (BEAR, CONNORS e PARADISO, 2002; FARIA, 2006).

A Figura 2.1 apresenta parte do SNP envolvendo cabeça, tórax e braços.

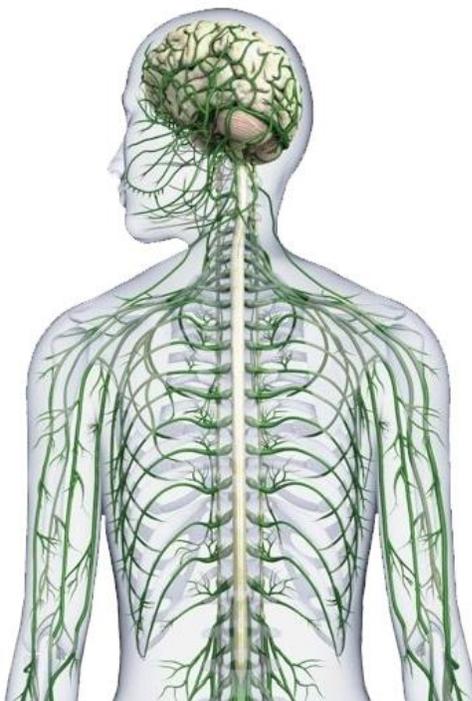


Figura 2.1: Sistema nervoso periférico (Bodypartchart, 2011).

2.1.1 Os nervos periféricos

A maior parte dos nervos periféricos contém axônios de três tipos gerais de células nervosas: motoneurônios (inervam músculos esqueléticos), neurônios sensitivos de primeira ordem (inervam receptores sensitivos especializados como corpúsculos de Pacini e fusos musculares) e neurônios autônomos (inervam glândulas sudoríparas e musculatura lisa das paredes dos vasos sanguíneos). Devido ao fato de a maioria dos nervos conterem cada um desses componentes, a maior parte dos nervos periféricos é referida como mista (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

Embora os axônios das fibras sensitivas, motoras e autônomas constituam os principais componentes dos nervos periféricos, muitos outros importantes tipos de tecidos estão dentro do nervo. Assim, os nervos periféricos consistem em feixes paralelos de axônios ou de

dendritos, chamados de fascículos, os quais são envolvidos e organizados por três camadas de tecidos conjuntivos, que servem para vários papéis importantes em relação à transmissão nervosa. Deste modo, cada fibra nervosa é envolvida por uma camada conjuntiva denominada endoneuro que, trabalha como uma unidade de isolamento para evitar interferências da condução nervosa nos axônios vizinhos. Cada fascículo ou feixe de fibras nervosas é envolvido por uma bainha conjuntiva denominada perineuro. Vários fascículos agrupados paralelamente formam um nervo que, por sua vez, é envolvido por uma bainha de tecido conjuntivo chamado epineuro que se projeta internamente para cercar e separar os feixes de fibras nervosas. A Figura 2.2 nos mostra detalhes da composição de um nervo periférico (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; ANDRÉS, *et al.*, 2005).

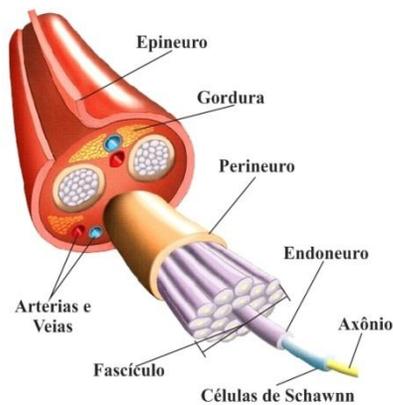


Figura 2.2: Estrutura de um nervo periférico (Centralx, 2010).

Existem dois tipos fundamentais de nervos: mielínicos e amielínicos. O principal envoltório das fibras nervosas é a bainha de mielina, que funciona como um isolante elétrico. Quando envolvidos por bainha de mielina, os axônios são denominados fibras nervosas mielínicas. Por outro lado, na ausência de mielina os axônios denominam-se fibras nervosas amielínicas (ANDRÉS, *et al.*, 2005; ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001).

As fibras nervosas amielínicas são envolvidas por células de Schwann sem que haja formação de mielina. Estas fibras conduzem o impulso nervoso mais lentamente, sendo usualmente classificadas como fibras C (ANDRÉS, *et al.*, 2005).

As fibras nervosas mielínicas são circundadas por células de Schwann que se enrolam muitas vezes ao redor do axônio formando um cilindro de mielina. Essa bainha, por sua vez, apresenta uma série de interrupções em intervalos regulares, conhecidos como nódulos de

Ranvier. Por ser isolante, a bainha de mielina permite condução mais rápida do impulso nervoso, pois proporciona uma condução saltatória do potencial de ação (o potencial salta entre os nódulos de Ranvier). O diâmetro da fibra mielinizada é altamente variado e determina a velocidade de condução do impulso como podemos ver pela Tabela 2.1 (MACHADO, 2003).

Tabela 2.1: Classificação dos axônios nervosos periféricos (ANDRÉS, *et al.*, 2005).

Tipo de Fibra	Diâmetro (μm)	Velocidade (m/s)
A α	12-20	72-120
A β	6-12	36-72
A γ	2-8	12-48
A δ	1-5	6-30
B	<3	2-18
C	<1	<2

A classificação dos axônios nervosos periféricos apresentados na Tabela 2.1 diferencia as fibras nervosas em fibras A (fibras mielinizadas rápidas), fibras B (fibras mielinizadas lentas) e fibras C (fibras amielinizadas lentas). As fibras mielinizadas eferentes ainda são classificadas em quatro grupos: A α (fibras nervosas musculares esqueléticas), A β (fibras nervosas extrafusais), A γ (fibras nervosas intrafusais) e B (fibras pré-ganglionares simpáticas). As fibras mielinizadas aferentes incluem os três primeiros grupos (A α , A β , A γ) e acrescenta as fibras A δ (fibra nervosa nociceptiva) (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 2001; ANDRÉS, *et al.*, 2005).

2.2 O PLEXO BRAQUIAL

O estimulador desenvolvido neste trabalho e o método empregado para validar sua eficácia envolvem o bloqueio do plexo braquial. Deste modo, uma rápida abordagem sobre a anatomia nervosa dos membros superiores se torna necessária.

O membro superior é inervado pelo plexo braquial que, por sua vez, se constitui da união dos ramos ventrais dos quatro nervos cervicais inferiores (C5 a C8) e pela maior parte do ramo ventral do primeiro nervo torácico (T1). Geralmente C5 recebe um ramo de C4 e um do primeiro nervo torácico (T1), como visto na Figura 2.3. Frequentemente recebe uma pequena fração do ramo T2 (VIEIRA, 2006).

As raízes de C5 e C6 unem-se na borda lateral do músculo escaleno médio para formar o *Tronco Superior* do plexo; a raiz de C7 sozinha forma o *Tronco Médio*; e as raízes de C8 e T1 unem-se atrás do músculo escaleno anterior para formar o *Tronco Inferior* do plexo braquial. Imediatamente atrás da clavícula, cada um desses troncos se divide em uma divisão anterior e outra posterior (VIEIRA, 2006).

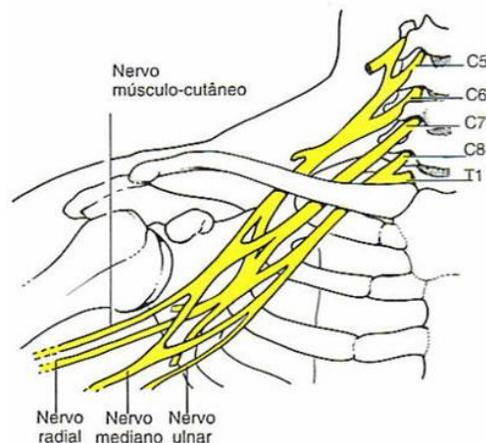


Figura 2.3: Plexo braquial (Neurociência, 2006)

As divisões anteriores dos troncos superior e médio vão formar o *Fascículo Lateral* do plexo. A divisão anterior do tronco inferior forma sozinho o *Fascículo Medial*. As divisões posteriores dos três troncos unem-se para formar o *Fascículo Posterior*. Assim sendo, devido a sua origem, os Fascículos Medial e Lateral vão dar origem aos nervos destinados à superfície flexora da extremidade superior e os nervos originados do Fascículo Posterior inervam a superfície extensora (VIEIRA, 2006).

Cada um dos fascículos do plexo braquial fornece um ramo, que contribui para formar, ou forma por si só, um dos nervos principais do membro superior (Figura 2.3). Assim sendo, os fascículos lateral e medial dão origem aos nervos mediano, musculocutâneo e ulnar. O fascículo posterior dá origem aos nervos radial e axilar (VIEIRA, 2006).

O **nervo mediano** inerva a maior parte dos músculos flexores e pronadores do antebraço, exceto os que o nervo ulnar inerva (músculo flexor ulnar do carpo e porção medial do músculo flexor profundo dos dedos), e boa parte da face palmar cutânea das mãos. O **nervo musculocutâneo** inerva o músculo coracobraquial, bíceps e braquial anterior, sendo responsável pelo movimento flexor do antebraço. O **nervo ulnar** inerva o músculo flexor ulnar do carpo e a cabe-

ça do ulnar flexor profundo dos dedos. Na mão, fornece inervação ao músculo adutor do polegar e parte profunda do músculo flexor curto do polegar. Por fim, o **nervo radial** inerva os músculos tríceps braquial, braquiorradial, ancônio, extensor radial longo e curto do carpo, supinador e a porção superior do grupo extensor-supinador dos músculos antebraquiais (VIEIRA, 2006).

2.3 ELETROFISIOLOGIA

2.3.1 Potencial da Membrana em Repouso

De maneira geral, todas as células animais apresentam uma diferença de potencial elétrico entre os meios intracelular e extracelular. A termodinâmica nos mostra que quando uma membrana seletivamente permeável separa duas soluções contendo diferentes concentrações de um determinado íon, uma diferença de potencial elétrico surge entre elas (KEYNES e AIDLEY, 2001). Assim, vemos que, dos quatro íons mais abundantes no corpo, o Na^+ e Cl^- estão mais concentrados fora da célula, enquanto que K^+ e os ânions orgânicos A^- no interior da célula (KANDEL, SCHWARTS e JESSEL, 2000).

O potencial de repouso das fibras nervosas é de -70 mV e sua formação se deve ao transporte ativo de sódio e potássio ($\text{Na}^+ - \text{K}^+$ ATPase) e aos canais de vazamento. Este potencial se estabelece da seguinte maneira. Quando K^+ passa do interior para o exterior da membrana plasmática devido a uma maior permeabilidade da membrana a esse íon, seu movimento relativo é interrompido no momento em que o gradiente elétrico (causado pela permanência de ânions orgânicos no interior da membrana) se iguala ao gradiente eletroquímico. Como a membrana é pouco permeável ao Na^+ , este íon pouco entra na célula. Entretanto, o pouco Na^+ que entra na célula neutraliza alguns ânions orgânicos estabelecendo o potencial elétrico por volta de -70 mV . Para manter esse potencial de repouso estável é necessário que se impeça a dissipação do gradiente iônico. Isso é possível devido à presença da bomba de sódio-potássio ($\text{Na}^+ - \text{K}^+$ ATPase) que move o Na^+ e K^+ contra seu gradiente eletroquímico (ela expulsa o Na^+ para fora da célula enquanto capta K^+) (KANDEL, SCHWARTS e JESSEL, 2000).

2.3.2 O Impulso Nervoso ou Potencial de Ação

Quando um neurônio é adequadamente estimulado, um impulso elétrico é conduzido ao longo do axônio. Este fenômeno elétrico é conhecido por Potencial de Ação (PA) e praticamente fundamenta toda comunicação do sistema nervoso (BIRKILL, RENSBURG e RAATH, 2008). A geração e propagação deste impulso em um neurônio ou célula muscular dependem do fluxo de corrente iônica através de canais presentes na membrana plasmática. Estes canais abrem e fecham em resposta à variação no potencial transmembrana (ANDRÉS, *et al.*, 2005).

Quando uma célula é excitada, a permeabilidade da membrana ao íon Na^+ aumenta rapidamente e o potencial de repouso torna-se menos negativo devido à entrada de íons Na^+ . Quando este potencial atinge o limiar de cerca de -50mV a condutância ao íon Na^+ aumenta consideravelmente tornando o potencial celular positivo, cerca de $+30\text{mV}$, situação conhecida como despolarização (ANDRÉS, *et al.*, 2005). A despolarização também aumenta, com algum atraso, a condutância da membrana ao íon K^+ . Os canais iônicos responsáveis pela permeabilidade ao íon K^+ apresentam uma cinética mais lenta do que aquela dos canais de Na^+ . Este aumento na condutância ao íon K^+ , permitindo sua saída do meio intracelular é o responsável pela repolarização da membrana durante um potencial de ação (Figura 2.4). Este movimento de íons e conseqüente variação do potencial transmembrana é chamado de Potencial de Ação (FARIA, 2006; KANDEL, SCHWARTS e JESSEL, 2000).

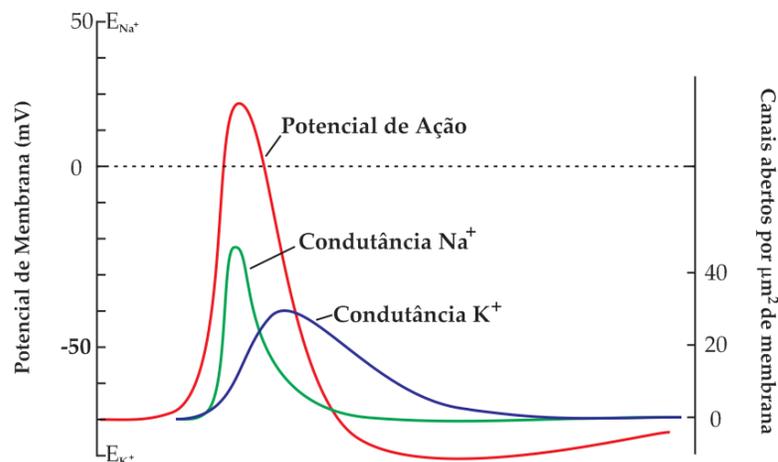


Figura 2.4: Variação da condutância dos íons Na^+ e K^+ no decorrer de um PA. Modificado de Kandel, Schwarts e Jessel, 2000.

Durante a repolarização, a célula apresenta-se incapaz de responder a outro estímulo. Este período de ausência de resposta a um estímulo é chamado de período *refratário absoluto*, no qual os canais de sódio estão em estado inativo. Em seguida, no período *refratário relativo*, alguns destes canais já estão de volta ao repouso ativável, e assim, a célula responde a um novo estímulo, que deve ser de intensidade maior do que aquele necessário quando a célula está em estado de repouso (FARIA, 2006). Este fenômeno tem por efeitos promover a unidirecionalidade da propagação do potencial de ação e limitar a frequência de disparo.

2.3.3 Propriedades excitatórias da fibra nervosa mielinizada

A estimulação elétrica com a finalidade de estimar a proximidade do eletrodo em relação ao nervo baseia-se em dois princípios básicos: relação entre a amplitude e duração do estímulo; e relação entre amplitude do estímulo e distância entre eletrodo e nervo. Estas características definem a capacidade de evocar uma resposta motora, através de estimulação elétrica, sem que haja indução de dor ou parestesia. Assim, torna-se imprescindível uma boa compreensão destes princípios (TSUI, 2008).

2.3.3.1 Relação entre a amplitude e duração do estímulo

A relação intensidade-duração é de grande importância para determinar quando um nervo é estimulado. Esta relação pode ser definida pelos termos reobase e cronaxia, os quais definem o limiar de estimulação para o nervo. A fim de iniciar a propagação de um PA no nervo, uma corrente de amplitude igual ou superior ao limiar da célula nervosa deve ser aplicada. Caso a amplitude da corrente seja inferior a esse limiar não haverá propagação do PA (DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006). A Reobase é usada para descrever a mínima intensidade de corrente necessária para induzir um PA quando uma estimulação de duração ilimitada for aplicada (ANDRÉS, *et al.*, 2005). A Cronaxia descreve a mínima duração de estímulo necessária para induzir um PA com uma amplitude de corrente equivalente a duas vezes ao da Reobase (ANDRÉS e SALABLANCH, 2001). Estas relações podem ser vistas na Figura 2.5. A amplitude do estímulo necessária para excitar uma única fibra nervosa, I_{th} , aumenta com a redução na duração do estímulo. A

relação amplitude-duração, apresentada pela equação (1), descreve a corrente limiar necessária para excitar uma única fibra nervosa, quando aplicada ao nervo, em função da duração do pulso de estimulação (PW) (GRILL, 2006; ANDRÉS, *et al.*, 2005; DURAND, 2000).

$$I_{th} = I_{rh} \left(1 + \frac{T_{ch}}{PW} \right) \quad (1)$$

O parâmetro I_{rh} é a corrente de Reobase, T_{ch} é a Cronaxia.

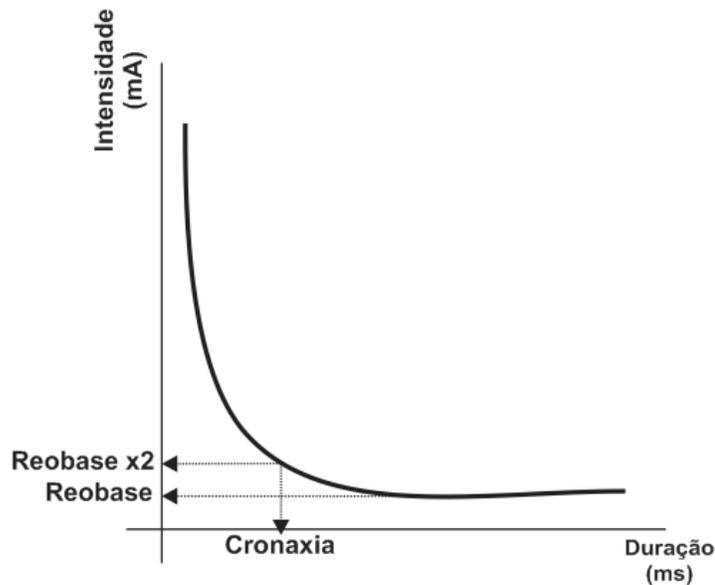


Figura 2.5: Curva da corrente limiar, Reobase e Cronaxia.

A Cronaxia varia para diferentes fibras nervosas e depende de sua sensibilidade e do período refratário. Nervos de condução rápida, como as fibras motoras $A\alpha$, apresentam tempo de Cronaxia pequeno, enquanto as fibras sensoriais, de condução lenta, como as fibras $A\delta$ e amielinizadas do tipo C, apresentam tempo de Cronaxia maiores (Tabela 2.2) (SARDESAI e IYER, 2009). Deste modo, se torna possível estimular um nervo motor sem que haja excitação de nervos sensoriais utilizando pulsos de corrente com pequena duração. Assim uma resposta motora pode ser alcançada, sem que haja presença de dor, pela estimulação do nervo usando baixa intensidade de corrente e pulso de curta duração, pois fibras sensoriais necessitam de pulsos de duração longa para que haja estimulação (HADZIC e TSUI, 2007).

Tabela 2.2: Cronaxia para diferentes nervos (SARDESAI e IYER, 2009).

	Nervo	Cronaxia (ms)
Amielinizado	C	0,40
Mielinizado	A δ	0,17
Mielinizado	A α	0,05 – 0,10

2.3.3.2 Relação entre amplitude do estímulo e distância entre eletrodo e nervo

A relação corrente-distância nos apresenta o princípio que possibilita estimar a distância entre a ponta da agulha e o nervo utilizando-se pulsos de corrente constante. Alternativamente, quanto menor o nível da corrente capaz de estimular o nervo, mais próximo da ponta da agulha o nervo estará (DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006).

A corrente necessária para uma estimulação extracelular depende da relação espacial entre a distância do eletrodo e o nervo. A variação no potencial transmembrana gerado por uma estimulação extracelular é mais intensa quanto menor a distância entre a fibra nervosa e o eletrodo. Ou seja, com o aumento da distância entre eles, um aumento não-linear na amplitude da corrente de estimulação será necessária para manter uma resposta motora (Figura 2.6). Isto acontece porque a corrente varia com o quadrado da distância e uma corrente de estimulação muito maior se torna necessária à medida que nos afastamos do nervo (TSUI, 2008; HADZIC e TSUI, 2007; BOLLINI e CACHEIRO, 2006).

$$I_{th} = I_R + k * r^2 \quad (2)$$

O limiar de corrente elétrica necessário para a estimulação extracelular de uma fibra nervosa em razão da distância é regida pela equação (2), no qual r é a distância entre o eletrodo e a fibra nervosa, I_{th} é a corrente requerida para estimulação, I_R é o limiar absoluto, ou seja, a corrente necessária quando o eletrodo está em contato com o nervo, e k determina a diferença de limiar entre a fibra nervosa em diferentes distâncias do eletrodo (GRILL, 2006).

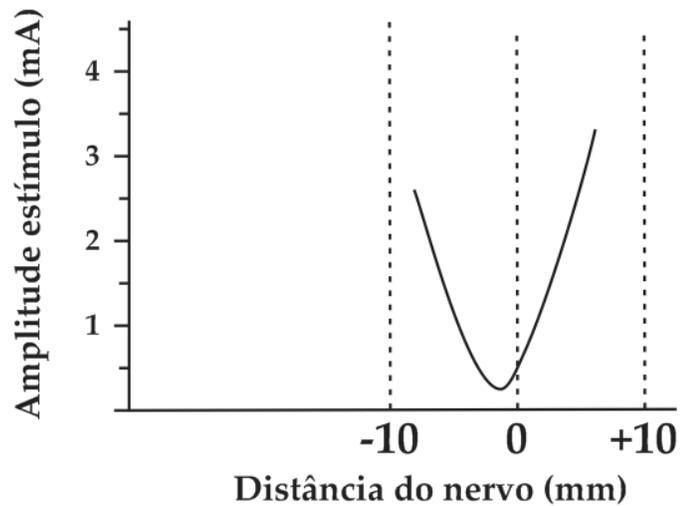


Figura 2.6: Relação entre amplitude do estímulo e distância entre eletrodo e nervo. Modificado de DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006.

2.3.4 Acomodação

Um estímulo sub-limiar prolongado ou um pulso de corrente com lenta variação de subida pode reduzir a excitabilidade nervosa pela inativação da condutância de sódio antes da despolarização atingir o seu limiar. Sob estas circunstâncias, pode ser impossível estimular uma fibra nervosa, mesmo com um forte estímulo. Este fenômeno é descrito como a "acomodação" das fibras nervosas. Para evitar este fenômeno, um pulso de corrente retangular com uma rápida velocidade de subida deve ser utilizado (HADZIC e TSUI, 2007; GEDDES e BAKER, 1999).

CAPÍTULO 3

3 ESTIMULADOR DE NERVOS PARA AUXÍLIO À ANESTESIA REGIONAL

O estimulador de nervos periféricos tem se demonstrado indispensável nas práticas modernas de anestesia regional. Através deste equipamento é possível estimar a distância entre a ponta da agulha e o nervo, o qual funciona, ao mesmo tempo, como via para infundir o anestésico e como eletrodo de estimulação, levando a um correto posicionamento da agulha e ocasionando um bloqueio de alta qualidade (BOLLINI e CACHEIRO, 2006). Este feito previne ou reduz riscos de lesão do nervo e minimiza efeitos colaterais dos anestésicos por, possivelmente, proporcionar uma redução na dose anestésica infundida (ANDRÉS, *et al.*, 2005).

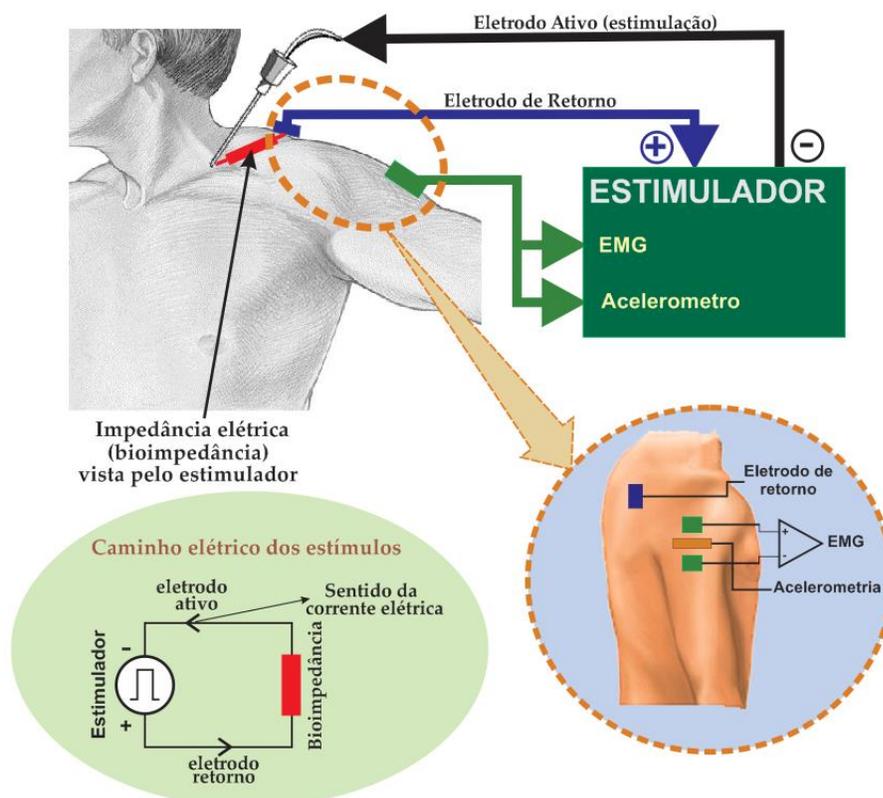


Figura 3.1: Diagrama ilustrando as conexões em um bloqueio de plexo braquial via interescalênica.

Para que o estimulador possa ser utilizado com essa finalidade, deve ser capaz de gerar pulsos de corrente constantes conduzidos por uma agulha-eletrodo de corpo eletricamente isolado sendo, condutora, apenas uma pequena fração em sua ponta (BOLLINI e CACHEIRO, 2006; TSUI e HOPKINS, 2006). Quando a ponta desta agulha aproxima-se do nervo e a amplitude da corrente de estimulação atinge o limiar de despolarização, uma contração muscular é evocada. Geralmente, o ponto ideal para injetar a solução anestésica é encontrado quando um pulso de 0,3mA com duração de 100 μ s se torna capaz de evocar uma resposta motora. Neste caso, a ponta da agulha estará a uma distância de 2 a 5 mm do nervo (TSUI e HOPKINS, 2006). Porém, caso seja encontrada uma resposta motora com corrente de 0,2mA deve-se afastar a agulha, pois existe uma grande probabilidade dela estar em contato com o nervo (SARDESAI e IYER, 2009).

A Figura 3.1 ilustra as conexões necessárias para o uso do estimulador. Entretanto, no modo convencional apenas o eletrodo ativo (agulha) e o eletrodo de retorno (eletrodo de superfície) são utilizados. Para o sistema desenvolvido neste trabalho acrescentaram-se os eletrodos para EMG e um acelerômetro, cuja finalidade é captar a resposta motora ao estímulo elétrico. É esta resposta motora que permitirá a automatização do processo de atualização dos níveis de corrente, melhorando a usabilidade do estimulador.

Para que o estimulador de nervos no auxílio a procedimentos de anestesia regional apresente confiabilidade satisfatória, permitindo uma reprodutibilidade no processo de bloqueio regional, algumas características devem ser respeitadas, assegurando um equipamento de “padrão ouro”, sendo elas: morfologia do pulso de estimulação, duração dos pulsos, exatidão na intensidade da corrente, frequência de estimulação, impedância ou bioimpedância máxima e funcionalidades. Estas características serão discutidas nos próximos tópicos.

3.1 MORFOLOGIA DOS PULSOS DE ESTIMULAÇÃO

O estimulador de nervos ideal deve ser capaz de gerar pulsos retangulares e monofásicos de corrente (ANDRÉS, *et al.*, 2005). Para que o pulso seja considerado retangular, seus tempos de subida e descida devem ser menores que 3 μ s (JOCHUM, *et al.*, 2006). Este ponto é crítico devido ao fenômeno de acomodação. Se a taxa de subida do pulso for lenta, a excitação nervosa poderá não ocorrer, pois o balanço iônico nas membranas das fibras nervosas será

capaz de ajustar-se a esta mudança. Deste modo, como a velocidade em que a acomodação pode acontecer é limitada, a excitação nervosa pode ser alcançada com pulsos de corrente que apresentem rápidas variações de subida e descida (GEDDES e BAKER, 1999).

3.2 DURAÇÃO DO ESTÍMULO

Para estimular apenas fibras motoras em um nervo misto (plexo), sem que haja estimulação de nervo sensorial, a duração dos estímulos deve corresponder à cronaxia das fibras motoras $A\alpha$ (50-100 μ s) (HADZIC, *et al.*, 2003). Assim, minimiza-se o desconforto ao paciente pela ausência de estimulação das fibras sensoriais, cuja cronaxia é da ordem de 400 μ s (HADZIC, 2004). Para isso, o estimulador de nervos deve apresentar opções de escolha variada para a duração dos pulsos, embora o mais usual, para esta finalidade, seja 100 μ s (ANDRÉS, *et al.*, 2005; HADZIC e UMEY, 2008).

3.3 EXATIDÃO NA INTENSIDADE DOS ESTÍMULOS

A impedância, ou seja, o caminho percorrido pela corrente elétrica através do corpo, vista pelo estimulador, pode variar devido a diversos estados fisiológicos. Assim, é necessário assegurar que a amplitude de corrente selecionada seja constante e invariante frente a variações na impedância presente entre os eletrodos do estimulador. Assim, a fim de garantir uma corrente constante, uma compensação automática da tensão (respeitando a lei de Ohm) deve ser incorporada ao estimulador, assegurando a passagem da corrente exata especificada dentro de uma faixa clinicamente real de impedância (HADZIC e UMEY, 2008; VISAN, *et al.*, 2002).

A importância da exatidão no controle da corrente e a necessidade que esta seja constante e invariante com a carga, refletem na garantia da qualidade da localização do nervo que se deseja bloquear. Se o estimulador de nervos entregar uma corrente menor que a selecionada, isto pode levar o operador a continuar avançando a agulha em direção ao nervo, quando de fato a agulha já estava próxima ao nervo. Aprofundar mais ainda a agulha pode levar a um dano mecânico ao nervo ou uma injeção intraneural de solução anestésica. Em contraste, quando a corrente entregue for maior que a selecionada pode resultar em uma injeção de solução anestésica distante

do nervo, o que leva a um aumento na probabilidade de falha no bloqueio (HADZIC, 2004; ANDRÉS, *et al.*, 2005).

3.4 FREQUÊNCIA DE ESTIMULAÇÃO

As frequências ideais de repetição de pulsos para uma estimulação confortável são 1 e 2Hz, sendo a segunda mais utilizada, na rotina cotidiana, por permitir uma melhor manipulação da agulha, tornando o procedimento de bloqueio, com ajuda de estimulador, mais rápido e eficiente. Caso o paciente sinta muito desconforto a frequência deverá ser reduzida para 1Hz (TSUI, 2008). Altas frequências podem fornecer um melhor *feedback* ao anestesiológico (menor intervalo de tempo entre estímulos levam a avanços menores da agulha entre pulsos consecutivos, aumentando a resolução espacial), entretanto podem gerar grande desconforto ao paciente por favorecer a tetanização do músculo. Isso gera dor muscular ao paciente por induzir uma contração sustentada (SARDESAI e IYER, 2009; DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006; URMEY, 2010). Com base neste efeito, a necessidade de escolher uma frequência que forneça boa velocidade de resposta ao médico, reduzindo o tempo de localização do nervo, e, ao mesmo tempo, minimizando a presença de desconforto ocasionado por tetanização é fundamental para o uso do estimulador adequadamente. Assim, 2Hz garantem uma boa resposta ao anestesiológico (TSUI e HOPKINS, 2006).

3.5 MÁXIMA CARGA DE SAÍDA

A impedância do corpo humano pode variar de 500 Ω a 10k Ω dependendo da parte do corpo em questão, sendo a pele, osso e gordura os tecidos que apresentam maior impedância (BOLLINI e CACHEIRO, 2006). Já os tecidos com maior teor de água (ex. músculos) são caracterizados por apresentarem baixa impedância (URMEY, 2002). Em pacientes saudáveis a resistência entre o eletrodo ativo (agulha) e o eletrodo de retorno (superfície da pele) varia entre 0,5 e 3k Ω , sendo a média de 1,5k Ω (ANDRÉS, *et al.*, 2005).

3.6 FUNCIONALIDADE E CONTROLE

Ergonomia eficaz e exibição das características e informações da estimulação são essenciais para uma prática clínica segura. Como regra geral, todo estimulador de nervos deve apresentar alarme visual e auditivo para casos de circuito aberto, falha de alimentação e impedância elevada (JOCHUM, *et al.*, 2006; DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006). Estes três avisos são essenciais, pois permitem que o anestesiológico saiba quando os estímulos não estão sendo entregues por mau funcionamento do equipamento ou conexão inadequada dos eletrodos (HADZIC e UMEY, 2008). Deve estar presente a possibilidade de controle dos três parâmetros usuais: frequência, duração dos pulsos e amplitude da corrente. O controle de corrente deve ser prático e simplificado de forma a permitir que apenas um único operador seja necessário para realizar o bloqueio com o auxílio do estimulador de nervos (HADZIC e TSUI, 2007). Também, se faz necessário fornecer ao operador informações a respeito dos três parâmetros envolvidos na estimulação, ou seja, qual a frequência, duração do estímulo e amplitude da corrente no momento da estimulação (VISAN, *et al.*, 2002).

3.7 RESPOSTA MOTORA À ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

A estimulação de nervos periféricos em auxílio ao bloqueio de plexo é baseada na avaliação da resposta motora. Ambas as inervações sensorial e motora estão agrupadas em um mesmo nervo misto, onde grupos aleatórios de axônios dão forma a um fascículo nervoso. A implicação clínica disto é que a estimulação nervosa produz uma resposta motora dependente de uma inervação motora específica. Isto explica porque múltiplas respostas motoras são observadas durante a estimulação elétrica de um mesmo tronco ou nervo (ANDRÉS e SALA-BLANCH, 2001). A Tabela 3.1 mostra que a estimulação de determinadas regiões estabelecem respostas motoras específicas (HADZIC e UMEY, 2008). A abordagem interescalênica é conveniente para cirurgias de ombro e parte superior do braço. A supraclavicular é indicada para cirurgias da parte superior do braço, cotovelo e mão. Já a infraclavicular é recomendada para cirurgias envolvendo desde o cotovelo até a mão e a abordagem axilar é ideal para cirurgias envolvendo a região abai-

xo do cotovelo, principalmente para a cirurgia de mão (VIEIRA, 2006; ZARAGOZA-LEMUS, *et al.*, 2008).

Tabela 3.1: Resposta motora a diferentes regiões de estimulação (Modificado de: (HADZIC e UMEY, 2008)).

Técnica de Bloqueio de Nervo Periférico	Corrente Inicial Recomendada (mA)	Profundidade Típica do Nervo (cm)	Resposta Motora Adequada	Corrente Desejada (mA)
Interescaleno	1,0	1,0-2,0	Deltoide, Tríceps, Bíceps	0,2 – 0,4
Supraclavicular	1,0	0,6 – 1,0	Deltoide, Tríceps, Bíceps	0,4
Infraclavicular	1,5	3,0 – 7,0	Bíceps, Mão	0,2 – 0,3
Axilar	1,0	1,0 – 2,0	Mão, Bíceps	0,2 – 0,4

A presença desta resposta motora, avaliada de acordo com a técnica de bloqueio escolhida (Tabela 3.1), permite estimar o melhor posicionamento da agulha em relação ao nervo que se deseja bloquear (ANDRÉS e SALA-BLANCH, 2001). Assim, podemos estimar a proximidade da agulha em relação ao nervo verificando a resposta à estimulação mediante a amplitude da corrente aplicada (BOLLINI e CACHEIRO, 2006).

3.8 TIPO DOS ELETRODOS (AGULHAS)

A agulha é a uma extensão do estimulador, funcionando, ao mesmo tempo, como eletrodo de estimulação e como via para infusão da solução anestésica. Sua utilização ocorre em duas etapas: na primeira, ela trabalha como eletrodo de estimulação, permitindo localizar o nervo que se deseja bloquear; na segunda etapa, já com a agulha corretamente posicionada, o estimulador é desligado e a seringa, contendo o anestésico, é conectada em sua extremidade para infundir o anestésico próximo ao nervo. A Figura 3.2 ilustra este procedimento.

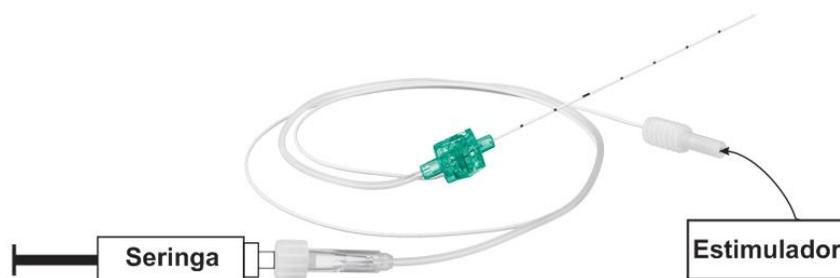


Figura 3.2: Conexão da agulha com o estimulador e a seringa.

Entretanto, dois tipos de agulhas podem ser utilizados: eletricamente isolada e não-isolada (Figura 3.3). As propriedades e geometrias dos campos elétricos que elas produzem são completamente diferentes. No ambiente clínico, a agulha isolada é, largamente, a mais utilizada na realização de bloqueio anestésico com o auxílio do estimulador de nervos.

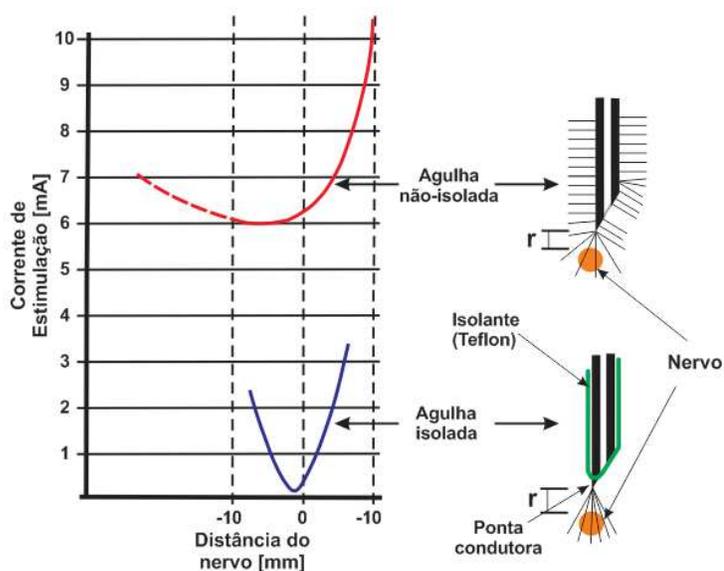


Figura 3.3: Tipos de agulhas para localização de plexo. Onde r é a distância da ponta da agulha em relação ao nervo. Modificado de DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006.

3.8.1 Isoladas

Agulhas eletricamente isoladas (revestidas com uma fina camada de material não condutivo, e.g. Teflon, mantendo apenas uma pequena área condutiva em sua ponta) são as mais comumente utilizadas, pois permitem estimular um nervo com uma amplitude de corrente

menor (TSUI e HOPKINS, 2006). Essa pequena área condutora gera uma alta densidade de corrente na ponta da agulha, o que ocasiona uma despolarização do nervo com uma corrente de baixa intensidade (SARDESAI e IYER, 2009). A Figura 3.3 mostra que a densidade de corrente para este tipo de agulha é focada, ou seja, a corrente elétrica não se dispersa ao longo do corpo da agulha (DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006). Como consequência, uma amplitude de corrente menor pode ser utilizada para evocar uma resposta motora à estimulação. Com esta agulha, uma corrente limiar para estimulação entre 0,5 e 0,7 mA com duração do pulso de 100us pode estimular um nervo que está distante, aproximadamente, 2 a 5mm (TSUI e HOPKINS, 2006).

3.8.2 Não-Isoladas

A agulha não isolada distribui a corrente elétrica ao longo do seu corpo. Deste modo, a densidade de corrente na ponta da agulha é menor, necessitando de uma amplitude de corrente maior para evocar uma resposta motora (Figura 3.3) (DARLRYMPLE e CHELLIAH, 2006). O uso deste tipo de agulha torna a localização do nervo mais difícil. Como a corrente se distribui ao longo do corpo da agulha, caso a ponta da agulha ultrapasse o posição do nervo, porém seu corpo esteja suficientemente próximo ao nervo, uma falsa localização pode ocorrer, prejudicando a qualidade do bloqueio (TSUI e HOPKINS, 2006).

3.9 POLARIDADE DE ESTIMULAÇÃO E ELETRODO DE RETORNO

Durante a estimulação com finalidade de localizar o nervo, os pulsos devem apresentar polaridade negativa, ou seja, o eletrodo de estimulação (agulha) deve negativo em relação ao eletrodo de retorno (superfície da pele). Deste modo, a polaridade da corrente de estimulação é um importante fator para estimulação de nervos (HADZIC e TSUI, 2007).

Quando a agulha é conectada ao polo negativo do estimulador, a corrente necessária para causar a despolarização diminui cerca de três a quatro vezes em relação à polaridade reversa (HADZIC e TSUI, 2007). A razão disso é que para essa conexão, os elétrons fluem da agulha para o nervo, neutralizando a carga positiva na superfície da membrana. Essa neutralização leva a uma imediata redução do potencial externo da membrana, causando uma área de des-

polarização, que resulta em um potencial de ação (TSUI e HOPKINS, 2006). Quando a agulha é conectada ao polo positivo do estimulador, os elétrons fluem do nervo para a agulha o que leva a um aumento da carga positiva na superfície da membrana. Esse aumento de carga eleva a diferença de potencial transmembrana causando uma hiperpolarização do nervo, consequentemente reduzindo sua excitabilidade (TSUI, 2008; HADZIC e TSUI, 2007). Este fenômeno é demonstrado na Figura 3.4, tanto para estimulação com polaridade negativa quanto positiva.

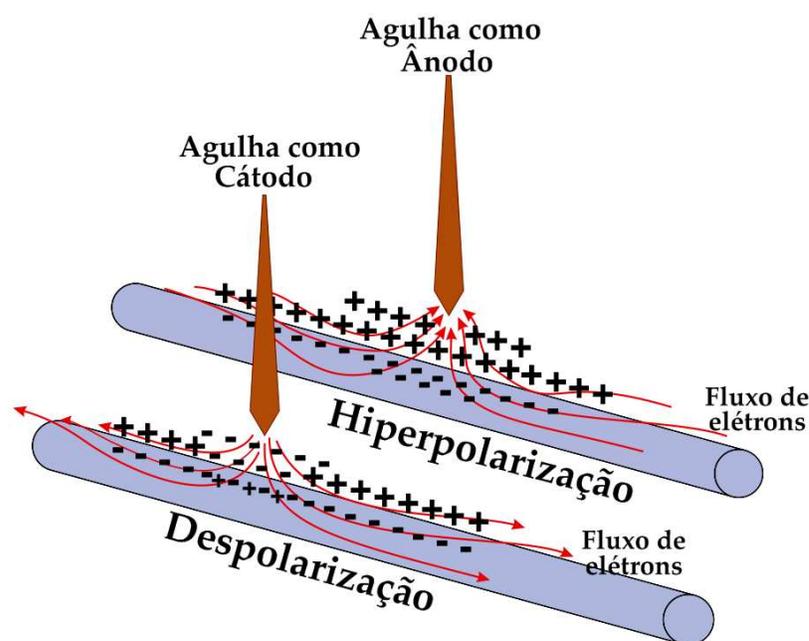


Figura 3.4: Polaridade de conexão da agulha. Estimulação catódica é preferível por necessitar de uma corrente de menor intensidade. Modificado de HADZIC e TSUI, 2007.

Por fim, o local a ser fixado o eletrodo de retorno não é um ponto crítico para estimuladores que forneçam correntes constantes. Deve-se apenas observar uma boa fixação do eletrodo para evitar queimadura causada por uma densidade de corrente elevada (HADZIC e UMEY, 2008; TSUI, 2008).

CAPÍTULO 4

4 DESENVOLVIMENTO DO ESTIMULADOR

4.1 METODOLOGIA

O estimulador desenvolvido neste trabalho pode ser resumido pelo diagrama em blocos mostrado na Figura 4.1. O sistema foi organizado em módulos para facilitar a identificação de possíveis fontes de ruído e falhas. Como controlador central, optou-se pela utilização da placa de desenvolvimento DEMO9S08LC60 da Freescale®. Esta placa é responsável pela interface de comunicação entre o estimulador e o computador PC (que se encontra isolado da rede elétrica, alimentado somente por bateria), controle dos parâmetros de estimulação (frequência, duração e amplitude da corrente) e interface gráfica com o usuário através de um *display* LCD. Um aplicativo desenvolvido em VB.net através do *software* Microsoft Visual Studio® permite controlar todos os parâmetros de estimulação. Adicionalmente, os módulos 4 e 5 foram adicionados como mecanismo de realimentação ao neuroestimulador, permitindo que o ajuste da amplitude de corrente seja realizado automaticamente. Este automatismo dará maior praticidade ao médico anestesiológico na utilização do equipamento.

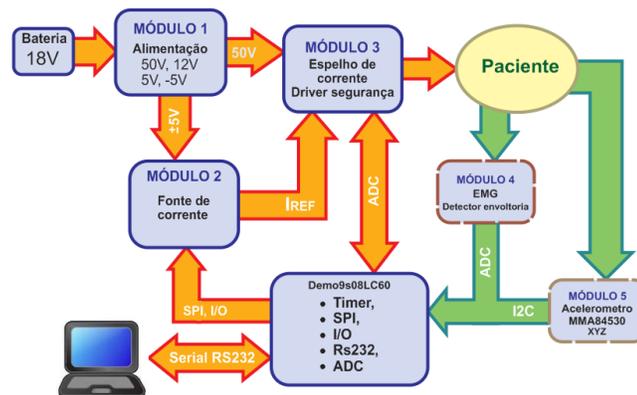


Figura 4.1: Diagrama em blocos do funcionamento do estimulador.

Nos próximos tópicos serão detalhados o desenvolvimento de cada módulo do estimulador, sua utilidade e mecanismo de funcionamento.

4.1.1 Módulo 1: Fonte de alimentação e alta tensão

Com o foco na portabilidade, pois este equipamento será transferido entre diversas salas cirúrgicas no decorrer de um dia de trabalho, torna-se vantajoso um equipamento alimentado por bateria, pois, neste caso, estará livre para ser transferido entre as salas sem maiores incômodos, como falta de tomada e excessos de cabo ao redor do paciente. Assim, optou-se por um equipamento alimentado por bateria, no caso deste equipamento 2 baterias de 9V em série. Para alimentar os circuitos eletrônicos e o microcontrolador, a tensão da bateria precisou ser regulada. Assim, são necessárias tensão de +5V para alimentação do microcontrolador, amplificador, oscilador e conversor digital para analógico, tensão de +12V para de amplificador e -5V para alimentar o amplificador responsável pela conversão de tensão em corrente elétrica. Para que o estimulador de nervos possa ser utilizado em todos os pacientes, independente de sua condição fisiológica, ele deve ser capaz de fornecer uma corrente constante independente da impedância. Um bom estimulador deve ser capaz de fornecer uma corrente constante máxima de 5mA sobre uma impedância de até 10k Ω . Assim, pela lei de Ohm, uma tensão de 50V deverá ser aplicada. Deste modo, um conversor de alta tensão, elevando os 18V da bateria para 50V, precisa ser desenvolvido. Cada barramento de alimentação (+5V, -5V e +12V) deve ser capaz de fornecer corrente elétrica suficiente para manter o funcionamento dos componentes conectados a ele. A Tabela 4.1 mostra o consumo máximo para cada linha do barramento de alimentação. Assim, cada barramento deve ser projetado para fornecer esta corrente, mantendo uma segurança de pelo menos 10%.

Tabela 4.1: Consumo de corrente para cada linha de barramento de alimentação.

Barramento (V)	Corrente Máxima (mA)	Corrente de Projeto (mA)
-5	1	1,1
+5	20	22
+12	2	2,2

A partir destas especificações, este módulo pode ser ilustrado pelo diagrama da Figura 4.2, o qual mostra todas as saídas necessárias para alimentação do sistema e a alta tensão para compensação da impedância. No Apêndice A, encontra-se o circuito elétrico completo deste módulo.

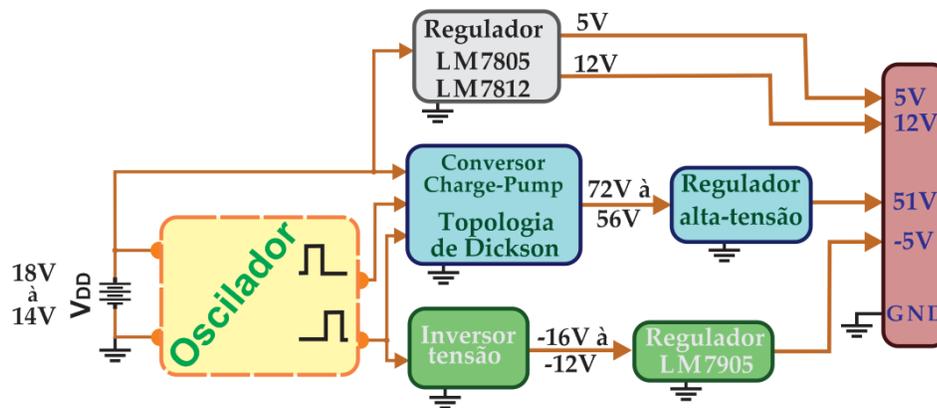


Figura 4.2: Diagrama em blocos do módulo de alimentação com suas respectivas saídas.

Para alimentação dos diversos circuitos, como amplificadores, conversores Digital-Analógico, comparadores e microcontrolador, a tensão da bateria foi regulada para os níveis desejados (+5V e +12V), respectivamente, a partir de um regulador LM7805 e um LM7812.

A tensão negativa (-5V) foi obtida através de um circuito multiplicador de tensão configurado em modo inversor, como visto na Figura 4.3.

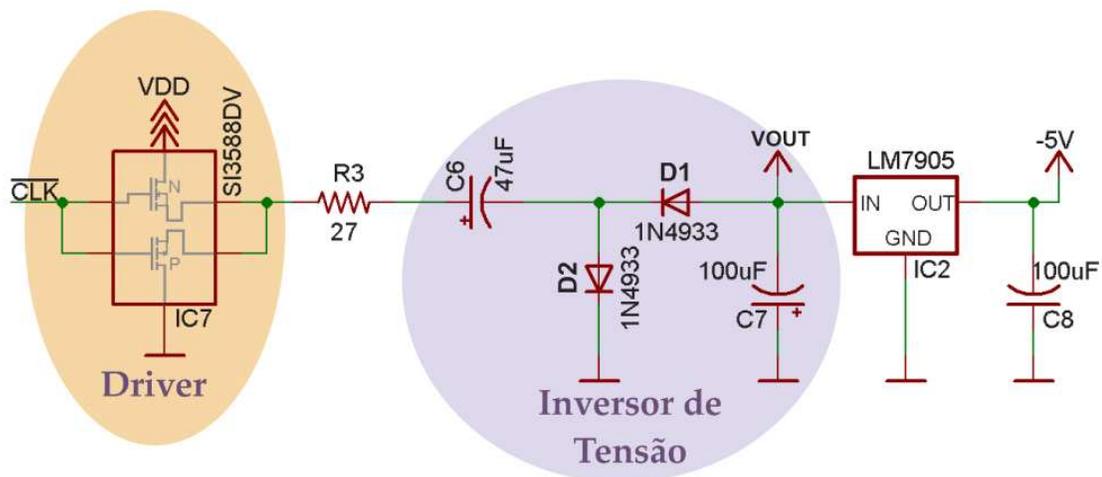


Figura 4.3: Circuito multiplicador de tensão configurado em modo inversor.

Este circuito converte os pulsos PWM, presentes na entrada \overline{CLK} do Driver de acoplamento, de amplitude V_{DD} (com ciclo ativo de 50%) em uma tensão contínua V_{OUT} definida pela seguinte equação:

$$V_{OUT} = -(V_{DD} - V_{D1} - V_{D2}) \quad (3)$$

Onde V_{OUT} é a tensão de saída, V_{DD} é a tensão proveniente das baterias em série e V_D é queda de tensão sobre os diodos D1 e D2.

A função do resistor R3 é minimizar a corrente de pico ao acionar o equipamento, uma vez que os capacitores estão descarregados gerando uma corrente elevada devido à baixa resistência interna dos capacitores. Para gerar o sinal PWM presente na entrada \overline{CLK} , utilizou-se o circuito oscilador apresentado na Figura 4.4. Este circuito é composto pelo oscilador ICM7556 que corresponde a dois circuitos 555 em um mesmo encapsulamento. A escolha deste componente se deu pela facilidade em se gerar dois sinais de mesma amplitude com defasagem de 180°. Embora para o circuito inversor seja necessário apenas uma fase, o circuito *charge-pump* (que será apresentado mais a frente) necessita das duas fases para um funcionamento eficiente. A frequência de oscilação ajustada foi de 1kHz para minimizar o surgimento de ruídos em alta frequência gerados durante o chaveamento dos semicondutores (diodos D1 e D2) e reduzindo o número de componentes por minimizar a necessidade de filtros elétricos. Esta decisão é importante, pois por se tratar de estimulação invasiva, pequenas amplitudes de ruídos podem evocar um potencial de ação. O *Driver* IC7 visto no circuito da Figura 4.3 é composto pelo componente SI3588DV, o qual é constituído por dois MOSFET (um de canal N e outro de canal P), sendo obrigatório para garantir o fornecimento adequado de corrente pelo inversor, pois a capacidade de corrente do oscilador é relativamente baixa (15mA).

Como V_{DD} pode variar entre 14 e 18V, devido ao desgaste da bateria, a tensão de saída poderá variar, teoricamente, de -14 a -18V. Entretanto, como os componentes reais não são ideais, há uma perda de tensão sobre os componentes, sendo a mais drástica sobre os diodos. Assim, a tensão de saída excursionará entre, aproximadamente, -12V e -16V, quando não houver carga aplicada, pois a tensão de queda no diodo é a sua tensão de condução que, no caso do diodo utilizado, é 1V para cada diodo. Para ajustar V_{OUT} ao nível desejado (-5V), utilizou-se o regulador LM7905.

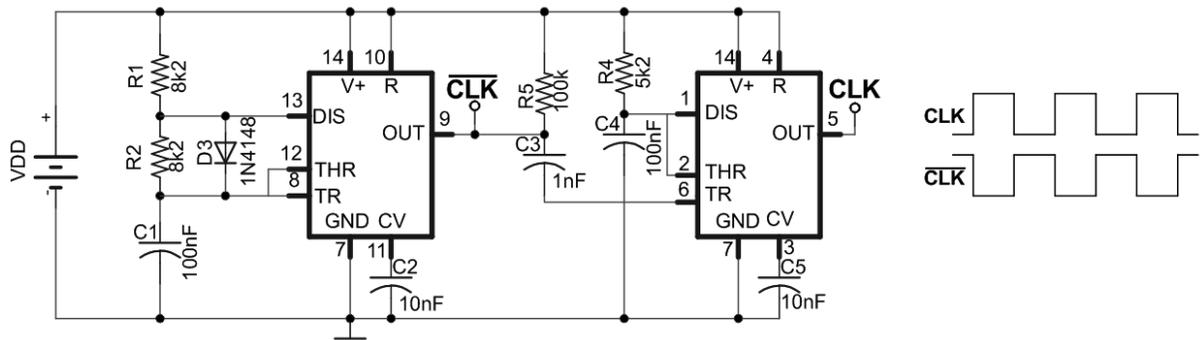


Figura 4.4: Oscilador composto pelo circuito ICM7555 gerando dois sinais (CLK e \overline{CLK}) defasados em 180° .

Como já visto, a impedância do corpo humano pode variar por diversas circunstâncias, tornando assim, imprescindível que a fonte de corrente possa excursionar por uma ampla faixa de impedância. Assim, partindo de uma impedância máxima vista pelo estimulador como sendo $10k\Omega$ e corrente máxima de estímulos com $5mA$, a maior tensão para compensação, segundo a lei de Ohm, será de $50V$ (BARTHAM, 1997). Deste modo, optou-se pelo conversor *charge-pump*, modelo de Dickson, apresentado na Figura 4.5, para elevar a tensão das baterias ao nível necessário (PALUMBO e PAPPALARDO, 2010). Este circuito minimiza a geração de ruídos e ocupa uma pequena área na placa de circuito. O resistor $R4$ serve para minimizar o pico de corrente ao ligar o sistema devido à baixa resistência interna dos capacitores. As chaves de acionamento CLK e \overline{CLK} estão conectadas ao circuito oscilador apresentado na Figura 4.4, cuja função é fornecer corrente suficiente para o conversor *charge-pump*.

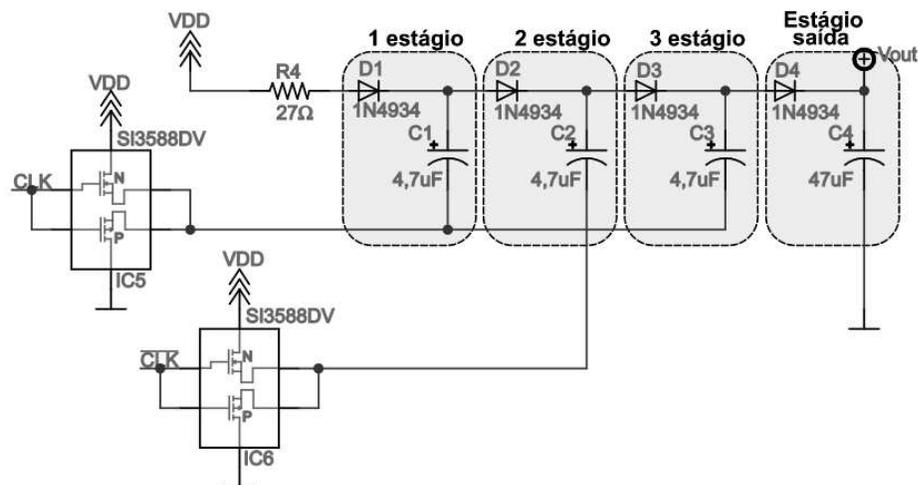


Figura 4.5: Conversor *charge-pump* na topologia de Dickson com 3 estágios.

A tensão de saída deste circuito pode ser calculada pela seguinte equação:

$$V_{out} = (N + 1)V_{DD} - N \frac{I_L}{C \times F} \quad (4)$$

Onde, N é o número de estágios, V_{DD} é a tensão de alimentação, I_L é a corrente de saída para a carga, C é a capacitância, F é a frequência de chaveamento e V_{out} é a tensão de saída.

Considerando-se a necessidade de uma tensão de 50V e que a tensão fornecida pela bateria pode variar entre 18V e 14V no decorrer de sua vida útil, o conversor deverá apresentar 3 estágios ($N = 3$). Assim, tem-se um V_{out} variando entre 56V e 72V. Para adequação ao nível desejado, 50V, um regulador de tensão foi acoplado à saída do circuito, garantindo que a tensão seja estabilizada em 51V. Este regulador (Figura 4.6) consiste em um transistor bipolar polarizado por um diodo *zener* ($V_z = 51V$) conectado em sua base. Por segurança, um limitador de corrente foi anexado ao circuito. Este limitador atuará caso a corrente de saída seja superior a 15mA. Quando a corrente de saída aumenta, a queda de tensão através do resistor R2 aumenta. No momento em que a queda de tensão neste resistor atinge certo limite (0,7V), o transistor T2 passa a conduzir, desviando a corrente da base do transistor T1, reduzindo com isso a corrente de carga (BOYLESTAD e NASHELSKY, 2004).

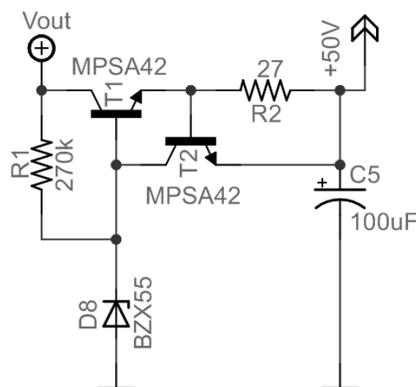


Figura 4.6: Regulador de alta tensão com limitador de corrente.

Com isso obtemos todas as tensões necessárias ao funcionamento do sistema, sendo: $\pm 5V$, $+12V$ e $+50V$.

4.1.2 Módulo 2: Circuito de controle dos pulsos de corrente

Este módulo tem por finalidade controlar a duração dos estímulos e a amplitude da corrente de forma digital. Esta característica é de grande importância, pois através dela poderemos automatizar o processo de atualização da amplitude dos estímulos sem que haja a necessidade de um operador. Para tal feito, utilizou-se o circuito da Figura 4.7, o qual permite controlarmos a duração dos estímulos através do sinal STIM proveniente do microcontrolador e a amplitude dos estímulos através da tensão fornecida pelo conversor digital-analógico que é espelhada sobre o resistor R_{REF} . O Apêndice B apresenta o circuito elétrico completo deste módulo.

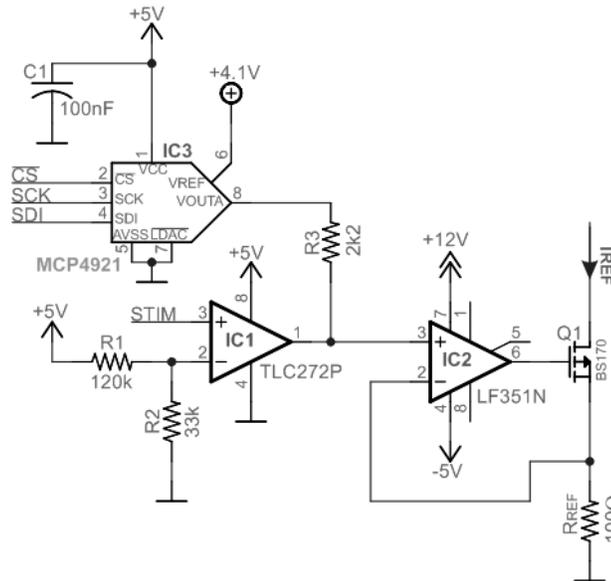


Figura 4.7: Esquemático do Controle e Gerador dos Estímulos.

O circuito desenvolvido é composto por um comparador em modo coletor aberto com a finalidade de controlar a largura dos pulsos (STIM) (ou seja, enquanto o comparador aguarda o surgimento de um evento, sua saída fica aterrada), o qual é ativado pelo microcontrolador. Para o controle das amplitudes de corrente, o DAC (IC3), conectado a um resistor *pull-up* (R3) ligado à saída do comparador (IC1), controla o nível de tensão (V_{DAC}) necessária para a geração da corrente com a amplitude desejada. Assim, temos na entrada do amplificador IC2 um pulso de tensão (V_{DAC}) com duração determinada pelo chaveamento do comparador, que por sua vez é determinada pelo acionamento da entrada STIM pelo microcontrolador. Para completar o ciclo

de geração do pulso de corrente, utilizou-se um conversor de tensão em corrente constituído pelo amplificador IC2, transistor Q1 e R_{REF} . Este conversor espelha a tensão na entrada do amplificador sobre o resistor R_{REF} , gerando uma corrente definida pela relação V_{DAC}/R_{REF} . Assim, a corrente gerada e controlada digitalmente é dada por:

$$I_{REF} = \frac{V_{DAC}}{R_{REF}} \times STIM \quad (5)$$

Onde $STIM$ é o nível lógico “0” ou “1” se mantendo em “1” durante o tempo selecionado para duração dos pulsos de corrente (50 μ s, 100 μ s ou 200 μ s).

Os resistores R1 e R2 formam um divisor resistivo cuja finalidade é definir o limiar necessário para surgimento de um evento no comparador. Assim, selecionou-se o nível de 1V, evitando que ruídos possam ativar um evento no comparador.

Embora a corrente gerada neste circuito já possua as características para estimulação, não é possível compensarmos a variação de impedância por haver um baixo excursionamento de tensão na saída o que leva a uma baixa faixa de impedância permitida, limitada pela tensão de alimentação do amplificador (+12V). Deste modo, o Módulo 3 apresenta um método que compensa essa baixa faixa de impedância.

4.1.3 Módulo 3: Espelho de corrente

Como a impedância do corpo humano pode variar devido a diversos fatores, um sistema que forneça uma corrente constante independente da variação na carga precisou ser utilizado. Com isso, as características de um espelho de corrente se adequam a essa aplicação, pois permitem a geração de uma corrente constante invariante com a carga controlada pela corrente de referência (I_{REF}). Como vemos na Figura 4.8, o espelho de corrente, sendo uma fonte de corrente real (I_S), possui uma resistência em paralelo (R_{OUT}), a qual insere um desvio na corrente da carga. Sendo assim, esta resistência deve apresentar o maior valor possível a fim de causar a mínima de alteração na corrente de saída (I_L). Vemos ainda, que a corrente na carga é controlada pela corrente I_{REF} que, por sua vez, é controlada pela tensão V_{DAC} através do sistema de controle.

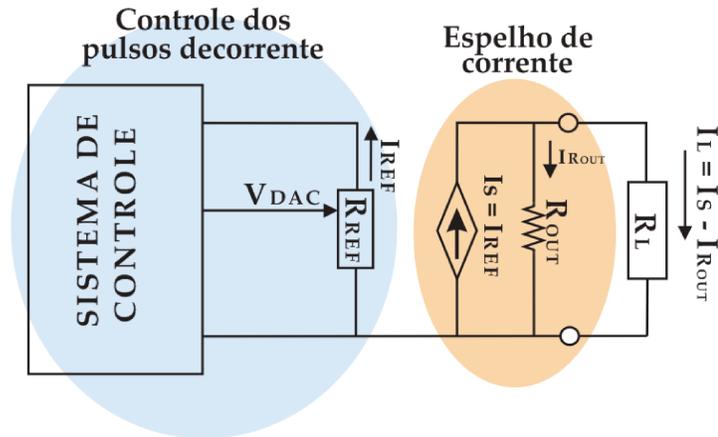


Figura 4.8: Circuito representativo da fonte de corrente e seu controle para uso no estimulador.

Assim, considerando a necessidade de uma fonte de corrente com alto valor de R_{OUT} , estudou-se o desempenho de duas topologias de espelho de corrente (Figura 4.9): Wilson e Wilson Melhorado. Para ambos os modelos foi utilizado o MOSFET BSS84.

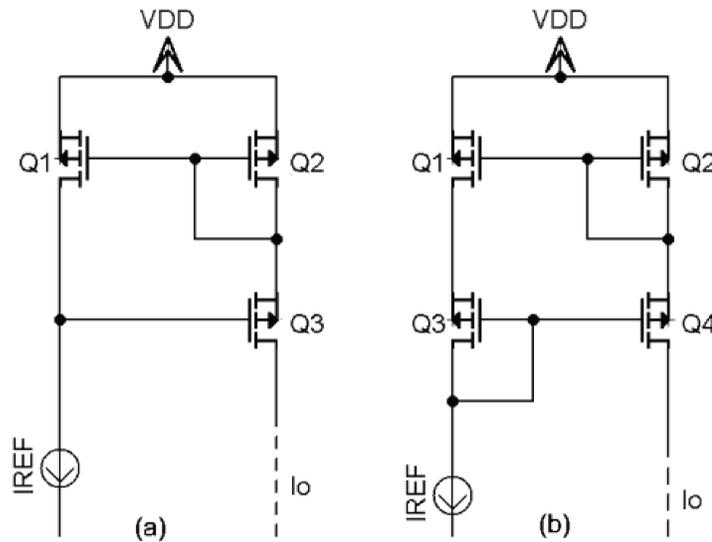


Figura 4.9: (a) Espelho de Corrente de Wilson e (b) Espelho de Wilson Melhorado (Modificado de: (YUAN, 2007)).

Para o Espelho de Corrente de Wilson a resistência de saída (R_{OUT}) pode ser estimada, teoricamente, pela seguinte equação:

$$R_{OUT} = \left(\frac{g_{m1}g_{m3}}{g_{m2}} \right) r_{ds3}r_{ds1} \quad (6)$$

Onde r_{ds1} e r_{ds3} são as resistências de condução internas ao MOSFETs Q1 e Q3 quando o transistor está ativo e g_{m1} , g_{m2} e g_{m3} são os ganhos de transcondutância dos transistores Q1, Q2 e Q3.

Já o Espelho de Corrente de Wilson Modificado, sua resistência de saída (R_{out}) pode ser estimada, teoricamente, pela seguinte equação:

$$R_{OUT} \approx g_{m1}r_{ds1}r_{ds4} \quad (7)$$

Onde r_{ds1} e r_{ds4} são as resistências de condução internas dos MOSFETs Q1 e Q4 quando o transistor está ativo e g_{m1} a os ganhos de transcondutância dos transistores Q1.

Mediante a importância de se saber o valor real de R_{OUT} para cada espelho de corrente, pois cada topologia apresenta características diferentes, utilizou-se o seguinte método para medi-la.

Mediu-se a tensão gerada em dois valores de impedância distintos, simulando a carga, (R_{L1} e R_{L2}), sob uma mesma amplitude de corrente. Assim, a fonte de corrente apenas energizará a resistência equivalente da associação em paralelo entre R_{OUT} e R_L , fornecendo o mesmo valor de corrente que se distribuirá entre R_{OUT} e R_L . Deste modo, parte da corrente se desviará de R_L para R_{OUT} , e esse desvio será proporcional ao aumento de R_L , coordenado pela associação em paralelo de R_L com R_{OUT} , justificando, assim, a necessidade que a fonte possua um valor de R_{OUT} elevado. É fundamental que R_{OUT} seja, pelo menos, 100 vezes superior ao maior valor de R_L , para que o desvio seja menor ou igual a 1%. Deste modo, podemos calcular a R_{OUT} da seguinte maneira:

$$I_{RL1} = I_{RL2} = 1mA \quad (8)$$

Onde I_{RL1} e I_{RL2} são as correntes selecionadas para cálculo da impedância de saída, sendo de mesma amplitude para ambos os valores de carga.

$$\frac{V_{RL1}}{R_{OUT} // R_{L1}} = \frac{V_{RL2}}{R_{OUT} // R_{L2}} \quad (9)$$

Onde V_{RL1} e V_{RL2} são as tensões medidas para R_{L1} e R_{L2} e R_{OUT} é a resistência de saída do espelho de corrente.

Reorganizando a equação e isolando R_{OUT} , temos:

$$R_{OUT} = \frac{R_{L1}R_{L2}(V_{RL2} - V_{RL1})}{V_{RL1}R_{L2} - V_{RL2}R_{L1}} \quad (10)$$

As medidas para obter a impedância de saída foram realizadas com resistência de saída $R_{L1} = 0,5k\Omega$ e $R_{L2} = 5k\Omega$.

4.1.4 Módulo 4: Eletromiografia da contração evocada (EMG)

Este módulo tem como objetivo coletar a resposta mioelétrica evocada pela estimulação do nervo. Sua finalidade é realimentar o sistema de estimulação, permitindo um controle automático das amplitudes de corrente. O Apêndice C apresenta o circuito elétrico completo deste módulo.

A Figura 4.10 mostra o diagrama em blocos do sistema condicionador de sinal EMG utilizado. Este é composto por um amplificador de instrumentação (INA129 fabricado pela Texas Instruments ®) com ganho de 20, seguido por um filtro passa-alta para eliminar ruídos de movimento e sinal DC. O circuito retificador de precisão foi adicionado com o objetivo de eliminar a parte negativa do sinal EMG, pois o ADC do microcontrolador utilizado é monopolar. Adicionalmente, para o propósito do estudo, a morfologia do sinal EMG não é necessária, e deste modo acrescenta-se ao final do circuito um detector de envoltória (filtro passa-baixa com frequência de corte em 50Hz) com a finalidade de detectar apenas o nível de atividade do músculo. Por fim, um estágio de amplificação com ganho de 50 é adicionado totalizando um ganho final de 1000. Este alto valor de ganho aperfeiçoará o processo de identificação da resposta motora, pois intensificará o sinal EMG evocado para valores máximos. Assim, teremos um sinal com picos elevados logo após o momento de estimulação seguido de uma contração muscular.

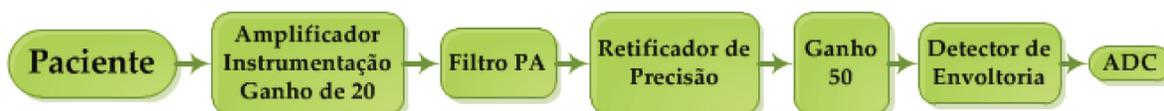


Figura 4.10: Diagrama em blocos do Circuito condicionador e Sinal EMG.

O sinal EMG condicionado é amostrado durante 300ms, pois apenas desejamos o EMG evocado logo após a estimulação, sendo seu início, logo após o término do pulso de estímulo. A amostragem é realizada a uma taxa de 200Hz e resolução de 8bits.

4.1.5 Módulo 5: Acelerômetro

Este módulo possui a mesma finalidade do módulo 4, com o diferencial que o acelerômetro captura o movimento de contração muscular, ao contrario do EMG que captura a atividade mioelétrica. Deste modo, haverá um atraso na resposta do acelerômetro em comparação com o EMG. A Figura 4.11 ilustra o diagrama elétrico do acelerômetro MMA8453Q fabricado pela Freescale®. Sua comunicação com o microcontrolador é via serial IIC (*Inter-Integrated Circuit*) com frequência de comunicação em 415kHz, 10bits de resolução para cada eixo (Gx, Gy e Gz) e frequência de amostragem de 200Hz por um período de 300ms.

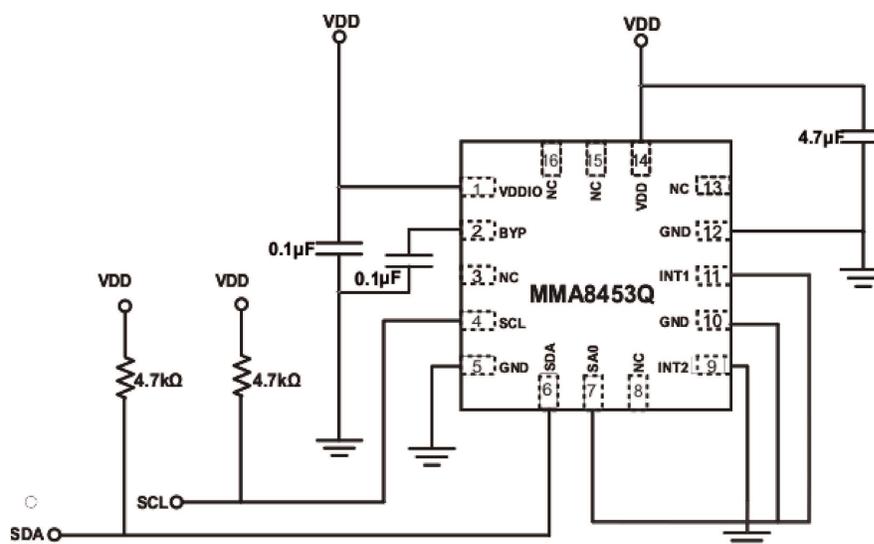


Figura 4.11: Diagrama elétrico do acelerômetro MMA8453Q.

As medições podem ser obtidas nos 3 eixos ortogonais. Deste modo, abre-se a possibilidade de estudo de qual ou quais eixos são mais vantajosos ao uso como realimentação do estimulador para automatizar o processo de controle dos níveis de corrente. Assim, o acelerômetro foi fixado ao paciente sempre da mesma maneira, ou seja, com o paciente deitado, o sensor é posicionado sobre o músculo deltoide mantendo o plano XY em contato à pele, enquanto o eixo Z assume a posição perpendicular à pele.

4.1.6 A placa de desenvolvimento DEMO9S08LC60 e o *firmware* desenvolvido

Para o controle digital de todos os processos envolvidos na estimulação, utilizou-se a placa de desenvolvimento DEMO9S08LC60. Esta placa integra o microcontrolador MC9S08LC60 da Freescale, além de *display* LCD embutido, interface RS232 e *buzzer* para acionamento sonoro. Esta placa fornece todas as ferramentas necessárias para o desenvolvimento de um excelente estimulador de nervos, em sua versão protótipo, pois permite controlar todos os parâmetros de estimulação, como frequência e duração dos estímulos pelo acionamento de *timers*, amplitude da corrente pela atualização do DAC via interface periférica serial (SPI - *Serial Peripheral Interface*), comunicação com PC via serial RS232, além de avisos visuais e sonoros via LCD e *buzzer*, respectivamente.

O fluxograma apresentado na Figura 4.12 ilustra a sequência de trabalho executada pelo microcontrolador a fim de controlar todo o processo de estimulação. Neste fluxograma temos duas variáveis de maior importância, sendo MASK responsável pela seleção da função desejada (frequência, duração, corrente ou parada e amostragem) e PARAMET responsável pela seleção do parâmetro necessário (1Hz, 2Hz, 50 μ s, 100 μ s, 200 μ s ou nível do pulso de corrente). O programa realiza as amostragens do acelerômetro e EMG consecutivamente, realizando seu envio para o PC após realizar uma captura dos 3 eixos do acelerômetro e do EMG.

Já a Figura 4.13 mostra a rotina que controla a duração dos pulsos e o período de amostragens das variáveis envolvidas, no caso os dados da aceleração para o eixo X, Y e Z e o sinal EMG evocado pela estimulação do nervo. A variável AMOSTRA é um contador para que não seja ultrapassado um total de 60 pontos de captura.

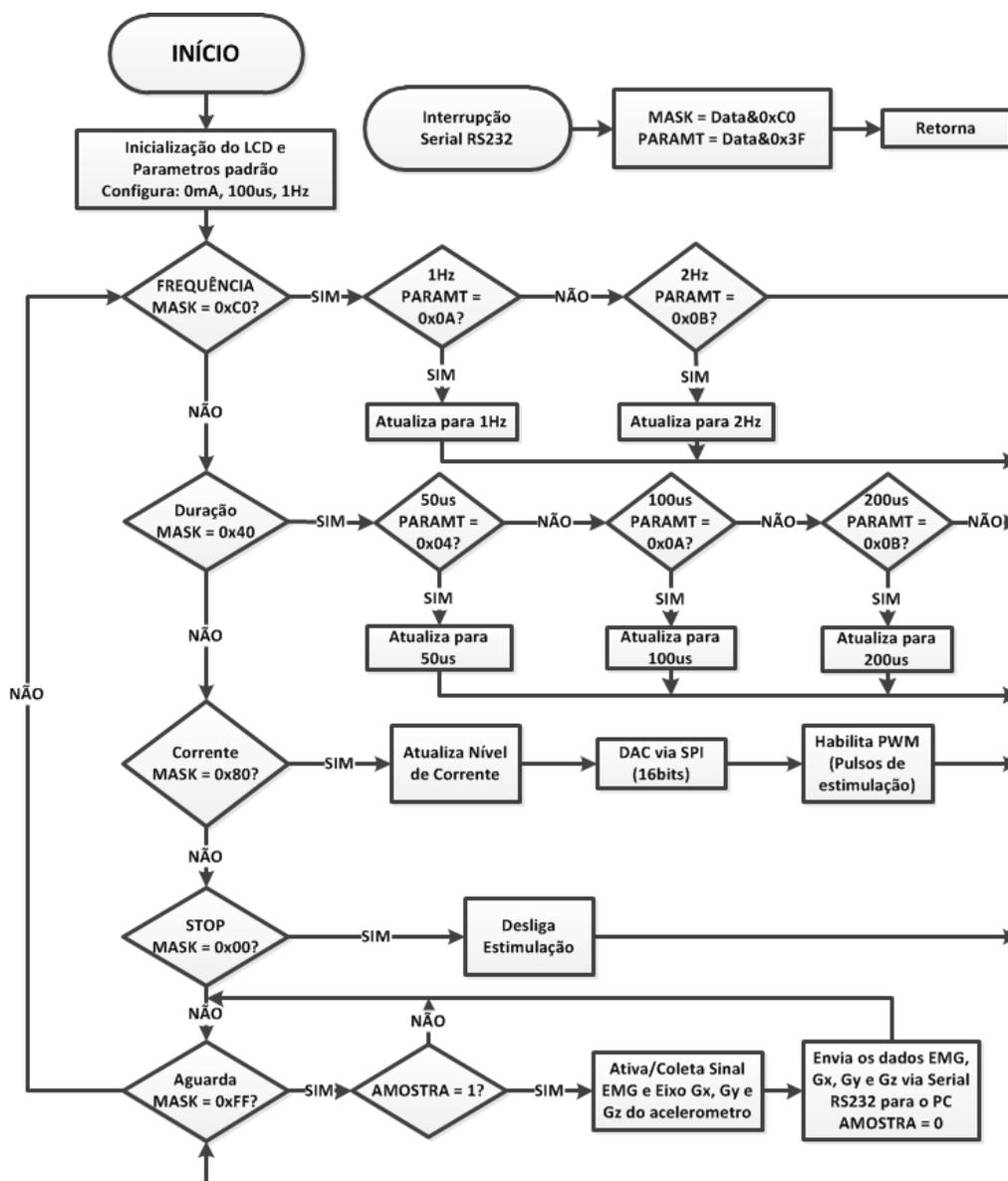


Figura 4.12: Fluxograma ilustrativo do *firmware* controlador do estimulador desenvolvido para o microcontrolador MC9S08LC60.

Após cada estímulo, são coletados 300ms de dados a uma taxa de amostragem de 200Hz. Os dados do acelerômetro são amostrados em 10bits e o EMG em 8bits. A transferência dos dados coletados para PC é realizada via interface RS232 configurada com *baud rate* de 256kpbs, 1bit de *Start* e 1bit de *Stop*. Assim, cada ciclo de amostragem (7 Bytes formados a partir de 2 Bytes para Gx, 2 Bytes para Gy, 2 Bytes para Gz e 1 Byte para EMG) leva 273µs para ser transmitido ao PC, o que garante não haver sobreposição de amostras no tempo.

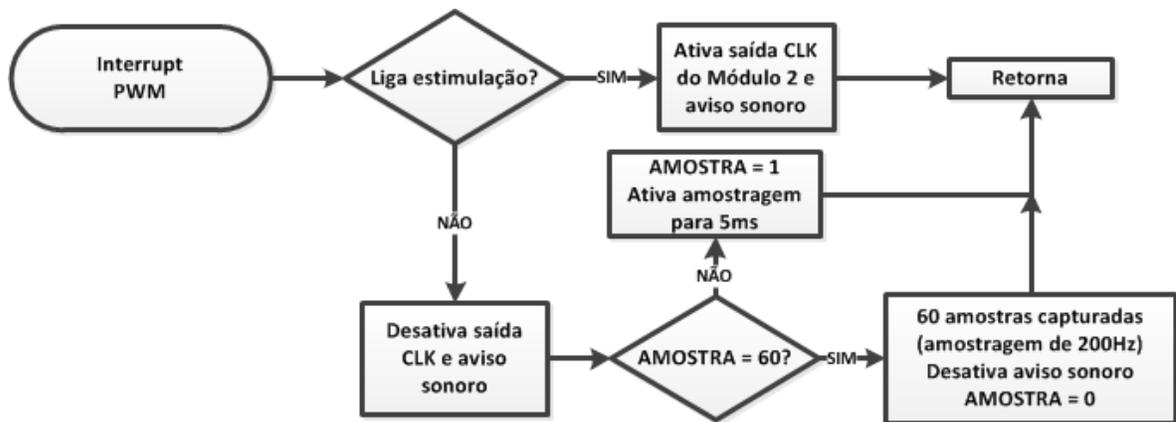


Figura 4.13: Rotina responsável pela geração dos pulsos de corrente e amostragem de Gx, Gy, Gz e EMG.

4.1.7 Programa desenvolvido em VB.net para controle do estimulador

Para controlar os parâmetros de estimulação e enviar comandos ao estimulador, um programa para plataforma Windows® foi desenvolvido utilizando-se da ferramenta Microsoft Visual Studio® 2010. Este programa (Figura 4.14) permite selecionar a frequência, a duração e a amplitude dos estímulos. Também é responsável por receber os pacotes de dados enviados pelo microcontrolador, correspondentes à amostragem de Gx, Gy, Gz e EMG, e organizá-los em um arquivo “txt” para posterior análise. Estes arquivos são separados para cada amplitude de corrente, frequência e duração dos pulsos.

O custo computacional deste software é relativamente baixo. Assim, qualquer computador com processador de 1GHz e 512MB de memória RAM é capaz de executar o programa.

As abas “Paciente” e “Informação” são planilhas para preenchimento. O campo Paciente é para identificar o número correspondente ao paciente e o campo “Informação” é para registrar partes do procedimento envolvido, como: posição dos eletrodos para EMG (ex. músculo deltoide, entre o tubérculo maior e o menor, sendo o segundo eletrodo 5cm abaixo), fixação do acelerômetro (ex. entre os dois eletrodos de EMG com o fio na posição vertical), qual membro foi bloqueado (ex. braço direito), uso de curare (ex. sim) e qualidade do bloqueio (ex. satisfatória, 5min após infusão).

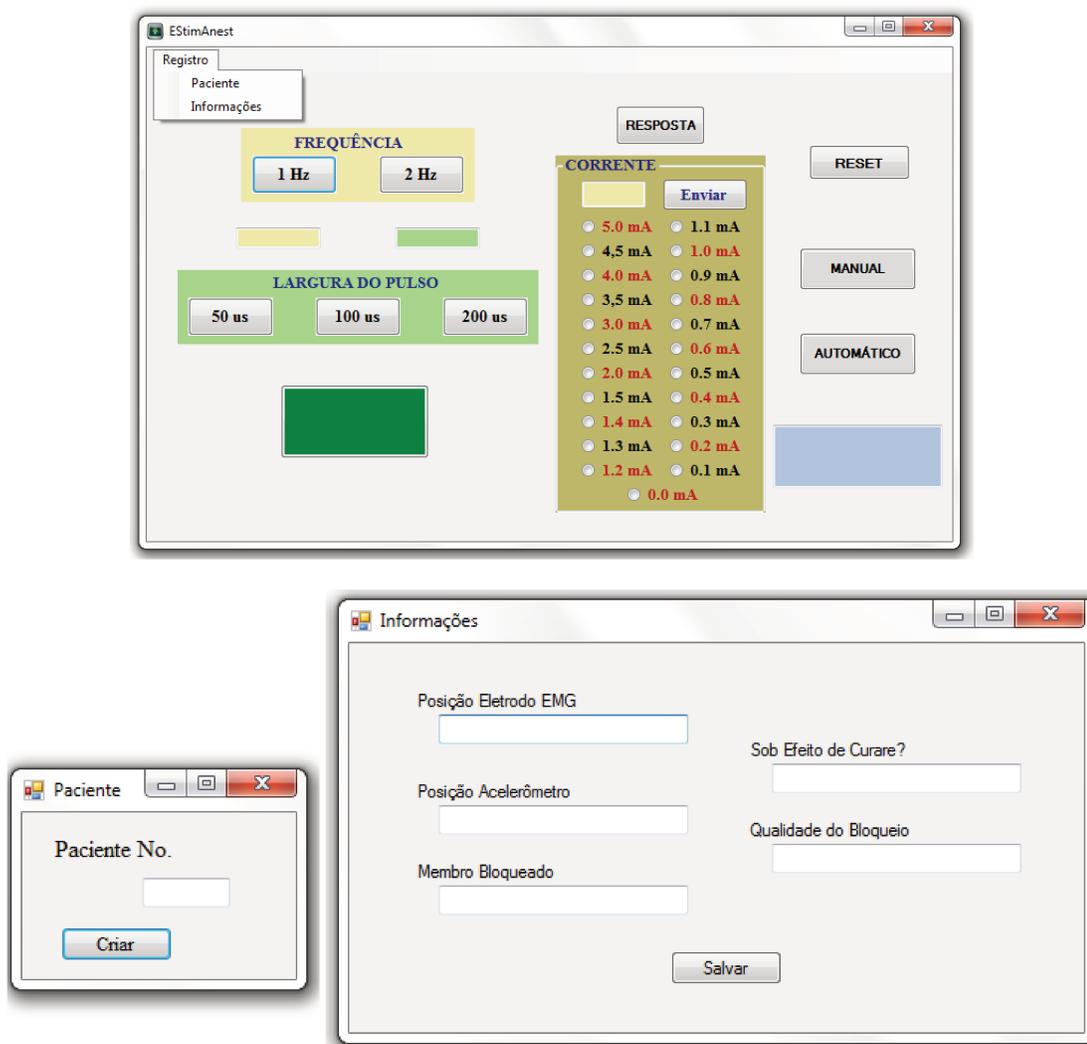


Figura 4.14: *Software* desenvolvido em VB.net para controle das funções de estimulação.

4.1.8 Testes Clínicos: 1ª Etapa

Os testes clínicos consistiram em validar o uso do estimulador e coletar as respostas motoras evocadas para cada nível de corrente utilizado. Para padronizar os testes e possibilitar uma análise adequada dos dados para automatização do estimulador, foi escolhido o bloqueio do plexo braquial via interescalênico. Os eletrodos (do tipo ECG descartáveis) são fixados como apresentado na Figura 3.1, em seguida o anestesiológista inicia o procedimento descrito a seguir.

O paciente é colocado em decúbito dorsal com a cabeça virada para o lado oposto ao bloqueio. O braço deve ficar em repouso na cama ou em uma placa de braço para permitir a detecção de respostas à estimulação do nervo. O bloqueio é realizado na altura da sexta vértebra na fenda interescalênica. Para localizar o ponto exato a ser introduzida a agulha, passa-se uma linha imaginária com prolongamento lateral partindo da cartilagem cricóide, que passará na altura de C6 até chegar à fenda interescalênica. Solicita-se ao paciente que eleve um pouco a cabeça. Esta manobra salientará o músculo esternocleidomastoideo na altura daquela linha que passa ao nível de C6, e solicita-se ao paciente que relaxe: em seguida deslizam-se passivamente os dois dedos em direção medial que encontrarão o músculo escaleno anterior; continuando a deslizar os dedos eles irão encontrar uma fenda, situada entre os músculos escalenos anterior e médio. Trata-se da fenda interescalênica, local onde será introduzida a agulha.

O estimulador de nervo deve ser inicialmente configurado para fornecer 1,0 mA (1 Hz, 100 μ s). A agulha é avançada lentamente até que a estimulação do plexo braquial seja obtida, o que é caracterizado por uma contração do músculo deltoide. Quando esta resposta motora é obtida, a intensidade da corrente é reduzida para 0,9 mA. Com essa redução, a contração muscular deve desaparecer. Assim, o anestesiológista deve aprofundar um pouco mais a agulha até, novamente, visualizar uma resposta motora. Esse processo deve ser repetido até a amplitude de corrente atingir o nível de 0,3mA. Esta amplitude de corrente nos assegura uma excelente proximidade ao nervo, garantindo um bloqueio satisfatório. Sendo assim, quando uma nova estimulação do plexo braquial é obtida com essa amplitude de corrente, isso normalmente ocorre a uma profundidade de 1-2 cm em quase todos os pacientes, a ponta da agulha está de 2 a 5mm de distância do nervo. Neste instante, reduz-se a amplitude de corrente para 0,2 mA, e se observa alguma resposta motora está presente. Na ausência de resposta, o posicionamento está adequado. Caso esteja presente uma contração muscular com a amplitude de corrente de 0,2 mA, deve-se retroceder a agulha até desaparecer a contração, pois neste caso, a probabilidade da ponta da agulha estar em contato com o nervo é grande. Assim, quando a contração muscular estiver presente para 0,3 mA e ausente para 0,2 mA, asseguramos boa proximidade ao nervo sem que haja contato. Neste ponto, o anestésico local pode ser injetado lentamente com aspiração intermitente para descartar injeção intravascular. O fluxograma apresentado na Figura 4.15 ilustra os passos da localização do nervo pelo estimulador.

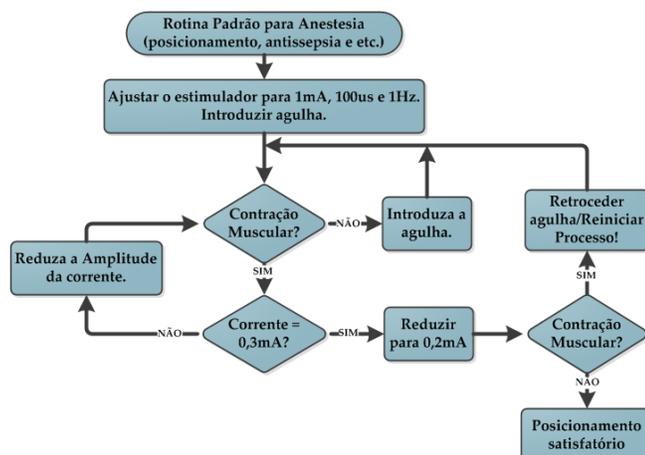


Figura 4.15: Fluxograma ilustrativo do processo de localização do nervo com auxílio do estimulador.

4.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.2.1 Módulo 1: Fonte de alimentação e alta tensão

O fator mais importante para este módulo é a geração de ruídos, o qual deve ser inferior a 10mV para evitar estimulação indesejada. Os ruídos gerados neste módulo de conversão são devidos aos chaveamentos em alta tensão dos semicondutores, sendo sua principal constituinte em *Spikes* (ruídos constituídos por pulsos repetitivos de amplo espectro de frequências). Esta modalidade de ruído está fortemente presente nas fontes chaveadas levando à necessidade de um excelente filtro para suprimi-las, sendo este, um dos principais fatores que levaram à escolha do circuito *charge-pump* para o equipamento. Outro fator que se agregou à escolha foi o não constante uso da fonte de alta tensão, pois ela será utilizada apenas por um curto período de tempo, o qual fornecerá a corrente necessária para estimulação. Assim, torna-se inviável o uso de fontes chaveadas, pois elas podem funcionar em dois modos distintos: condução contínua (baixa geração de ruído) e descontínua (alta geração de ruído harmônico) (ERICKSON e MAKSIMOVIC, 2001). Entretanto, para que a fonte chaveada em modo contínuo seja projetada de forma a gerar baixo ruído, ela deve manter uma corrente constante na carga. Caso contrário ela passará a trabalhar em modo descontínuo, gerando uma grande quantidade de ruído. Deste modo, o circuito *charge-pump* torna-se muito mais viável, pois sua geração de ruído está, unicamente,

relacionada à frequência de chaveamento. Este foi motivo de escolher uma baixa frequência de comutação do circuito (1kHz). Assim, na Tabela 4.2 são mostrados os níveis de ruído para cada tensão de saída.

Tabela 4.2: Nível de Ruído presente em cada tensão de saída.

Ruído (mV)	
+5V	-
-5V	-
+12V	-
+50V	0,1

A curva de carga da fonte *charge-pump* foi medida para fins de análise da capacidade desta fonte em fornecer corrente suficiente para que haja a estimulação (Figura 4.16). Vemos ainda que a medida que exigimos mais corrente da carga, sua tensão diminui. Como foram utilizados resistores de grandezas variadas, a fim de trabalhar como carga, verificou-se que quando esse novo valor de resistência exigisse uma corrente maior da fonte, a tensão decaía e a corrente fornecida por ela apresentava valor inferior ao esperado.

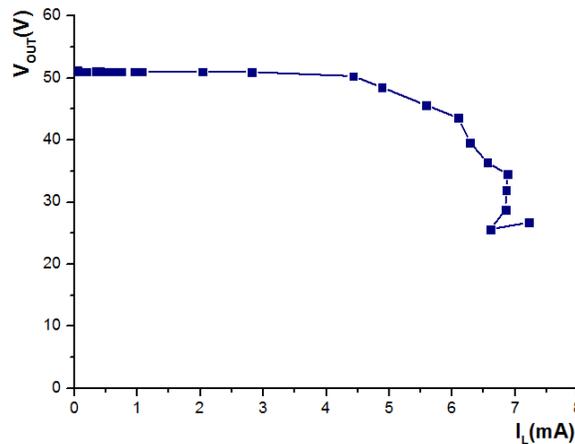


Figura 4.16: Curva da tensão de saída em função da corrente para o conversor *charge-pump* na topologia de Dickson.

Adicionalmente, como o equipamento é portátil, é imprescindível não desperdiçar energia das baterias, assim a curva de rendimento da fonte foi traçada (Figura 4.17). Como esta fonte sofre uma queda em sua tensão de saída à medida que exigimos uma corrente maior, seu rendimento decai à medida que essa tensão reduz em resposta ao aumento da corrente.

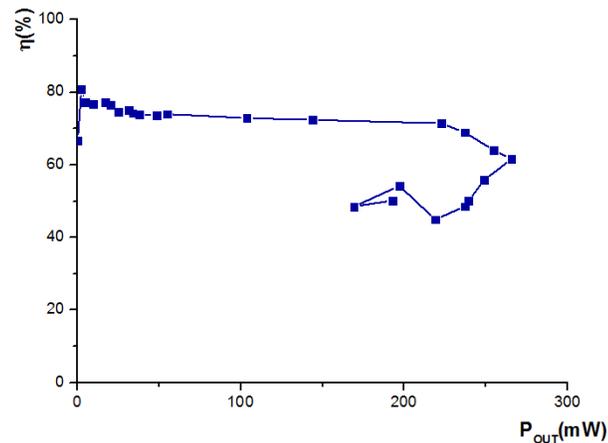


Figura 4.17: Curva de rendimento do conversor *charge-pump* na topologia de Dickson.

O rendimento (η) médio do conversor *charge-pump* foi de 78% para potência de saída de até 250mW. Para potências superiores, há uma queda significativa do rendimento, mesmo com uma redução na potência de saída. Isso ocorre devido ao aumento na corrente de saída, culminando na queda de tensão observada no gráfico da Figura 4.16. Embora o rendimento do conversor não seja alto, comparado aos de fonte chaveada com conversor *Boost* ou *Flyback*, sua geração de ruído é consideravelmente menor do que estes, pois como visto pela Tabela 4.2 o ruído é inferior a 1mV. Temos ainda, outro fator que nos favorece o uso do circuito *charge-pump*: neste, não precisamos nos preocupar com geração de ruído mediante as mudanças no valor de consumo de corrente. No caso da fonte chaveada, ela é projetada para uma potência de saída com uma pequena margem de variação. Caso seja forçada a trabalhar em uma potência diferente da que foi projetada (maior ou menor), ela sai do seu modo de condução aumentando a presença de ruídos harmônicos.

Como vemos na Figura 4.16, uma grande queda de tensão está presente na fonte de alta tensão quando a corrente de carga supera os 5mA. O estimulador deve ser capaz de fornecer um corrente máxima de 5mA em pulsos de duração máxima de 200 μ s. Entretanto, quando usamos estimulação de 5mA, necessitamos de mais 5mA na corrente de referência (I_{REF}) para o correto funcionamento do espelho de corrente, o que nos obriga fornecer 10mA. Assim, testamos a fonte para o caso extremo, corrente de 5mA (mais 5mA para I_{REF}) com pulsos de 200 μ s em uma carga de 10k Ω . Por dificuldade de medir essa variação no período de 200 μ s, a Figura 4.18 apresenta a variação na tensão de saída gerada pelo simulador ORCAD® 16.3.

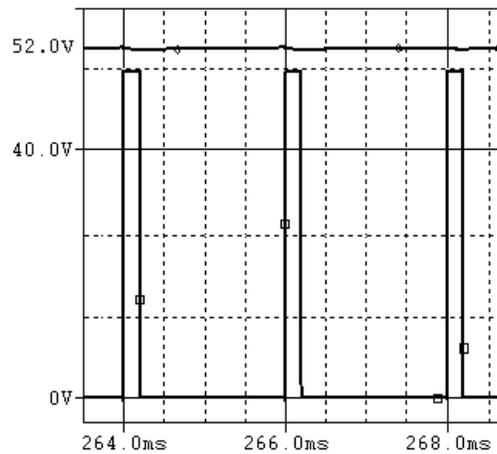


Figura 4.18: Gráfico da variação na tensão de saída (50V) gerado pelo simulador ORCAD® 16.3, considerando 5mA, 200µs e 10kΩ.

Podemos ver pela simulação apresentada na Figura 4.18 que a queda de tensão, para o pior caso ($5\text{mA} + 5\text{mA}(I_{\text{REF}})$ em pulsos de $200\mu\text{s}$), foi inferior a 100mV . Os testes de carga e rendimento do conversor *charge-pump* foram realizados com carga constante, ao contrário do caso real que são pulsos de corrente em baixa frequência, dando tempo suficiente para que a fonte possa se recuperar. Deste modo, podemos assegurar o uso desta fonte sem nenhum problema para o estimulador.

Para o inversor de tensão apresentado da Figura 4.3, temos o gráfico da Figura 4.19, o qual apresenta a queda de tensão em função da corrente. O gráfico em vermelho corresponde à saída do regulador LM7905, enquanto o gráfico em preto correspondente à queda de tensão na saída do inversor (entrada do LM7905), em resposta ao aumento da corrente de saída.

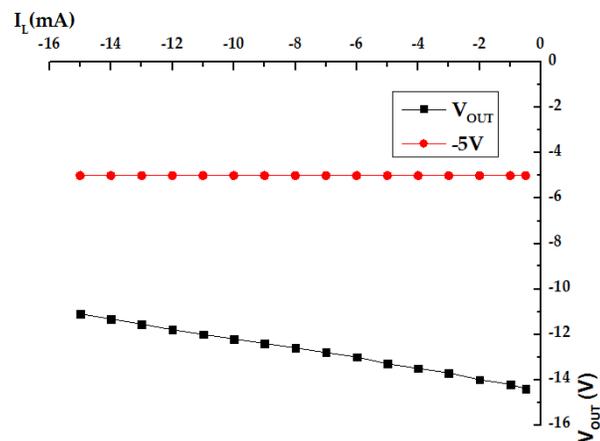


Figura 4.19: Queda de tensão na saída do inversor mediante o aumento da corrente de saída.

Todo sistema de estimulação necessita de uma corrente média máxima de $12,3 \pm 1,2 \text{mA}$ (alimentação do INA129, 4 amplificadores de uso geral LF347 e um amplificador LF351), medida com um multímetro conectado em série com o barramento -5V . Deste modo, como visto pelo gráfico da Figura 4.19 o circuito inversor é perfeitamente capaz de fornecer potência suficiente para alimentar o sistema.

4.2.2 Módulo 2: Circuito de controle dos pulsos de corrente

Este módulo é responsável pela geração dos pulsos, sendo seus parâmetros principais: duração dos pulsos, frequência, amplitude da corrente e rápida taxa de subida e descida. Assim, vemos na Figura 4.20 um pulso de $3,5\text{mA}$ aplicado sobre uma carga de $1\text{k}\Omega$ com duração de $100\mu\text{s}$, taxa de subida e descida inferior a $0,4\mu\text{s}$. Esta morfologia nos assegura estimulação apenas de neurônios motores e ao mesmo tempo evita o efeito de acomodação, que levaria a uma redução da capacidade de estimulação.

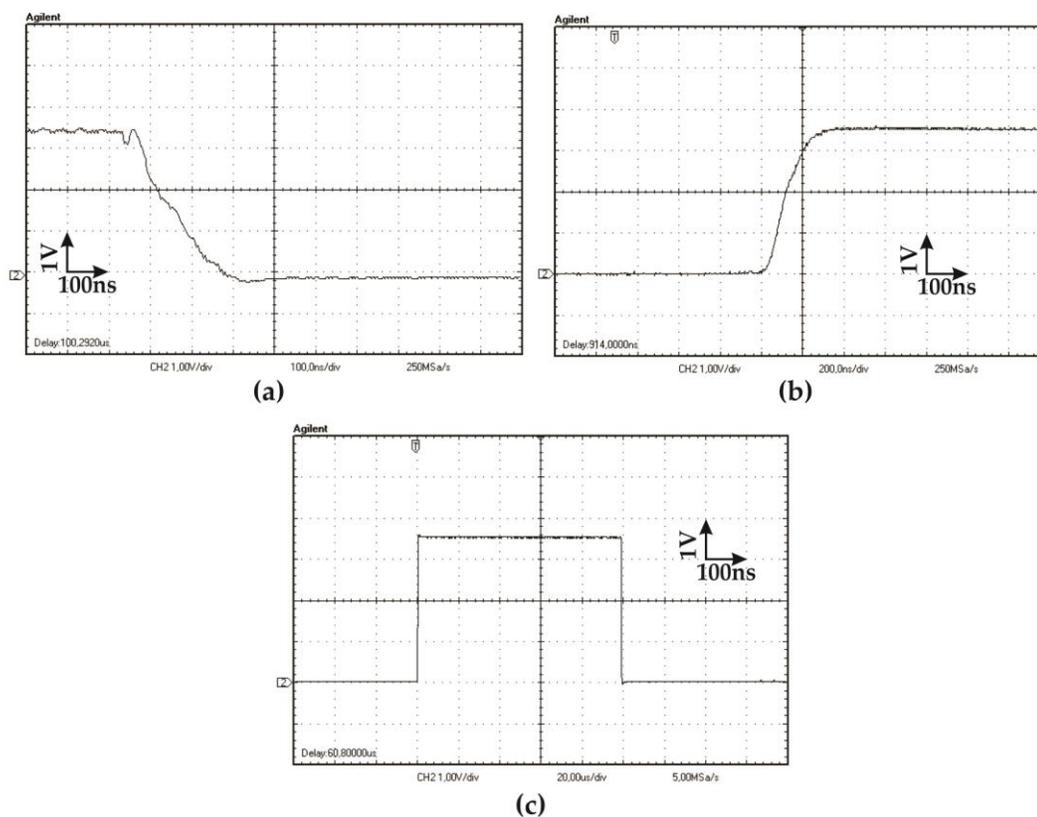


Figura 4.20: Borda de subida e descida para um pulso de $100\mu\text{s}$, $3,5\text{mA}$ em uma carga de $1\text{k}\Omega$.

Podemos observar no gráfico da Figura 4.20 que a morfologia do pulso é retangular e com rápida taxa de subida e de descida, garantindo excelente qualidade na morfologia dos pulsos. A Tabela 4.3 apresenta a média, baseada em 5 repetições para cada duração de pulso.

Como podemos observar, o parâmetro duração dos pulsos apresentou alta exatidão (o maior erro foi de 0,3%), dando maior confiabilidade na qualidade do estimulador. Essa exatidão implica maior segurança ao paciente.

Tabela 4.3: Média das durações dos pulsos.

Duração dos pulsos	Média ± erro (us)
50µs	49,9±0,1
100µs	99,8±0,3
200µs	199,2±0,3

Para as frequências, foram realizados 5 repetições de medidas e a média foi calculada. Contudo, devido à pequena duração dos pulsos e grande período entre cada pulso, uma medida precisa é de difícil obtenção. Entretanto, as médias obtidas foram bastante exatas (Tabela 4.4), conferindo a possibilidade de variação inferior a 1%.

Tabela 4.4: Média da frequência.

Frequência	Média
1Hz	1Hz
2Hz	2Hz

Embora a frequência seja de difícil captura devido a sua baixa cadência, sua exatidão não é crítica ao estimulador, uma vez que este parâmetro está ligado à velocidade com que se realiza a localização do nervo. Apenas deve-se observar que frequências superiores a 5Hz não estejam presentes, pois podem evocar dor ao paciente devido ao surgimento da tetanização muscular.

4.2.3 Módulo 3: Espelho de corrente

Para este módulo, o fator mais importante é a capacidade do circuito em fornecer corrente constante invariante com a carga. Assim, o traçado da curva de linearidade entre a corrente esperada (I_{REF}) e a real (I_{RL}) pode nos mostrar a exatidão do circuito. As correntes foram medidas com um multímetro em série com R_{REF} e outro com a carga R_L .

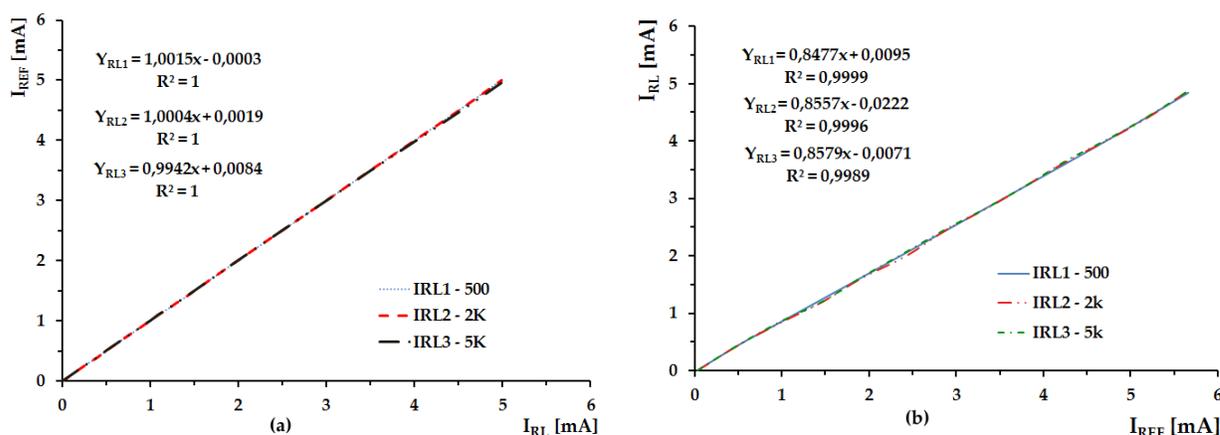


Figura 4.21: Curva $I_{REF} \times I_{RL}$ para impedância de 500 Ω , 2k Ω e 5k Ω dos espelhos de corrente modelo de (a) Wilson e (b) Wilson.

Como se pode ver pelos gráficos da Figura 4.21, os dois modelos de espelho de corrente apresentaram alta linearidade, ou seja, alta correlação entre I_{REF} e I_{RL} . Entretanto, para o MOSFET utilizado, o modelo de Wilson foi o que apresentou melhor linearidade, ou seja, esta topologia foi a que apresentou a maior resistência interna para a fonte de corrente, o que levou a uma maior exatidão entre I_{REF} e I_{RL} .

Para a resistência de saída do espelho de corrente, temos os gráficos apresentados pela Figura 4.22, nos quais vemos a resistência de saída dos dois modelos de espelho de corrente avaliados, analisados sobre impedâncias de 500 Ω e 5k Ω na faixa de corrente utilizada para estimulação (0,1 a 5 mA). Foram medidas as tensões sobre cada valor de carga para todos os valores de corrente utilizando-se de um multímetro. Após as medidas, calcularam-se os valores de R_{OUT} de acordo com os passos apresentados na seção 4.1.3.

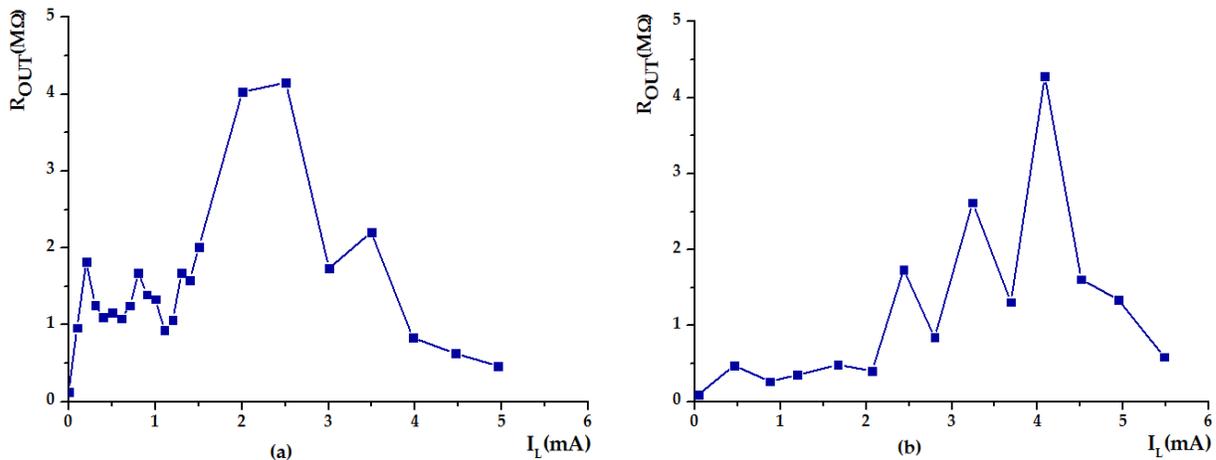


Figura 4.22: Gráficos da resistência de saída R_{OUT} dos espelhos de corrente de Wilson (a) e Wilson Modificado (b) obtido através das cargas de 500Ω e $5k\Omega$.

Pode-se observar pelos gráficos da Figura 4.22 que ambos apresentaram alto valor de resistência de saída (ordem de $M\Omega$). Entretanto, percebe-se que o modelo de Wilson Modificado apresenta R_{OUT} baixo para correntes inferiores a 2mA quando comparado com o outro modelo. Correntes inferiores a 1mA são de grande importância à localização do nervo, exigindo grande exatidão do estimulador. Deste modo, quando maior a resistência de saída do estimulador para baixas correntes, mais preciso ele se torna. Sendo assim, optou-se pelo espelho de corrente no Modelo de Wilson devido a sua melhor linearidade e alto R_{OUT} para correntes inferiores a 1mA.

4.2.4 Módulo 4: Eletromiografia da contração evocada (EMG)

A finalidade deste módulo é coletar a resposta eletromiográfica evocada pela estimulação, mais especificamente o nível de atividade motora evocado, para fornecer a possibilidade de fechar a malha do estimulador tornando-o automático no ajuste dos níveis de estimulação. A Figura 4.23 mostra o sinal, simulado, em cada ponto do circuito: amplificação primeiro estágio com filtro passa alta de 10Hz, retificação de onda completa e detector de envoltória. O sinal da Figura 4.23a é composto por uma mistura linear de senoides na faixa do sinal EMG (30, 50, 120, 200, 300, 400, 500 e 600Hz) e um sinal DC. Esta mistura foi obtida através de um amplificador configurado como somador com ganho unitário tendo em cada entrada uma das senoides.

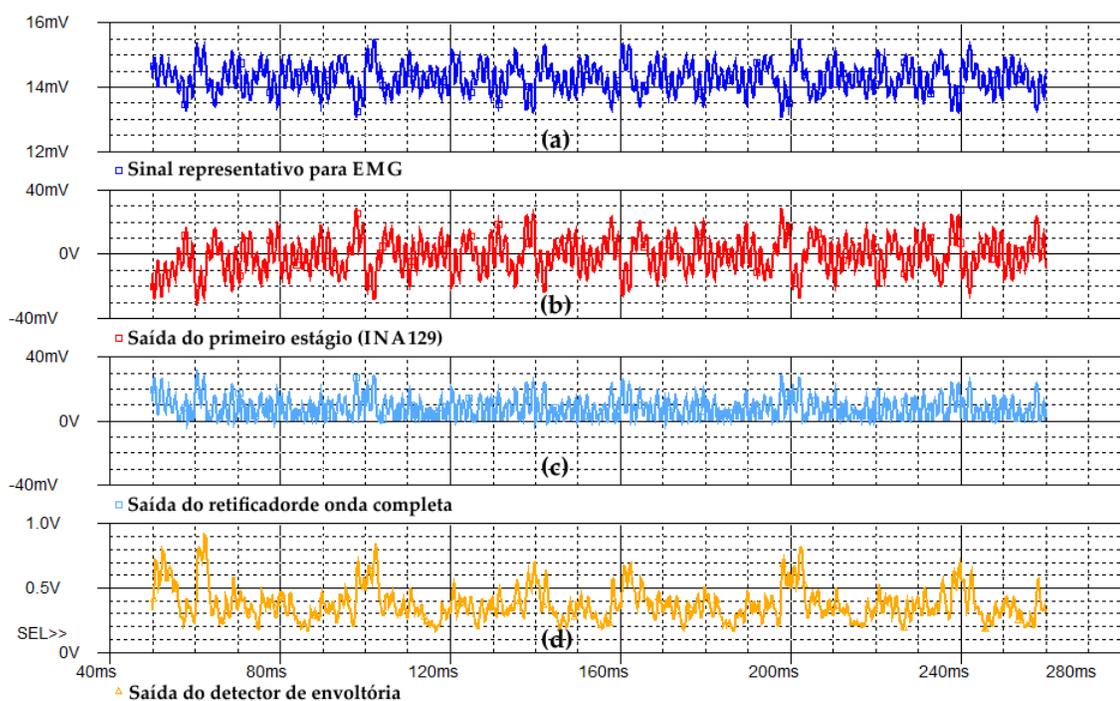


Figura 4.23: Simulação teste do circuito para captura de resposta EMG. (a) sinal base para teste com nível DC, (b) Sinal após primeiro estágio de amplificação com filtro passa-alta de 10Hz, (c) Sinal retificado e (d) Envoltória do sinal após ultimo estágio de amplificação.

Deste modo, vemos que este módulo é capaz de condicionar o sinal mioelétrico evocado pela estimulação. Na Figura 4.24, temos os dados do EMG coletados de um paciente em resposta a uma estimulação com corrente de 1mA, duração de 100 μ s e frequência de 1Hz. Ao contrário da simulação, vemos apenas a presença de alguns pulsos de curta duração. Isto se deve ao fato da estimulação ser de baixa frequência e a contração ser uma resposta de um único potencial de ação evocado no nervo.

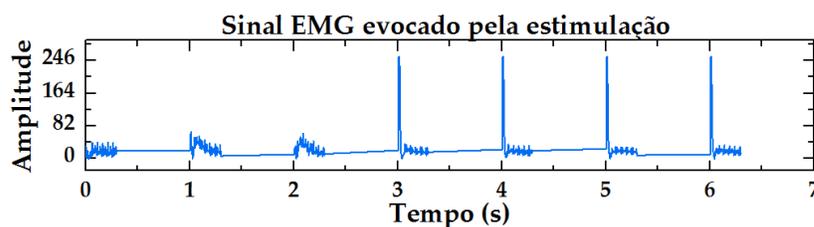


Figura 4.24: Sinal EMG evocado pela estimulação de 1mA, 100 μ s e 1Hz.

O gráfico da Figura 4.24 nos mostra que os três primeiros pulsos de estimulação não foram capazes de estimular o nervo, provavelmente pelo fato da ponta da agulha estar distante do nervo. Entretanto, a partir do quarto pulso vemos a presença de um pico mais proemi-

nente da resposta eletromiográfica. Esta resposta surgiu quando a estimulação foi capaz de estimular o nervo, ou seja, a ponta da agulha estava próxima suficiente do nervo, permitindo que o pulso de 1mA fosse capaz de excitá-lo.

4.2.5 Módulo 5: Acelerômetro

Este módulo possui o mesmo propósito que o anterior, ou seja, realimentar o estimulador para automatizar o processo. Entretanto, este módulo coleta o movimento da contração muscular. A Figura 4.25 apresenta os dados coletados em um paciente durante o processo de localização do nervo. Os dados foram amostrados em 10 bits, a 200Hz nos eixos XYZ.

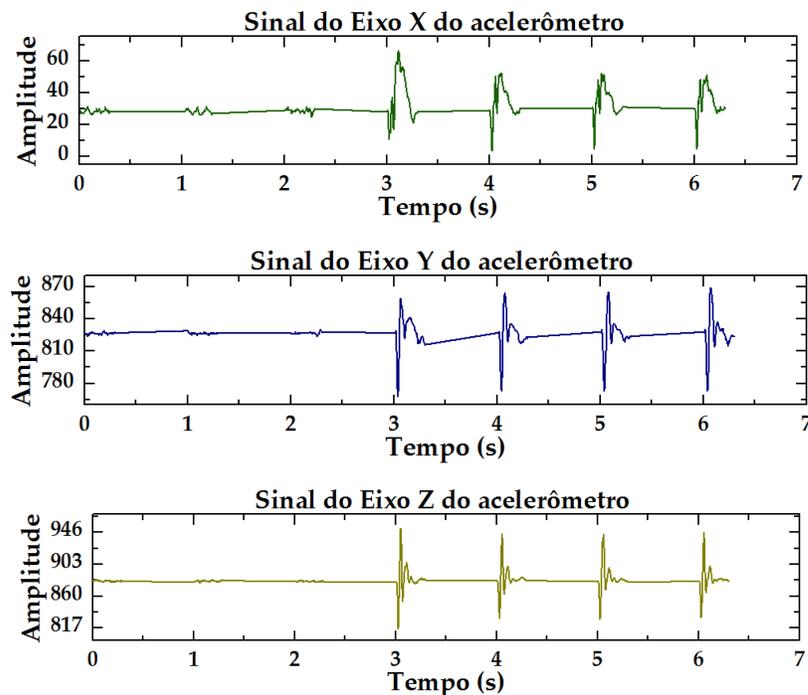


Figura 4.25: Resposta do acelerômetro aos eixos XYZ referente à contração muscular evocada pela estimulação.

Os gráficos da Figura 4.25 nos mostram a resposta do acelerômetro aos 3 eixos em resposta a uma contração muscular. Assim como no sinal EMG, temos ausência de contração muscular para os 3 primeiros pulsos e a presença de contração a partir do quarto pulso. Como o sinal EMG é mais rápido que a resposta motora, podemos notar que os sinais para os 3 eixos do acelerômetro são mais lentos quando comparados ao EMG. Essa diferença na velocidade da res-

posta entre o EMG e o acelerômetro não interfere na capacidade de uso como mecanismo de realimentação, por outro lado, é vantajoso, pois assegura uma maior facilidade na captura da resposta e sua análise. Agregando uma resposta mais duradoura à contração evocada pela estimulação.

4.2.6 Programa desenvolvido em VB.net para controle do estimulador

O programa desenvolvido seleciona cada padrão de estimulação, seja frequência, duração ou amplitude dos estímulos. Também é responsável por organizar os dados do EMG e acelerômetro de acordo com os parâmetros envolvidos (frequência, duração e amplitude). A Figura 4.26 apresenta esta organização. Vemos que o programa cria uma pasta para cada paciente evitando misturas de dados entre pacientes avaliados. O arquivo “Paciente_info” corresponde aos dados preenchidos na aba “Informações” observada na Figura 4.14.

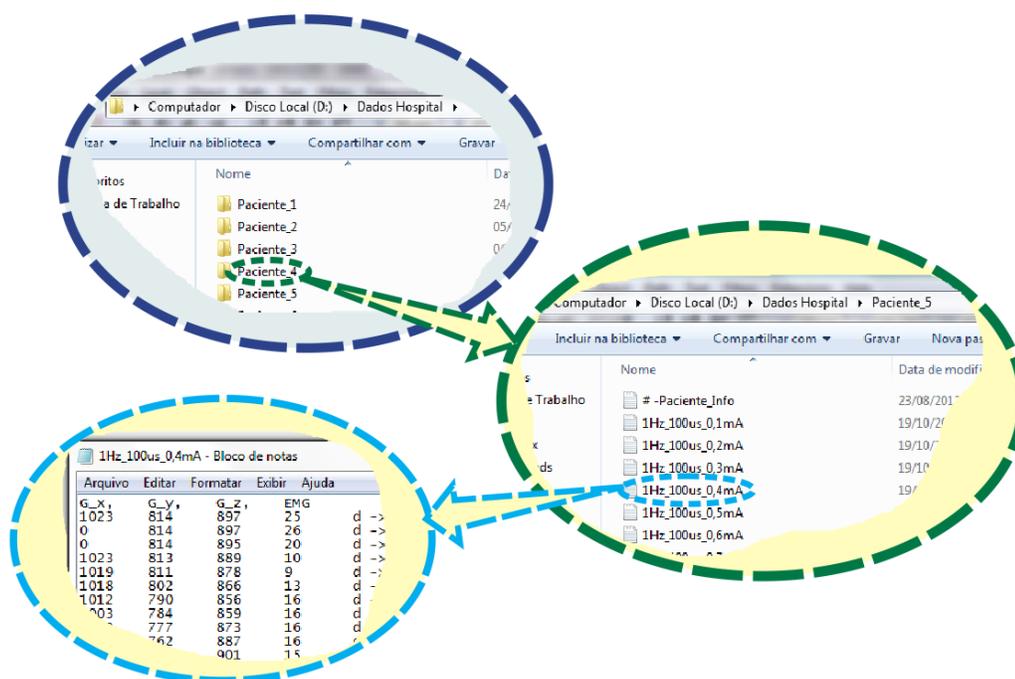


Figura 4.26: Organização dos dados coletados pelo programa desenvolvido.

O *software* apresenta baixo custo operacional podendo ser executado em qualquer PC com processador de 1GHz e 512MB de RAM.

4.2.7 Testes clínicos: 1ª Etapa

Para que seja possível a automatização do sistema é preciso verificar como os sensores propostos para a realimentação se comportam durante o processo de estimulação para a localização do nervo. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética Médica da UNICAMP, estando registrado pelo CAAE 01548412.9.0000.5404 (Termo de aprovação está disponível no Anexo 1). Os testes foram realizados no Hospital e Maternidade Madre Theodora em Campinas-SP.

Os testes nesta 1ª etapa consistiram em avaliar o desempenho do estimulador e coletar a resposta eletromiográfica e aceleração muscular mediante a contração evocada. Foram realizados testes com 7 pacientes, sendo que em dois não foi possível completar os testes. Um paciente apresentou insensibilidade à estimulação, ou seja, não apresentou resposta motora para nenhuma amplitude de corrente independente da profundidade em que a agulha era introduzida. Foram realizados três tentativas, com dois anestesiológistas diferentes, porém não foi encontrada qualquer tipo de resposta motora esperada. Deste modo, o paciente foi anestesiado pelo método rotineiramente empregado pelo anestesiológista (traçando as linhas anatômicas do paciente e buscando a parestesia). Outro paciente apresentou hipersensibilidade à estimulação, exibindo resposta motora com a agulha apenas em contato com a pele e corrente de 0,3mA. Para essa amplitude, a ponta da agulha deveria estar a uma distância aproximada de 2 a 5mm, porém, neste paciente a ponta da agulha estava apenas em contato com a pele. Uma contração muscular, com a agulha em contato com a pele, necessitaria de 1 a 2mA para ser exibida. Mediante a este ocorrido, o paciente também foi anestesiado pelo método rotineiramente empregado pelo anestesiológista.

A Figura 4.27 apresenta a resposta eletromiográfica para todos os degraus de corrente utilizados para o paciente 2, sendo a estimulação iniciada em 1mA reduzindo até 0,2mA a passos de 0,1mA. Este passo de redução de 0,1mA foi escolhido com a finalidade de manter a maior resolução possível na localização do nervo, garantindo segurança, praticidade e rapidez na execução do processo de identificação do nervo.

Em uma pré-análise do sinal EMG do paciente 2, percebemos que apenas para os estímulos de 1 e 0,9mA tivemos valores aceitáveis como resposta motora evocada pela estimulação. Para as demais amplitudes de corrente, o sinal coletado é de baixa amplitude podendo ser ruído de captura somado ao pulso de corrente conduzido por outros tecidos, que não o plexo, até

o eletrodo de EMG. Ou ainda, que para os pulsos de corrente 1 e 0,9mA a ponta da agulha estava próxima o suficiente para estimular o feixe de nervos com mais intensidade, recrutando um maior número de fibras motoras e ocasionando um sinal EMG de maior intensidade, ou seja, a ponta da agulha havia ultrapassado o ponto ao qual aquela amplitude de corrente começaria a excitar as fibras nervosas.

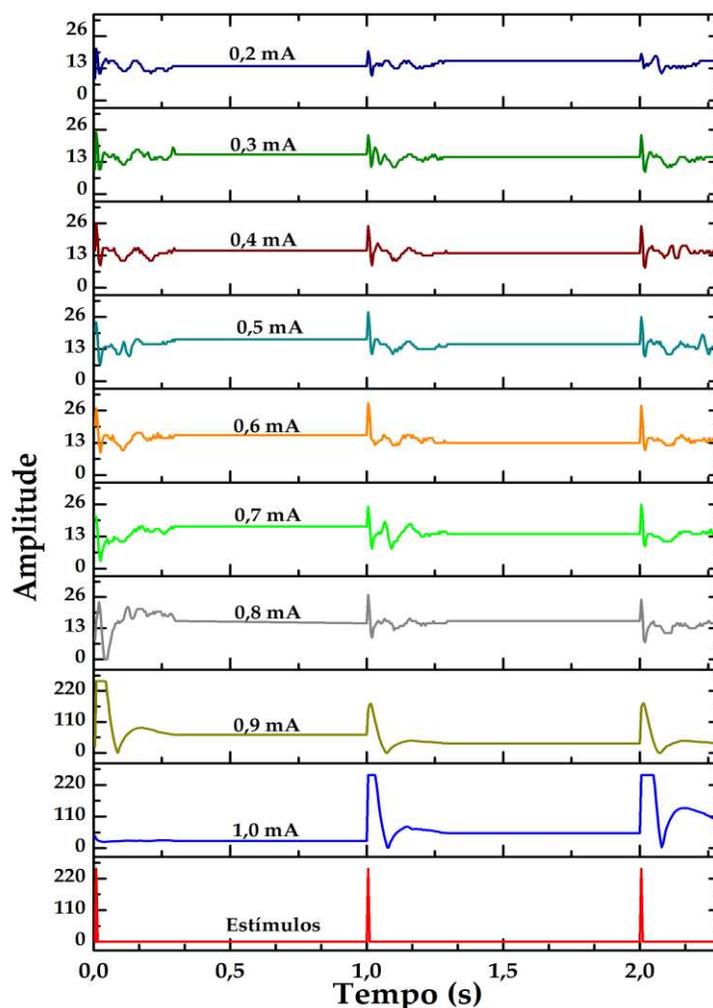


Figura 4.27: Resposta EMG do Paciente 2 em todos os níveis de corrente (amplitude varia de 0 a 255).

A Figura 4.28 apresenta os dados do acelerômetro para os eixos XYZ em resposta à contração muscular do paciente 2 nas amplitudes de corrente 1mA, 0,9mA, 0,8mA, 0,7mA, 0,6mA e 0,5mA. Como a estimulação ocorreu a uma frequência de 1 pulso por segundo, pode-se perceber por este gráfico que o acelerômetro capturou movimentações originadas pela contração

muscular logo após a aplicação dos pulsos. Isso significa que, para aquela amplitude de corrente, o limiar foi atingido, sugerindo uma nova redução no nível da corrente.

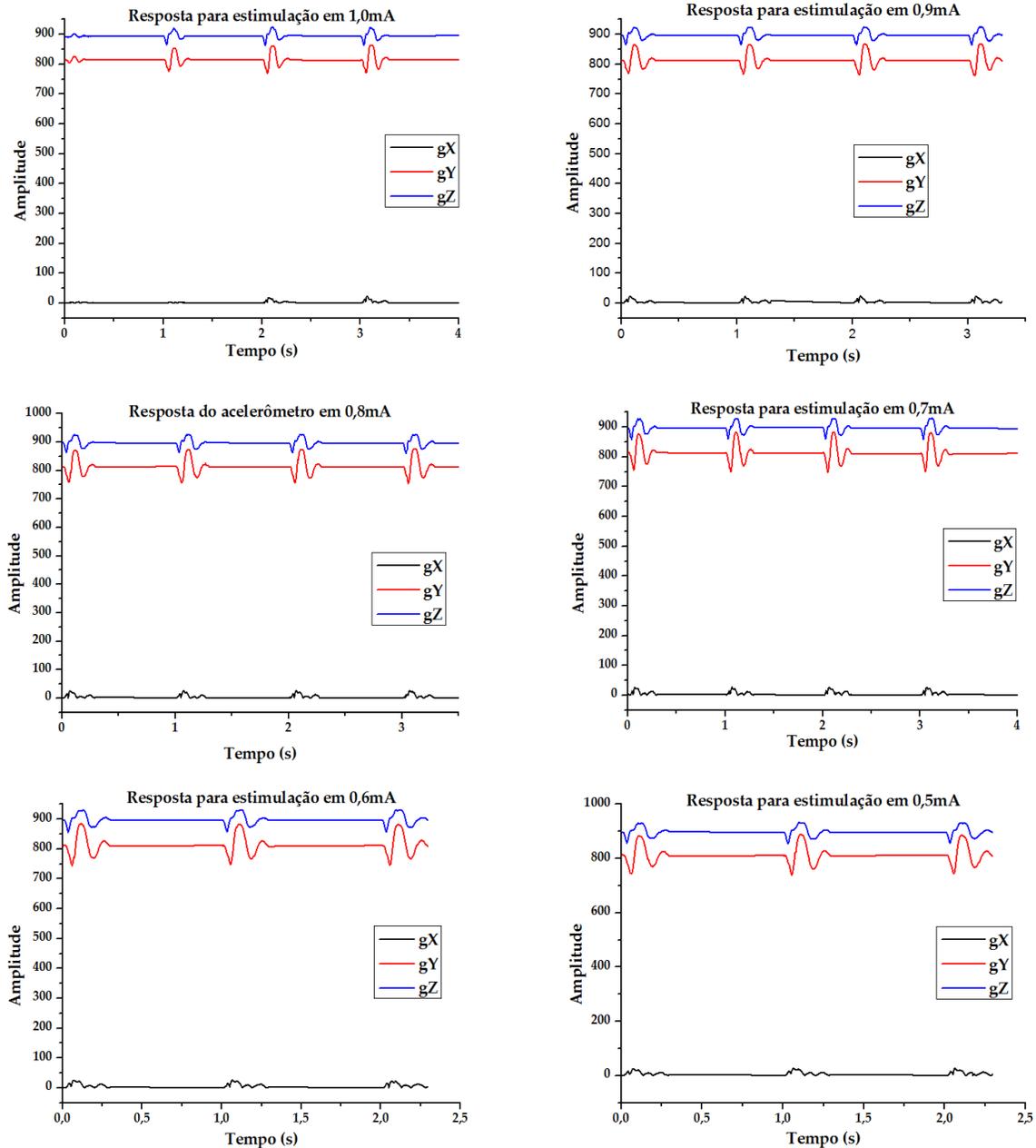


Figura 4.28: Resposta XYZ do acelerômetro referente ao Paciente 2 nos níveis de corrente de 1mA a 0,5mA (amplitude varia de 0 a 1024).

A Figura 4.29 apresenta os dados do acelerômetro para os eixos XYZ em resposta à contração muscular do paciente 2 nas amplitudes de corrente 0,4mA, 0,3mA, 0,2mA. Percebe-se pelo gráfico gerado pela estimulação com amplitude de 0,2mA que no início a ponta da

agulha estava muito próxima ao nervo, evocando assim uma resposta motora. Deste modo, a agulha foi levemente retrocedida, levando ao desaparecimento da resposta motora.

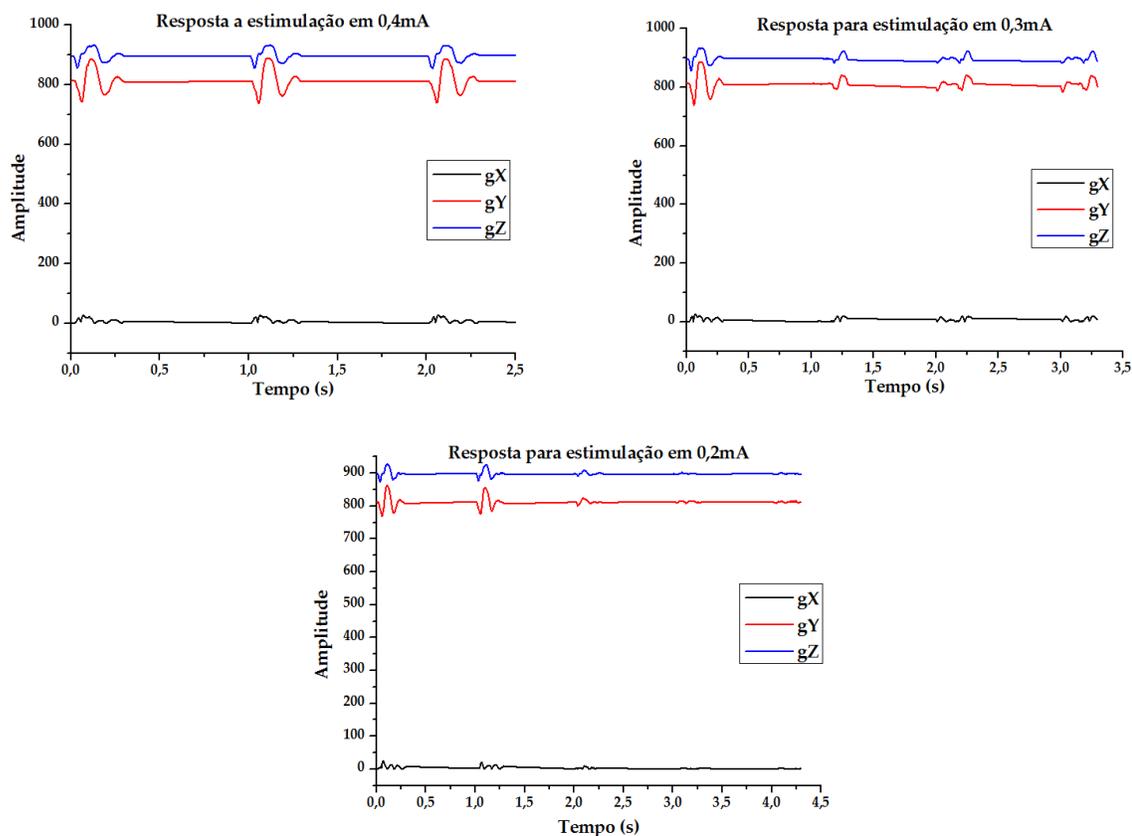


Figura 4.29: Resposta XYZ do acelerômetro referente ao Paciente 2 nos níveis de corrente de 0,4mA a 0,2mA (amplitude varia de 0 a 1024).

Em uma pré-análise dos dados obtidos via acelerômetro observamos uma excelente resposta à contração muscular para todas as amplitudes de corrente. Como o acelerômetro capta uma movimentação mecânica, é válido dizer que uma contração, ou seja, uma abdução do músculo deltoide, local onde o acelerômetro estava fixado, esteve presente. Assim, percebemos que este sensor fornece uma resposta à contração muscular mais confiável que o EMG para a finalidade que desejamos.

Todos os 5 pacientes que tiveram os testes concluídos apresentaram uma qualidade de bloqueio satisfatória. A qualidade do bloqueio foi medida após o término da infusão do anestésico, onde se pedia para o paciente tentar levantar o braço sem dobrar o cotovelo. Após alguns minutos, o paciente perdia a capacidade, ou apresentava alta dificuldade, de suspender o

braço, comprovando o sucesso do bloqueio, ou seja, a condução dos pulsos nervosos pelo plexo braquial foi bloqueada, culminando na insensibilidade a estímulos de dor incitados na mão ou braço.

4.3 CONCLUSÃO

Foi desenvolvido um estimulador de nervos periféricos para auxílio a procedimentos de anestesia regional. O equipamento desenvolvido apresentou alta confiabilidade na morfologia dos pulsos, na duração dos estímulos, seja 50, 100 ou 200 μ s e na amplitude de corrente. Após os testes em bancada para verificar a segurança do estimulador, seguiu-se para os testes clínicos. Os testes foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa Médica da UNICAMP. O equipamento foi testado em 7 pacientes, sendo que em dois não foi possível completar os testes. O primeiro apresentou insensibilidade à estimulação e o segundo uma hipersensibilidade, impossibilitando a realização dos testes. Foram coletadas a resposta EMG e a aceleração provocada pela contração muscular. A resposta EMG apresentou um alto índice de ruído e insensibilidade à contração muscular. Em vários casos, como no paciente 2, a contração muscular estava presente, porém o EMG não capturou tal resposta, ainda que a resposta estivesse presente nos eixos do acelerômetro. Isto pode ser consequência do nível de atividade muscular evocada, o qual em algum caso foi com maior e outros com menor intensidade. Com isso, o módulo de captura do sinal EMG não possuía sensibilidade para capturar este menor nível de atividade motora. Para a finalidade de localização do nervo, a atividade motora evocada não precisa ser de alta intensidade, necessitando, apenas, que uma contração esteja presente para inferir que, a ponta da agulha já está no ponto esperado.

Para o anestesiolegista, o bloqueio com o uso do estimulador foi realizado com melhor qualidade que no método convencional, ou seja, o efeito desejado foi obtido em um período de tempo menor. Entretanto, observou-se que com o uso do estimulador em malha aberta leva-se mais tempo no posicionamento da agulha, quando comparado ao método tradicional (Parestesia).

Deste modo, conclui-se que o equipamento desenvolvido apresenta alta eficácia para localização do nervo em auxílio ao procedimento de bloqueio regional. Para realimentação

do sistema com o objetivo de automatizar o controle da amplitude de corrente, o EMG não aparenta ser a melhor escolha, visto a existência de um alto índice de ruído e uma insensibilidade na presença de contração muscular. Sendo assim, o acelerômetro se destaca como um meio mais confiável para trabalhar como realimentação no processo de estimulação e controle dos níveis de corrente.

5 ESTIMULADOR DE NERVOS: O PROCESSO DE AUTOMATIZAÇÃO

Com os dados coletados na primeira etapa, podemos verificar uma nítida resposta, ou seja, uma variação no sinal, à contração muscular coletada pelos dois sensores, EMG e acelerômetro. Com as devidas análises, podemos utilizar essas respostas como realimentação do estimulador, permitindo que ele identifique quando ocorreu uma contração muscular mediante a estimulação e, a partir daí, decidir pela atualização da intensidade do estímulo. Assim, o estimulador é programado com uma amplitude de corrente inicial e, a cada resposta motora encontrada, ele reduz o nível de corrente para um valor de 0,1mA inferior, permitindo ao anestesiológico introduzir mais um pouco a agulha. Quando o estimulador identifica contração muscular para uma corrente de 0,3mA e ausência de contração para 0,2mA, a agulha está adequadamente posicionada.

5.1 METODOLOGIA

5.1.1 Seleção do sensor: EMG ou Acelerômetro

Diversos fatores influenciam a escolha da melhor forma para realimentação do sistema: facilidade de uso, robustez, qualidade e facilidade de análise dos dados, imunidade à interferência, etc. Deste modo, analisamos os dois sensores com base nesses fatores.

Já em uma análise inicial, o acelerômetro leva vantagem nos quesitos facilidade de uso e robustez, pois necessita apenas fixação com esparadrapo, ao contrário do EMG, que necessita de dois eletrodos descartáveis do tipo usado em ECG. Quanto à resistência à interferência, o acelerômetro apresenta vantagem em relação a ruído elétrico, enquanto o EMG apresenta vantagem em relação a ruído mecânico (movimentação involuntária do paciente, como movimentação realizada por um enfermeiro ou pelo próprio médico). Quanto à qualidade e facilidade de análise dos dados, necessitamos de uma abordagem mais profunda.

Os gráficos da Figura 5.1 apresentam a resposta do acelerômetro quando não está fixado adequadamente ao paciente ou quando o esparadrapo se solta, o que pode gerar ruído mecânico. Neste mesmo gráfico vemos a resposta simultânea do EMG. Podemos notar que o

EMG apresentou ótima qualidade, entretanto o acelerômetro apresentou algumas extrapolações em suas grandezas (variação de 0 a 1024). Ainda assim, podemos observar que o acelerômetro somente apresentou atividade em momentos seguintes à estimulação permitindo que, mesmo com este ruído mecânico, os dados ainda possam ser aproveitados com boa segurança.

Os gráficos da Figura 5.2 apresentam a resposta do acelerômetro e do EMG em ambiente com presença de ruído eletromagnético e/ou elétrico conduzido. Podemos analisar dois fatores nestes gráficos: o sinal EMG apresenta um alto nível de ruído que quase esconde o sinal EMG evocado, e a resposta mioelétrica coletada é de baixíssima intensidade, podendo caracterizar ausência de contração, embora o acelerômetro tenha capturado uma contração de média intensidade. Esta divergência pode ser devido a uma baixa sensibilidade do módulo EMG, o qual não consegue capturar sinais mioelétricos provenientes de uma baixa atividade motora evocada, interpretando, assim, como ausência de contração motora. Em contra partida, o acelerômetro captura a atividade mecânica evocada pela contração que, mesmo baixa, é captada pelo sensor.

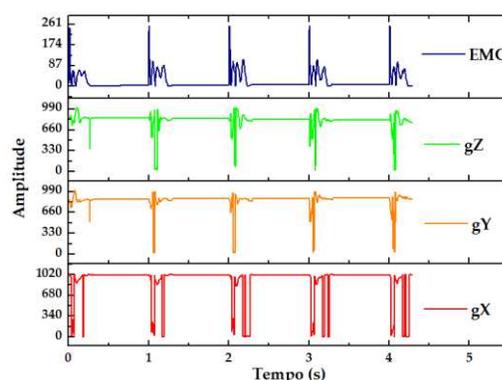


Figura 5.1: Dados coletados quando o acelerômetro não está bem fixado, neste caso levemente solto (1mA, 1Hz e 100 μ s).

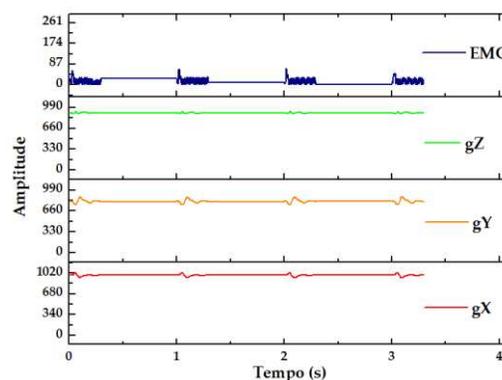


Figura 5.2: Dados coletados com presença de resposta via acelerômetro e ausência via EMG.

Ainda, em alguns casos, os sinais EMG são seguidos de um longo platô ou reações consecutivas de contração como visto na Figura 5.3, embora o acelerômetro mostre uma única contração rápida. Este fato pode ter surgido devido a uma incorreta fixação do eletrodo para captura do EMG.

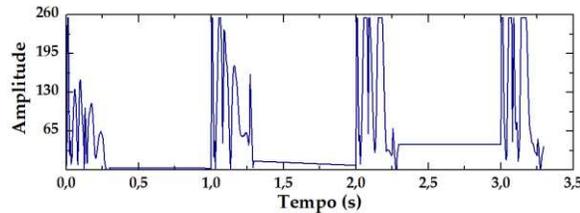


Figura 5.3: EMG com presença de resposta inesperada.

Sendo assim, com base neste estudo dos gráficos, optou-se pelo uso do acelerômetro como entrada para realimentação do estimulador, permitindo que o equipamento identifique a presença de uma contração muscular e atualize a intensidade de corrente automaticamente. Outro fator é o custo, pois o valor médio de um acelerômetro é R\$ 10,00, podendo ser utilizado indefinidamente. Em contrapartida, o EMG necessitará de um par de eletrodos descartáveis para cada intervenção. Assim, dependendo da intensidade de uso do equipamento, em pouco tempo a vantagem operacional do acelerômetro se torna evidente. Outro fator é o custo em componentes e montagem do módulo de condicionamento do sinal EMG, que pode se tornar mais caro que o próprio acelerômetro.

5.1.2 Processo de análise dos dados do acelerômetro

Como os dados de interesse fornecidos pelo acelerômetro são as variações geradas em resposta à contração, torna-se vantajoso calculamos a derivada discreta para cada eixo, uma vez que a derivada fornece as variações presentes em um sinal. Seguimos o cálculo da derivada de acordo com a fórmula (FINNEY, WEIR e GIORDANO, 2005):

$$f'(x_i) \approx \frac{f(x_{i+1}) - f(x_i)}{\Delta x} \quad (8)$$

Onde, para nossos calculo $\Delta x = 1$.

Deste modo, podemos ver pelo gráfico da Figura 5.4 a derivada dos 3 eixos para um pulso de corrente de 0,7mA, 1Hz e 100 μ s. Podemos notar maior facilidade em identificar a contração muscular após a derivação.

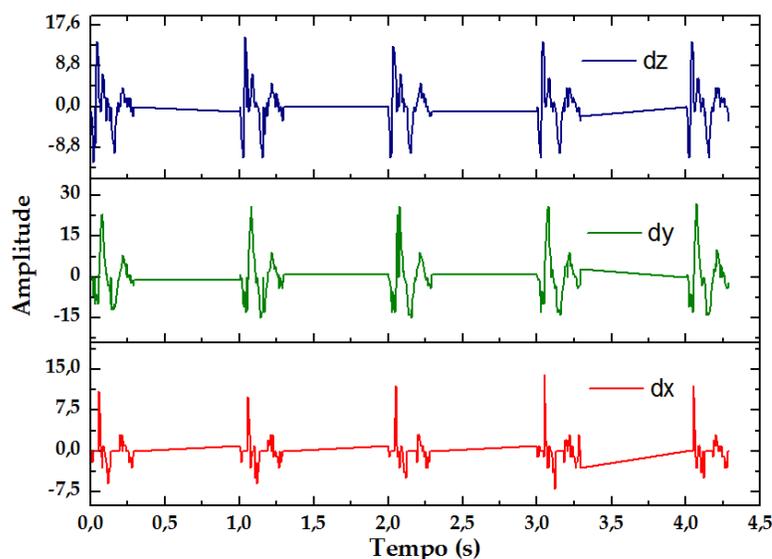


Figura 5.4: Gráfico resultante para os eixos XYZ após calcular derivada

Pode parecer estranho se utilizar da derivada da aceleração para a medida de movimentos, mas há uma boa razão para este procedimento. O acelerômetro mede não apenas a aceleração linear (dinâmica) devido ao movimento do segmento corporal ao qual ele está fixado, mas também a aceleração gravitacional, que apresenta níveis maiores que a componente dinâmica. As variações captadas pelo acelerômetro são influenciadas principalmente pelas variações de inclinação durante o movimento (o que modifica as componentes gravitacionais), e o que interessa para a detecção de movimento é exatamente esta variação. Pode-se perceber no sinal original a existência de níveis DC mais significativos que as variações em todos os canais, níveis estes gerados pelas componentes da aceleração gravitacional. O uso das derivadas elimina estes níveis DC, e assim o sistema pode trabalhar com detecção de limiares, sem a influência da posição estática do acelerômetro.

Para esta aplicação, o sinal da derivada não é importante, e assim o módulo da derivada ($|f x_i|$) pode nos trazer dados mais significativos. Os gráficos da Figura 5.5, nos mostra este resultado.

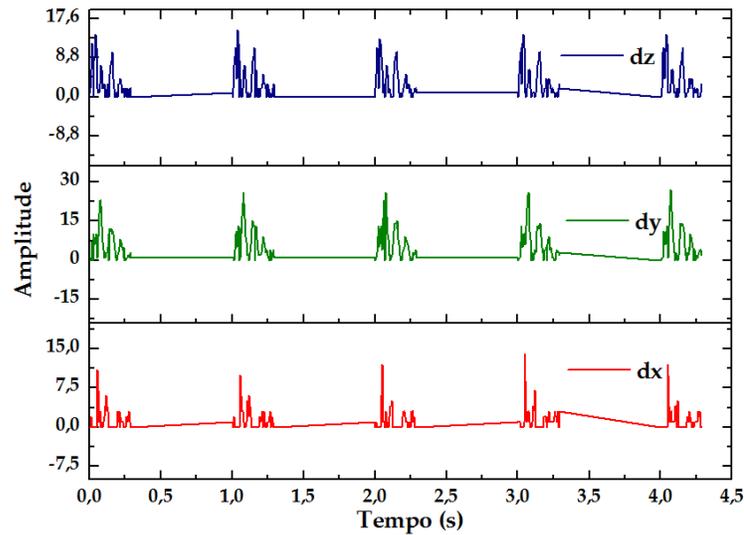


Figura 5.5: Módulo da derivada para os 3 eixos XYZ.

Como podemos perceber, temos respostas mais proeminentes após o cálculo do módulo da derivada, o que torna mais fácil a identificação de contração muscular após uma estimulação. Para ficar clara a validade destes dados como fator para realimentação, a Figura 5.6 apresenta um momento em que não estava presente a resposta motora (tempo de 0 a 8 segundos) e em um dado instante ela surgiu.

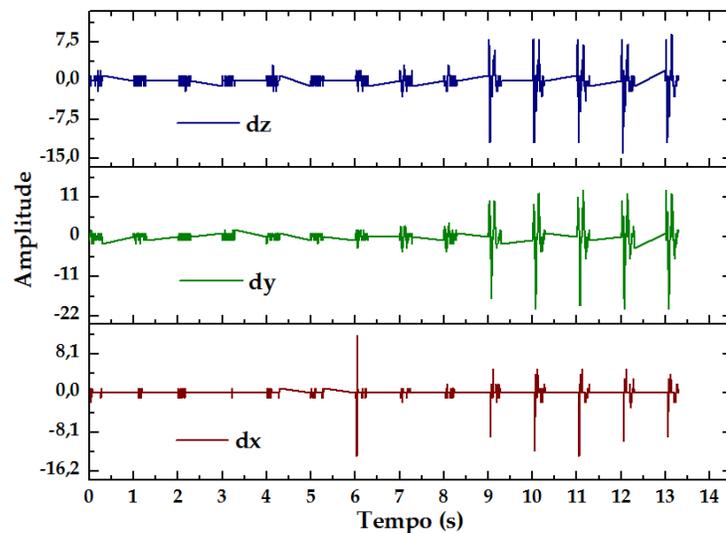


Figura 5.6: Gráfico apresentando o momento de ausência de contração intercalado com início de resposta motora coletada pelo acelerômetro.

Percebemos pelos gráficos da Figura 5.6 que não houve resposta motora até o tempo de 8 segundos, e que a partir do nono segundo uma resposta motora tornou-se visível. Vemos ainda pequenas oscilações no período de 0 a 8s, contudo o nível da oscilação é expressivamente menor do que na presença de contração muscular. Estas oscilações provavelmente se devem a contrações elicítadas em músculos próximos, durante a inserção da agulha.

Utilizando-se de mais um artifício, podemos melhorar a qualidade do sinal calculando a resultante da soma vetorial das derivadas dos 3 eixos do acelerômetro:

$$MOD_{XYZ} = \sqrt[2]{d_X + d_Y + d_Z}$$

Onde, d_X , d_Y e d_Z são os valores amostrados para cada eixo do acelerômetro.

Com base neste cálculo, obtemos o gráfico da Figura 5.7, o qual consiste na resultante dos 3 eixos do acelerômetro.

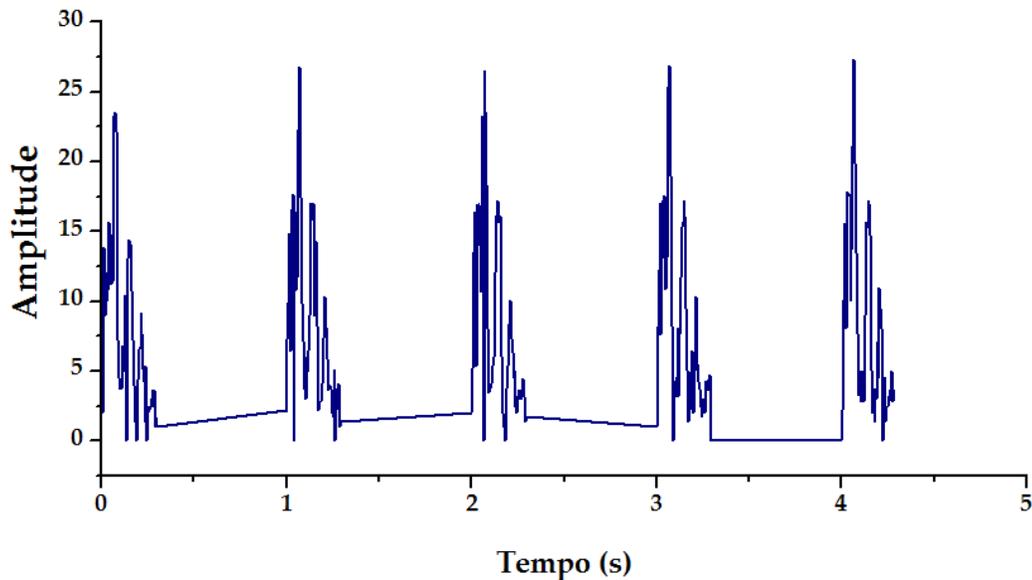


Figura 5.7: Resultante entre os 3 eixos do acelerômetro.

Vemos, então, que os dados obtidos via acelerômetro, após um processamento bastante simples, fornecem informações adequadas para identificar uma contração muscular e atualizar o nível da corrente. Assim, foi decidido utilizar o acelerômetro como entrada para realimentação do equipamento, tornando-o automático.

5.1.3 O *Firmware* desenvolvido para identificação da contração

Com base nas análises anteriores o *firmware* desenvolvido previamente precisa de algumas modificações. Assim, a Figura 5.8 apresenta o fluxograma que representa o novo programa principal desenvolvido com finalidade de automatização. Este programa permite que o estimulador seja utilizado tanto em modo manual quanto em modo automático.

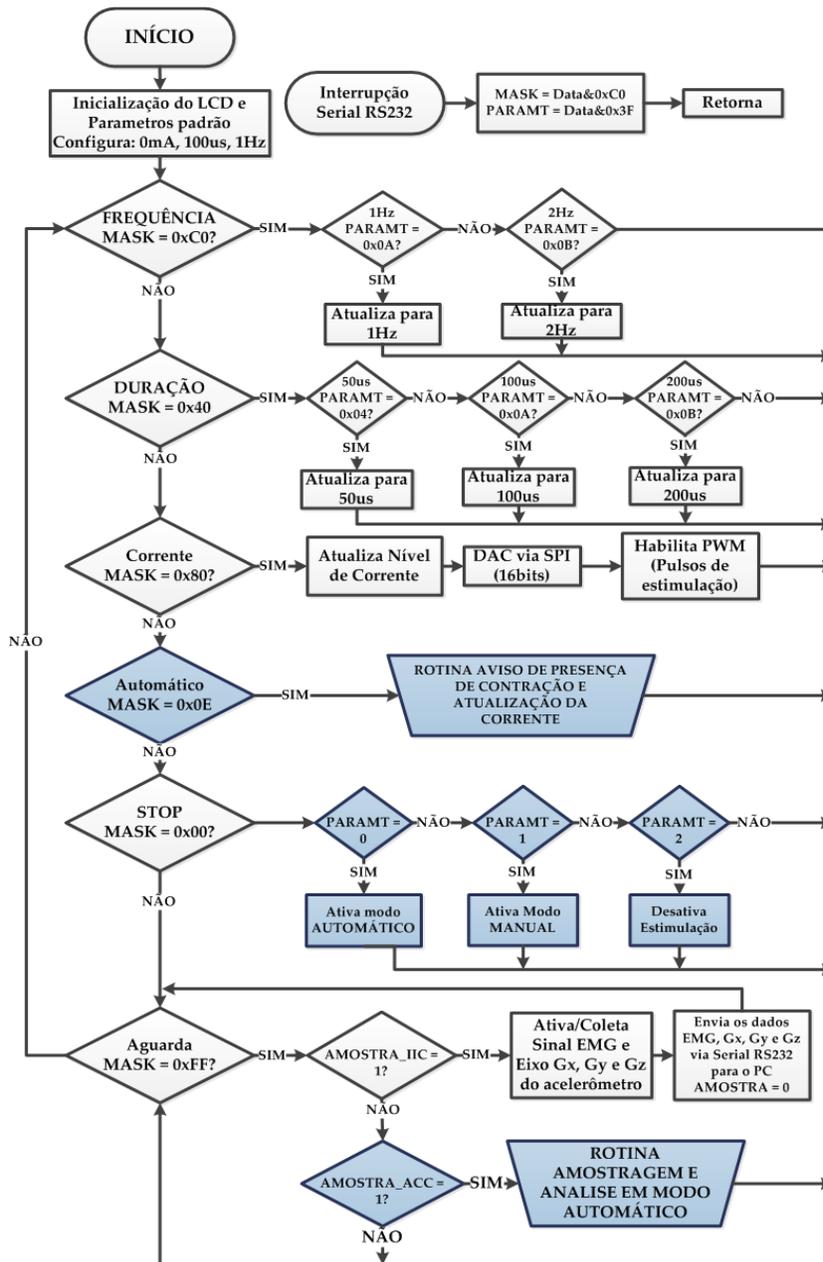


Figura 5.8: Fluxograma ilustrativo para o modo automático de controle.

As partes em azul no fluxograma da Figura 5.8 são as novas rotinas que permitem o sistema funcionar automaticamente. A máscara MASK=0x0E apresenta a função que identifica qual contração foi obtida, primeira (RESP_MOT = 1) ou segunda (RESP_MOT = 2). A identificação da primeira contração apenas alerta o anestesiológico e a segunda contração atualiza o nível da corrente. O programa ainda verifica se a amplitude de corrente está em 0,3mA com presença de contração muscular (RESP_MOT = 1), e em caso afirmativo reduz a corrente para 0,2mA, esperando não haver contração, confirmando que a ponta da agulha não está em contato com o nervo. A Figura 5.9 ilustra este processo.

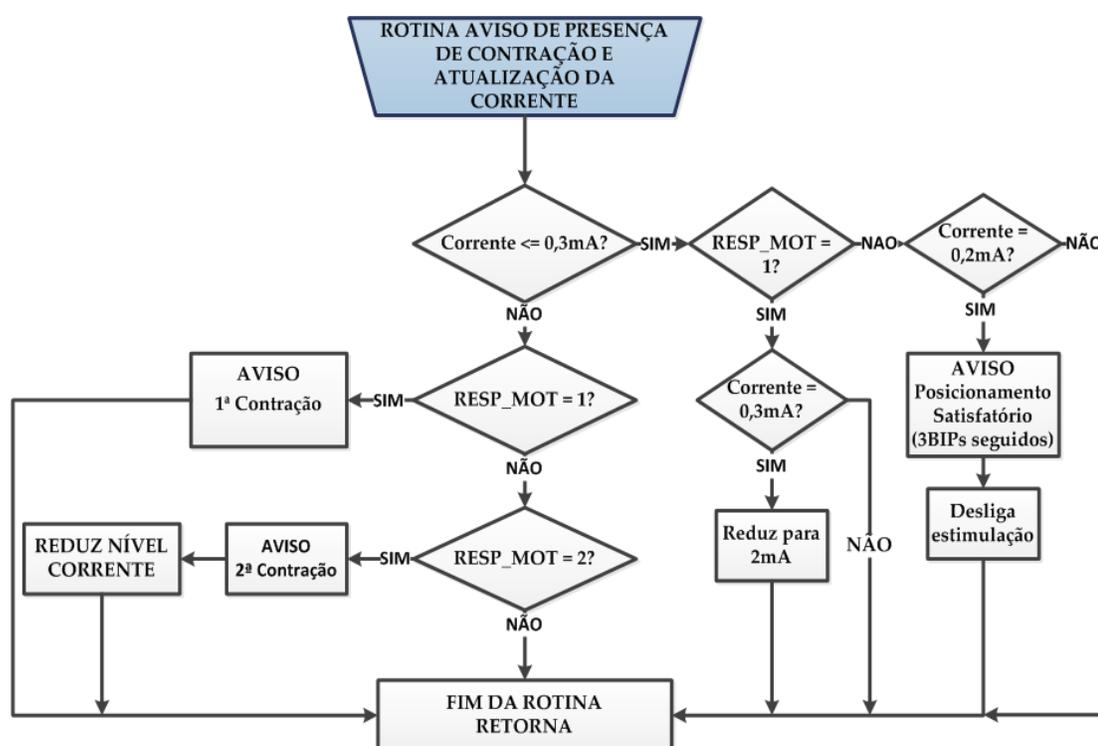


Figura 5.9: Fluxograma de controle da amplitude de corrente em razão da resposta motora.

Na máscara de STOP foram adicionadas rotinas que definem se a estimulação está em modo automático ou manual, bem como desativa toda a estimulação. A máscara MASK=0xFF foi adicionada à rotina para amostragem e análise no modo automático. Esta rotina é ativada a cada 5ms para análise de 40 pontos de amostra ou até identificar 4 pontos consecutivos com nível acima de um limiar, o que caracteriza uma contração muscular. Com base nas análises dos dados coletados na primeira fase e seu pré-processamento foi definido que uma contração muscular está presente quando o nível de grandeza for superior a “8”. A Figura 5.10 apresen-

ta o fluxograma que ilustra esse processo de coleta e análise. Para iniciar a análise e possibilitar o cálculo da derivada, são realizadas duas amostragens, sendo seus dados armazenados no vetor $V[n]$, onde n é igual a 5. Ao fim da segunda amostragem, o cálculo das derivadas (dgx , dgy e dgz), seus módulos ($|dgx|$, $|dgy|$ e $|dgz|$) e a resultante triaxial (MOD_XYZ) é liberado. Após este cálculo, o valor da resultante é considerado como resposta motora caso seu valor seja superior a 8. Este valor (8) foi definido com base nos dados coletados em malha aberta, sendo este nível adequado para que não haja falso positivo e uma insensibilidade à resposta motora. Quando o valor da resultante for superior a 8 por 4 vezes seguidas, considera-se a resposta motora presente, o que ativa a máscara $MASK=0x0E$ para avisar o anestesiológico que o estimulador reconheceu a contração muscular. Quando duas contrações são encontradas, o nível da corrente é decrementado de 0,1mA.

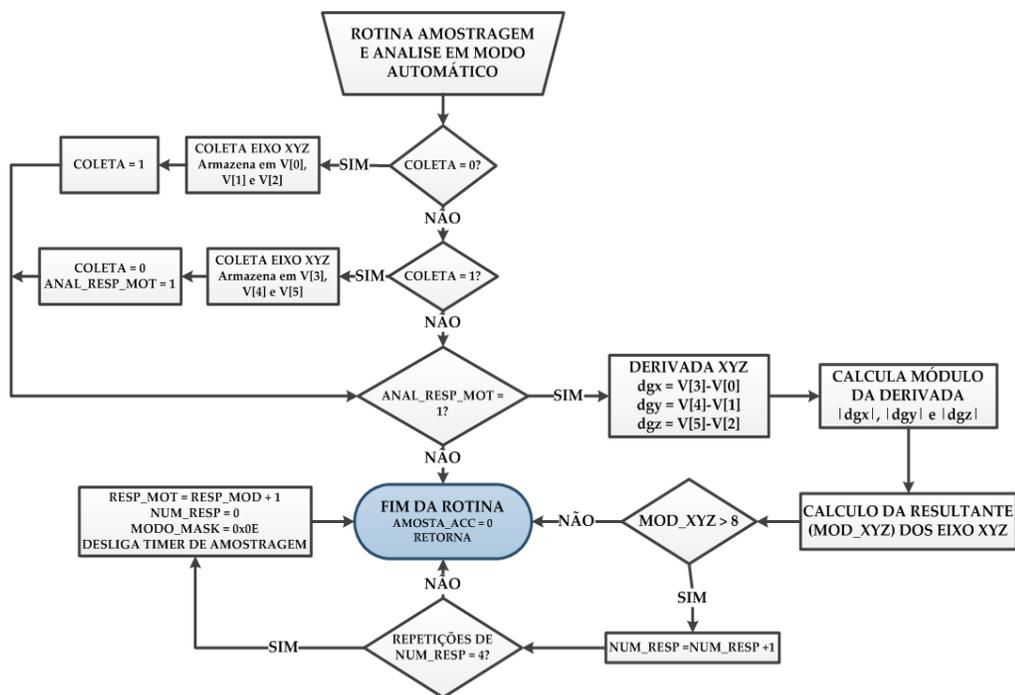


Figura 5.10: Fluxograma da rotina responsável por amostrar e analisar os dados do acelerômetro e interpretar a presença de resposta motora.

Assim, temos um *firmware* capaz de controlar a estimulação em modo manual ou automático através da interpretação dos dados fornecidos por um acelerômetro em resposta a uma contração muscular evocada. Adicionalmente, o sistema informar ao anestesiológico quando

identificou a primeira contração (2 bips longos), a segunda resposta motora (2 bips, sendo um curto e um longo) e quando a agulha está posicionada no ponto ideal (3 bips curtos).

5.1.4 Testes Clínicos: 2ª Etapa

Nesta etapa, buscou-se validar a técnica de realimentação via acelerometria durante o processo de bloqueio com o objetivo de automatizar o estimulador. O acelerômetro foi fixado no mesmo local usado nos testes em malha aberta, e apenas um eletrodo (do tipo ECG) foi colocado no paciente para servir de eletrodo de retorno para a estimulação (este eletrodo foi posto no mesmo local escolhido nos testes em malha aberta), fechando o circuito do estimulador. Foram observadas: a facilidade de uso; a capacidade de identificação da resposta pelo acelerômetro; a qualidade do bloqueio ao fim do procedimento. Entretanto, devido ao baixo número de pacientes aptos a participarem dos testes (idade entre 18 e 60 anos, e submeter-se a algum tipo de cirurgia de membro superior), até o presente momento foi realizado apenas 1 teste com o equipamento em malha fechada.

5.2 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os testes realizados em bancada mostraram uma boa resposta pelo equipamento ao método de realimentação utilizando-se acelerômetro. Usou-se uma carga resistiva e o acelerômetro foi movimentado manualmente simulando uma resposta motora. Iniciou-se o processo de estimulação (1mA, 1Hz e 100 μ s), e a cada estímulo o acelerômetro era movimentado simulando uma contração muscular. Quando esta atividade era encontrada por duas vezes consecutivas a amplitude da corrente era reduzida a um nível inferior, em passos de 0,1mA. Quando o nível de corrente selecionada era de 0,3mA e uma resposta à estimulação estivesse presente, o estimulador realizava um teste de estimulação com 0,2mA esperando não haver resposta, pois para este caso é possível que a agulha esteja em contato com o nervo. Caso estivesse presente, o anestesologista retrocede levemente a agulha até a resposta desaparecer. Em seguida, o estimulador ajusta a amplitude da corrente para 0,3mA esperando uma resposta. Na presença desta, a corrente era novamente reduzida para 0,2mA esperando não haver resposta. Caso ela esteja presente repete-se o

processo até haver contração muscular para 0,3mA e ausência para 0,2mA. Nos testes em bancada, este processo ocorreu perfeitamente em todas as etapas envolvidas (estimulação, contração, percepção da resposta motora pelo equipamento, ajuste do nível de corrente e teste final com 0,2mA).

No teste clínico, o equipamento apresentou boa resposta, reconhecendo a contração muscular evocada e ajustando o nível de corrente. Quando a amplitude selecionada foi de 0,3mA, o equipamento identificou a contração e ajustou o nível para 0,2mA realizando um teste, encontrando ausência de contração motora. Neste instante, avisou sonoramente o fim do processo de localização, permitindo ao anestesiológista infundir o anestésico.

Ao finalizar o processo de localização automaticamente, ficou duvidoso para o anestesiológista se a agulha estava posicionada corretamente, pois o padrão de aviso sonoro, no final do processo, ficou confuso e sua execução, relativamente rápida. Essa rapidez na realização do processo final de localização (obter resposta motora com 0,3mA e ausência em 0,2mA) não permitiu uma informação clara destas etapas de atualização ao anestesiológista. Deste modo, após o equipamento ter localizado o nervo via processo automático, converteu-se o estimulador para manual e confirmou-se a presença de contração muscular para 0,3mA e ausência em 0,2mA. Assim, podemos validar, parcialmente, que a automatização do estimulador via realimentação através de um acelerômetro fixado ao músculo que será evocado via estimulação no processo de localização, é possível e possui boa precisão. Isso é confirmado com base na localização do nervo do paciente submetido ao teste e na qualidade do bloqueio alcançado. O paciente possui um pescoço grosso, o que torna o processo de localização do plexo dificultoso. Foram realizadas 3 tentativas de localização do plexo, sendo a terceira obtida com sucesso e a agulha posicionada corretamente. De acordo com o anestesiológista, caso fosse realizado o bloqueio sem o uso do equipamento, a agulha, possivelmente, seria posicionada distante ao nervo, o que levaria a um maior tempo para o anestésico surtir efeito e a qualidade do bloqueio poderia ser insatisfatória. Embasados neste teste, confirmamos que o uso do estimulador de nervos melhora a qualidade do bloqueio e o uso do acelerômetro como realimentação do sistema para automatização é eficaz e satisfatório.

Com isso, vemos que o método de análise dos dados do acelerômetro (derivada, módulo e resultante tri-axial) pelo estimulador é prático e eficiente, assegurando precisão na realimentação. Consequentemente, o emprego deste método facilita o uso do estimulador no ambi-

ente clínico pela real possibilidade de automatização. Embora seja necessário ajustarmos o processo de aviso para finalização da localização do plexo ao anestesiológico, pois se mostrou confuso por impossibilitar o acompanhamento das etapas finais de localização devido à velocidade em que ocorre o processo, o equipamento se mostrou eficiente, robusto e prático, podendo ser utilizado sem complicações em ambientes clínicos.

5.3 CONCLUSÃO

O uso do estimulador de nervos em auxílio ao bloqueio de plexo facilita sua localização, melhora a qualidade do bloqueio e minimiza riscos de lesão ao nervo. Entretanto, os equipamentos atuais são operados manualmente, o que torna necessário o auxílio de um assistente. Deste modo, buscamos uma forma de automatizar o processo de localização do plexo permitindo ao anestesiológico, mesmo sozinho, realizar o bloqueio utilizando o estimulador. Assim, analisamos os dados coletados (EMG e acelerometria) evocados pela estimulação elétrica com a finalidade de estudar uma possibilidade de uso como realimentação do sistema. Com essa análise, vimos que a técnica mais viável é o acelerômetro, pela sua robustez e insensibilidade aos ruídos elétricos (muito presente em ambiente cirúrgico pela quantidade de equipamentos no ambiente). A análise dos dados do acelerômetro nos levou a um processamento básico (derivada, módulo e resultante tri-axial) para que o estimulador identificasse adequadamente a presença de uma contração motora.

O teste clínico mostrou que o uso do acelerômetro como realimentação viabiliza a automatização do estimulador de nervos na localização do plexo, sendo sua atualização dos níveis de corrente precisa e eficiente. Ficou evidente no teste que a parte crítica é a etapa final, quando o equipamento verifica contração muscular com 0,3mA e ausência de contração com 0,2mA. Neste momento, o processo ocorreu muito rapidamente, o que tornou os avisos sonoros confusos e de difícil acompanhamento. Deste modo, esta etapa final deve ser mais bem trabalhada para que o processo final seja mais limpo e claro, fornecendo ao anestesiológico uma resposta mais confiável. Este efeito pode ser obtido utilizando-se tons diferentes para cada etapa ou expressões vocálicas para as etapas mais críticas.

Assim, fica evidente que a automatização do controle dos níveis de corrente via acelerômetro, tornando mais prático o uso do estimulador pelo anestesiolegista, viável e eficaz. Ela garante que o anestesiolegista possa realizar o bloqueio de plexo, utilizando-se do estimulador, sem que haja a necessidade de um assistente e com a mesma qualidade que o estimulador com controle manual.

6 BIBLIOGRAFIA

ANDRÉS, J. D. et al. Nerve stimulation em regional anesthesia: theory and practice. **Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology**, v. 19, n. 2, p. 153-174, 2005.

ANDRÉS, J. D.; SALA-BLANCH, X. Peripheral Nerve Stimulation in the Practice of Brachial Plexus Anesthesia: A Review. **Regional Anesthesia and Pain Medicine**, v. 26, n. 5, p. 478-483, Setembro-Outubro 2001.

BARTHAM, C. N. Nerve stimulators for nerve location - are they all the same? A study of stimulator performance. **Anaesthesia**, v. 52, n. 8, p. 761-764, Agosto 1997.

BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. A estrutura do sistema nervoso. In: _____ **Neurociência: desvendando o sistema nervoso**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2002. Cap. 7, p. 164-201.

BIRKILL, M. C.; RENSBURG, M. R. J. V.; RAATH, D. R. Electrophysiology and Nerve Stimulators. **South African Journal of Regional Anaesthesia**, p. 29-33, Julho 2008.

BODYPARTCHART , 2011. Disponível em: <<http://www.bodypartchart.com>>. Acesso em: 19 Abril 2012.

BOLLINI, C. A.; CACHEIRO, F. Peripheral nerve stimulation. **Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management**, v. 10, n. 3, p. 79-88, Junho 2006.

BOYLESTAD, R.; NASHELSKY, L. **DISPOSITIVOS ELETRÔNICOS E TEORIA DE CIRCUITOS**. 8. ed. [S.l.]: Prentice Hall, 2004.

BRAZ, G. P. **Sistema de eletroestimulação informatizado para o tratamento da dor e para reabilitação neuromuscular**. UFSC. Florianópolis, p. 116. 2003.

CENTRALX. **Centralx Atlax: O atlas do corpo humano.**, 2010. Disponível em: <<http://atlas.centralx.com.br>>. Acesso em: 19 Abril 2012.

DARLRYMPLE, P.; CHELLIAH, S. Electrical Nerve Locators. **Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain**, v. 6, n. 1, p. 32-36, 2006.

DURAND, D. M. Electric Stimulation of Excitable Tissue. In: BRONZINO, J. D. **The Biomedical Engineering Handbook**. 2. ed. [S.l.]: CRC Press LLC, v. I, 2000. Cap. 17.

ERICKSON, R. W.; MAKSIMOVIC, D. **Fundamentals of Power Electronics**. 2. ed. Boulder: Springer, 2001.

FARIA, U. D. C. **Implementação de um sistema de geração de marcha para pacientes com lesões medulares**. UNESP. Ilha Solteira, p. 199. 2006.

FINNEY, R. L.; WEIR, M. D.; GIORDANO, F. R. **Cálculo de George B. Thomas**. 10. ed. São Paulo: Pearson, v. I, 2005.

GEDDES, L. A.; BAKER, L. E. Stimulators and Stimulation. In: _____ **Principles of Applied Biomedical Instrumentation**. 3. ed. Nova Iorque: Wiley-Interscience, 1999. Cap. 10, p. 453-536.

GRILL, W. G. Nerve Stimulation. In: AKAY, M. **Wiley enciclopedia of biomedical engineering**. [S.l.]: Wiley-Interscience, 2006. p. 2519-2529.

HADZIC, A. Peripheral Nerve Stimulators: Cracking the Code - One at a Time. **Regional Anesthesia and Pain Medicine**, v. 29, n. 3, p. 185-188, Maio-Junho 2004.

HADZIC, A. et al. Nerve Stimulators used for peripheral nerve blocks vary in their electrical characteristics. **Anesthesiology**, v. 98, n. 4, p. 969-974, Abril 2003.

HADZIC, A.; TSUI, B. C.-H. Peripheral Nerve Stimulators & Electrophysiology of Nerve Stimulation: Introduction. In: HADZIC, A. **Textbook of Regional Anesthesia and Acute Pain Management**. Nova Iorque: McGraw-Hill, 2007. Cap. 5, p. 93-104.

HADZIC, A.; UMEY, W. The Fundamentals of Nerve Stimulation. In: GEBHARD, H.; HADZIC, A.; URMEY, W. **Dual Guidance: A Multimodal Approach to Nerve Location**. Bethlehem: B. Braun Medical Inc., 2008. Cap. 3, p. 20-30.

JOCHUM, D. et al. An objective assessment of nerve stimulators used for peripheral nerve blockade. **Anaesthesia**, v. 61, n. 6, p. 557-564, Maio 2006.

KANDEL, E. R.; SCHWARTS, J. H.; JESSEL, T. M. **Fundamentos da Neurociência e do Comportamento**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.

KEYNES, R. D.; AIDLEY, D. J. **Nerve and Muscle**. 2. ed. [S.l.]: Cambridge University Press, 2001.

MACHADO, A. B. M. **Neuroanatomia funcional**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 2003.

NEUROCIÊNCIA. **Sistema Nervoso**, 2006. Disponível em: <<http://www.sistemanervoso.com/>>. Acesso em: 17 Abril 2012.

PALUMBO, G.; PAPPALARDO, D. Charge Pump Circuits: An Overview on Design Strategies and Topologies. **IEEE Circuits and Systems Magazine**, Janeiro-Abril 2010. 31-45.

ROBINSON, A. J.; SNYDER-MACKLER, L. **Eletrofisiologia Clínica: Eletroterapia e testes eletrofisiológicos**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed, 2001.

SARDESAI, A. M.; IYER, U. Nerve Stimulation for Peripheral Nerve Blockade. **World Federation of Societies of Anaesthesiologist**, 2009. Disponível em: <<http://totw.anaesthesiologists.org/2009/08/31/nerve-stimulators-for-peripheral-nerve-blockade-149/>>. Acesso em: Abril 2012.

TSUI, B. C. H. Electrical Nerve Stimulation. In: _____ **Atlas of Ultrasound- and Nerve Stimulation - Guided Regional Anesthesia**. New York: Springer, 2008. Cap. 2, p. 9-18.

TSUI, B. C.-H.; HOPKINS, D. Electrical Nerve Stimulation for Regional Anesthesia. In: BOEZAAET, A. P. **Anesthesia and orthopaedic surgery**. 453. ed. Nova Iorque: McGraw-Hill, 2006. Cap. 19, p. 249-254.

URMEY, W. F. Percutaneous Electrode Guidance of the block needle for peripheral or plexus neural blockade. **Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management**, v. 6, n. 4, p. 145-149, Outubro 2002.

URMEY, W. F. Electrical stimulation and ultrasound in regional anesthesia. **European Journal of Pain Supplements**, v. 4, n. 4, p. 319-322, Novembro 2010.

URMEY, W. F. Electrical nerve stimulation and locoregional anesthesia: New modalities. **European Journal of Pain Supplements**, v. 5, n. 2, p. 499-505, Novembro 2011.

VIEIRA, L. J. Bloqueio do Plexo Braquial. In: CANGIANI, L. M., et al. **Tratado de Anestesiologia**. 6. ed. São Paulo: Ateneu, 2006. Cap. 98, p. 1255-1273.

VISAN, A. et al. Peripheral Nerve Stimulators Technology. **Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management**, v. 6, n. 4, p. 155-157, Outubro 2002.

YUAN, F. **CMOS Current-Mode Circuits for Data Communications**. 1. ed. Toronto: Springer, 2007.

ZARAGOZA-LEMUS, G. et al. Neurostimulation and Peripheral Nerve Block in Regional Anesthesia. **Revista Mexicana de Anestesiologia**, v. 31, n. 2, p. 116-132, Abril-Junho 2008.

ANEXO 1

APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA MÉDICA

Plataforma Brasil - Ministério da Saúde

Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP

PROJETO DE PESQUISA

Título: Estimulador De Nervos Automático Na Realização De Bloqueios Anestésicos De Plexos Nervosos.

Área Temática:

Pesquisador: Carlos Alexandre Ferri

Versão: 3

Instituição: Faculdade de Ciências Médicas - UNICAMP

CAAE: 01548412.9.0000.5404

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

Número do Parecer: 44166

Data da 26/06/2012

Apresentação do Projeto:

Trata-se de estudo para realizar teste clínico de equipamento para localização de plexo nervoso em anestesia regional através de estimulação elétrica, com avaliação de sensores para resposta motora, a fim de estimular e/ou localizar fibras mistas observando uma contração muscular sem causar desconforto ao paciente. Os estimuladores de nervos periféricos, em anestesia regional, ajudam a encontrar o melhor local para posicionar a agulha no paciente, pois permitem a identificação precisa de cada nervo do plexo e determinar a proximidade entre a ponta da agulha e o nervo, reduz o risco de lesões nos nervos, melhora a qualidade dos bloqueios periféricos, evita a necessidade de dose complementar para corrigir eventuais falhas e pode melhorar a qualidade dos diferentes bloqueios periféricos com a diminuição da taxa de falhas parciais e/ou completas. Os testes serão realizados em 20 pacientes, entre 18 e 60 anos, atendidos no Hospital Geral e Maternidade Madre Theodora, que serão submetidos a algum tipo de procedimento cirúrgico em membros superiores sob anestesia regional (Bloqueio de Plexo Braquial). Serão excluídos aqueles que apresentarem uso de marca-passo cardíaco, infecção sistêmica, gravidez ou lactação. O estudo terá duas fases: na primeira, realizada com 7 indivíduos, o equipamento será testado em malha aberta (controlado manualmente, como os estimuladores normalmente disponíveis no mercado), o objetivo desta etapa é coletar a resposta neuromuscular, via EMG e acelerometria provocada pelo neuroestimulador. Na segunda etapa, com 13 pacientes, o equipamento será testado com controle automático, a fim de verificar sua eficiência e precisão, quando comparado com o método de controle manual. Quando a intensidade da corrente for atualizada para 0,3 mA e uma resposta adequada for alcançada, o equipamento emitirá um sinal sonoro diferenciado que indicará posicionamento adequado da agulha. Em situação de suspeita de falha no sistema de controle automático, o equipamento poderá ser utilizado manualmente ou ainda ser totalmente desconectado e o anestesíologista poderá seguir o procedimento pelo método convencional sem que haja prejuízo ao paciente. O aparelho ajustará automaticamente os níveis de corrente através de um sistema realimentado via eletromiografia e/ou acelerometria, permitindo que o anestesíologista se preocupe apenas com a introdução da agulha. As informações dos sensores serão analisadas em sua repetibilidade e consistência para se definir o algoritmo de detecção automática de resposta motora, criando o automatismo do sistema. Posteriormente, este automatismo será testado, sendo os resultados mensurados através da análise subjetiva dos profissionais de anestesia envolvidos, comparativamente aos sistemas comerciais sem automatismo.

Objetivo da Pesquisa:

Avaliar a aplicabilidade clínica de um estimulador de nervo periférico automatizado permitindo ao Anestesíologista, mesmo sozinho, realizar todos os procedimentos sem dificuldade.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Dois fatores de situações de risco podem afetar o paciente: estimulação elétrica via agulha e contato eletro-pele para coleta do EMG. No entanto, a energia enviada ao paciente pelo neuroestimulador é baixa, pois a corrente máxima é de 5mA com duração máxima de 200µs (a amplitude de corrente normalmente utilizada é 1mA decaindo para 0,3mA no final do procedimento), não oferecendo riscos significativos de choque ou queimadura por corrente elétrica (energia máxima 10µJ). Já o contato entre eletrodo e pele pode induzir um quadro de irritação local, sendo suspenso com a remoção do eletrodo. Os benefícios serão: maior praticidade no uso do estimulador para identificação do plexo pelo anestesíologista. Melhor qualidade no bloqueio de membros periféricos por melhor posicionamento da

solução anestésica. Redução nos riscos de lesão no nervo, pois possibilita a estimar a distância entra a ponta da agulha e o nervo. Recuperação mais rápida do paciente por uso de menor dose de anestésico.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Apresenta TCLE adequado, claro e objetivo

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto complementada por termo de compromisso da instituição proponente.

Recomendações:

Recomendação atendida

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Aprovado

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

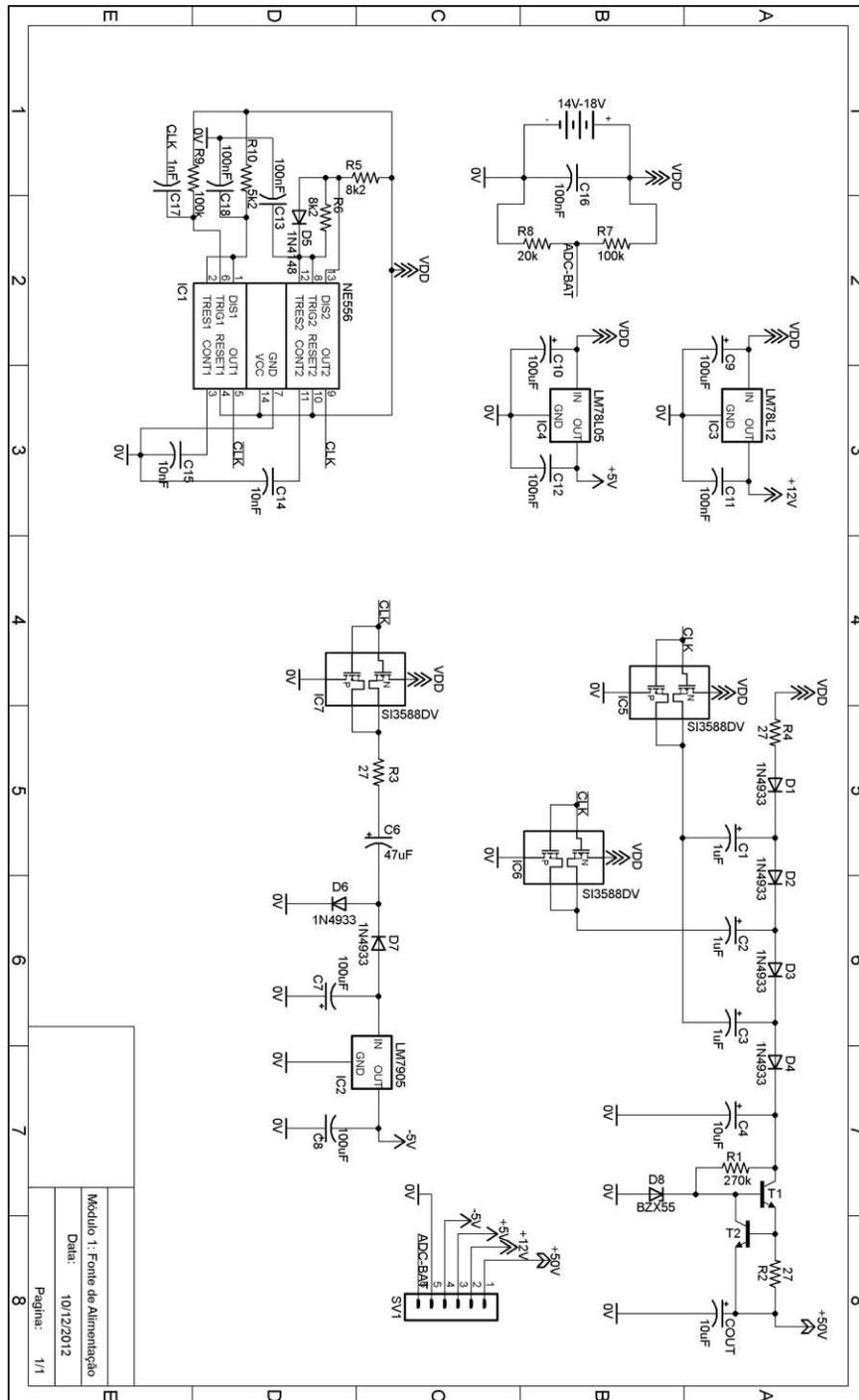
Aprovado em reunião do colegiado.

CAMPINAS, 26 de Junho de 2012

Assinado por:
Carlos Eduardo Steiner

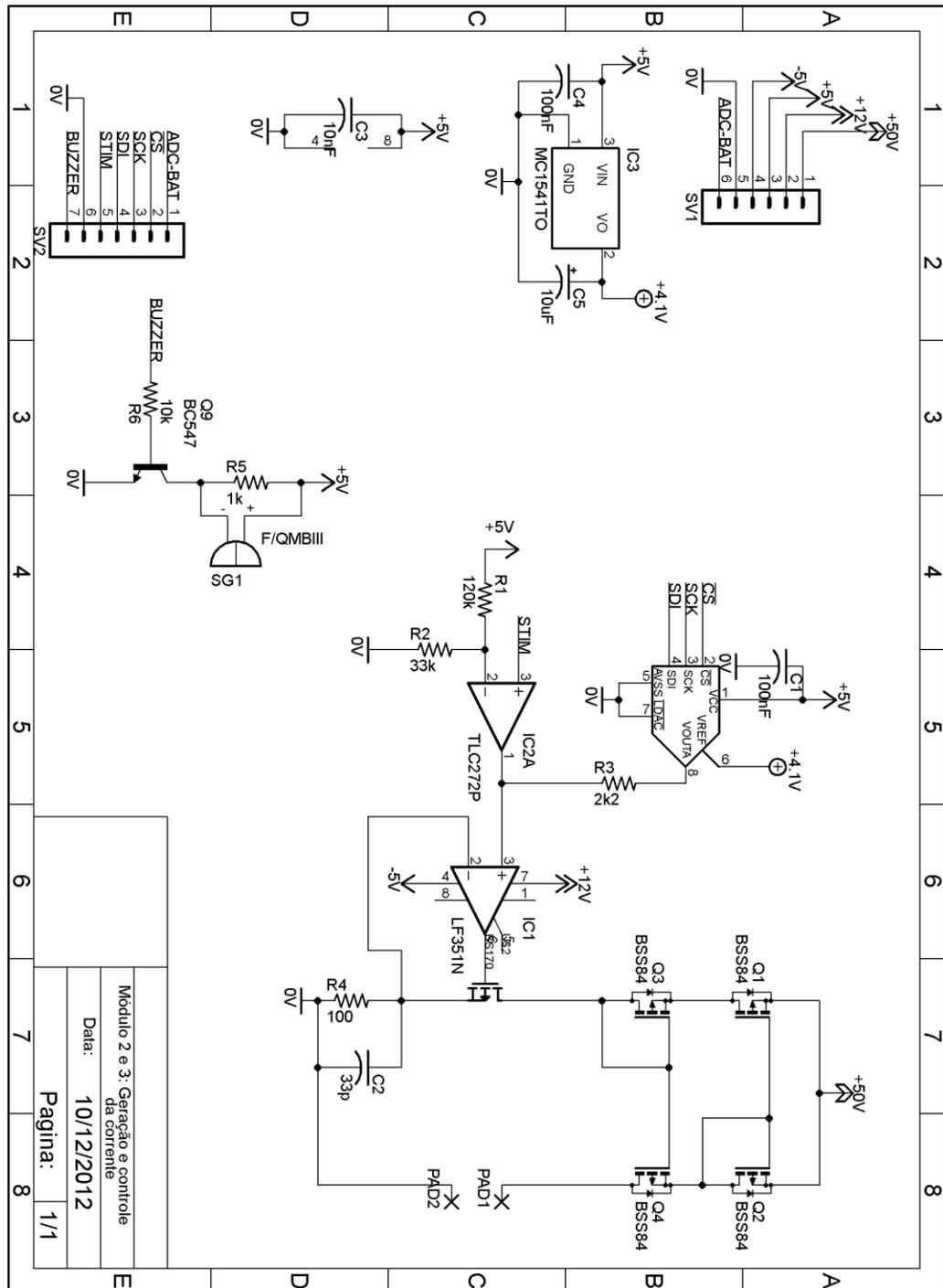
APÊNDICE A

MÓDULO 1: ALIMENTAÇÃO DO EQUIPAMENTO E FONTE DE ALTA TENSÃO.



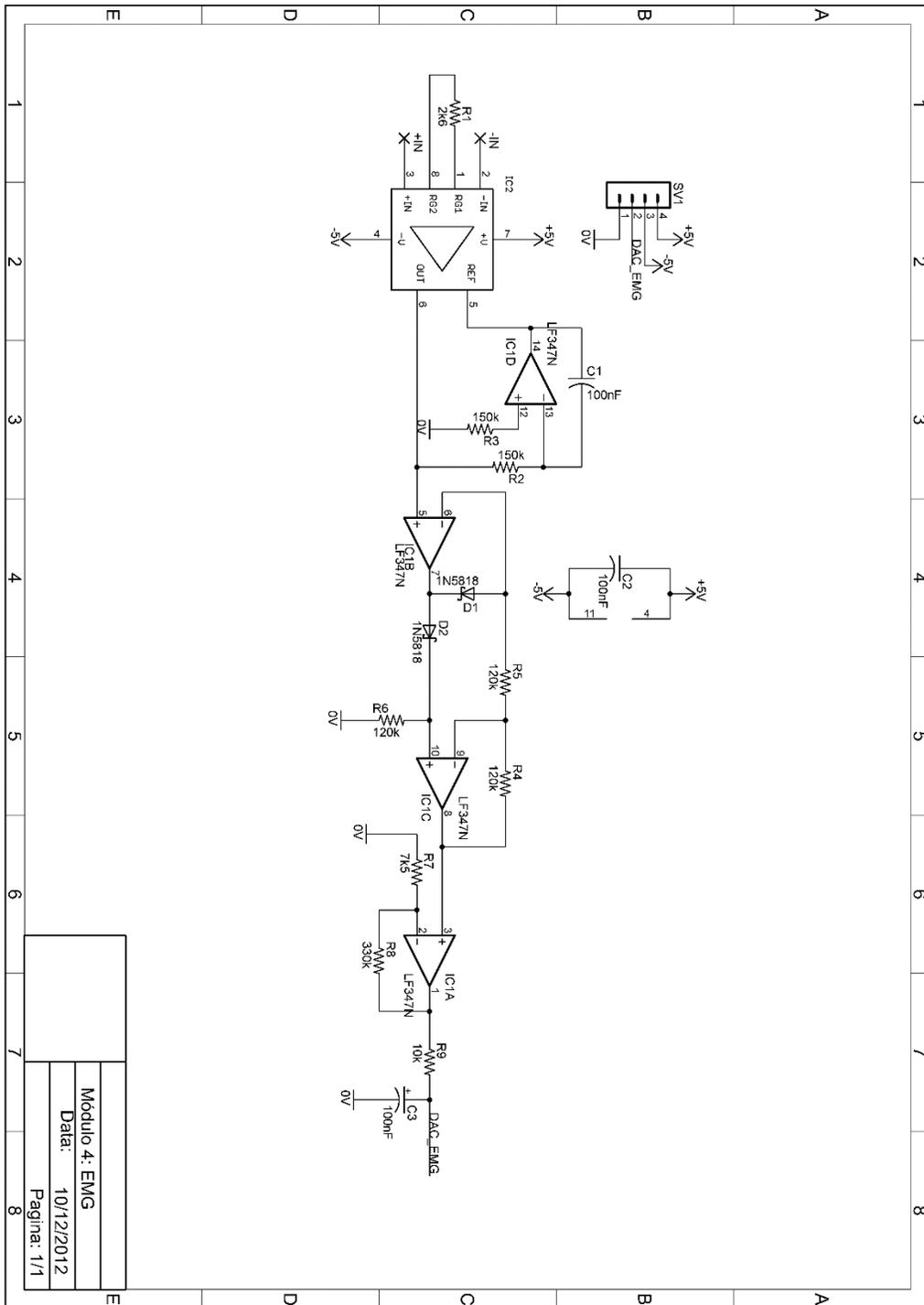
APÊNDICE B

MÓDULO 2 E 3: GERAÇÃO E CONTROLE DA CORRENTE DE ESTIMULAÇÃO.



APÊNDICE C

MÓDULO 4: EMG



Módulo 4: EMG
Data: 10/12/2012
Página: 1/1