

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

TAISA DAIANA DA COSTA

**SISTEMA PARA SINCRONIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO TRATAMENTO DE INSUFICIÊNCIA  
RESPIRATÓRIA EM PESSOAS COM LESÃO MEDULAR**

DISSERTAÇÃO

CURITIBA  
2015



TAISA DAIANA DA COSTA

**SISTEMA PARA SINCRONIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE  
ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA NO TRATAMENTO DE INSUFICIÊNCIA  
RESPIRATÓRIA EM PESSOAS COM LESÃO MEDULAR**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial da Universidade Tecnológica Federal do Paraná como requisito parcial para obtenção do Grau de “Mestre em Ciências” - Área de Concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Coorientador: Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto

CURITIBA

2015

---

**Dados Internacionais de Catalogação na Publicação**

---

C837s Costa, Taisa Daiana da  
2015 Sistema para sincronização automática de estimulação elétrica no tratamento de insuficiência respiratória em pessoas com lesão medular / Taisa Daiana da Costa.-- 2015.

111 p.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.

Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Curitiba, 2015.

Bibliografia: p. 86-92.

1. Estimulação elétrica transcutânea do nervo. 2. Medula espinhal - Ferimentos e lesões. 3. Paralisia respiratória. 4. Insuficiência respiratória. 5. Processamento de sinais - Técnicas digitais. 6. Algoritmos. 7. Métodos de simulação. 8. Engenharia biomédica. 9. Engenharia elétrica - Dissertações. I. Nohama, Percy, orient. II. Nogueira Neto, Guilherme Nunes, coorient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD 22 -- 621.3

Título da Dissertação Nº. \_\_\_\_\_

Sistema para sincronização Automática de Estimulação Elétrica no Tratamento de Insuficiência Respiratória em Pessoas com Lesão Medular.

por

**Taisa Daiana da Costa**

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Coorientador: Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE EM CIÊNCIAS – Área de Concentração: Engenharia Biomédica do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial – CPGEI – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, às 14h do dia 30 de abril de 2015. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores doutores:

---

Prof. Dr. Percy Nohama  
(PUCPR)

---

Prof. Dr. José Carlos da Cunha  
(UP)

---

Prof. Dr. Mauren Abreu de Souza  
(UTFPR)

Visto da coordenação:

---

Prof. Emilio Carlos Gomes Wille, Dr.  
(Coordenador do CPGEI)

***A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial***



## **AGRADECIMENTOS**

A Deus e Nosso Senhor Jesus Cristo pela vida e pelas graças concedidas.

Aos meus pais José Gomes da Costa e Mauranir Neves da Costa, que me deram a vida, apoio, amor, carinho e incentivo.

À minha irmã Fabiana Hedler por todo amor e incentivo.

Ao André França pelo apoio e carinho.

Ao Prof. Dr. Percy Nohama pela excelente orientação e incentivo.

Ao Prof. Dr. Guilherme Nunes Nogueira Neto pela coorientação e ajuda valiosas durante o desenvolvimento deste trabalho.

Às pessoas que se voluntariaram tornando possível a concretização deste trabalho.

Aos amados colegas: Elenize Losso, Omero Bertol, Manuela Gelain, Eddy Krueger, Denise Moreira, Denise Erthal e Terezinha Strapasson.

À dona Maria e à Marta.

À Jordana Davet pelo desenho do corpo humano, sobre o qual pude criar as ilustrações deste trabalho.

À CAPES (Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior) pela concessão da bolsa de estudos.

Ao André Oliveira da empresa Renesas pela disponibilização gratuita do kit de desenvolvimento RPBRX62N utilizado neste trabalho.

À equipe do FreeRTOS pela disponibilização gratuita do código do sistema operacional de tempo real utilizado neste trabalho.





## RESUMO

COSTA, Taisa Daiana da. **Sistema para sincronização automática de estimulação elétrica no tratamento de insuficiência respiratória em pessoas com lesão medular**. 2015. 111 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2015.

A insuficiência respiratória gerada pela lesão medular, em pessoas com tetraplegia e paraplegia torácica alta, tem sido uma das principais causas de morte desses indivíduos. A paralisação, total ou parcial, dos músculos abdominais e do diafragma dificulta a produção de tosse e diminui o volume corrente da ventilação. Este problema pode ser amenizado por meio do tratamento com estimulação elétrica funcional transcutânea (EEFT), na musculatura diafragmática e abdominal, sincronizada com a respiração espontânea. Poucos estudos têm sido direcionados a esta área e foi constatado que é de grande interesse científico que seja desenvolvido um sistema capaz de automaticamente sincronizar a estimulação elétrica com os eventos de inspiração (estimulação diafragmática) e expiração (estimulação abdominal). Por isso, nesta dissertação, desenvolveu-se um sistema de aquisição de sinal respiratório e detecção dos eventos de inspiração e expiração para sincronismo da EEFT durante a respiração tranquila. O sistema emprega uma cinta elástica acoplada a uma célula de carga baseada em *strain gauges* para a aquisição do sinal respiratório. Um algoritmo, baseado em análise estatística do sinal, foi desenvolvido para a detecção das fases de inspiração e expiração. Testes foram realizados em oito voluntários hígidos. A cinta foi posicionada na região da última costela, e sinais foram adquiridos com o auxílio de um osciloscópio digital. Um fisioterapeuta ajudou na análise dos sinais. Foi realizada a contagem de inspirações e expirações detectadas corretamente. O resultado dos testes alcançou a taxa de 82% de acerto na detecção dos eventos inspiratórios, e 96% para os eventos expiratórios. Os resultados indicam que o sistema desenvolvido é eficiente para a aquisição de sinais respiratórios e o algoritmo criado pode propiciar a sincronização da EEFT, com o paciente tratado em posição quase estática.

**Palavras-chave:** Estimulação Elétrica Funcional Transcutânea Sincronizada. Musculatura Abdominal. Musculatura Diafragmática. Insuficiência Respiratória. Lesão Medular.



## ABSTRACT

COSTA, Taisa Daiana da. **A system for automatic synchronization of electrical stimulation in the treatment of respiratory failure in people with spinal cord injury**. 2015. 111 f. Dissertação – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2015.

The respiratory failure, caused by spinal cord injury in people with high thoracic paraplegia and tetraplegia, has been the major cause of death for those individuals. The total or partial paralysis of the abdominal muscles and the diaphragm hinders the production of cough and decreases tidal volume. This problem can be alleviated by treatment with transcutaneous functional electrical stimulation (TFES), on diaphragm and abdominal muscles synchronized with the spontaneous respiration. Few studies have been conducted on this matter, and it was found that is of great scientific interest the development of a system capable of automatically triggering the electrical stimulation with inspiration (diaphragmatic stimulation) and expiration events (abdominal stimulation). Therefore, in this work, a respiratory signal acquisition system was developed for the detection of inspiration and expiration events for triggering the electrical stimulation during quiet breathing. The system employs an elastic belt attached to a load cell based on strain gauges for acquiring the respiratory signal. An algorithm based on signal statistical analysis was developed for the detection of inspiration and expiration events. Tests were carried out in eight healthy volunteers. The belt was positioned at the last rib region, and signals were obtained with the aid of a digital oscilloscope. A physical therapist helped in the analysis of the signals by counting the inspiratory and expiratory events. The results reached the accuracy of 82% in the detection of inspiratory events, and 96% for expiratory events. The results indicate that the developed system is effective for the acquisition of respiratory signals and the created algorithm can provide synchronization of TFES with the patient in quasi-static situation during treatment.

**Keywords:** Synchronized Transcutaneous Functional Electrical Stimulation. Abdominal Muscle. Diaphragmatic Muscle. Respiratory Failure. Spinal Cord Injury.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tipos de lesão medular: áreas afetadas pela lesão medular. ....	25
Figura 2 – Principais músculos utilizados durante a ventilação.....	26
Figura 3 – Sequência de contrações musculares durante a respiração. ....	28
Figura 4 – Ilustração de um sinal de eletroestimulação com pulsos monofásicos. ...	31
Figura 5 – Trens de pulsos retangulares, bifásicos e simétricos. ....	31
Figura 6 – Alguns pontos motores.....	35
Figura 7 – Classificação dos sensores respiratórios. ....	37
Figura 8 – Posicionamento dos acelerômetros na clavícula e no tórax.....	38
Figura 9 – Sinais (dos três eixos) obtidos com o acelerômetro. ....	38
Figura 10 – Sinal respiratório clavicular. ....	39
Figura 11 – Diferenças entre os sons inspiratórios e expiratórios. ....	40
Figura 12 – Cinta resistiva em torno da região tóraco-abdominal. ....	42
Figura 13 – Sinal respiratório obtido com a cinta resistiva. ....	42
Figura 14 – Ilustração de um strain gauge. ....	43
Figura 15 – Ponte de <i>Wheatstone</i> . ....	44
Figura 16 – Configuração $\frac{1}{4}$ de ponte. ....	44
Figura 17 – Configuração $\frac{1}{2}$ ponte. ....	45
Figura 18 – Configuração em ponte completa.....	45
Figura 19 – Faixa tóraco-abdominal indutiva.....	46
Figura 20 – Faixa elástica com o emissor de luz e o fototransistor. ....	48
Figura 21 – Sistema com fibra óptica. ....	49
Figura 22 – Sistema de fibra óptica com redes de Bragg.....	50
Figura 23 – Sinal detectado com o sistema de fibra óptica de Bragg.....	50
Figura 24 – Máscara contendo os sensores de temperatura. ....	52
Figura 25 – Sinal respiratório detectado com um sensor de temperatura. ....	53
Figura 26 – Sistema completo de sincronização automática da EEFT. ....	55
Figura 27 – Diagrama em blocos do sistema desenvolvido. ....	56
Figura 28 – Célula de carga de 5kgf da Alfa Instrumentos.....	57
Figura 29 – Circuito de amplificação do sinal da célula de carga.....	58
Figura 30 – Circuito de filtragem. ....	58
Figura 31 – Kit de desenvolvimento RPBRX62N. ....	59
Figura 32 – Padrão de inspiração e expiração do sinal esperado.....	60
Figura 33 – Exemplo de um sinal obtido com o conversor A/D do RX62N. ....	61
Figura 34 – Fluxograma do algoritmo de sincronização criado. ....	63
Figura 35 – Eletroestimulador de Nogueira-Neto. ....	64
Figura 36 – Circuito de grampeamento do sinal estimulatório.....	65
Figura 37 – Circuito de acionamento de relé para o sistema de Nogueira-Neto. ....	66
Figura 38 – Interface para visualização do sinal respiratório. ....	67
Figura 39 – Sinal de teste.....	68
Figura 40 – Ilustração do teste realizado com cada voluntário.....	69
Figura 41 – Sinal respiratório detectado em uma mulher de 38 anos. ....	70
Figura 42 – Cinta acoplada à célula de carga. ....	71
Figura 43 – Sistema completo.....	72
Figura 44 – Interface desenvolvida para a visualização do sinal respiratório.....	72
Figura 45 – Atuação do sistema de sincronização no sinal de teste. ....	73
Figura 46 – Relação ganho versus frequência do filtro desenvolvido. ....	75

Figura 47 – Resultados da medição de frequência respiratória por voluntário. ....	76
Figura 48 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 4. ....	77
Figura 49 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 6. ....	77
Figura 50 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 7. ....	78
Figura 51 – Porcentagem de acertos na detecção de eventos inspiratórios. ....	78
Figura 52 – Porcentagem de acertos na detecção de eventos expiratórios. ....	79

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Principais parâmetros estimulatórios para cada grupo muscular. ....	36
Tabela 2 – Resultados do medidor de frequência respiratória. ....	74
Tabela 3 – Dados dos voluntários. ....	75





## LISTA DE SIGLAS

DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
EEFT	Estimulação Elétrica Funcional Transcutânea
FES	Functional Electrical Stimulation
PAM	Pulse Amplitude Modulation
PVDF	Fluoreto de Polivinilideno
PWM	Pulse Width Modulation



## SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	19
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO	19
1.2	OBJETIVOS	20
1.2.1	Geral	20
1.2.2	Específicos	21
1.3	JUSTIFICATIVA	21
1.4	ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO	23
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	24
2.1	LESÃO MEDULAR	24
2.2	ALTERAÇÕES NA MECÂNICA VENTILATÓRIA OCASIONADAS PELA LESÃO MEDULAR	26
2.2.1	Mecânica Ventilatória	26
2.2.2	Alterações na Mecânica Ventilatória	27
2.3	EEFT NA REABILITAÇÃO RESPIRATÓRIA	30
2.3.1	Importância da EEFT para o Fortalecimento Muscular	32
2.3.2	EEFT Sincronizada com a Respiração Espontânea	33
2.3.3	Pontos Motores	34
2.3.4	Posição para Tratamento	35
2.3.5	Alguns Parâmetros de Estimulação Utilizados	36
2.4	SENSORES PARA DETECÇÃO DO SINAL RESPIRATÓRIO	36
2.4.1	Sensor de Aceleração	37
2.4.2	Sensor Acústico	40
2.4.3	Análise da Variação da Expansão Tóraco-Abdominal	41
2.4.3.1	Sensores resistivos	41
2.4.3.2	Sensores indutivos	46
2.4.3.3	Sensores de pressão e piezoelétricos	47
2.4.3.4	Sensores optoeletrônicos	48
2.5	ALGORITMOS DE SINCRONIZAÇÃO	51
3	METODOLOGIA	54
3.1	ESCOLHA DO SENSOR	56
3.2	AMPLIFICAÇÃO	57
3.3	FILTRAGEM	58
3.4	CONVERSÃO ANALÓGICO DIGITAL	59
3.5	PRINCÍPIOS DO ALGORITMO DE SINCRONIZAÇÃO	59
3.6	MEDIDOR DE FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA	63
3.7	ESTIMULADOR ELÉTRICO DE NOGUEIRA-NETO (2013)	64
3.8	INTERFACE PARA VISUALIZAÇÃO DO SINAL	66
3.9	PROTOCOLO DE TESTE DO SISTEMA DE SINCRONIZAÇÃO	67
3.9.1	Teste de Bancada	67
3.9.2	Teste do Sistema <i>In Vivo</i>	68
4	RESULTADOS	71
4.1	HARDWARE	71
4.2	SOFTWARE	71
4.3	TESTES DE BANCADA	73
4.3.1	Sincronização e Medição de Frequência Respiratória	73
4.4	TESTE <i>IN VIVO</i>	75
5	DISCUSSÃO	80

5.1	SENSOR DESENVOLVIDO .....	80
5.2	SOFTWARE DESENVOLVIDO .....	81
5.2.1	Algoritmo de Sincronização dos Eventos de Inspiração e Expiração .....	81
5.2.2	Medidor de Frequência Respiratória .....	82
5.2.3	Interface para Monitoração do Sinal Respiratório.....	83
5.3	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS .....	83
6	CONCLUSÕES .....	84
6.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS .....	84
	REFERÊNCIAS .....	86
	APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.....	93
	APÊNDICE B – CÓDIGO DO PROGRAMA .....	96
	ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP DA UTFPR .....	109

## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO

Lesões medulares ocorridas nos níveis cervicais ou torácicos (médio e alto) podem provocar alterações significativas na mecânica ventilatória, nos volumes de ar inspirados e expirados, e nas capacidades e pressões respiratórias (COSTA, 2005; GOLLEE et al., 2008). E isso ocorre em virtude da mecânica ventilatória depender da ativação coordenada de músculos específicos para a ventilação pulmonar, e estes são ativados por impulsos nervosos que vêm do cérebro, passando pela medula espinhal (SILVERTHORN, 2010).

A principal causa de morte em indivíduos com tetraplegia e paraplegia torácica alta, principalmente após um ano de lesão, é a complicação do sistema respiratório (CHENG et al., 2006; COSTA, 2005; GOLLEE et al., 2007; STANIC et al., 2000). A paralisação ou enfraquecimento dos músculos auxiliares da expiração forçada causam um decréscimo na velocidade e volume do fluxo de ar; com isso, o evento de tosse é prejudicado, dificultando a retirada de secreções do organismo e aumentando a chance de complicações respiratórias (GOLLEE et al., 2008; LANGBEIN et al., 2001). Além disso, o enfraquecimento do diafragma, que é o principal músculo inspiratório, traz a dificuldade de manter os níveis de oxigenação adequados para o organismo (insuficiência respiratória) (JORGE, 2009). Algumas das principais complicações são a pneumonia, a atelectasia e a falência respiratória (CHENG et al., 2006; COSTA, 2005; WONG; SHEM; CREW, 2012).

Para insuficiência respiratória leve, na qual o paciente consegue respirar sem a necessidade de suporte ventilatório em tempo integral, existem alguns tipos de assistência além da ventilação artificial, como exercícios para fortalecimento muscular (CHENG et al., 2006; STANIC et al., 2000) e estimulação elétrica funcional transcutânea (EEFT) (GOLLEE et al., 2008; JAROSZ et al., 2012).

A EEFT é uma técnica de reabilitação utilizada há muitos anos para tratamento de insuficiência respiratória e desmame ventilatório (JAROSZ et al., 2012;

JORGE, 2009). Tal técnica tem por finalidade o aumento de força e resistência muscular, o que melhora a respiração como um todo (GOLLEE et al., 2008). Em indivíduos que possuem respiração espontânea, deve ser sincronizada com a respiração natural para melhor aproveitamento da técnica (GOLLEE et al., 2008; SANTOS, 2009). Stanic et al. (2000) estimularam os músculos abdominais em sincronia com a expiração espontânea e obtiveram resultados significativos na melhora da capacidade pulmonar.

Um sistema de estimulação diafragmática ideal deve produzir a inspiração por meio da geração da pressão intratorácica negativa, imitando a ventilação fisiológica, para melhorar o volume corrente (ÁVILA, 2001). O sistema de estimulação elétrica abdominal ideal deve fornecer estímulos durante a respiração tranquila, para melhorar a força e a resistência muscular, e durante o ato de tosse, para melhorar a habilidade de limpeza das vias respiratórias e reduzir a incidência de complicações respiratórias (GOLLEE et al., 2007).

Na prática clínica, a sincronização da EEFT pode ser feita de forma manual, por meio de um acionador, no qual o profissional de saúde ativa-o quando observa o evento de inspiração ou expiração (dependendo do tratamento que está sendo realizado). Porém, uma chave torna-se inviável para períodos longos de estimulação. Um sistema automático deve ser utilizado ao invés do manual, para assegurar que o estímulo seja aplicado nos momentos certos e evitar este trabalho árduo por parte do profissional de saúde, que pode utilizar seu tempo de forma mais produtiva (GOLLEE et al., 2008). Porém, poucos são os estudos realizados com o objetivo de sincronizar a EEFT com os eventos naturais de inspiração e expiração (JORGE, 2009).

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Geral

O objetivo geral deste trabalho foi desenvolver uma técnica de detecção automática das fases de inspiração e expiração da respiração humana, para que possa ser aplicada ao sistema de sincronismo de um estimulador elétrico funcional.

### 1.2.2 Específicos

Dentre os principais objetivos específicos, destacam-se:

- 1) Desenvolver um sensor para aquisição de sinal respiratório, visando detectar os eventos de inspiração e expiração;
- 2) Desenvolver um algoritmo para sincronização dos eventos de inspiração e expiração com um sistema de estimulação elétrica;
- 3) Validar os sistemas de aquisição e sincronização em testes de bancada;
- 4) Validar os sistemas de aquisição e sincronização com voluntários hígidos.

### 1.3 JUSTIFICATIVA

De acordo com Jorge (2009), é de interesse científico que seja desenvolvido um sistema eletrônico capaz de sincronizar um estimulador elétrico de dois canais com as fases de inspiração e expiração, proporcionando, assim, a ativação dos músculos diafragma e abdominal, respectivamente. Este sistema não é interessante apenas para pessoas com lesão medular, mas também para pessoas com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), lesão ou ressecção cirúrgica, comprometimento das raízes por artrose cervical e submetidas à ventilação mecânica prolongada. Durante este projeto, não foram encontrados sistemas que realizam esta tarefa. Existem somente os que se dedicam integralmente a um tipo de estimulação: diafragmática ou abdominal.

Jorge (2009) aplicou EEFT sincronizada no músculo diafragma e constatou um aumento da força muscular diafragmática em pessoas com DPOC. Além de perceber que a estimulação não interferiu nos sinais vitais de frequência cardíaca, respiratória e saturação de oxigênio, constatou que os pacientes que receberam o tratamento ficaram mais preparados para enfrentar um programa de reabilitação pulmonar que envolva condicionamento físico, desta forma, reduzindo o número de internamentos.

No trabalho desenvolvido por Nohama, Jorge e Valenga (2012), uma máscara com sensor de temperatura foi utilizada para a detecção da fase de inspiração durante

a respiração tranquila, para a sincronização de um estimulador elétrico no músculo diafragma. Este sistema foi utilizado no tratamento de pessoas com DPOC sendo verificada uma melhora na qualidade de vida e força muscular respiratória (JORGE, 2009).

Wehrle et al. (2001) desenvolveram um sistema baseado em sensores com fibra óptica acoplado a uma cinta elástica, para detectar automaticamente a fase inspiratória durante a respiração tranquila. Este sistema foi utilizado para a aplicação da EEFT sincronizada em pessoas híginas, com o objetivo de avaliar quantitativamente a variação da contratilidade diafragmática; foi constatado que a EEFT sincronizada potencializa o desempenho da função diafragmática (ÁVILA, 2001).

Gollee et al. (2007) desenvolveram um sistema para detectar a fase expiratória e estimular os músculos abdominais durante os eventos de tosse. Utilizaram um sensor de fluxo de ar para a aquisição do sinal respiratório. Foram realizados testes em 4 pessoas tetraplégicas, e o resultado mostrou que a EEFT sincronizada na musculatura abdominal melhora a função respiratória, tanto na expiração forçada, quanto na tranquila.

Os sistemas existentes ainda possuem problemas a serem solucionados, como por exemplo: no sistema com fibra óptica de Wehrle et al. (2001), houve o inconveniente do risco constante de ruptura da fibra óptica, impedindo a portabilidade do sistema para ambientes médico-hospitalares (ÁVILA, 2001); sistemas com máscaras, como no trabalho de Nohama, Jorge e Valenga (2012) não são confortáveis e, de acordo com Gollee et al. (2007), os sensores dependentes do fluxo de ar na região bucal impedem outras atividades e não são adequados para serem utilizados na prática clínica.

Por isso, este trabalho consiste em um sistema que, diferentemente dos sistemas encontrados na literatura, realiza a sincronização dupla da EEFT. Sendo um sistema portátil, com sensores não dependentes de fluxo de ar na região bucal, e mais adequado para uso na prática clínica.



## 1.4 ESTRUTURA DA DISSERTAÇÃO

Esta dissertação está organizada em seis capítulos. No Capítulo 2, apresenta-se a fundamentação teórica com uma breve explicação sobre insuficiência respiratória gerada pela lesão medular, estimulação elétrica funcional para reabilitação respiratória, revisão da literatura sobre os sensores utilizados na detecção de sinais respiratórios e algoritmos para sincronização da estimulação com os eventos de inspiração e expiração. O Capítulo 3 descreve a metodologia utilizada para o desenvolvimento do protótipo e os testes para validação. No Capítulo 4, mostram-se os resultados obtidos a partir dos protocolos aplicados. No Capítulo 5, discutem-se os resultados obtidos em relação aos trabalhos consultados na literatura e apresentam-se sugestões para trabalhos futuros. Por fim, o Capítulo 6, resume-se às conclusões do estudo.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Este capítulo visa fundamentar os principais conceitos relacionados ao comprometimento mecânico ventilatório ocasionado pela lesão medular; apresentar a EEFT sincronizada com a respiração natural; expor os sensores encontrados na literatura, que podem ser utilizados para detecção de sinais respiratórios, bem como os algoritmos de sincronização dos eventos de inspiração e expiração. Por meio deste capítulo espera-se a elucidação dos conceitos envolvidos e as tecnologias disponíveis para o desenvolvimento de um sistema automático de EEFT sincronizada.

### 2.1 LESÃO MEDULAR

Uma máquina maravilhosa, e ainda não compreendida totalmente, é o corpo humano. Os sistemas comunicam-se perfeitamente como em uma coreografia, para manter o organismo saudável e realizar as atividades do dia-a-dia. Os cinco sentidos auxiliam no reconhecimento do ambiente para a programação das ações necessárias em cada situação vivenciada. Em um corpo saudável, isso tudo ocorre de forma tranquila; porém, após um acidente, a “coreografia” pode ser prejudicada de forma irreversível.

Dentre os acidentes possíveis, um dos mais preocupantes é a lesão medular, porque a musculatura utilizada para a tomada de ações, e as terminações nervosas sensitivas da pele comunicam-se com o cérebro por meio da medula espinhal. Desta forma, não apenas os aspectos motores, como também os sensitivos podem ser alterados permanentemente se a medula espinhal sofrer alguma lesão (COSTA, 2005; KIRSHBLUM et al., 2011). Geralmente, as lesões decorrem de acidentes automobilísticos, quedas, disparos de arma de fogo, complicações cirúrgicas, entre outros (CHEN et al., 2013; SANTOS, 2010).

Inspecionando a localização das inervações na medula espinhal na Figura 1, pode-se verificar que o comprometimento motor e sensitivo depende do nível em que se encontra a lesão (COSTA, 2005; GOLLEE et al., 2008; HOSHIMIYA et al., 1989).

Quando a lesão ocorre em nível cervical (segmento C), pode acarretar em tetraplegia, e nos níveis torácico, lombar e sacral (segmentos T, L e S), em paraplegia. Na tetraplegia, há o comprometimento funcional dos braços, tronco, pernas, órgãos pélvicos, etc. Na paraplegia, os membros superiores permanecem intactos; porém, dependendo do nível da lesão, o tronco, as pernas e os órgãos pélvicos são afetados (BECK, 2010; KIRSHBLUM et al., 2011).

A lesão pode ser completa, ou incompleta. A completa interrompe toda a comunicação sensorial e motora abaixo do local da lesão, enquanto na incompleta há a preservação parcial dessa comunicação (DEFINO, 1999; FERREIRA; MARINO; CAVENAGHI, 2012).

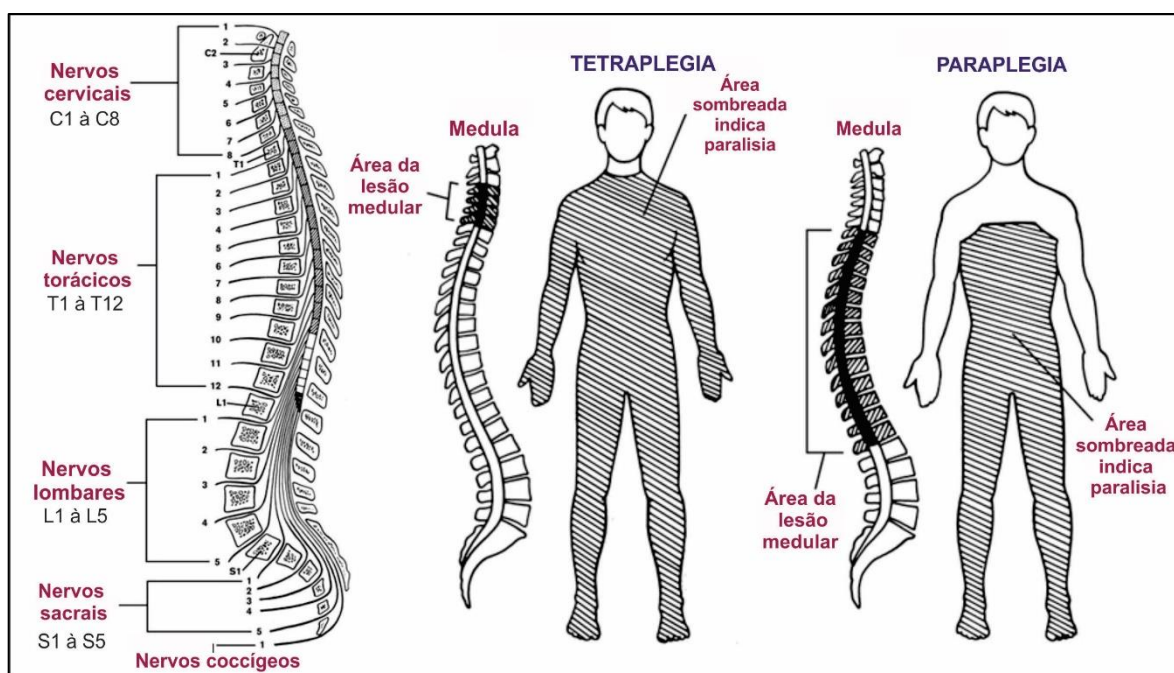


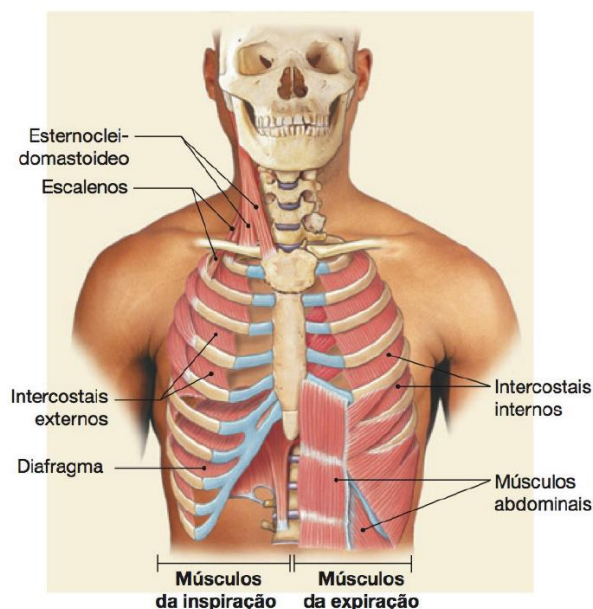
Figura 1 – Tipos de lesão medular: áreas afetadas pela lesão medular.  
Fonte: adaptado de Born (2007).

## 2.2 ALTERAÇÕES NA MECÂNICA VENTILATÓRIA OCASIONADAS PELA LESÃO MEDULAR

### 2.2.1 Mecânica Ventilatória

A respiração é um dos processos mais importantes do corpo humano. Para haver a troca gasosa entre o ambiente externo e os pulmões, vários músculos participam do ato da ventilação. Em condições normais de repouso, uma pessoa tem em torno de 12 a 20 ciclos ventilatórios por minuto, sendo o volume corrente médio – volume de ar que se move durante uma única inspiração ou expiração – de aproximadamente 500 ml em cada ventilação (SILVERTHORN, 2010).

Para que o ar flua para dentro dos pulmões, vários músculos são contraídos, de forma coordenada, formando um sistema similar a uma bomba. Os principais músculos ventilatórios são: esternocleidomastóideo, escalenos, intercostais externos, diafragma, intercostais internos, e músculos abdominais, ilustrados na Figura 2.



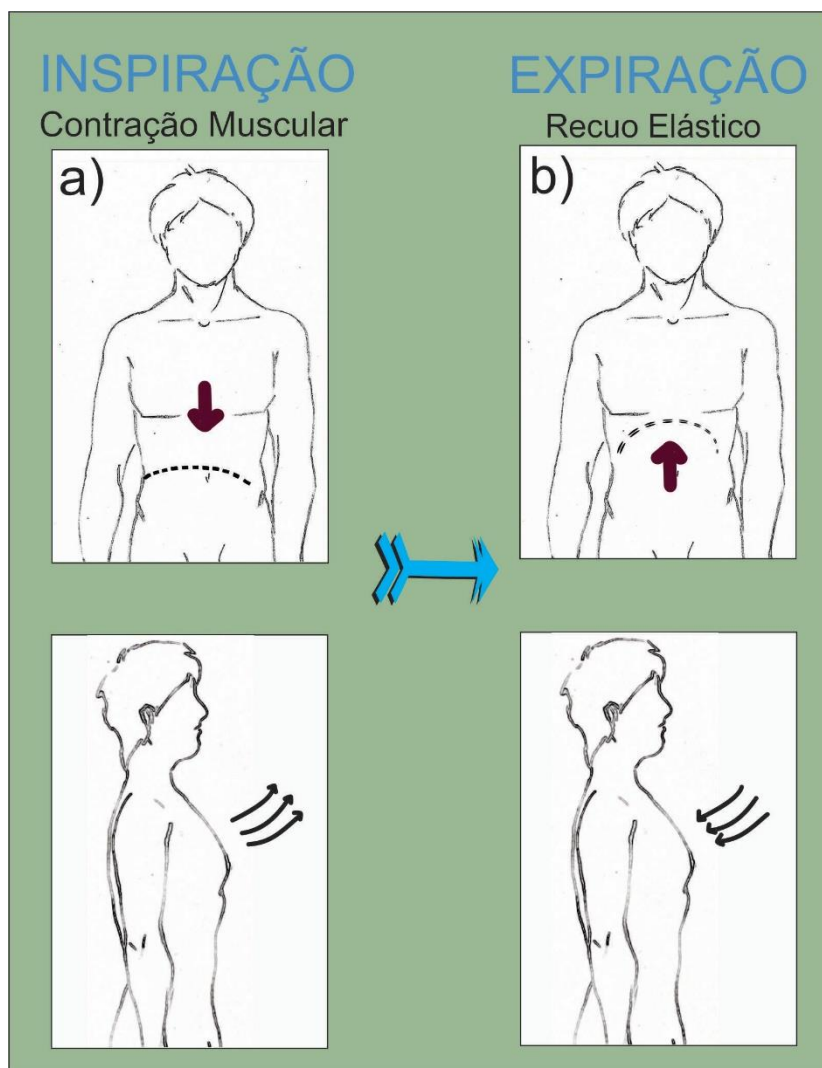
**Figura 2 – Principais músculos utilizados durante a ventilação. No lado esquerdo, os músculos da inspiração são evidenciados: esternocleidomastóideo, escalenos e intercostais externos; ao passo que no lado direito, os da expiração forçada são os que possuem destaque: intercostais internos e músculos abdominais. Fonte: SILVERTHORN, 2010.**

Durante a respiração espontânea (em repouso), o músculo diafragmático, os intercostais externos e os escalenos entram em ação durante a fase de inspiração, enquanto na expiração forçada, em atos como tossir, tocar um instrumento, encher bexigas de aniversário e cantar, o abdômen é requisitado (DIMARCO, 2005; SILVERTHORN, 2010).

A sequência de contrações musculares para a respiração espontânea normal ocorre de acordo com o ilustrado na Figura 3. O diafragma é contraído por impulsos provenientes da inervação frênica, e desce em direção ao abdômen (Figura 3 - a). Este deslocamento diafragmático gira em torno de 1,5 cm e é responsável por 60 a 75% do volume inspiratório (JAROSZ et al., 2012; SILVERTHORN, 2010). Os 25 a 40% restantes resultam da assessoria dos músculos intercostais externos e os escalenos, que empurram as costelas para cima e para fora. Desta forma, o volume da caixa torácica amplia, a pressão diminui e o ar é sugado para dentro dos pulmões. Ao final da inspiração, os impulsos elétricos cessam e, em seguida, ocorre o recuo elástico, devido ao relaxamento muscular, que faz com que o diafragma e a caixa torácica retornem às suas posições originais (Figura 3 - b). A este evento, chama-se expiração passiva. A expiração forçada ocorre quando os músculos abdominais entram em ação contraindo-se e empurrando o diafragma, de forma mais rápida que o normal, para sua posição inicial. Geralmente, isso ocorre quando se tosse e/ou se força a expiração em qualquer outra atividade (SILVERTHORN, 2010).

### 2.2.2 Alterações na Mecânica Ventilatória

Se o diafragma enfraquece, toda a mecânica ventilatória pode sofrer alterações severas, por causa da diminuição do volume corrente (SANTOS et al., 2013). Da mesma forma, como o músculo abdominal encarrega-se, principalmente, da expiração forçada, se ele fica paralisado, total ou parcialmente, torna-se difícil executar o evento de tosse, o que aumenta o risco de pneumonia e outras infecções. Um exemplo de doença que afeta a musculatura esquelética, incluindo a musculatura respiratória, é a poliomielite (SILVERTHORN, 2010). A lesão medular também pode ocasionar problemas na mecânica ventilatória (ÁVILA, 2001).



**Figura 3 – Sequência de contrações musculares durante a respiração.**

Durante a respiração tranquila, no momento da inspiração o diafragma desce, comprimindo o conteúdo abdominal e visceral, e os músculos escaleno e intercostais externos puxam o tórax para frente e para cima. No momento da expiração todos os músculos relaxam e o recuo elástico entra em ação.

Fonte: Autoria própria.

O comprometimento respiratório causado pela lesão medular varia conforme o nível da lesão. Com lesões em níveis cervicais 1 e 2, o paciente torna-se dependente de ventilador artificial, ou é mantido com auxílio de estimulação do nervo frênico por marca-passo diafragmático (GOLLEE et al., 2008; LANGBEIN et al., 2001; STANIC et al., 2000). Segundo Costa (2005), em alguns casos, algumas pessoas ainda possuem contratilidade diafragmática e/ou abdominal; porém, a musculatura respiratória é prejudicada pela paralisia muscular ocasionada pela lesão, e a contratilidade pode não ser suficiente para manter os níveis adequados de oxigenação e/ou suportar os

eventos de tosse (ÁVILA, 2001; CUELLO; AQUIM; CUELLO, 2013). Desta forma, muitas vezes, faz-se necessário o suporte de um ventilador artificial cujo uso prolongado agrava o problema da atrofia muscular por desuso (DIMARCO, 2005; MELARÉ; SANTOS, 2008).

O ventilador artificial proporciona uma série de problemas que inclui a interferência da fala, barulho do ventilador, aumento do risco de infecção, e causa atrofia muscular por desuso (quando utilizada em longo período de tempo) (DIMARCO, 2005; JAROSZ et al., 2012; NOHAMA; JORGE; VALENGA, 2012).

O marca-passo diafragmático tem as vantagens de possibilitar uma maior mobilidade, qualidade no relacionamento social pela não obstrução da fala, redução dos cuidados médicos; porém, também tem a desvantagem de ser um procedimento invasivo de alto risco e custos elevados, além de poder lesionar o nervo frênico (DIMARCO, 2005). Infelizmente, nem todos os pacientes são aptos ao implante de marca-passo diafragmático por causa da gravidade da lesão do nervo frênico, que muitas vezes impossibilita o implante (DIMARCO; TAKAOKA; KOWALSKI, 2005).

Pelo fato da inervação do diafragma originar-se nas raízes cervicais C3, C4 e C5 (ÁVILA, 2001; COSTA, 2005; SANTOS, 2009), os indivíduos com lesão medular cervical apresentam perda do controle da expansão da caixa torácica e da contração diafragmática. As inervações dos músculos intercostais externos originam-se entre T1 e T12, os escalenos de C1 a C8, os abdominais da T6 a T12, e intercostais internos entre T1 e T12 e os indivíduos com lesão nestes segmentos da medula sofrem pela falta da contenção realizada pela musculatura abdominal (COSTA, 2005).

A lesão pode paralisar ou enfraquecer os músculos; quanto mais alta a lesão, mais grave a consequência. Após a lesão, os músculos esternocleidomastóideos, escalenos, elevadores da escápula e os trapézios são bastante utilizados na tentativa de compensar o trabalho não realizado pelo diafragma. Quando a lesão afeta o funcionamento da musculatura abdominal, o músculo grande dorsal, o redondo maior, e a porção clavicular do peitoral maior são os compensadores (COSTA, 2005).

Quando a lesão é torácica média, onde a musculatura abdominal e parte da intercostal são afetadas, o processo expiratório torna-se cada vez mais ativo. As vísceras deixam de ser sustentadas e mantidas em posição elevada, principalmente quando o indivíduo se encontra sentado. Com isso, o diafragma fica sem apoio e mais relaxado. Este fato acarreta na diminuição do volume de reserva expiratório dificultando a tosse, espirro, etc. (COSTA, 2005; SPIVAK et al., 2007).

A EEFT pode ser utilizada como recurso terapêutico no tratamento da insuficiência respiratória causada pela lesão medular. A próxima seção aborda como a mesma pode ser aplicada para este fim, e quais os benefícios gerados.

### 2.3 EEFT NA REABILITAÇÃO RESPIRATÓRIA

A eletricidade é utilizada há muitos anos como recurso terapêutico na medicina. Os tratamentos da gota e de dores de cabeça eram realizados com descargas elétricas provenientes do peixe torpedo, na época dos romanos (LIANZA, 1993). Com o passar do tempo, a forma de gerar esta descarga elétrica foi se modificando, por meio da criação de aparelhos geradores de corrente elétrica mais sofisticados. E estas correntes passaram a ser mais controláveis, portanto, mais eficazes para o movimento funcional.

Quando a estimulação elétrica é aplicada em pessoas com lesão medular para produzir uma contração na musculatura desprovida de controle neuromuscular, tendo como resultado um movimento funcional, é chamada de estimulação elétrica funcional, cuja sigla reconhecida mundialmente é FES (do inglês *Functional Electrical Stimulation*) (BECK, 2010; LIANZA, 1993).

Esta pode ser aplicada por meio de eletrodos de superfície sobre a pele (neste caso denominada transcutânea), e possui objetivo de produzir uma contração semelhante ao processo natural de ativação muscular. A corrente elétrica gerada para a FES possui padrões que devem ser respeitados para que a ativação muscular seja mais parecida com a fisiológica. De modo geral, a forma de onda gerada segue a configuração (pulsos elétricos) ilustrada na Figura 4.

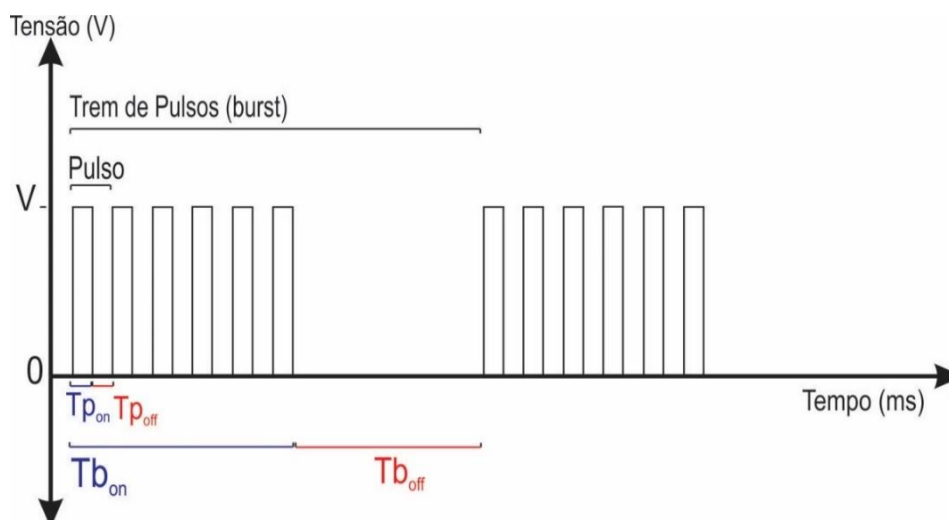
Cada pulso é dividido no seu tempo ativo ( $T_{p_{on}}$ ) – tempo do pulso em alta – e inativo ( $T_{p_{off}}$ ) – intervalo entre pulsos, sendo que os mesmos são agrupados em “pacotes” que se chamam “trens de pulsos” (*bursts* em inglês). Os pulsos podem ser monofásicos, como mostrado na Figura 4, e bifásicos simétricos ou assimétricos, conforme ilustrado na Figura 5 (BECK, 2010).

Os parâmetros elétricos controláveis de um sinal de estimulação elétrica funcional são: duração dos pulsos ( $T_{p_{on}}$ ); amplitude da tensão; intensidade da corrente elétrica; frequência dos pulsos, também chamada de frequência da portadora, e

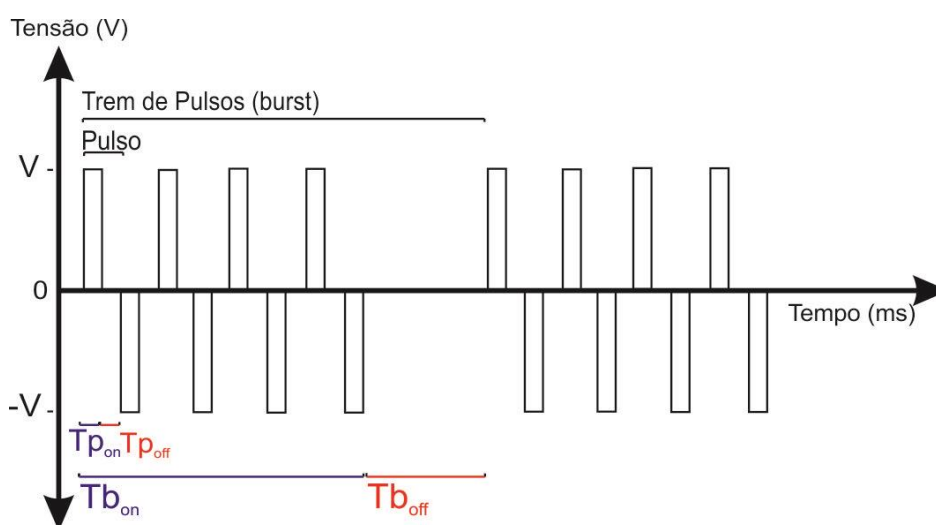


frequência dos trens de pulsos. Os pulsos podem ser modulados pela variação da largura de pulso (PWM) ou pela variação da amplitude (PAM)(BECK, 2010).

A frequência da portadora é maior do que a frequência dos *bursts* e geralmente alcança a casa dos milhares de hertz. Os pulsos podem ter diferentes formas de onda, como retangular, senoidal, etc (BECK, 2010).



**Figura 4 – Ilustração de um sinal de eletroestimulação com pulsos monofásicos.** Os pulsos são modulados com trens de pulsos retangulares, onde  $T_{b_{on}}$  é o tempo ativo de *burst*, e  $T_{b_{off}}$  é o tempo inativo de *burst*. O tempo ativo do *burst* é uma sequência de pulsos, enquanto que o tempo inativo é a ausência de pulsos.  
Fonte: Autoria própria.



**Figura 5 – Trens de pulsos retangulares, bifásicos e simétricos.**  
Fonte: Autoria própria.

A estimulação elétrica funcional é mais apropriada que os outros métodos de ventilação artificial, porque é altamente eficaz na contração muscular, além de poder ser controlada com precisão em todos os seus parâmetros, principalmente na amplitude e no tempo de estimulação (ÁVILA, 2001). Porém, é necessário que haja treinamento específico e cuidadoso para impedir que o músculo entre em estado de fadiga em um curto período de tempo (ÁVILA, 2001). Estudos apontam que a frequência aplicada exerce papel fundamental na ativação predominante de diferentes grupos de fibras musculares. Por exemplo, estimulação com frequência de *burst* baixa e de longa duração promove o desenvolvimento de resistência à fadiga (fibra do tipo I, que compõe aproximadamente 70% das fibras do diafragma humano) (PAVLOVIC; WENDT, 2003). Frequências de *burst* elevadas contribuem para a fadiga muscular, e frequências muito baixas não conseguem produzir uma contração suficiente (ÁVILA, 2001). O *duty cycle* (ciclo de trabalho) dos pulsos também é um parâmetro de estimulação que pode ser alterado para diminuir a fadiga muscular ocasionada pela FES (STANIC et al., 2000).

A envoltória dos *bursts* também tem um papel importante no resultado final de uma terapia com eletroestimulação. Esta pode ser retangular, porém, a trapezoidal, apresenta fases de subida e de descida que suavizam o estímulo. Isso traz a vantagem de produzir uma contração mais parecida com a fisiológica (ÁVILA, 2001).

O valor da intensidade também influencia na força da contração. O aumento da intensidade produz uma contração mais efetiva, porém, existe um limite em que por mais que se aumente o valor, tem-se uma resposta constante (LIANZA, 1993). Além disto, pessoas que possuem um maior nível de desnervação e hipertrofia necessitam de maior intensidade de corrente elétrica. Isto inviabiliza a técnica, em alguns casos (BECK, 2010).

### 2.3.1 Importância da EEFT para o Fortalecimento Muscular

A EEFT (FES transcutânea) proporciona fortalecimento e aumenta a resistência muscular. Portanto, os músculos auxiliares do processo ventilatório podem ser tratados com a EEFT na tentativa de minimizar os efeitos gerados pela

paralisia ocasionada pela lesão medular e também por outros problemas como DPOC (JORGE, 2009).

Este tratamento pode ser feito por meio da ventilação artificial pela EEFT diafragmática. A esta técnica denomina-se eletroventilação (ÁVILA, 2001). A EEFT abdominal também é uma forma de terapia respiratória, pois com o fortalecimento muscular, o conteúdo visceral é mantido no lugar, há uma melhora na remoção de secreções (eventos de tosse e espirro) (DIMARCO, 2005), e no recuo elástico (GOLLEE et al., 2008).

### 2.3.2 EEFT Sincronizada com a Respiração Espontânea

A EEFT deve ser realizada em sincronia com a respiração natural, quando o indivíduo ainda possui respiração espontânea, para um melhor aproveitamento da técnica de reabilitação respiratória. A estimulação diafragmática deve ser feita durante a inspiração, ao passo que a estimulação dos músculos abdominais deve ser aplicada na fase expiratória do ciclo respiratório (GOLLEE et al., 2007; NOHAMA; JORGE; VALENGA, 2012).

A literatura mostra que a EEFT sincronizada com o evento de inspiração também ajuda a melhorar o volume corrente. Jorge (2009) avaliou a aplicação da técnica em pessoas com DPOC e constatou melhora significativa na função pulmonar. Ávila (2001) avaliou pessoas hígdas que receberam também a técnica e constatou um aumento da força muscular diafragmática. Santos (2009) avaliou a aplicação da técnica em tetraplégicos e concluiu que a EEFT sincronizada pode ser uma ferramenta de reabilitação ventilatória, especialmente em pacientes tetraplégicos com disfunções diafragmáticas graves.

A EEFT diafragmática também pode auxiliar no desmame ventilatório. Quando o paciente se encontra em auxílio de respirador artificial e é totalmente dependente do ventilador, ou seja, os músculos se encontram inativos e a tendência é que se atrofiem. Desta forma, a EEFT é utilizada em conjunto com o ventilador artificial para manter a força muscular e diminuir o tempo de desmame ventilatório. Este procedimento pode começar a ser adotado após as primeiras 48 h de utilização de ventilação artificial até o momento da retirada (PAVLOVIC; WENDT, 2003).

Quando a EEFT é sincronizada com eventos de expiração há uma melhora significativa na função respiratória, ou seja, nas capacidades pulmonares, e na tosse, pois a introdução de uma fase ativa de expiração pode auxiliar na inspiração subsequente, e melhorar o volume corrente (SPIVAK et al., 2007). Quando os músculos abdominais contraem-se, reduzem o volume dos pulmões abaixo do nível neutro; dessa forma, quando relaxam recolhem passivamente e ajudam a puxar o ar na inspiração subsequente (STANIC et al., 1996, 2000). Esta é indicada também para auxiliar no desmame ventilatório e na diminuição da dependência do ventilador artificial quando o desmame não pode ser realizado (GOLLEE et al., 2008).

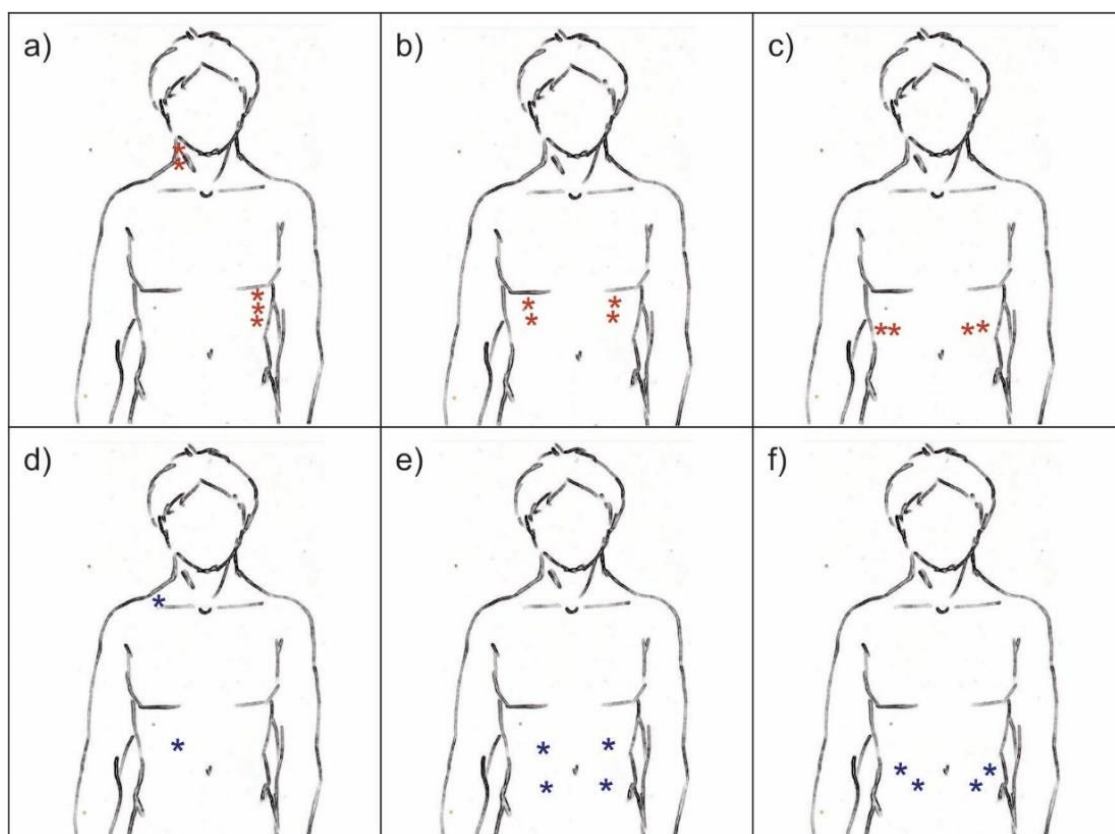
Segundo Gollee et al. (2008), um sistema de EEFT sincronizada deve ser construído para atender às seguintes expectativas: entregar os pulsos elétricos no momento ótimo; distinguir entre diferentes padrões de respiração (respiração tranquila, fala, tosse, etc.); e ajustar automaticamente os parâmetros de estimulação quando há fadiga e espasticidade.

### 2.3.3 Pontos Motores

A eletroterapia respiratória deve ser feita cuidadosamente por profissionais altamente capacitados, pois é um procedimento que oferece certo grau de risco. Por exemplo, se o estímulo é aplicado em uma região do corpo que gera ativações de músculos não desejados pode haver algum dano à saúde, como arritmia cardíaca. Além do posicionamento dos eletrodos, a duração do pulso utilizado também pode produzir contrações indesejadas (ÁVILA, 2001).

A região correta de posicionamento dos eletrodos denomina-se ponto motor. O ponto motor é o local do corpo onde se posicionam os eletrodos e consegue-se uma contração com a menor corrente elétrica (ÁVILA, 2001). Ou seja, é o ponto ótimo para ativar determinado músculo, ou grupo muscular. Os principais pontos motores diafragmáticos encontrados são: linha média axilar, na região do sexto, sétimo e oitavo espaço intercostal, e na base do pescoço, entre o escaleno e o esternocleidomastóideo (MAZULLO FILHO; CAMELO; RIEDEL, 2010); região paraxifóidea, entre o sétimo e oitavo espaço intercostal (JORGE, 2009); oitavo espaço intercostal nas linhas axilar anterior e média, em cada hemitórax (MELARÉ; SANTOS,

2008). Já os principais pontos motores abdominais encontrados são: porção clavicular do músculo peitoral e região abdominal (CHENG et al., 2006); abdômen (LEE et al., 2008); e músculo oblíquo e reto abdominal (ACQUA; DOHNERT; SANTOS, 2012). Esses pontos motores são ilustrados na Figura 6.



**Figura 6 – Alguns pontos motores.**

**Pontos diafragmáticos:** a – linha média axilar, na região do sexto, sétimo e oitavo espaço intercostal, e na base do pescoço, entre o escaleno e o esternocleidomastóideo; b – região paraxifóideia, entre o sétimo e oitavo espaço intercostal; c – oitavo espaço intercostal nas linhas axilar anterior e média, em cada hemitórax.

**Pontos abdominais:** d – porção clavicular do músculo peitoral e região abdominal; e – abdômen; f – músculo oblíquo e reto abdominal.

Fonte: Autoria própria.

#### 2.3.4 Posição para Tratamento

O processo de ventilação também é afetado pela posição corporal. Em indivíduos tetraplégicos, a capacidade inspiratória é maior quando em posição supina,

em relação à sentada. A posição sentada prejudica o movimento diafragmático, diminuindo aproximadamente 14% do volume (COSTA, 2005).

Jorge (2009) aplicou a FES sincronizada ao diafragma em pacientes com DPOC na posição supina com elevação de tronco de 30 a 60° (chamada de posição Fowler) porque, além de ser mais confortável, propicia uma melhor resposta mecânica ventilatória.

### 2.3.5 Alguns Parâmetros de Estimulação Utilizados

Os parâmetros de estimulação como a largura de pulso e a frequência de *burst* podem ser ajustados para melhor contração diafragmática e abdominal. Uma compilação dos principais valores utilizados pode ser vista na Tabela 1.

**Tabela 1 – Principais parâmetros estimulatórios para cada grupo muscular.**

<b>Referência</b>	<b>Músculo</b>	<b>Frequência do <i>burst</i></b>	<b>Duração do pulso</b>
(STANIC et al., 2000)	<b>Abdominal</b>	50Hz	25 to 350µs
(KANDARE et al., 2002)	<b>Abdominal</b>	45Hz	25µs
(CHENG et al., 2006)	<b>Abdominal</b>	30Hz	300µs
(GOLLEE et al., 2007)	<b>Abdominal</b>	50Hz	100 to 400µs
(ÁVILA, 2001)	<b>Diafragma</b>	500Hz	90µs
(SANTOS et al., 2013)	<b>Diafragma</b>	30Hz	1200µs
(CANCELLIERO et al., 2012)	<b>Diafragma</b>	30Hz	400µs
(JORGE, 2009)	<b>Diafragma</b>	483Hz	90µs

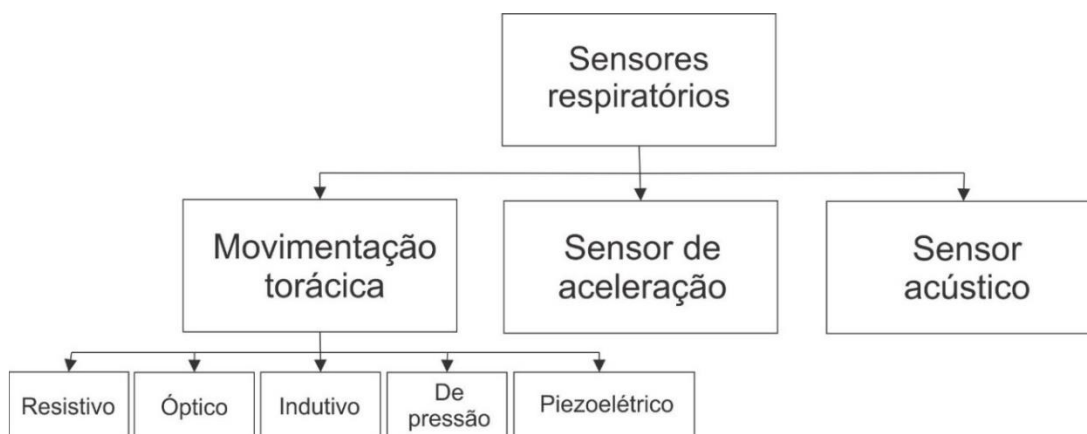
Fonte: adaptado de Costa et al. (2015).

## 2.4 SENSORES PARA DETECÇÃO DO SINAL RESPIRATÓRIO

Nesta subseção, descrevem-se os sensores encontrados na literatura capazes de detectar sinais respiratórios e que foram alternativas para o trabalho descrito nesta dissertação, especificamente. Além das pessoas que sofreram lesão

medular, vislumbraram-se aquelas com lesão medular e traqueostomia. Neste sentido, excluíram-se sensores que obteriam sinais nas cavidades nasal ou bucal.

O sinal respiratório pode ser detectado com diferentes tipos de sensores. A Figura 7 ilustra um diagrama de blocos que representa os tipos de sensores que serão abordados.



**Figura 7 – Classificação dos sensores respiratórios. Alternativas para o trabalho descrito nesta dissertação. Fonte: Autoria própria.**

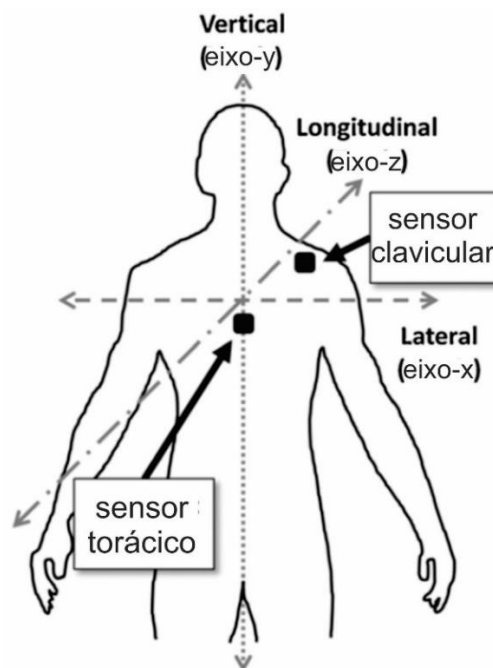
#### 2.4.1 Sensor de Aceleração

Acelerômetros podem ser colocados no peito para a transdução do deslocamento do tórax durante a respiração, em sinais elétricos. Estes podem ser uni-, bi- ou triaxial, sendo o triaxial (três eixos ortogonais) o mais vantajoso em comparação aos demais, pelo fato das três dimensões serem consideradas (PITTS et al., 2013).

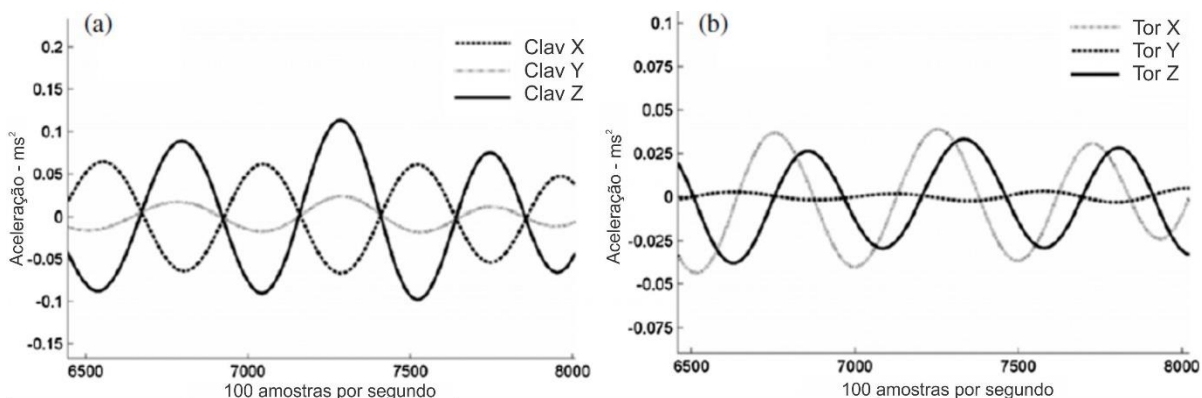
Pitts et al. (2013) fixaram dois acelerômetros triaxiais (ADXL330 da Analog Devices), na clavícula esquerda e no tórax (sobre o esterno, ao longo do plano sagital e da linha da quinta costela), para fazer medidas respiratórias em período de repouso (Figura 8).

Após o processamento do sinal com um filtro *Butterworth* de 0,5Hz (para atenuação dos ruídos) e outras rotinas implementadas no software *Matlab*, perceberam que entre todos os sinais obtidos com os três eixos na clavícula (Figura

9(a)) destacaram-se os do eixo Z, que forneceram maiores amplitudes. Também foi observado que os sinais obtidos com o acelerômetro na clavícula tinham maiores amplitudes (quase o dobro) do que os sinais obtidos com o sensor no tórax (Figura 9(b)). Os sinais obtidos com o eixo Z do acelerômetro posicionado na clavícula podem ser vistos na Figura 10 e permitem facilmente localizar as fases de inspiração e expiração.



**Figura 8 – Posicionamento dos acelerômetros na clavícula e no tórax.**  
Fonte: adaptado de Pitts et al. (2013).

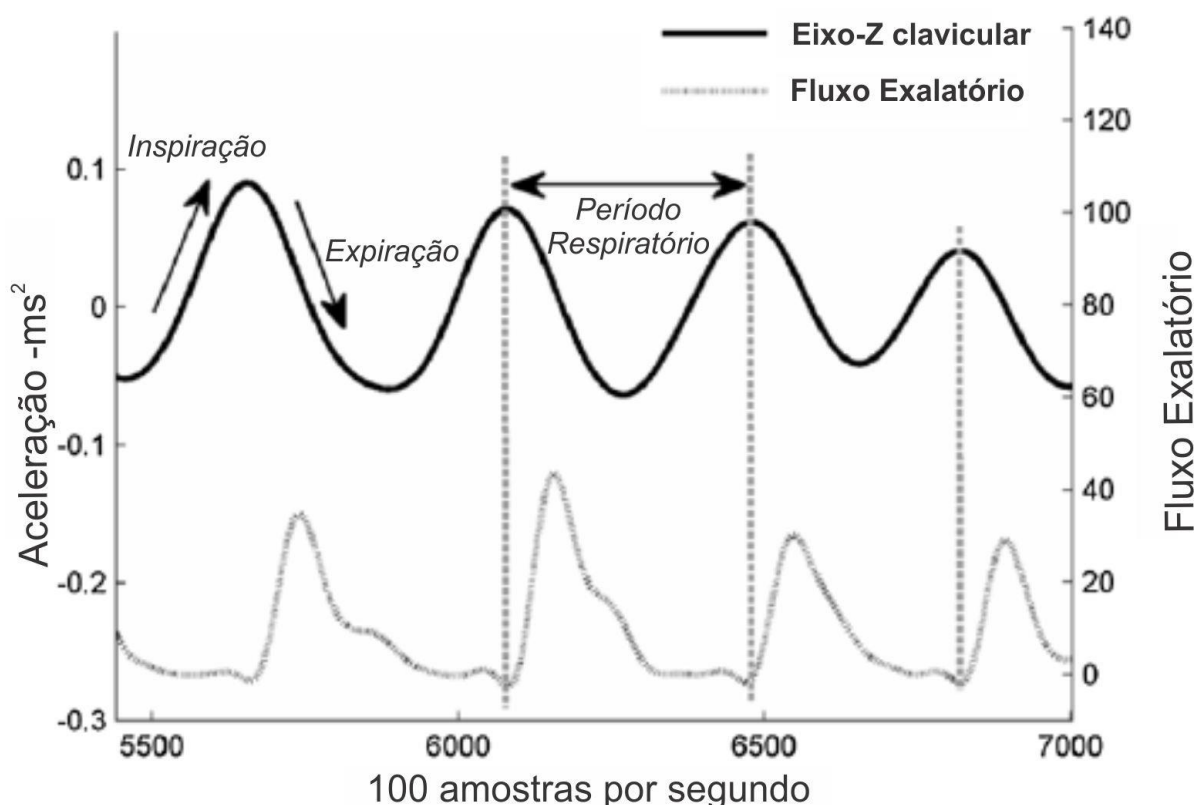


**Figura 9 – Sinais (dos três eixos) obtidos com o acelerômetro.**  
Na clavícula (a) e no tórax (b).  
Fonte: adaptado de Pitts et al. (2013).



Os acelerômetros são muito sensíveis aos movimentos, portanto, além do sinal respiratório, podem detectar sinais de movimentos indesejáveis. Estas situações devem ser previstas e técnicas devem ser desenvolvidas para amenizar este problema (PITTS et al., 2013).

Phan et al. (2008) utilizaram um acelerômetro biaxial (ADXL204 da Analog Devices, com  $\pm 1.7g$  – sendo  $g$  a aceleração da gravidade de  $9.8m/s^2$  – e  $620 mV/g$  de sensibilidade), para capturar sinais respiratórios e cardíacos. Fizeram aquisições de sinais com os indivíduos em posição horizontal e vertical. A onda respiratória obtida com este sensor foi um sinal periódico de frequência menor que 1 Hz, e foi facilmente afetado com a movimentação corporal; portanto, tornou-se necessário que durante as medições a pessoa avaliada permanecesse quase imóvel. A maior motivação para a utilização de acelerômetros é o baixo consumo de energia elétrica, segundo Bates et al. (2010).



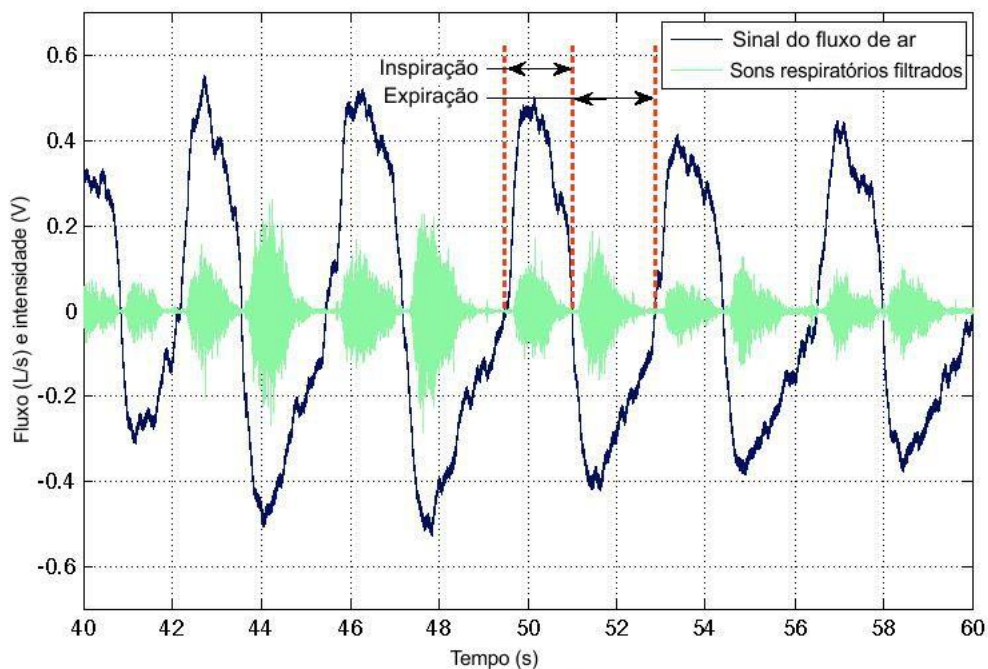
**Figura 10 – Sinal respiratório clavicular.**  
Comparação com um sensor de fluxo e as fases de inspiração e expiração.  
Fonte: adaptado de Pitts et al. (2013).

### 2.4.2 Sensor Acústico

De acordo com Corbishley e Rodríguez-Villegas (2008), sensores acústicos podem detectar os sons produzidos pelo fluxo de ar da respiração, devido à ocorrência de turbulência gerado pelo fluxo de ar durante a ventilação.

Os sons da respiração podem ser detectados com um microfone, ou com um acelerômetro na região da traqueia, e na parede torácica. Um passo importante é detectar os tipos de sons que correspondem às etapas de inspiração e expiração, já que esses eventos possuem características sonoras próprias (HUQ; MOUSSAVI, 2010).

A amplitude sonora durante a expiração obtida na traqueia é ligeiramente maior do que a da inspiração, como pode ser observado no sinal em verde da Figura 11, ao contrário dos sons obtidos na parede torácica. Porém, em alguns lugares da parede torácica somente o som da inspiração pode ser detectado (MOUSSAVI et al., 2000).



**Figura 11 – Diferenças entre os sons inspiratórios e expiratórios.** O gráfico mostra claramente que o som gerado na etapa de inspiração (sinal em verde) é menor do que na expiração, quando o som é obtido na região da traqueia. O sinal em azul foi gerado por um sensor de fluxo de ar.  
Fonte: adaptado de Huq e Moussavi (2010).

A vantagem deste método, segundo Corbishley e Rodríguez-Villegas (2008), é que não necessita da aplicação de um sinal de entrada para ser modulado. Entretanto, deve-se processá-lo para diminuição de ruídos produzidos pelos sons do ambiente, ou pelos batimentos cardíacos (HUQ; MOUSSAVI, 2010).

### 2.4.3 Análise da Variação da Expansão Tóraco-Abdominal

Os métodos descritos nesta subseção foram agrupados em um só, pois possuem o princípio básico de medição em comum, mudando apenas o tipo de sensor utilizado. O princípio básico de medição é a análise da variação da expansão tóraco-abdominal, produzida pelos movimentos ventilatórios, por meio de uma cinta elástica em torno do tórax ou do abdômen.

#### 2.4.3.1 *Sensores resistivos*

A alteração da expansão tóraco-abdominal pode ser sentida por meio de uma cinta resistiva, sendo um dos métodos mais simples existentes (Figura 12). Esta cinta pode ser constituída de material resistivo e elástico, e energizada. Funcionam segundo o princípio de resistência elétrica, cuja relação matemática se encontra na equação ( 1 ), onde  $R$  é a resistência da cinta,  $\rho$  a constante de resistividade do material,  $L$  o comprimento e  $A$  a área da seção transversal. Quando esticadas, o valor da resistência aumenta, pois,  $L$  incrementa e  $A$  diminui, desta forma, elevando o valor da tensão resultante entre as duas extremidades da cinta. Da movimentação torácica causada pela respiração surge um sinal como o ilustrado na Figura 13 (CLEVELAND MEDICAL DEVICES, 2006).

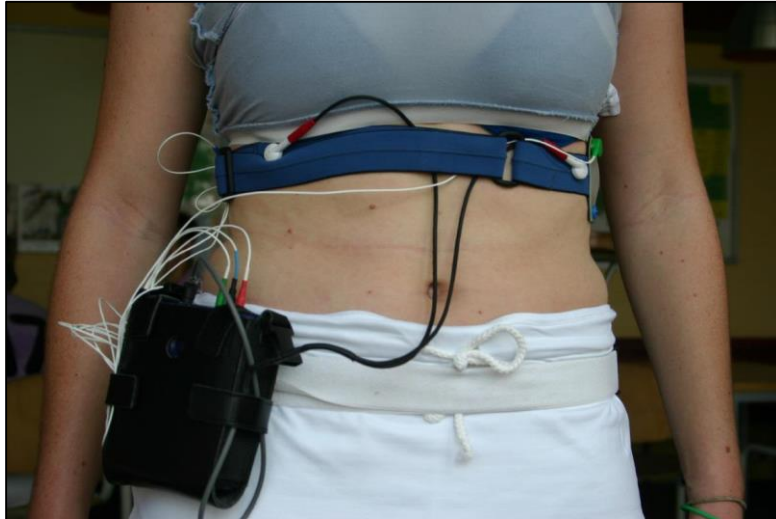


Figura 12 – Cinta resistiva em torno da região tóraco-abdominal.  
Fonte: PEUSCHER, 2013.

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

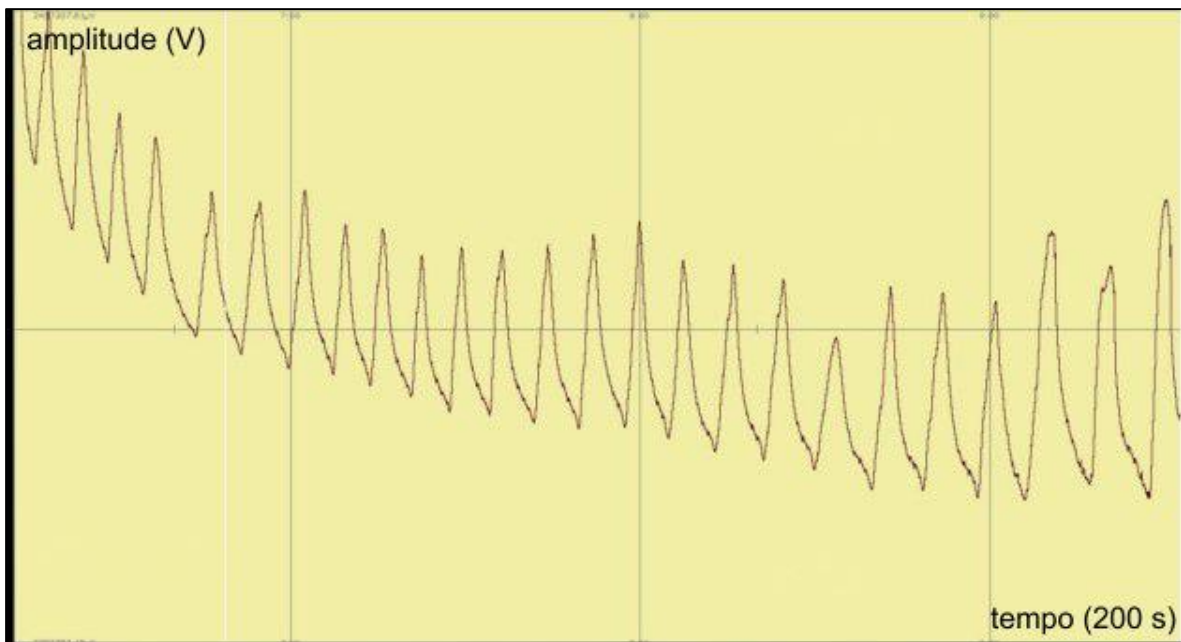
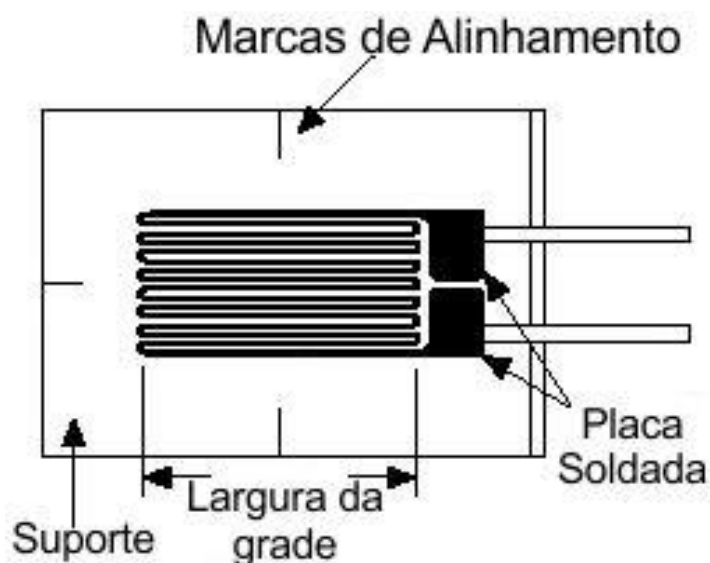


Figura 13 – Sinal respiratório obtido com a cinta resistiva.  
Fonte: adaptado de Peuscher (2013).

A cinta também pode ser acoplada a uma célula de carga composta por sensores do tipo *strain gauge*. A célula de carga é um transdutor que converte força mecânica em sinais elétricos. Há vários tipos de células de carga, com princípios de funcionamento diferentes e a mais comum é a baseada em *strain gauges* (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013).

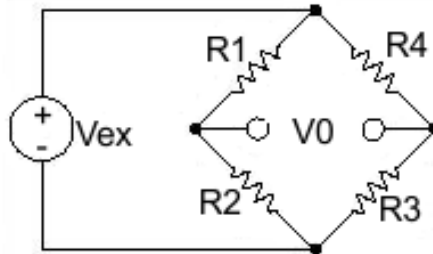
O *strain gauge* é um componente eletrônico que varia a sua resistência elétrica conforme a força aplicada sobre ele (Figura 14). Possui fios metálicos dispostos em uma configuração na qual a compressão mecânica gera uma deformação e conseqüente alteração na resistência elétrica. A variação dessa resistência é muito pequena, portanto para a mensuração da mesma é necessário um circuito auxiliar. A ponte de Wheatstone (Figura 15) pode ser utilizada para este fim, pois é um tipo de configuração de circuito elétrico que permite detectar pequenas variações em uma grandeza (BOYLESTAD, 2004).



**Figura 14 – Ilustração de um strain gauge.**  
 Fonte: adaptado de National Instruments (2013).

A ponte de Wheatstone possui quatro resistores ( $R_1$ ,  $R_2$ ,  $R_3$  e  $R_4$ ) energizados por uma tensão de excitação  $V_{ex}$ , sendo  $V_0$  a tensão de saída da ponte (circuito elétrico ilustrado na Figura 15). O valor da tensão de saída da ponte em relação aos componentes do circuito pode ser calculado pela equação ( 2 ), quando  $R_1/R_2 = R_4/R_3$

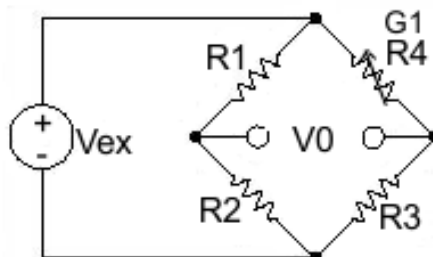
o valor de  $V_0$  é igual a 0, ou seja, qualquer variação na resistência elétrica de qualquer um dos resistores resultará em uma alteração no valor de  $V_0$ .



**Figura 15 – Ponte de *Wheatstone*.**  
 Fonte: Adaptado de National Instruments (2013).

Na célula de carga há um circuito de ponte de *Wheatstone* com *strain gauges* nos lugares das resistências elétricas. Podem haver as seguintes configurações (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013):

- **Configuração  $\frac{1}{4}$  de ponte:** quando apenas um dos resistores é substituído por um *strain gauge* (ilustração na Figura 16). Idealmente o *strain gauge* deveria alterar a sua resistência apenas quando deformado, porém, sabe-se que a temperatura pode alterar também a resistência. Levando-se em consideração a alteração que a temperatura produz podem ser utilizados 2 *strain gauges*, ao invés de um, sendo um ativo e o outro colocado transversalmente à deformação aplicada. Desta forma, os dois estarão sujeitos à mesma variação de temperatura, e a relação das resistências não será alterada, reduzindo, portanto, os efeitos gerados pela temperatura;



**Figura 16 – Configuração  $\frac{1}{4}$  de ponte.**  
 Fonte: Adaptado de National Instruments (2013).

- **Configuração ½ ponte:** quando dois resistores são substituídos por *strain gauges* ativos. Nesta configuração a tensão resultante  $V_o$  é dobrada em relação à configuração ¼ de ponte (ilustração do circuito na Figura 17).

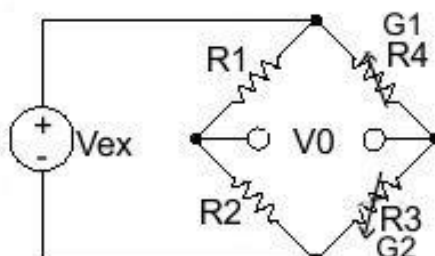


Figura 17 – Configuração ½ ponte.  
Fonte: Adaptado de National Instruments (2013).

- **Configuração ponte completa:** quando todos os resistores são substituídos por *strain gauges* ativos. Com esta configuração a sensibilidade aumenta mais em relação ao circuito com ½ ponte (ilustração do circuito na Figura 18).

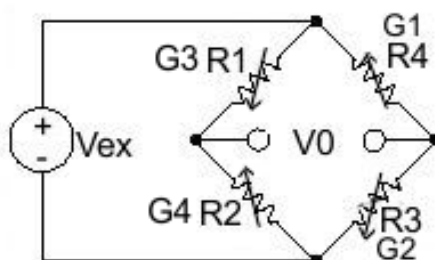


Figura 18 – Configuração em ponte completa.  
Fonte: Adaptado de National Instruments (2013).

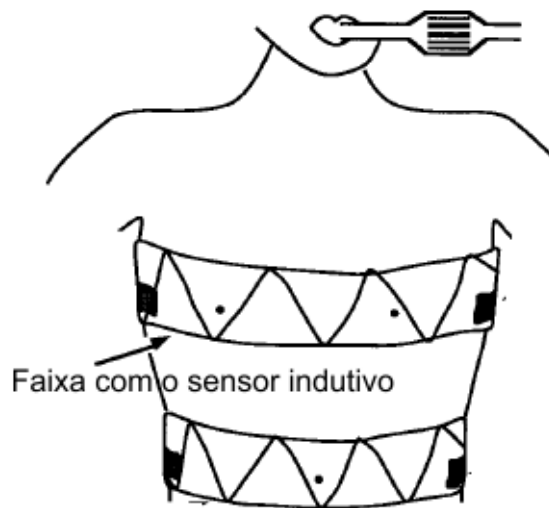
$$V_o = \left[ \frac{R_3}{R_3 + R_4} - \frac{R_2}{R_1 + R_2} \right] \cdot V_{EX} \quad (2)$$

Por fim, a utilização de cintas resistivas não requer grandes investimentos financeiros e tecnológicos. A amplitude do sinal adquirido não é muito grande, mas é o suficiente para se trabalhar com ela. Porém, o sinal obtido pode conter bastante

ruído (que pode ser amenizado com filtragem), e a sensibilidade aos movimentos indesejados é grande (PEUSCHER, 2013).

#### 2.4.3.2 Sensores indutivos

As cintas com sensores indutivos podem ser constituídas de duas faixas elásticas isoladas, com fios metálicos enrolados, posicionadas na caixa torácica e no abdômen e acopladas a um sistema de instrumentação, conforme ilustra a Figura 19 (BARBOSA; CARVALHO; MORIYA, 2012; COHEN et al., 1997; NAM et al., 2005).



**Figura 19 – Faixa tóraco-abdominal indutiva.**  
Fonte: COHEN et al., 1997.

Os indutores são conectados em um oscilador (onda portadora). Mudanças na área da seção transversal do tórax produzem flutuações no campo magnético dos enrolamentos e, conseqüentemente, variações na frequência do sinal da onda portadora. Ou seja, a onda portadora é modulada em frequência com a variação do campo magnético e esse sinal é entregue a um circuito que traduz a variação da frequência em sinal respiratório.

Durante a respiração tranquila, os sensores conseguem manter a exatidão.



Além disso, a cinta é confortável e mecanicamente estável (COHEN et al., 1997). Porém, o movimento corporal pode contaminar o sinal, pois podem produzir também flutuações no campo magnético, e os sensores são caros e podem sofrer interferência eletromagnética por causa da indutância mútua entre as faixas (NAM et al., 2005).

#### 2.4.3.3 Sensores de pressão e piezoelétricos

Em geral, os sistemas que utilizam faixas podem utilizar de alguma forma a pressão exercida pelo tórax e/ou abdômen para a medição indireta do sinal de respiração. Existem muitos sensores de pressão e um deles é a película eletromecânica EMfit (REINVUO et al., 2006).

Esta película é um transdutor de pressão com efeito capacitivo que funciona da seguinte maneira: quando se exerce uma pressão na película introduzindo uma compressão mecânica, produz-se uma tensão de saída proporcional. Dependendo do tipo da película, a sensibilidade chega a ser de 2,2 a 7 mV/mmHg (REINVUO et al., 2006).

Dentro das concepções de Reinvuo et al. (2006) o EMfit é excelente para aplicações que envolvem medidas a longo prazo, como as que necessitam de consumo de energia, por apresentar elevada resistência. Porém, é bastante sensível aos movimentos indesejados. Portanto, para evitar a contaminação do sinal deve ser aplicada em pacientes que permaneçam praticamente imóveis durante a medição.

Outro material que pode ser usado em cintas para medição respiratória é o piezoelétrico, como o PVDF (Fluoreto de polivinilideno), por exemplo que é um polímero que tem propriedades piezo elétricas (LANATA et al., 2006). Materiais como o quartzo variam a tensão quando comprimidos, e essa tensão é proporcional à pressão exercida (CLEVELAND MEDICAL DEVICES, 2006).

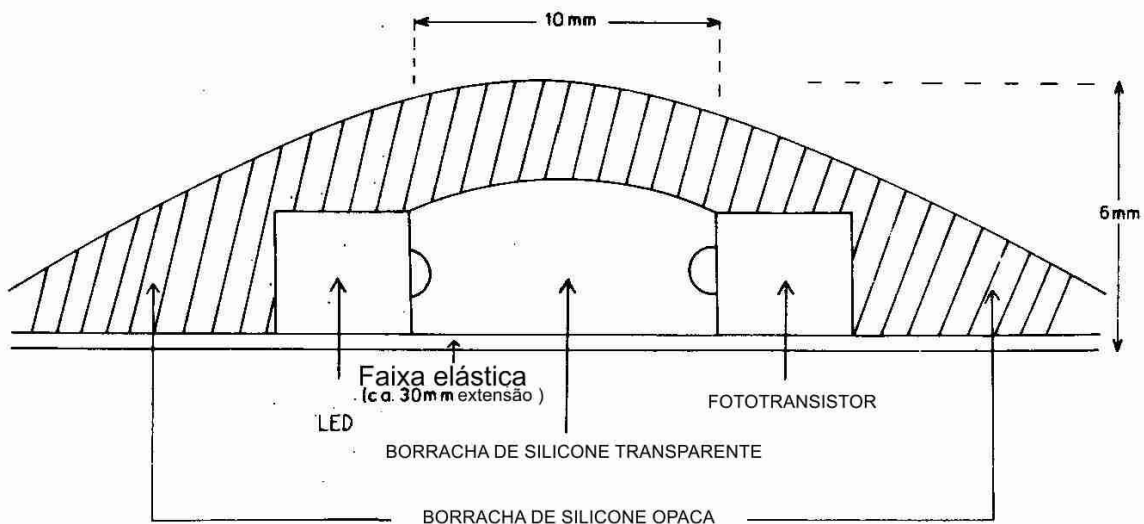
A relação entre o material piezoelétrico e a tensão gerada é regida pela equação ( 3 ), onde  $\Delta V$  é a variação de tensão (V),  $D$  é a carga gerada por unidade de força aplicada (C/N),  $\Delta F$  é a variação da força aplicada (N),  $\epsilon$  é a constante dielétrica do material, e  $A$  é a área (m<sup>2</sup>) do cristal perpendicular à força aplicada, e  $X$  é a espessura do cristal (m).

$$\Delta V = \frac{D\Delta F}{\varepsilon(A/X)} \quad (3)$$

#### 2.4.3.4 Sensores optoeletrônicos

Strasburger e Klenk (1983) descreveram a construção de uma faixa com sensor optoeletrônico. Tratava-se de um sensor infravermelho (fototransistor) que media a luz emitida por uma fonte. Esses componentes foram acoplados a uma faixa elástica em torno do abdômen ou tórax, de forma que a distância entre eles variasse com o movimento respiratório (Figura 20). A alteração da intensidade de luz detectada era proporcional ao movimento e podia ser utilizada para representar o sinal respiratório.

É um dispositivo relativamente simples, de baixo custo, confortável e fornece resultados seguros. Se a pessoa que utilizar esse sistema mudar a forma de respirar, por exemplo, de respiração basal para apical, a cinta perde a posição ótima para a medição.

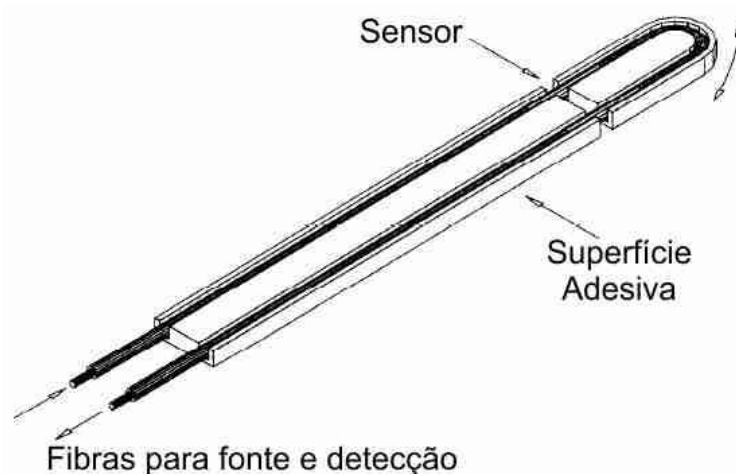


**Figura 20 – Faixa elástica com o emissor de luz e o fototransistor.**  
**Fonte: adaptado de Strasburger e Klenk (1983).**

Um sistema descrito por Wilson et al. (1993) utiliza um LED (diodo emissor de luz) vermelho como uma fonte de luz juntamente a uma lente integrada a uma fibra

óptica com o objetivo de detectar sinais respiratórios. O conjunto foi colocado dentro de um tubo de PVC flexível com superfície interna refletora, ligado à parede abdominal, como ilustrado na Figura 21.

A movimentação do abdômen faz com que diminua ou aumente a incidência do feixe de luz realizando uma espécie de modulação da intensidade no sinal de luz. Um fototransistor pode detectar este sinal de luz, converter para sinal elétrico e amplificar.



**Figura 21 – Sistema com fibra óptica.**

**A fibra permanece dentro de dois corpos rígidos os interligando. Quando há um movimento torácico, o ângulo entre os dois corpos varia e a intensidade da luz também.**

**Fonte: adaptado de Wilson et al. (1993).**

Este sistema é ideal em aplicações que necessitam de isolamento elétrico. O trabalho para operar o sensor óptico é mínimo, e permite obter elevadas sensibilidade e exatidão. Porém, com este sensor, também há o problema do posicionamento ótimo do sensor para captação do sinal de respiração.

Outro Sistema com fibra óptica é o que Wehrle et al. (2001) construíram com um sensor baseado em redes de Bragg (sensor que permite detectar alterações mecânicas como deformações). Este sistema foi acoplado a um suporte de borracha, o qual é fixado em uma base adaptadora, que é ajustada ao tórax por meio de uma cinta elástica (Figura 22).

Assim, à medida que o indivíduo respira, a variação do volume torácico é captada por meio do tracionamento da rede de Bragg. A Figura 23 apresenta o sinal

captado em um osciloscópio digital.

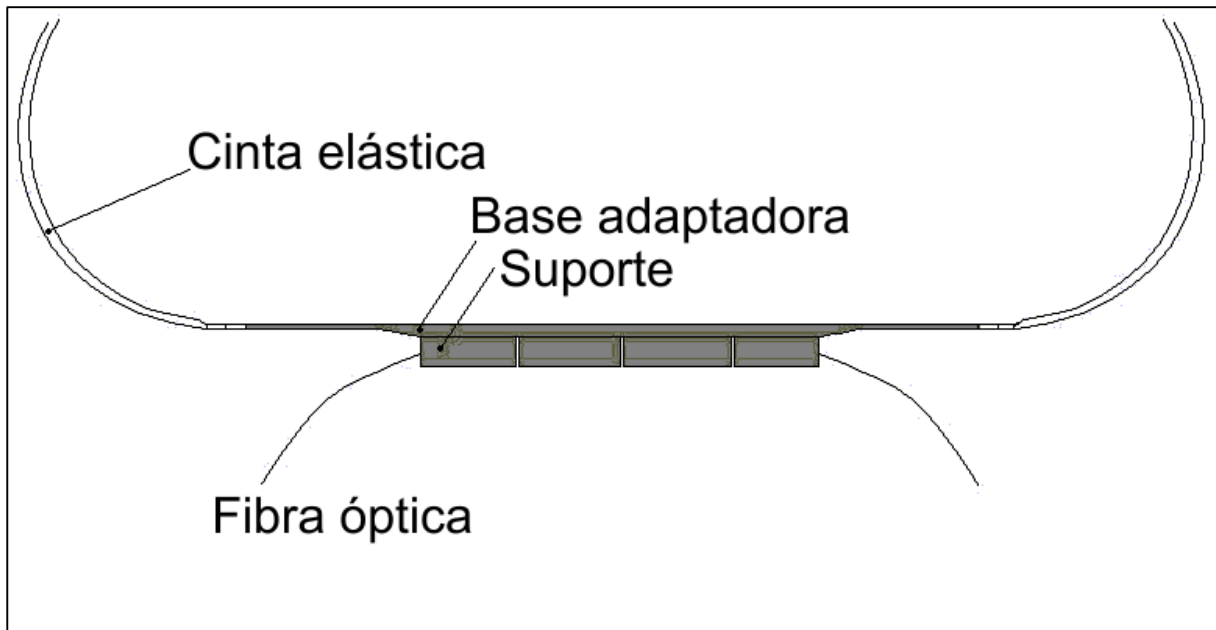


Figura 22 – Sistema de fibra óptica com redes de Bragg.  
Fonte: ÁVILA, 2001.

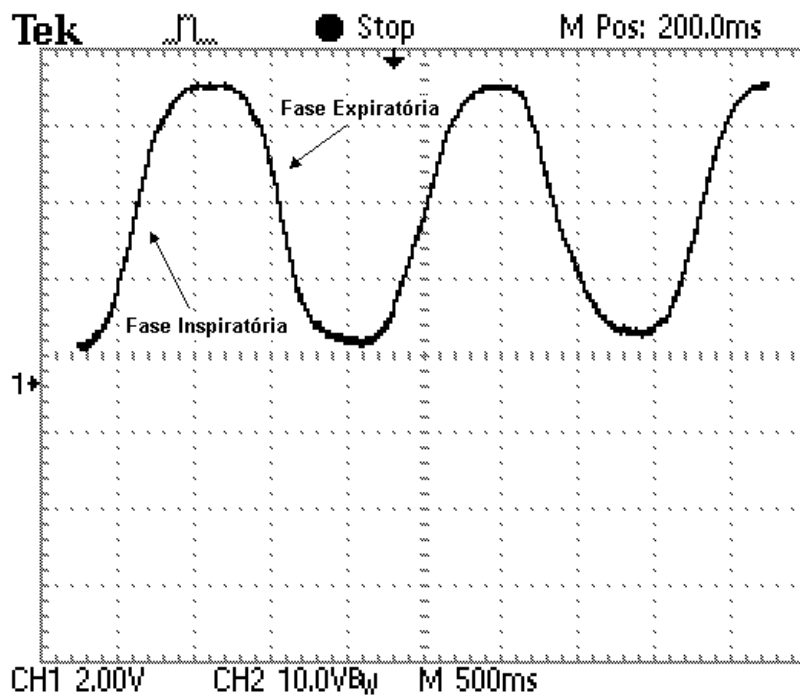


Figura 23 – Sinal detectado com o sistema de fibra óptica de Bragg.  
Fonte: ÁVILA, 2001.

O sistema ainda é considerado um protótipo, pois são necessários vários equipamentos para seu funcionamento, como fonte de laser e amplificador, bem como todo o circuito óptico que, por não possuir nenhum sistema de proteção, apresentou-se extremamente frágil. Outro problema encontrado refere-se ao rompimento constante da fibra durante os experimentos (ÁVILA, 2001). Tal fato impediu o deslocamento do sistema para outros ambientes, como hospitalares.

O objetivo deste sistema era o de adquirir sinais respiratórios para sincronizar a estimulação diafragmática. Além disso, o sistema de estimulação sincronizada dependia de um computador e de uma placa de aquisição.

## 2.5 ALGORITMOS DE SINCRONIZAÇÃO

A partir do momento em que se obtém o sinal respiratório, o próximo passo é detectar as fases inspiratórias e expiratórias para a sincronização. Para isto, deve ser desenvolvido um algoritmo. Na literatura, foram encontrados somente dois algoritmos: baseado nos valores máximos e mínimos das amplitudes, e na análise da derivada do sinal.

Sorli et al. (1996) desenvolveram um algoritmo para sincronização somente da fase expiratória empregando um sensor de fluxo de ar nas vias aéreas, o qual consiste das etapas abaixo:

- determinação da amplitude correspondente à ausência de fluxo;
- monitoração da respiração tranquila pelo período de 30 s;
- detecção dos valores de mínimo e máximo da amplitude do sinal (sinal analógico amostrado em 10 Hz);
- determinação de um limiar 15% abaixo do valor máximo para a sincronização da estimulação com o evento de expiração;
- aplicação de um atraso de 1,5 s, para evitar que um segundo estímulo fosse aplicado durante a estimulação e o final da expiração.

Nohama, Jorge e Valenga (2012) desenvolveram um algoritmo para sincronizar a estimulação elétrica somente com o evento de inspiração, com sensor de temperatura do tipo NTC (*Negative Temperature Coefficient*) em uma máscara

(Figura 24). Apesar do algoritmo também detectar a fase expiratória, não foi implementada a sincronização do estimulador com a expiração. O sinal respiratório foi gerado com base no princípio de que a temperatura do ar exalado é diferente do inalado (Figura 25). A Figura 25 mostra ainda os sinais correspondentes aos disparos da eletroestimulação, em formato de espículas, apenas para sinalização dos eventos detectados.



**Figura 24 – Máscara contendo os sensores de temperatura. Foram acoplados dois sensores na máscara, um externamente e outro internamente. Estão destacados pela seta e o círculo na figura.**

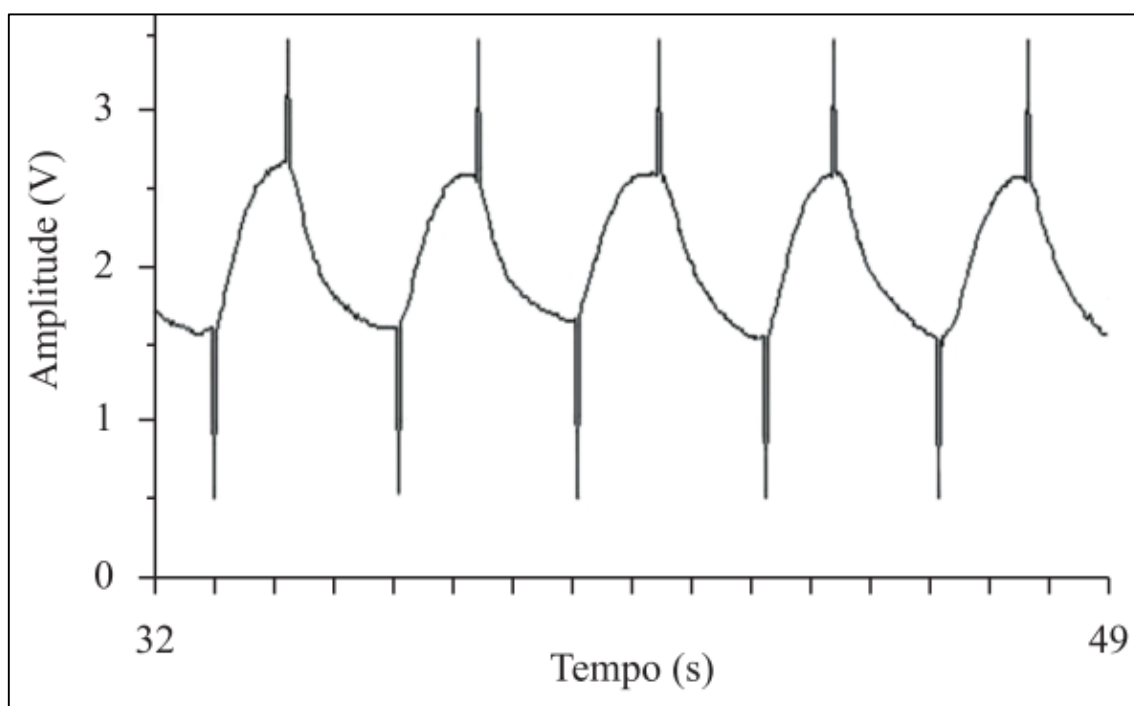
**Fonte: NOHAMA; JORGE; VALENGA, 2012.**

O algoritmo de sincronização baseia-se nas seguintes etapas:

- armazenamento de valores de ciclos respiratórios para determinar um limiar de ativação;
- detecção do ponto de mínimo (inspiração): quando a derivada do sinal deixa de ser negativa (decrecente) e passa a ser positiva (crescente); ou quando o valor da amostra atual for menor que o limiar fixado em 15% da amplitude do ciclo respiratório anterior;

- detecção do ponto de máximo (expiração): quando a derivada do sinal deixar de ser positiva (crescente) e passar a ser negativa (decréscante); ou quando o valor da amostra atual for maior que o limiar fixado em 85% da amplitude do ciclo respiratório anterior;

Quando uma das duas condições é satisfeita, o microcontrolador aciona o eletroestimulador. Neste projeto, o eletroestimulador foi acionado somente na fase de inspiração (NOHAMA; JORGE; VALENGA, 2012).



**Figura 25 – Sinal respiratório detectado com um sensor de temperatura.**  
As espículas no sinal são os sinalizadores dos eventos de inspiração e expiração detectados: espículas direcionadas para cima indicam expiração e para baixo a expiração.  
Fonte: NOHAMA; JORGE; VALENGA, 2012.

### 3 METODOLOGIA

Nesta dissertação, desenvolveu-se um sistema de aquisição de sinal respiratório e detecção dos eventos de inspiração e expiração para sincronismo da EEFT durante a respiração tranquila. O diagrama de blocos da Figura 26 representa um sistema de EEFT sincronizada completo, que está dividido em três etapas: sensoriamento respiratório, detecção das fases de inspiração e expiração e estimulação elétrica. Ainda, as seguintes características devem ser levadas em consideração no desenvolvimento do sistema (COSTA et al., 2015):

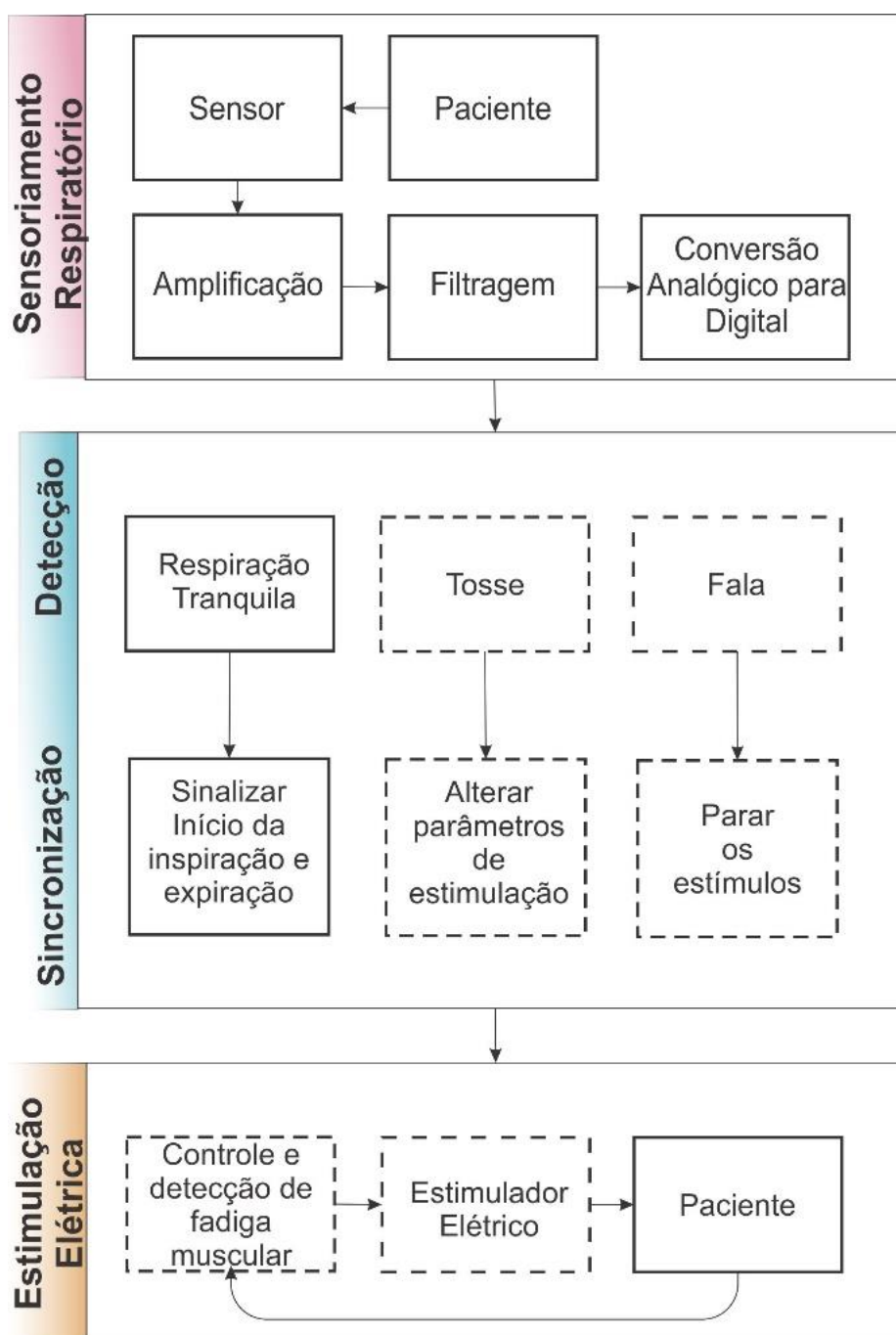
- não ser invasivo;
- reconhecer automaticamente os padrões de fala para inibir os estímulos elétricos durante este evento;
- não obstruir as vias aéreas;
- ajustar os parâmetros de estimulação automaticamente quando há a ocorrência de fadiga muscular;
- reconhecer padrões de tosse para alterar os parâmetros de estimulação de modo a potencializar o evento de tosse;
- não interferir na EEFT, e não ser interferido por ela;
- ser higiênico e confortável;
- ser portátil e consumir pouca energia.

Visto que essa pesquisa é parte integrante de um projeto maior, algumas etapas ainda não foram implementadas, tais como: o reconhecimento automático de fala e tosse, o ajuste de parâmetros em decorrência de fadiga, e o módulo de estimulação elétrica. Desse modo, tais etapas são representadas em retângulos pontilhados no diagrama em blocos da Figura 26. Porém, foi desenvolvido um módulo de controle para o estimulador elétrico neuromuscular de Nogueira-Neto (2013) poder ser utilizado em conjunto com este sistema.

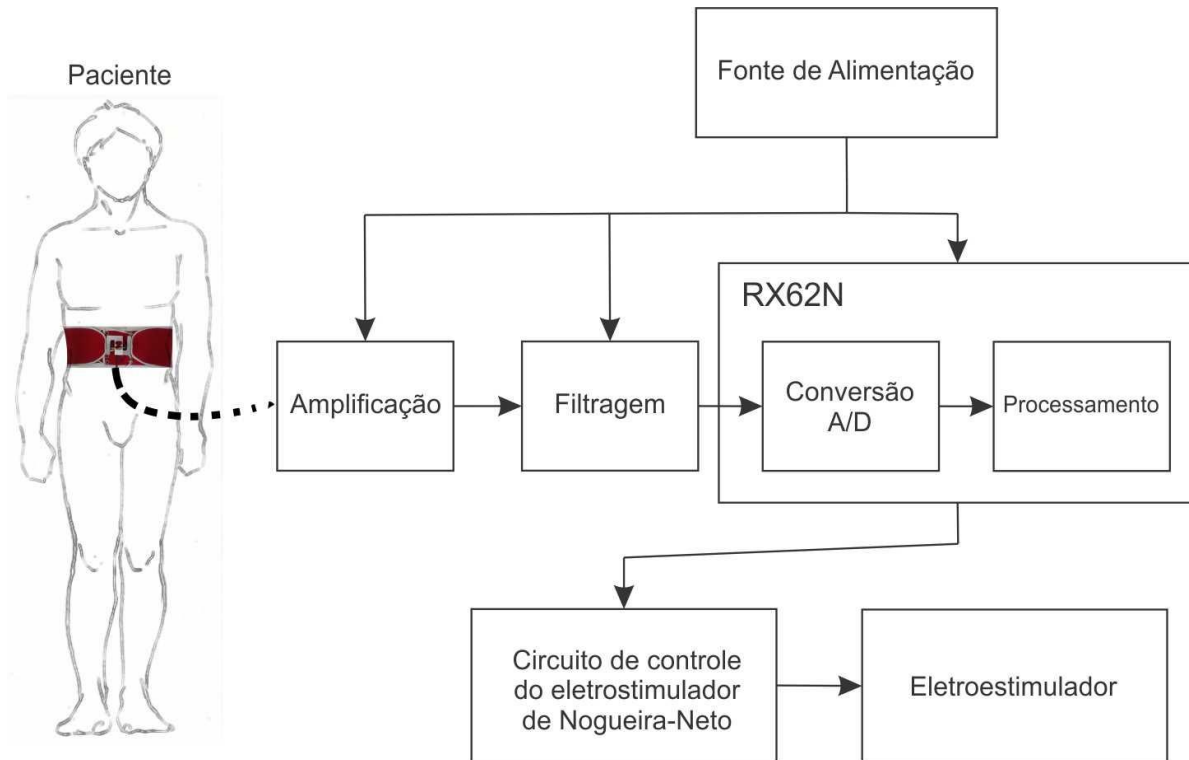
Este capítulo apresenta as etapas implementadas neste trabalho, ilustradas na Figura 27, envolvendo a escolha do sensor (seção 3.1), as etapas de amplificação (seção 3.2), filtragem (seção 3.3) e conversão analógico digital (seção 3.4) do sinal, os princípios utilizados para o desenvolvimento do algoritmo de sincronização (seção



3.5), o algoritmo do medidor de frequência respiratória (seção 3.6), o módulo de controle do estimulador de Nogueira-Neto (2013) (seção 3.7), a interface para visualização do sinal respiratório (seção 3.8) e os protocolos de teste de bancada e *in vivo*, do sistema (seção 3.9).



**Figura 26 – Sistema completo de sincronização automática da EEFT. Blocos pontilhados correspondem a etapas que ainda não foram desenvolvidas: detecção de tosse, controle e detecção de fadiga muscular, e o estimulador elétrico.**  
 Fonte: adaptado de Costa et al. (2015)



**Figura 27 – Diagrama em blocos do sistema desenvolvido.**  
**Fonte: Autoria própria.**

### 3.1 ESCOLHA DO SENSOR

Dentre todos os tipos de sensoriamento respiratório estudados na seção 2.4, foi escolhido o método de análise da variação da expansão tóraco-abdominal, com *strain gauge*, modelado em uma célula de carga, por ser relativamente de baixo custo, não necessitar de modulação de sinal e ter menor risco de rompimento. Segundo Gollee et al. (2007), esse método pode ser uma boa alternativa para detecção de eventos respiratórios sem a necessidade de obstrução das vias aéreas.

O sistema de aquisição de sinal respiratório foi construído com uma cinta elástica acoplada à uma célula de carga composta por quatro *strain gauges* dispostos em uma Ponte de Wheatstone, como mostrado na Figura 28. Esta célula de carga de 5 kgf, mede pequenas variações de tração e compressão. O princípio básico de funcionamento é a análise da força de tração exercida pelo tórax durante o movimento ventilatório. Assim, quando a pessoa inspira, essa força é maior e durante a expiração, menor, podendo ser gerado um sinal elétrico. O diagrama em blocos da Figura 27

mostra resumidamente as etapas de aquisição e processamento do sinal respiratório gerado.

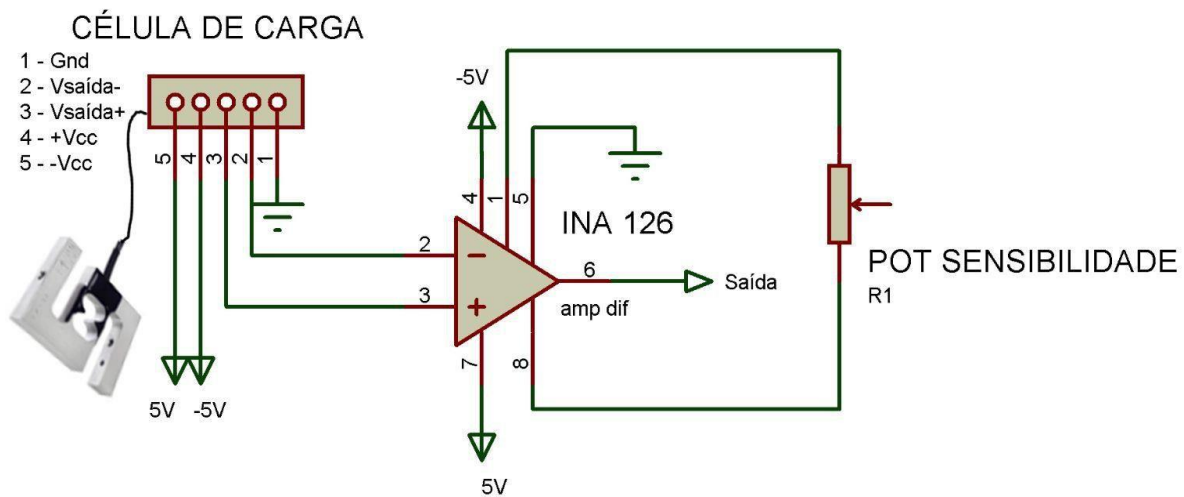


**Figura 28 – Célula de carga de 5kgf da Alfa Instrumentos.  
Fonte: ALFA INSTRUMENTOS, 2014.**

### 3.2 AMPLIFICAÇÃO

A Alfa Instrumentos fabrica células de carga desde 1982, com tecnologia própria e *strain gauges* dos melhores fabricantes mundiais. A célula de carga, do modelo S-beam 5, é confeccionada em alumínio aeronáutico anodizado, sendo a capacidade nominal de 5 kgf. A célula de carga é feita para transduzir esforços de tração em sinal elétrico. A mesma suporta temperaturas de 0 à 50 °C (ALFA INSTRUMENTOS, 2014).

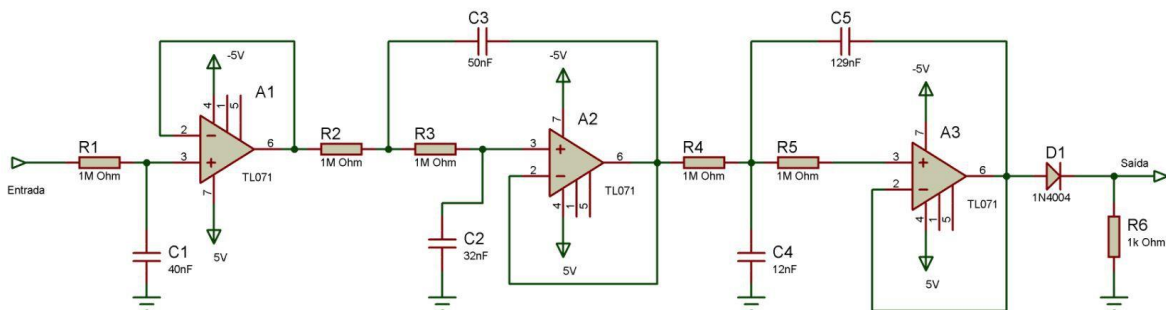
A célula de carga possui quatro pinos: os de alimentação ( $V_{CC+}$  e  $V_{CC-}$ ) e os de saída de sinal ( $V_{out1}$  e  $V_{out2}$ ). A tensão máxima de excitação é 10V. O sinal de saída é recebido pelo circuito amplificador de instrumentação INA126 da *Burr Brown*, conforme ilustra a Figura 29. Neste circuito é possível a alteração da sensibilidade através do potenciômetro conectado aos pinos 1 e 8 do amplificador.



**Figura 29 – Circuito de amplificação do sinal da célula de carga.**  
**Fonte: Autoria própria.**

### 3.3 FILTRAGEM

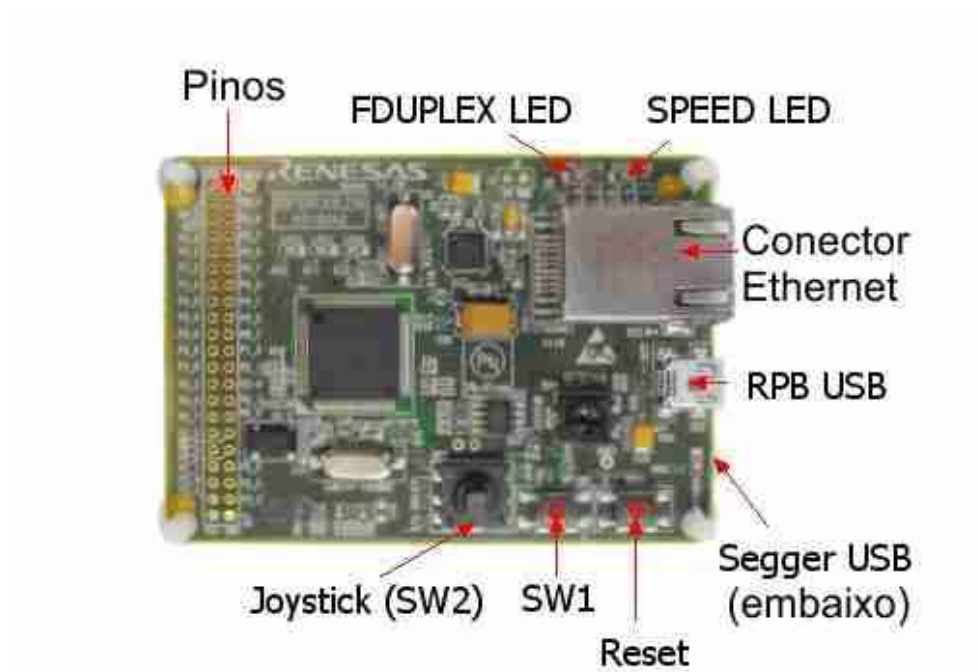
A frequência de interesse do sinal respiratório compreende a faixa de 0,2 a 0,3Hz (de 12 a 20 rpm). A fim de cobrir esta faixa foi projetado um filtro analógico passa-baixa *Butterworth* de quinta ordem, como ilustra a Figura 30, com frequência de corte em 4Hz. Vários filtros com frequências de corte menores foram implementados; porém, o atraso provocado no sinal inviabilizou o seu uso, e o filtro de 4Hz foi o que melhor se adequou ao projeto.



**Figura 30 – Circuito de filtragem.**  
**Fonte: Autoria própria.**

### 3.4 CONVERSÃO ANALÓGICO DIGITAL

Após a filtragem, o sinal foi convertido de analógico para digital por meio do microcontrolador RX62N, existente no kit de desenvolvimento RPBRX62N (Figura 31) da *Renesas Electronics Corporation*.



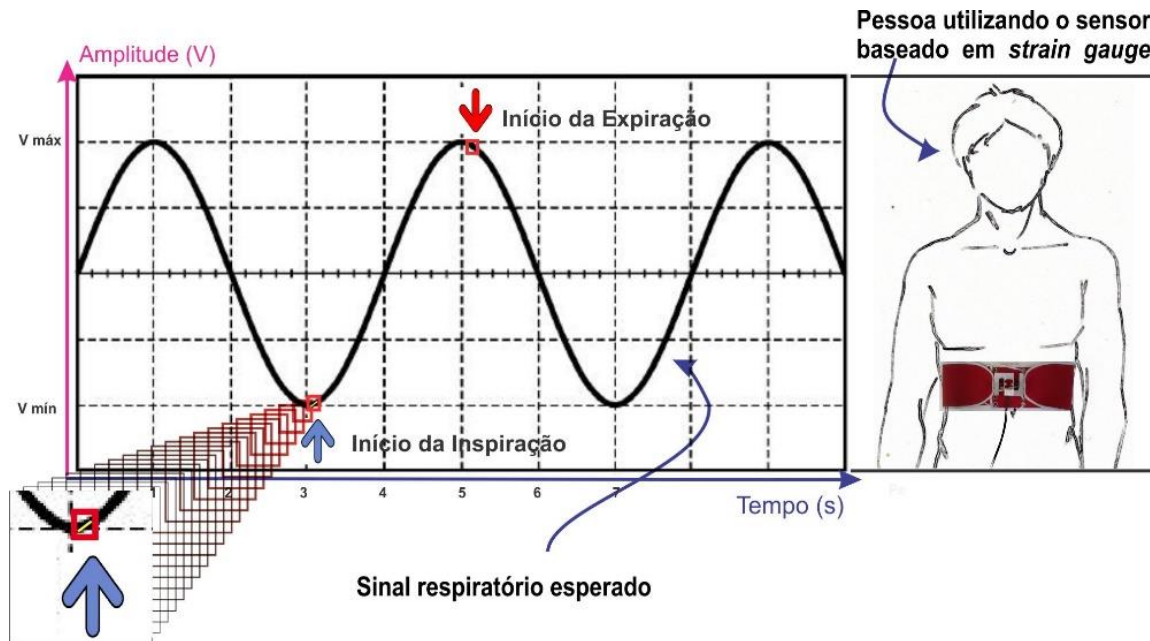
**Figura 31 – Kit de desenvolvimento RPBRX62N.**  
Fonte: adaptado de Renesas Electronics Corporation (2015).

A programação foi feita com o sistema operacional de tempo real *FreeRTOS*. Este sistema abrange uma ampla gama de microprocessadores; portanto, permite que o código seja reutilizado em outras plataformas, sendo necessárias pequenas alterações, como acesso a pinos de entrada e saída e código para ativação de *timers*.

### 3.5 PRINCÍPIOS DO ALGORITMO DE SINCRONIZAÇÃO

Esta seção descreve a etapa de processamento do sinal respiratório, ou seja, o algoritmo desenvolvido para identificar as fases de inspiração e expiração.

Primeiramente, foi necessário definir o padrão do sinal respiratório. Neste projeto, o sinal respiratório esperado é aproximadamente o ilustrado na Figura 32, onde o momento em que começa a aumentar em amplitude é caracterizado como o início da inspiração e o momento no qual começa a diminuir é caracterizado como início da expiração.



**Figura 32 – Padrão de inspiração e expiração do sinal esperado.**

Para fins didáticos o sinal respiratório pode ser aproximado a uma onda senoidal, na qual os inícios de subida e descida são caracterizados, respectivamente, como inícios de inspiração e expiração. Isto para um sinal obtido por meio da célula de carga baseada em *strain gauge*, sem perturbações. Os *insets* (em vermelho) indicam as porções do sinal que podem ser aproximadas por uma reta. Esta inclinação pode fornecer informações sobre a fase atual da respiração. Fonte: Autoria própria.

Pode ser notado nos *insets* da Figura 32, nos quadrados vermelhos, que as partes que interessam em um sinal respiratório (intervalo do sinal) podem ser aproximadas a uma equação de primeiro grau, como a equação ( 4 ), e os coeficientes  $\alpha$  e  $\beta$  são obtidos por meio das equações ( 5 ) e ( 6 ), respectivamente, segundo Guerra e Donaire (1991).

$$Y = \alpha + \beta X \quad (4)$$

$$\alpha = \frac{(\sum_1^n X_i^2) (\sum_1^n Y_i) - (\sum_1^n X_i)(\sum_1^n (X_i Y_i))}{n(\sum_1^n X_i^2) - (\sum_1^n X_i)^2} \quad (5)$$

$$\beta = \frac{n(\sum_1^n (X_i Y_i)) - (\sum_1^n X_i)(\sum_1^n Y_i)}{n(\sum_1^n X_i^2) - (\sum_1^n X_i)^2} \quad (6)$$

Desta forma, efetuou-se a análise estatística do sinal, empregando os valores vindos do conversor analógico-digital. Criou-se um diagrama de dispersão via software, por meio de uma matriz, com os valores registrados do conversor, conforme ilustrado na Figura 33.

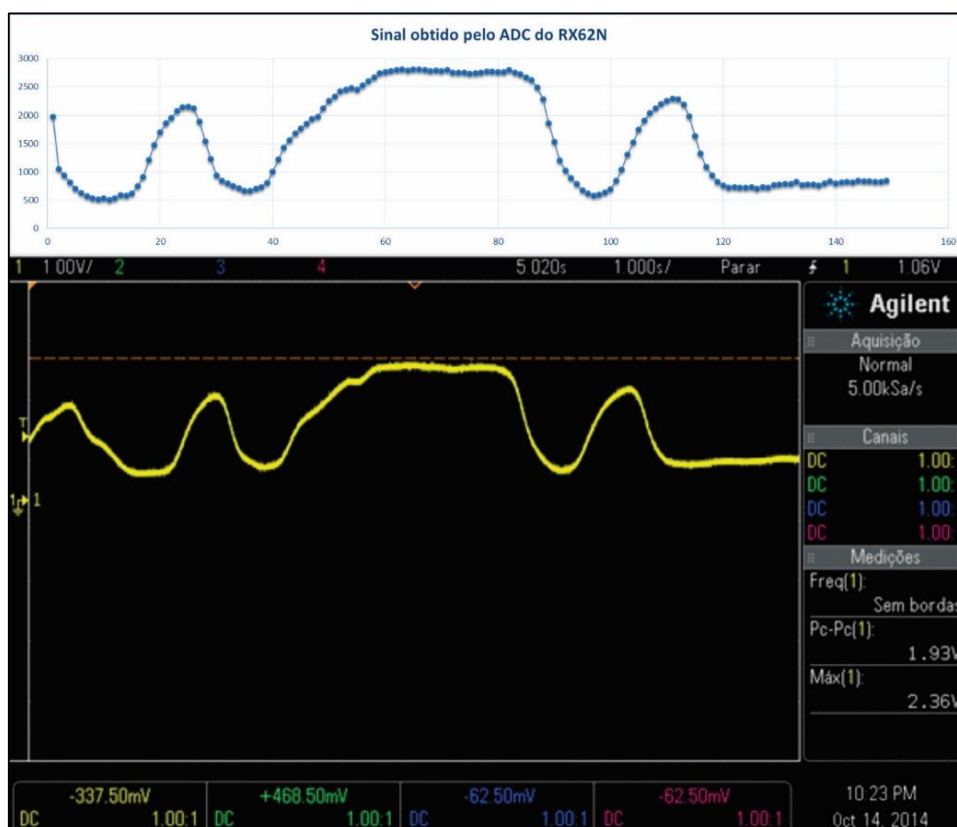


Figura 33 – Exemplo de um sinal obtido com o conversor A/D do RX62N. Em amarelo o sinal real obtido com o osciloscópio digital, enquanto que o sinal em azul representa o gráfico feito no MS Excel com os valores obtidos com o conversor A/D do microprocessador RX62N, também chamado de diagrama de dispersão. Fonte: Autoria própria.

O conjunto de dados registrado pelo conversor analógico-digital é, então, inserido na matriz. Essa matriz tem a capacidade para armazenar 20 amostras por vez (melhor valor encontrado para não provocar grandes atrasos). O diagrama de dispersão nada mais é do que a representação dos pares de valores num sistema cartesiano. Desta forma, realizou-se a regressão linear dos conjuntos de dados periodicamente. Para cada conjunto de amostras, foi calculado o coeficiente de correlação linear por meio da equação ( 7 ), pois com este valor, pode-se saber o grau de correlação e qual a direção (se os valores são crescentes ou decrescentes).

Além do cálculo do coeficiente de correlação linear, também foi calculado o valor de  $\beta$  (coeficiente angular) para cada conjunto de amostras, de modo a registrar também a inclinação da reta. Assim foi desenvolvido um algoritmo para diagnosticar se o conjunto de dados avaliado representa o início de uma inspiração ou expiração. Este algoritmo segue o fluxograma da Figura 34.

$$r = \frac{n \sum_1^n (X_i Y_i) - (\sum_1^n X_i)(\sum_1^n Y_i)}{\sqrt{(n \sum_1^n X_i^2 - (\sum_1^n X_i)^2)(n \sum_1^n Y_i^2 - (\sum_1^n Y_i)^2)}} \quad (7)$$

O processamento dos dados, pelo algoritmo de sincronização, segue da seguinte maneira: A cada 20 ms obtém-se um conjunto de amostras numa frequência de 1kHz. Então os coeficientes de correlação linear e angular são calculados para cada amostra:

- ✓ indica o início de expiração se o valor da correlação linear for menor ou igual a -0,7 (indicando correlação de 70% e direção descendente) e o valor de  $\beta$  for menor que -0,5 (melhor valor encontrado por meio de testes *in vivo*). E se o evento detectado anteriormente for uma inspiração (para garantir que a sinalização ocorra apenas uma vez);
- ✓ indica o início de inspiração se o valor da correlação linear for maior ou igual a 0,7 (indicando correlação de 70% e direção ascendente) e o valor de  $\beta$  for maior que 0,5 (melhor valor encontrado por meio de testes *in vivo*). E se o evento detectado anteriormente for uma expiração (para garantir que a sinalização ocorra apenas uma vez);
- ✓ Caso nenhuma das situações anteriores sejam totalmente satisfeitas o sistema não sinaliza evento algum.



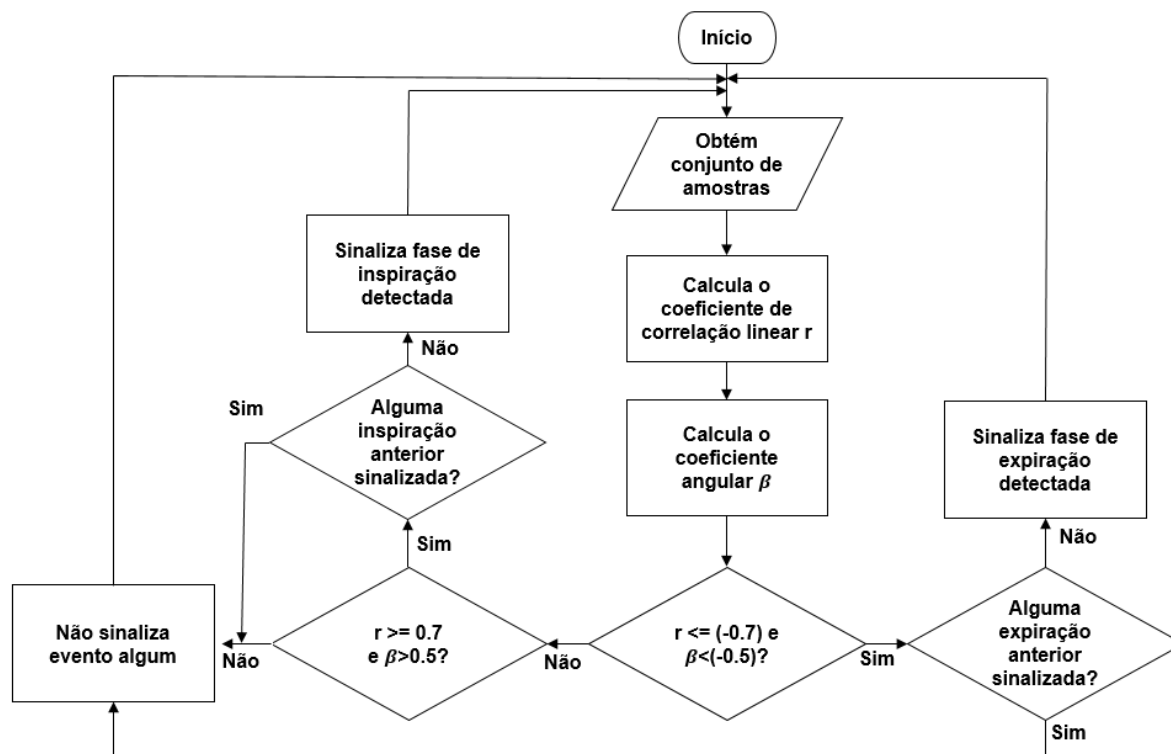


Figura 34 – Fluxograma do algoritmo de sincronização criado.  
Fonte: Autoria própria.

### 3.6 MEDIDOR DE FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA

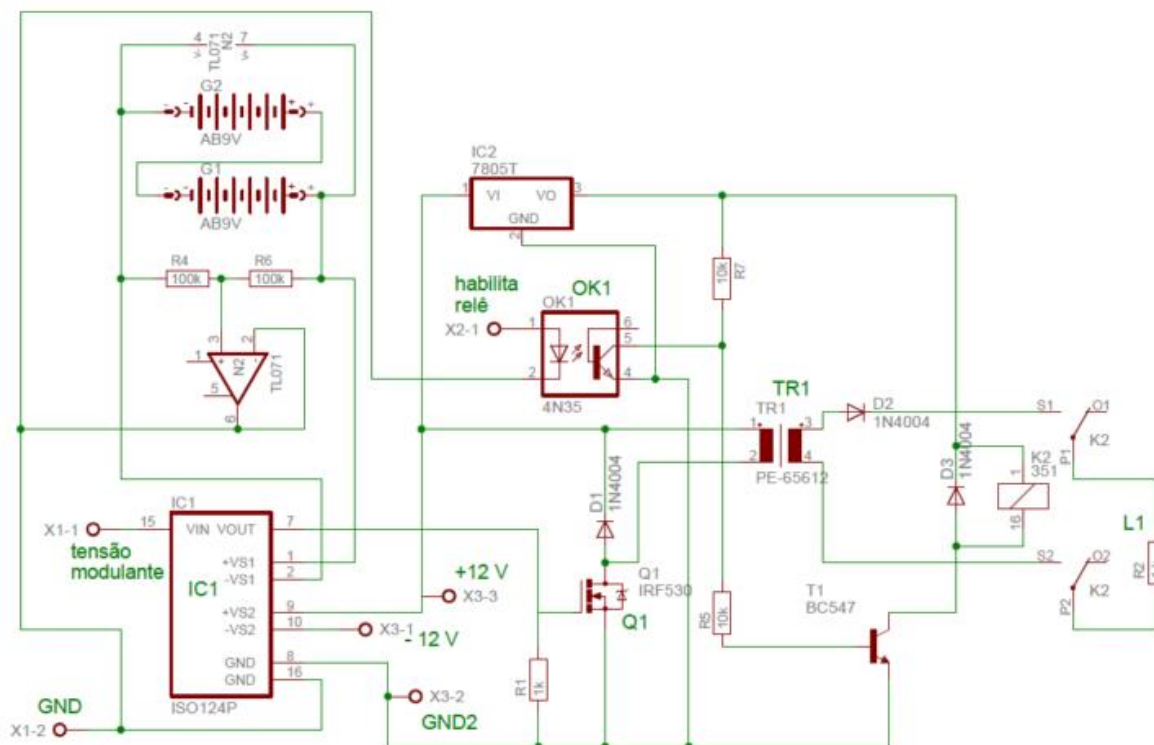
A frequência respiratória é um indicador importante do risco de desenvolvimento de doenças. Segundo Bates et al. (2010) é geralmente medida por observação visual, por meio da contagem de ciclos respiratórios durante 60 s; estudos realizados com enfermeiros indicam que muitos deles não chegam a completar os 60 s, limitando-se a 15 s e comprometendo a exatidão da medição.

Por isso, o sistema descrito nesta dissertação também possui um medidor de frequência respiratória que funciona da seguinte maneira:

- armazena cada evento de inspiração detectado em um contador durante o período de 1 min;
- faz o procedimento anterior três vezes;
- calcula a média, sendo a mesma o valor da frequência respiratória corrente.

### 3.7 ESTIMULADOR ELÉTRICO DE NOGUEIRA-NETO (2013)

Neste trabalho, foi desenvolvida uma etapa de controle da etapa de potência para o eletroestimulador de Nogueira-Neto (2013). O circuito do eletroestimulador pode ser visto na Figura 35.



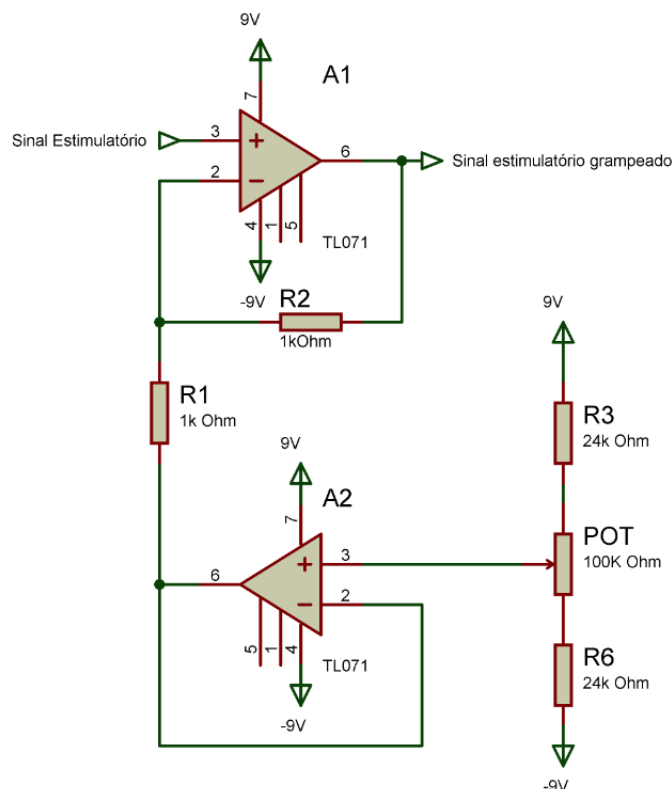
**Figura 35 – Eletroestimulador de Nogueira-Neto. Esquemático da etapa de potência.**  
**Fonte: NOGUEIRA-NETO, 2013.**

O circuito foi projetado para receber sinais estimulatórios de baixa amplitude, os quais foram gerados no microprocessador RX62N, com as seguintes características: trens de pulsos retangulares e monofásicos, frequência de *burst* de 50 Hz e ciclo de trabalho de 15%; pulsos monofásicos de 1 ms e ciclo de trabalho de 10%; linha base do sinal estimulatório grampeada em 2,8 V. Ainda necessita de um sinal digital de 0 ou 5 V para habilitar um relé protetor do sistema que pode ativar e desativar a estimulação elétrica no paciente, sendo que o ajuste de amplitude é realizado por meio de um potenciômetro.

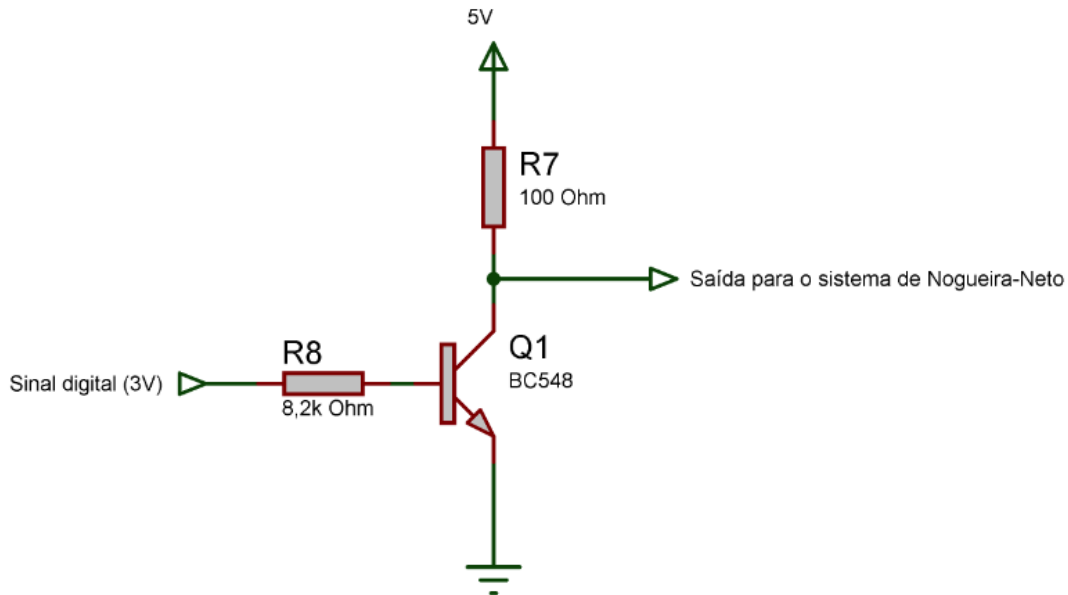
Para adequar o estimulador ao sistema desenvolvido neste trabalho, foram necessárias algumas modificações e implementações de circuitos auxiliares:

- o ajuste de amplitude (antes realizado por um potenciômetro) foi alterado para ser realizado digitalmente, via software, por meio de um circuito de acionamento de chaves, conectado à placa RPBRX62N (para detalhes vide APÊNDICE B);
- um circuito foi desenvolvido para realizar o grampeamento da linha base do sinal em 2,8 V (circuito elétrico representado na Figura 36);
- um circuito de acionamento do relé de proteção foi desenvolvido (circuito elétrico representado na Figura 37) por meio de um transistor operando em modo de saturação;
- um software em C para a geração do sinal de eletroestimulação foi desenvolvido (para detalhes vide APÊNDICE B).

Desta forma, para que o estimulador de Nogueira-Neto (2013) funcione em conjunto com o sistema desenvolvido, são necessários dois sinais: o estimulatório (onda de estimulação em baixa potência) e o de acionamento do relé de proteção do sistema.



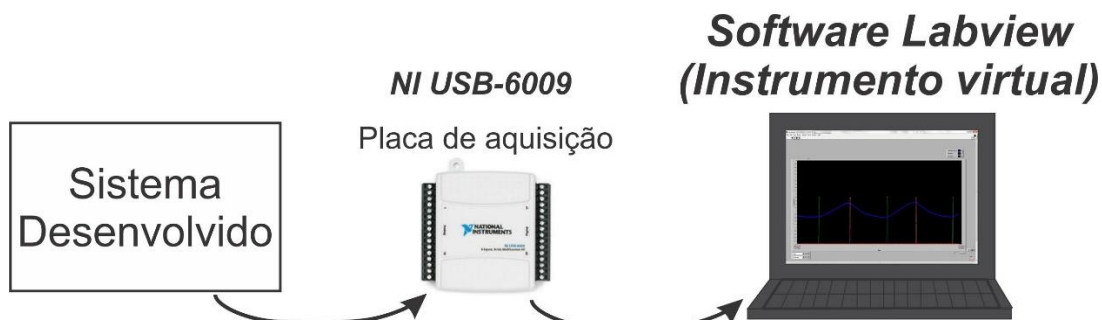
**Figura 36 – Circuito de grampeamento do sinal estimulatório.**  
O ajuste do potenciômetro permite que a linha de base do sinal seja modificada.  
Fonte: Autoria própria.



**Figura 37 – Circuito de acionamento de relé para o sistema de Nogueira-Neto. O transistor opera em modo de saturação para funcionar como uma chave. Fonte: Autoria própria.**

### 3.8 INTERFACE PARA VISUALIZAÇÃO DO SINAL

Além do sistema de aquisição e sincronização do sinal respiratório com a atividade de estimulação elétrica, é interessante que haja uma interface na qual o sinal respiratório e os sinalizadores gerados pelo algoritmo de sincronização possam ser monitorados. Por isso, também foi desenvolvida uma interface para visualização do sinal respiratório no software *Labview*, por meio da utilização da placa de aquisição NI USB-6009, da *National Instruments*. Essa placa de aquisição recebe os sinais (analógicos e digitais) do sistema desenvolvido e faz a interface com o computador (via porta USB), para que esses sinais possam ser processados e mostrados (Figura 38).



**Figura 38 – Interface para visualização do sinal respiratório.**  
**Conexão da placa USB-6009 com o sistema desenvolvido e o software Labview.**  
**Fonte: Autoria própria.**

### 3.9 PROTOCOLO DE TESTE DO SISTEMA DE SINCRONIZAÇÃO

#### 3.9.1 Teste de Bancada

Primeiramente, foram realizados testes de bancada, com o intuito de validar tecnicamente o sistema de sincronização e o contador de frequência respiratória com um sinal de teste. Este sinal de teste é apresentado na Figura 39. O sinal foi gerado via software, no próprio microcontrolador RX62N, e sua saída foi conectada ao pino correspondente ao sinal recebido do filtro analógico descrito na seção 3.3. Foram anotados os valores de frequência dos sinais obtidos com o osciloscópio (que é um equipamento calibrado) e foram comparados aos valores que o software de sincronização obteve. O teste foi realizado para frequências respiratórias compreendidas numa faixa de 3 a 26 respirações por minuto.

O filtro desenvolvido também foi testado, para a avaliação da relação ganho versus frequência. O mesmo sinal de teste da Figura 39 foi aplicado na entrada do filtro analógico descrito na subseção 3.3 e as amplitudes dos sinais de entrada e de saída foram anotadas para frequências na faixa de 57 mHz a 13 Hz.



**Figura 39 – Sinal de teste.**

Os segmentos destacados em azul e amarelo são, respectivamente, a representação dos eventos de inspiração e expiração.

Fonte: Autoria própria.

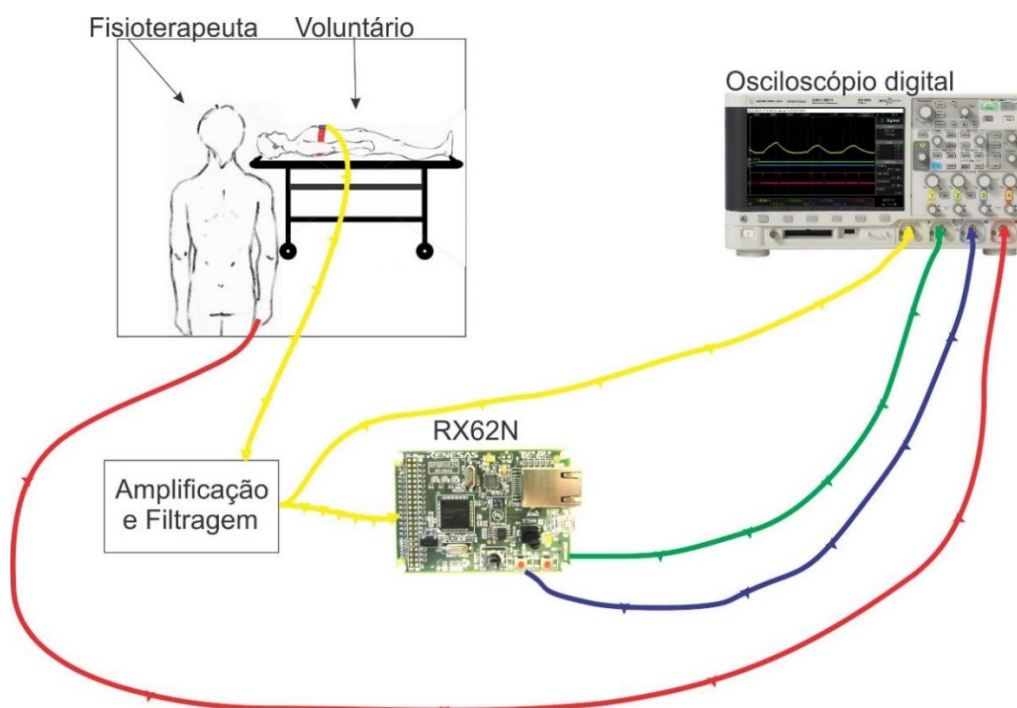
### 3.9.2 Teste do Sistema *In Vivo*

Para validar o sistema *in vivo* um projeto de pesquisa com seres humanos foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UTFPR (CEP-UTFPR), cujo parecer, de número 871.679, encontra-se no ANEXO 1.

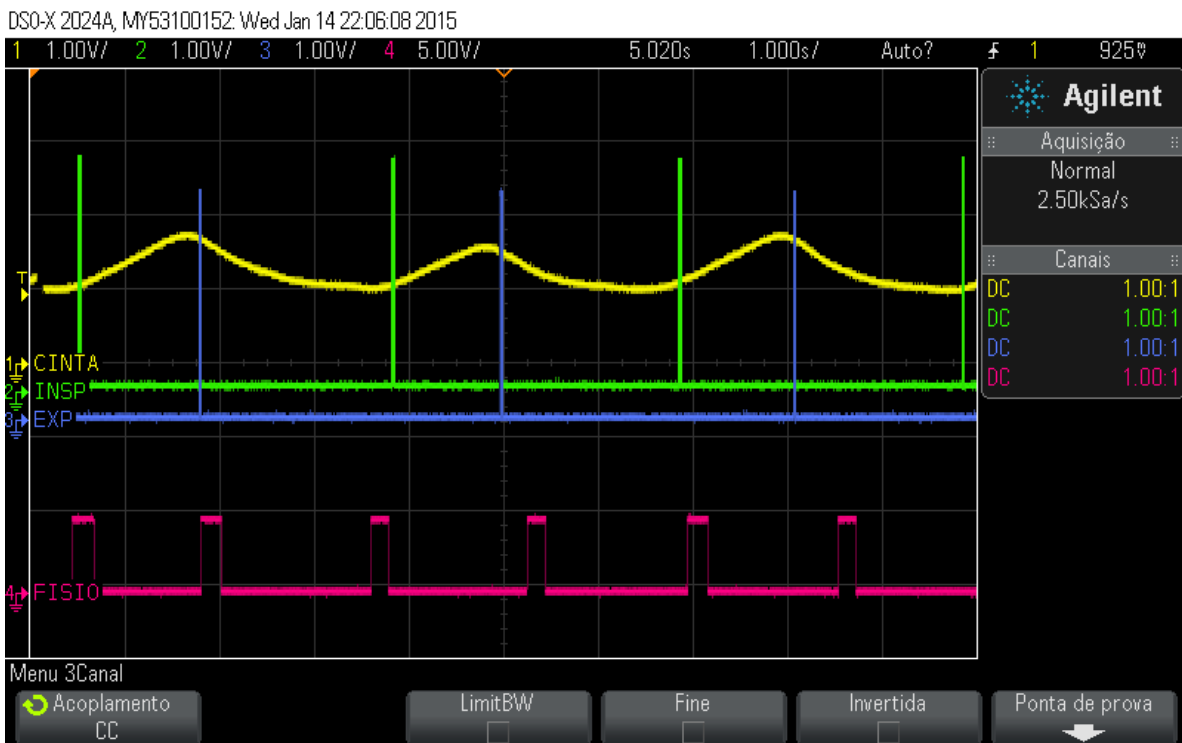
O teste consistiu das seguintes etapas:

1. recrutamento dos voluntários com o seguinte perfil: pessoas saudáveis, de 20 a 60 anos, ambos os sexos, sem problemas respiratórios e posturais graves, não gestantes e sem problemas dermatológicos na região abdominal (onde é fixada a cinta que contém o sensor);
2. ao todo, oito voluntários participaram da pesquisa. Foi anotada a idade, o peso, a altura e o valor da circunferência tóraco-abdominal de cada um;
3. a cinta foi posicionada na região da última costela e o voluntário foi instruído a deitar-se em uma maca, em posição confortável, e a relaxar por aproximadamente 1 min;

4. a frequência respiratória foi analisada por uma fisioterapeuta. Esta frequência foi registrada para comparação do valor calculado pelo software;
5. para testar o sistema de sincronização, a fisioterapeuta teve em mãos um botão para que apertasse em cada início de evento inspiratório e expiratório percebido por observação visual (Figura 40). Na Figura 41, pode-se observar o sinal em rosa como sendo o sinal produzido pela fisioterapeuta, enquanto os sinais em verde e azul são os produzidos pelo sistema para indicar a inspiração e expiração respectivamente. O sinal em amarelo é o sinal respiratório (sinais obtidos com um osciloscópio digital);
6. durante o período de 1 min, o máximo de imagens dos sinais obtidos foram adquiridas e salvas para análise. A análise das imagens ocorreu pela contagem de inspirações e expirações detectadas corretamente, tendo como referência o sinal produzido pela fisioterapeuta (um exemplo pode ser visto na Figura 41). Foram contados os verdadeiros positivos (VP), os falsos positivos (FP) e os falsos negativos (FN) de cada evento (inspiratório e expiratório);



**Figura 40 – Ilustração do teste realizado com cada voluntário.**  
**Fonte: Autoria própria.**



**Figura 41 – Sinal respiratório detectado em uma mulher de 38 anos.**

Imagem obtida com um osciloscópio digital: Sinal amarelo é o sinal respiratório; Sinal verde é o sinalizador de início de evento inspiratório; Sinal azul é o sinalizador de início de evento expiratório e sinal rosa é o sinal de disparo produzido pelo acionador disponibilizado para a fisioterapeuta, a cada inspiração e expiração detectada por observação visual da expansão e relaxamento da caixa torácica.

Fonte: Autoria própria.



## 4 RESULTADOS

### 4.1 HARDWARE

A Figura 42 mostra a cinta feita de tecido elástico, acoplada à célula de carga. Devido ao ajuste da cinta ser realizado por um grande cordão entrelaçado, foi possível realizar medições em indivíduos com diferentes circunferências tóraco-abdominais (de 73 a 102 cm).



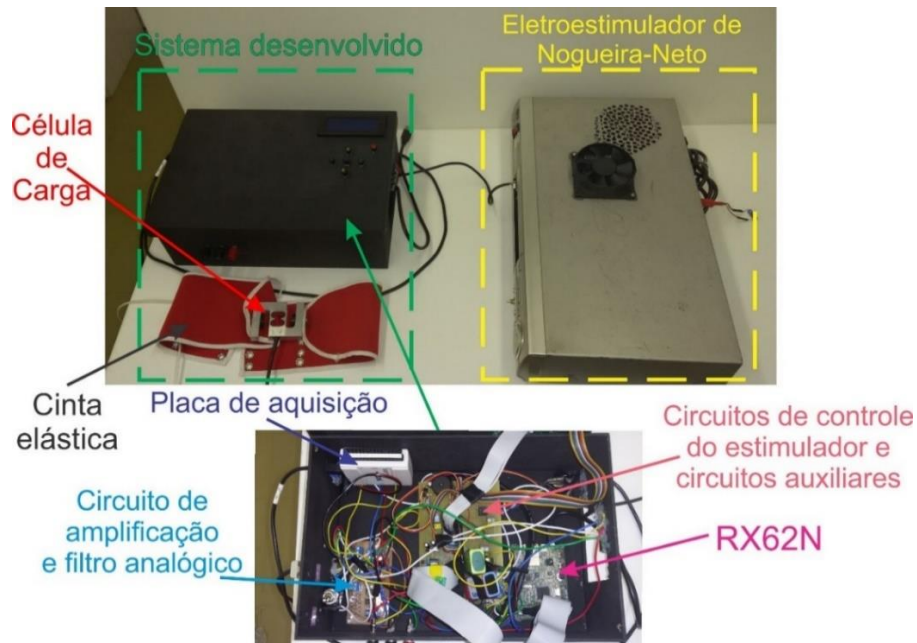
**Figura 42 – Cinta acoplada à célula de carga.**  
**Fonte: Aatoria própria.**

Todos os circuitos desenvolvidos, bem como a placa de aquisição e o kit de desenvolvimento com o microprocessador RX62N foram agrupados em uma caixa. O resultado deste trabalho pode ser visto na fotografia da Figura 43, onde o sistema de estimulação elétrica de Nogueira-Neto também é mostrado.

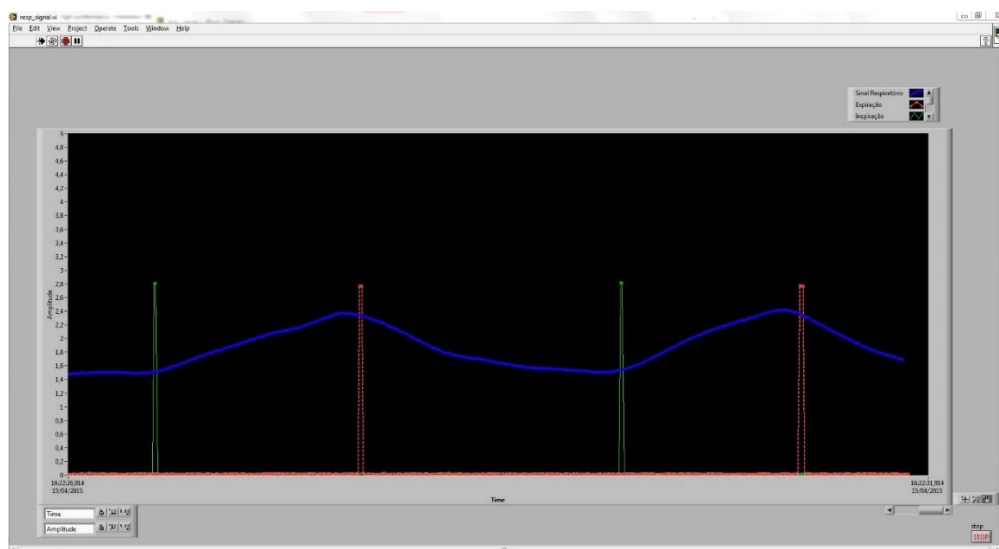
### 4.2 SOFTWARE

O software desenvolvido para executar os algoritmos descritos nesta dissertação foi embarcado no kit de desenvolvimento RPBRX62N. Para detalhes vide APÊNDICE B – CÓDIGO DO PROGRAMA. Já a interface para a visualização do sinal,

durante a aquisição e sincronização dos eventos respiratórios, desenvolvida no software *Labview* pode ser vista na Figura 44.



**Figura 43 – Sistema completo.**  
 Fotografia do sistema desenvolvido em conjunto com o sistema de Nogueira-Neto.  
 Fonte: Autoria Própria.



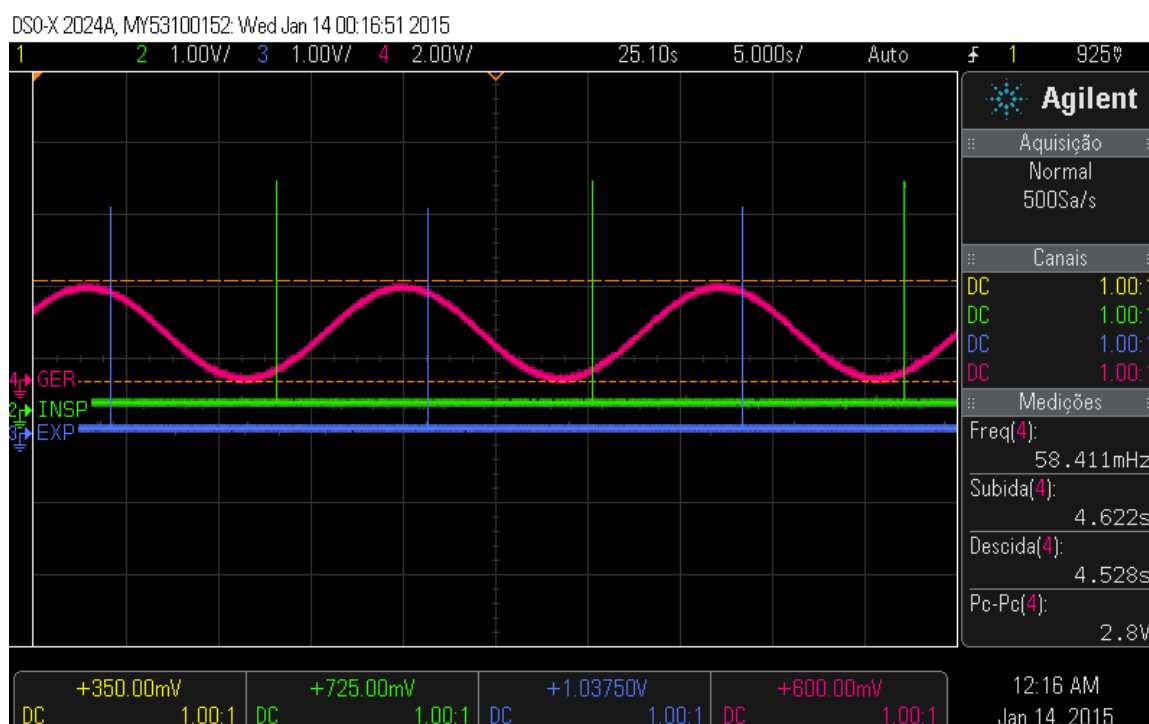
**Figura 44 – Interface desenvolvida para a visualização do sinal respiratório.**  
 Assim como no osciloscópio digital, essa interface desenvolvida no software *Labview* permite que os três principais sinais de interesse sejam mostrados: respiratório (azul), sinalizador de inspiração (verde) e de expiração (vermelho).  
 Fonte: Autoria própria.

### 4.3 TESTES DE BANCADA

#### 4.3.1 Sincronização e Medição de Frequência Respiratória

Por meio de inspeção visual, foi possível verificar que o software de sincronização detectou corretamente, as fases de inspiração e expiração simuladas, para todas as frequências testadas. De acordo com a imagem da Figura 45, é possível notar os indicadores (verde e azul) gerados via software de sincronização: para eventos de inspiração o indicador em verde, e para eventos expiratórios em azul. O sistema agiu conforme o esperado na Figura 39, da página 68.

A Tabela 2 mostra os resultados obtidos com o medidor de frequência respiratória conforme descrito na seção 3.6, página 63, na qual comparam-se os valores obtidos com o osciloscópio e o valor médio calculado via software.



**Figura 45 – Atuação do sistema de sincronização no sinal de teste.**

Os sinais de disparo em azul são os correspondentes aos eventos expiratórios, enquanto que os em verde são os indicadores de eventos inspiratórios.

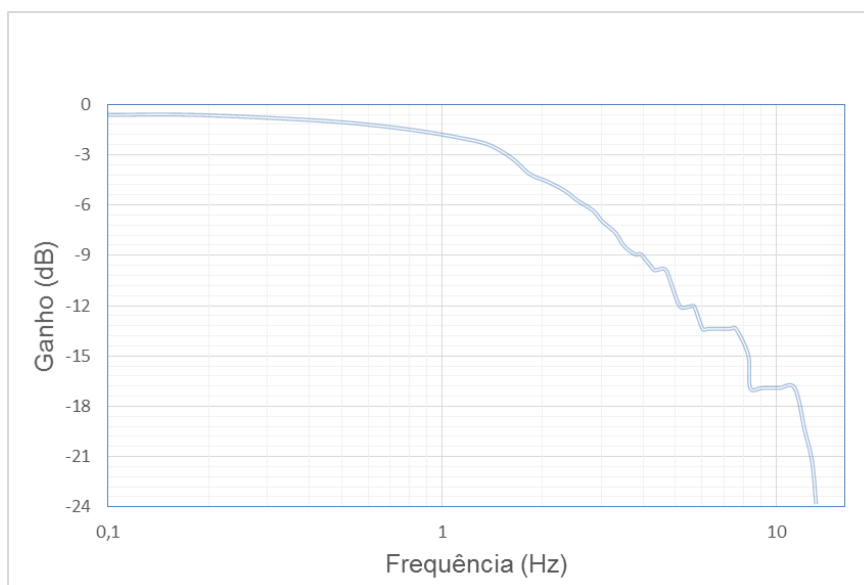
Fonte: Autoria própria.

O resultado do teste realizado no filtro analógico desenvolvido pode ser visto na Figura 46. Pode-se observar que embora o filtro tenha sido desenvolvido para uma frequência de corte em 4Hz, este obteve um comportamento diferente do esperado, sendo a frequência de corte real em aproximadamente 1,7Hz, fato este que não prejudica a aquisição do sinal, pois a frequência desejada compreende a faixa de 0,2 a 0,3 Hz, conforme especificado na seção 3.3.

**Tabela 2 – Resultados do medidor de frequência respiratória.**  
Os resultados a serem comparados são os valores de frequência obtidos com o osciloscópio digital e a média calculada via software desenvolvido.

<b><i>Frequência obtida com o osciloscópio</i></b>	<b>Valores obtidos com o software</b>			
	<b><i>medida 1</i></b>	<b><i>medida 2</i></b>	<b><i>medida 3</i></b>	<b><i>Média</i></b>
3,5	4	4	3	3,7
4,5	5	5	4	4,7
5,6	6	6	5	5,7
6,6	7	7	7	7,0
7,6	8	8	8	8,0
8,6	9	8	9	8,7
9,6	10	9	10	9,7
10,6	11	10	11	10,7
11,6	12	11	12	11,7
12,6	13	12	13	12,7
13,5	14	13	14	13,7
14,6	15	14	15	14,7
15,5	16	15	16	15,7
16,6	17	16	17	16,7
17,5	18	17	17	17,3
18,5	19	18	18	18,3
19,4	20	19	19	19,3
20,5	21	20	20	20,3
21,4	22	21	21	21,3
22,2	23	22	22	22,3
23,1	23	23	23	23,0
24,2	24	23	24	23,7
25	26	25	24	25,0
26	27	26	25	26,0

Fonte: Autoria própria.



**Figura 46 – Relação ganho versus frequência do filtro desenvolvido.**  
**Fonte: Autoria própria.**

#### 4.4 TESTE *IN VIVO*

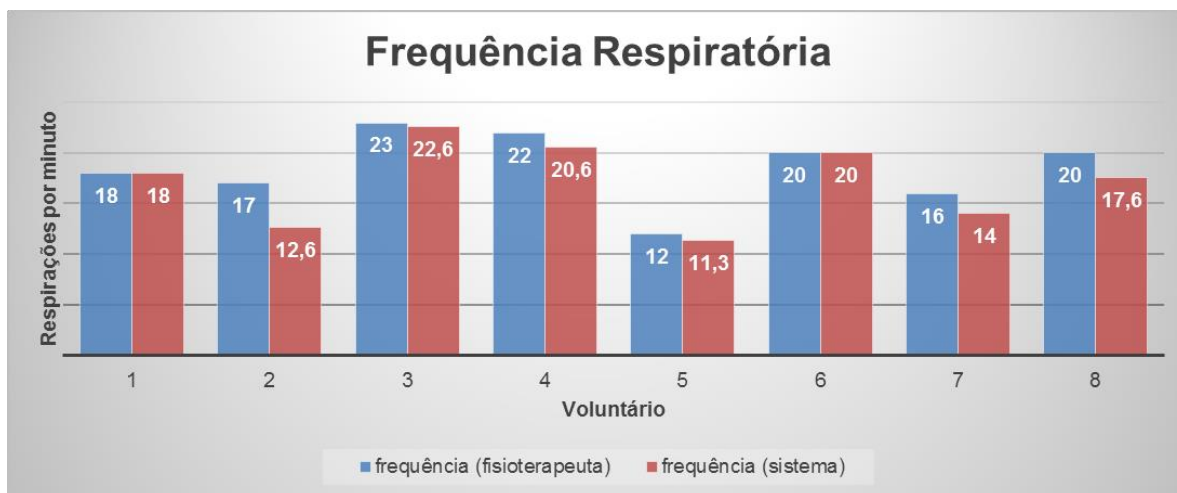
Na Tabela 3, listam-se os dados dos voluntários. Foram recrutados oito participantes, sendo três do sexo feminino e cinco do sexo masculino.

**Tabela 3 – Dados dos voluntários.**  
**ID é o número de identificação do voluntário.**

ID	Idade (anos)	Peso (kg)	Altura (m)	Circunferência tóraco-abdominal (cm)	Sexo	Índice de massa corporal (Kg/m <sup>2</sup> )
1	38	64	1,59	86	Feminino	25,3
2	31	96	1,86	101	Masculino	27,7
3	27	71	1,63	87	Masculino	26,7
4	27	120	1,93	102	Masculino	32,2
5	36	53	1,59	73	Feminino	21,2
6	21	73	1,76	86	Masculino	23,6
7	21	50	1,63	69	Feminino	18,8
8	26	78	1,73	87	Masculino	26,1

**Fonte: Autoria própria.**

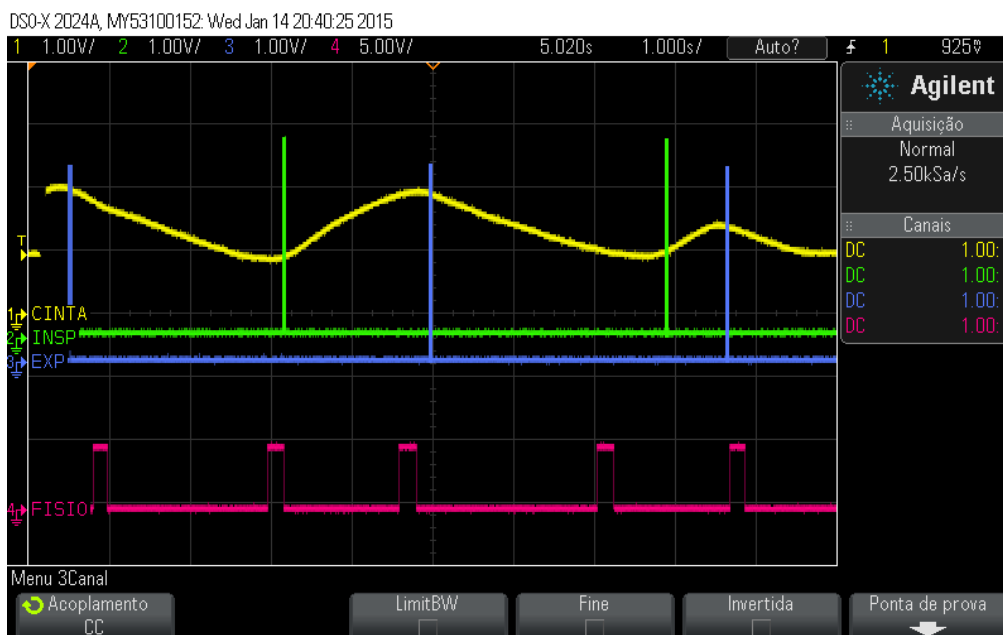
Os valores de frequência respiratória registrados pelo software estão relacionados com a frequência observada pela fisioterapeuta no início dos testes, por meio da Figura 47.



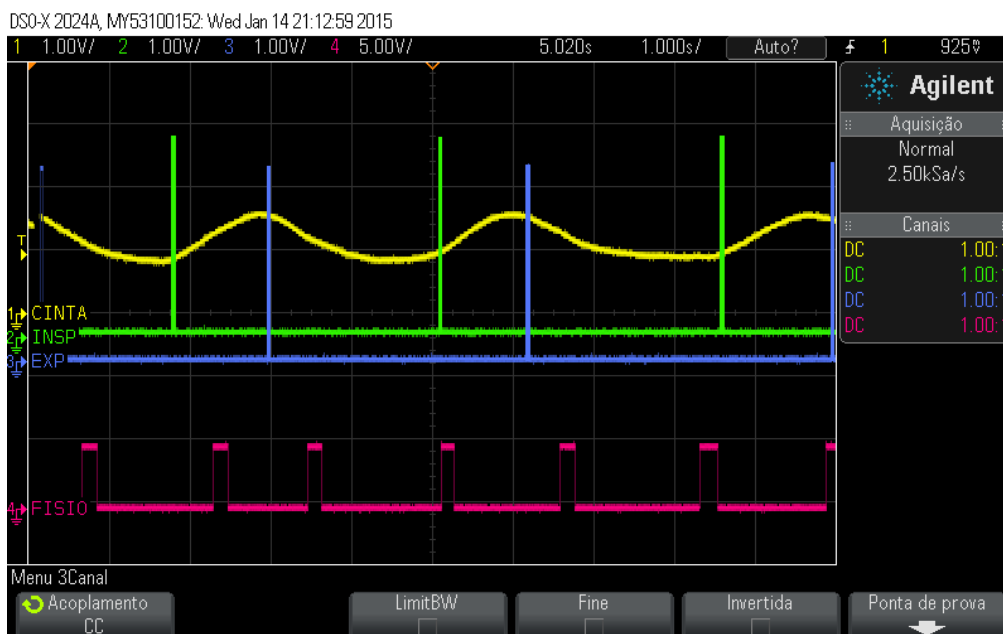
**Figura 47 – Resultados da medição de frequência respiratória por voluntário. Comparação dos valores de frequência respiratória detectados pelo software (em vermelho) e pela fisioterapeuta (em azul).  
Fonte: Autoria própria.**

Durante os testes, não foi necessária a alteração de sensibilidade do sistema de aquisição do sinal respiratório, somente o ajuste da cinta foi suficiente para a obtenção de sinais com boa amplitude. Alguns exemplos de aquisição de imagens para a validação do sistema podem ser vistos na Figura 48, Figura 49, e Figura 50.

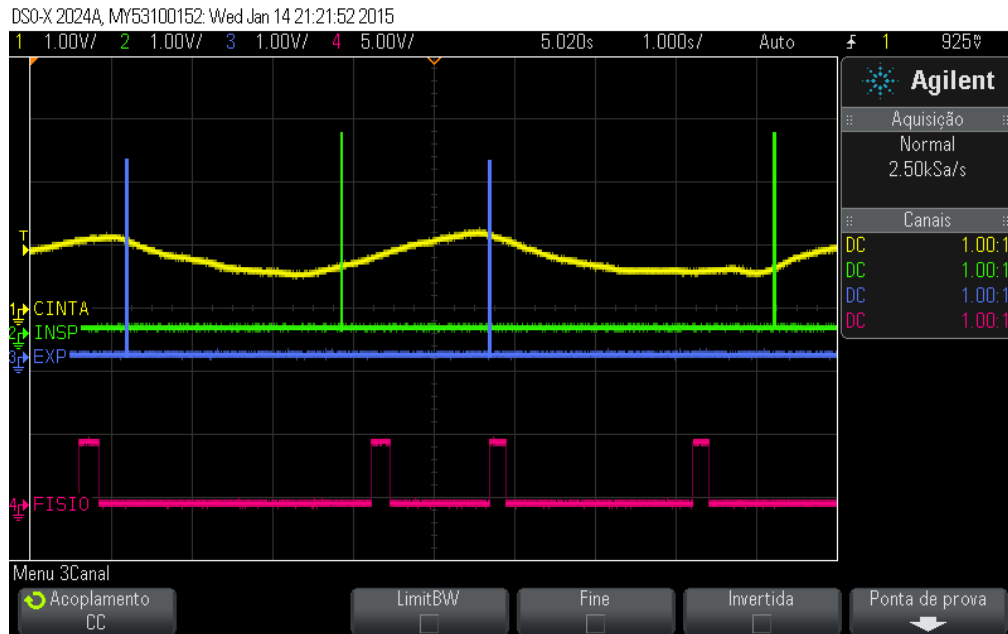
Por meio dos testes *in vivo*, pode-se analisar a porcentagem de acertos e erros durante a detecção dos eventos inspiratórios, onde 10% correspondem aos falsos negativos (FNI), 8% aos falsos positivos (FPi) e 82% aos verdadeiros positivos (VPi), conforme ilustrado na Figura 51.



**Figura 48 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 4.**  
 Em amarelo: Sinal respiratório; em verde: sinalizador de inspiração; em azul: sinalizador de expiração e em rosa: sinalizador de inspiração e expiração produzido pela fisioterapeuta.  
 Fonte: Autoria própria.



**Figura 49 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 6.**  
 Em amarelo: Sinal respiratório; em verde: sinalizador de inspiração; em azul: sinalizador de expiração e em rosa: sinalizador de inspiração e expiração produzido pela fisioterapeuta.  
 Fonte: Autoria própria.



**Figura 50 – Exemplo de imagem obtida do teste realizado com o voluntário 7. Em amarelo: Sinal respiratório; em verde: sinalizador de inspiração; em azul: sinalizador de expiração e em rosa: sinalizador de inspiração e expiração produzido pela fisioterapeuta. Fonte: Autoria própria.**



**Figura 51 – Porcentagem de acertos na detecção de eventos inspiratórios. VPI são os verdadeiros positivos; FPI são os falsos positivos e FNI são os falsos negativos. Fonte: Autoria própria.**

Em contrapartida, a Figura 52 ilustra a relação percentual dos acertos e erros na detecção dos eventos expiratórios, onde 2% são classificados como falsos positivos (FPe), 2% falsos negativos (FNe) e 96% como verdadeiros positivos (VPe).





**Figura 52 – Porcentagem de acertos na detecção de eventos expiratórios.**  
VPe são os verdadeiros positivos; FPe são os falsos positivos e FNe são os falsos negativos.  
Fonte: Autoria própria.

## 5 DISCUSSÃO

Quando a estimulação elétrica é realizada em sincronismo com a respiração natural do paciente, ampliam-se os benefícios produzidos (JORGE, 2009). Uma das formas de realizar esse sincronismo é manualmente, por palpação da atividade inspiratória e expiratória. Este é um trabalho desgastante que pode ser automatizado em um sistema que identifique as fases respiratórias e ative a estimulação elétrica no grupo muscular correto no momento certo. Por realizar a dupla sincronização de forma automática, o sistema proposto é mais vantajoso que os sistemas encontrados na literatura consultada, que atuam sobre um único grupo muscular, como por exemplo, os trabalhos de Ávila (2001) e Nohama, Jorge e Valenga (2012) Ávila (2001) e Nohama, Jorge e Valenga (2012), porque além de proporcionar a reabilitação da musculatura inspiratória também permite que os músculos abdominais (principais responsáveis pelos atos de tosse) possam ser fortalecidos.

### 5.1 SENSOR DESENVOLVIDO

Assim como todo tipo de sensoriamento realizado por meio da alteração do volume tóraco-abdominal, é imprescindível que o paciente permaneça imóvel, ou quase. Esta é uma limitação do sistema. Porém, como pôde ser observado por meio dos resultados encontrados (por meio das figuras 48, 49 e 50), o sistema de sincronismo consegue detectar o início dos eventos inspiratórios e expiratórios de forma satisfatória, quando não há artefatos de movimento no sinal. Considerando que o sistema é direcionado para pessoas com lesão medular, o problema da movimentação não se torna um fator de complicação para o sucesso da sincronização.

Além disso, o sistema proposto não obstrui as vias aéreas, é confortável, de fácil higienização e manipulação, e resistente. Por exemplo, o sistema de Wehrle et al. (2001), com fibra óptica, possui a limitação da fragilidade da fibra, que rompe com facilidade, tornando inviável o uso em ambientes hospitalares (ÁVILA, 2001).

Sistemas com máscaras como no trabalho de Nohama, Jorge e Valenga (2012) não são confortáveis, pois para certos pacientes a máscara pode gerar claustrofobia e ansiedade (HOLANDA et al., 2009); e, de acordo com Gollee et al. (2007), os sensores dependentes do fluxo de ar na região bucal impedem outras atividades e não são adequados para serem utilizados na prática clínica. Portanto, o sistema proposto, que é baseado na análise da variação do volume tóraco-abdominal, não possui esses problemas.

O abdômen e a caixa torácica sofrem alterações em expansão durante o ciclo respiratório e se movimentam de forma independente. Dependendo da forma na qual se respira, pode-se instigar o movimento abdominal ou torácico (KONNO; MEAD, 1967). Porém, a localização escolhida para o posicionamento da cinta foi satisfatória, visto que não houve a necessidade de alteração de sensibilidade do sistema de instrumentação e o mesmo conseguiu capturar o sinal com uma boa amplitude.

## 5.2 SOFTWARE DESENVOLVIDO

### 5.2.1 Algoritmo de Sincronização dos Eventos de Inspiração e Expiração

O algoritmo de sincronização desenvolvido possui a vantagem de não necessitar da obtenção de um ponto de mínimo ou de máximo, como é o caso dos algoritmos desenvolvidos nos sistemas de Nohama, Jorge e Valenga (2012) e Sorli et al. (1996). O método de avaliação estatística e aproximação linear empregado neste estudo permite que a mesma avaliação do sinal seja realizada, mesmo que ele se desloque em amplitude. Além disso, a sensibilidade na detecção dos eventos de inspiração e expiração pode ser alterada facilmente, via software, pela modificação dos parâmetros do coeficiente de correlação linear e do coeficiente angular.

O algoritmo desenvolvido também não trabalha com atrasos de tempo fixos entre uma detecção e outra, como no trabalho de Sorli et al. (1996). Esse fato contribui para que o sistema funcione corretamente para diferentes frequências respiratórias, pois, sistemas com atraso de tempo fixo correm o risco de produzir um atraso maior

que o necessário, comprometendo a detecção do início do próximo evento, dependendo da frequência respiratória.

Uma limitação do método seria o pequeno atraso (1 ms para aquisição de cada amostra) gerado pelo tempo necessário para a obtenção e processamento da amostra. O atraso é diretamente proporcional à quantidade de amostras. Durante este estudo, o sistema foi programado para adquirir 20 amostras, portanto, esse atraso não pode ser menor do que 20 ms. Este tempo é decisivo para que a detecção não seja tardia.

Pelo fato do teste realizado em seres humanos embasar-se na análise de uma fisioterapeuta como o “padrão ouro”, erros podem ter sido cometidos, decorrente de interpretação humana, durante a identificação do início dos eventos inspiratórios e expiratórios. Desta forma, pode-se explicar a diferença da taxa de acerto obtida entre os eventos de inspiração e expiração mostrados na seção 4.4 (Figuras 51 e 52) pode ser explicada.

Ainda existe o problema do atraso provocado pelo acionamento mecânico do acionador disponibilizado para a fisioterapeuta, que dificulta uma análise quantitativa da diferença de tempo entre a detecção do sistema e do “padrão ouro”. Uma alternativa poderia ser a utilização de um sistema calibrado que faça a aquisição de sinal respiratório, ao invés da análise visual humana.

### 5.2.2 Medidor de Frequência Respiratória

O sistema de aquisição de frequência respiratória mostrou-se eficiente nos testes realizados em seres humanos, como pôde ser visto na Figura 47, com exceção ao caso do voluntário 2, no qual a discrepância na medição do software em comparação ao hardware também pode ter sido gerada por falha de interpretação humana durante o teste realizado. Segundo Bates et al. (2010), existe uma forte necessidade médica de sistemas de monitoração contínua de sinal respiratório e que não sejam obstruentes. Medidas de interesse podem incluir a frequência respiratória, o fluxo, volume corrente, o padrão respiratório e alterações desses ao longo do tempo. A monitoração desses parâmetros pode servir para a avaliação qualitativa da

mecânica ventilatória após a utilização do sistema desenvolvido neste trabalho, futuramente.

### 5.2.3 Interface para Monitoração do Sinal Respiratório

A interface de monitoração desenvolvida no software *Labview* permite que toda a atividade de sincronização seja acompanhada pelo profissional de saúde, bastando que haja um computador com o programa instalado. Além disso, a interface auxilia, de forma visual, no ajuste de sensibilidade.

## 5.3 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A partir do trabalho desenvolvido, surgiram dúvidas e possibilidades. Apresentam-se, na sequência, algumas sugestões para continuidade e aprofundamento da pesquisa, assim como melhoramento da instrumentação implementada: (1) implementar rotinas para armazenamento do sinal respiratório, visando obter um histórico do tratamento do paciente; (2) implementar rotinas para alarmes de frequência respiratória, para auxiliar no trabalho do profissional de saúde; (3) empregar uma célula de carga de menor tamanho a fim de diminuir o tamanho da cinta e o sistema se tornar ainda mais compacto e de fácil portabilidade; (4) investigar os efeitos do sistema desenvolvido em um programa de reabilitação respiratória; (5) implementar um sistema para detecção automática de fala, para o sistema inibir a aplicação de estímulos, tendo em vista as necessidades de um sistema mais eficiente de sincronização da EEFT; (6) implementação de um sistema para detecção de tosse, para alteração automática dos parâmetros estimulatórios: um teste piloto foi realizado para a detecção de eventos de tosse, por meio da utilização de sensores de mecanomiografia na região do músculo reto abdominal. Foi constatado que este sensor pode ser utilizado para este fim. O próximo passo será desenvolver um algoritmo especialista neste tipo de evento e integrá-lo ao sistema desenvolvido; (7) desenvolver um filtro digital ajustável automaticamente como o de Phan et al. (2008) para tentar diminuir a frequência de corte.

## 6 CONCLUSÕES

A partir dos resultados obtidos neste trabalho, pode-se concluir que:

1. o método de sensoriamento pela análise da variação do volume tóraco-abdominal por meio de *strain gauges* encapsulados em uma célula de carga pode ser utilizado para a aquisição de sinais respiratórios, desde que o paciente permaneça em posição quase estática durante o tratamento;
2. o algoritmo baseado em análise estatística do sinal funciona bem para a aplicação proposta, desde que empregados pequenos valores no tamanho da amostra, para evitar atrasos significativos;
3. os testes de bancada realizados resultaram na confirmação do funcionamento do sistema como um todo, permitindo validação do sistema em seres humanos;
4. o funcionamento do software e do hardware pôde ser validado com os testes realizados em seres humanos, onde a taxa de 82% de acerto para eventos inspiratórios e de 96% para eventos expiratórios foi alcançada.

Desta forma, uma técnica de detecção automática das fases de inspiração e expiração da respiração humana que pode ser aplicada ao sistema de sincronismo de um estimulador elétrico funcional foi desenvolvida com sucesso.

### 6.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

A aplicação de estimulação elétrica funcional transcutânea sincronizada com a respiração espontânea do paciente tem sido uma área de pesquisa pouco explorada nos últimos tempos, mesmo que a eficácia do método tenha sido provada por meio de trabalhos como os de Ávila (2001), Gollee et al. (2007) e JORGE (2009).

O trabalho apresentado nesta dissertação possibilita que a sincronização dupla seja realizada, ampliando este campo do conhecimento e abrindo espaço para

novas pesquisas científicas tanto no ramo da fisioterapia (análises quantitativas e qualitativas do método), quanto na engenharia elétrica (aplicação de sensores e processamento de sinais biológicos).

Além da dupla sincronização, que é o principal diferencial deste trabalho, um novo algoritmo para análise do sinal respiratório foi criado, com base em análise estatística, que segue princípios diferentes dos outros algoritmos encontrados durante a revisão de literatura.

Mesmo que o sistema ideal de sincronização automática (com detectores de tosse, fala, etc) ainda não tenha sido desenvolvido, a principal funcionalidade foi desenvolvida por meio desta pesquisa, que é a sincronização da EEFT com as duas fases da ventilação: inspiração e expiração.

## REFERÊNCIAS

ACQUA, A. M. D.; DOHNERT, M. B.; SANTOS, L. J. dos. Neuromuscular Electrical Stimulation with Russian Current for Expiratory Muscle Training in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **Journal of Physical Therapy Science**, v. 24, n. 10, p. 955–959, 2012.

ALFA INSTRUMENTOS. **Células de Carga S - (Tração / Compressão)**. Disponível em: <<http://www.alfainstrumentos.com.br/>>.

ÁVILA, Juliana L. S. **O emprego da estimulação elétrica transcutânea no tratamento da disfunção diafragmática**. 2001. 95 f. Dissertação - Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, 2001.

BARBOSA, R. C. C.; CARVALHO, C. R. F. DE; MORIYA, H. T. Pletismografia respiratória por indutância: estudo comparativo entre calibração por manobra de isovolume e calibração qualitativa diagnóstica em voluntários saudáveis avaliados em diferentes posturas. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 38, n. 2, p. 194–201, abr. 2012.

BATES, A.; LING, M. J.; MANN, J.; ARVIND, D. K. **Respiratory Rate and Flow Waveform Estimation from Tri-axial Accelerometer Data**. 2010 International Conference on Body Sensor Networks. **Anais... IEEE**, jun. 2010. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5504743>>. Acesso em: 25 dez. 2014

BECK, Eddy K. **Influência dos Parâmetros Estimulatórios na Eficiência da Contração Muscular Evocada pela Estimulação Elétrica Funcional em Pessoas Hígidas ou com Lesão Medular**. 2010. 100 f. Dissertação - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2010.

BORN, K. **Spinal Cord Injury - The Dana Guide**. Disponível em: <<http://www.dana.org/Publications/GuideDetails.aspx?id=50048>>.

BOYLESTAD, R. L. **Introdução à Análise de Circuitos**. 10<sup>a</sup>. ed. São Paulo: Pearson Prentice Hall, 2004.



CANCELLIERO, K. M.; IKE, D.; SAMPAIO, L. M. M.; SANTOS, V. L. A. dos.; STIRBULOV, R.; COSTA, D. Estimulação diafragmática elétrica transcutânea (EDET) para fortalecimento muscular respiratório: estudo clínico controlado e randomizado. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 19, n. 4, p. 303–308, 2012.

CHEN, Y.; TANG, Y.; VOGEL, L. C.; DEVIVO, M. J. Causes of spinal cord injury. **Topics in spinal cord injury rehabilitation**, v. 19, n. 1, p. 1–8, jan. 2013.

CHENG, P. T.; CHEN, C. L.; WANG, C. M.; CHUNG, C. Y. Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation on Cough Capacity and Pulmonary Function in Patients With Acute Cervical Cord Injury. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 38, n. 1, p. 32–36, 1 jan. 2006.

CLEVELAND MEDICAL DEVICES. **Respiration Laboratory**. Disponível em: <[http://biomed.engr.sc.edu/bme\\_lab/lab reports/49\) Respiration.pdf](http://biomed.engr.sc.edu/bme_lab/lab%20reports/49%20Respiration.pdf)>.

COHEN, K. P.; LADD, W. M.; BEAMS, D. M.; SHEERS, W. S.; RADWIN, R. G.; TOMPKINS, W. J.; WEBSTER, J. G. Comparison of impedance and inductance ventilation sensors on adults during breathing, motion, and simulated airway obstruction. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 44, n. 7, p. 555–66, jul. 1997.

CORBISHLEY, P.; RODRÍGUEZ-VILLEGAS, E. Breathing detection: towards a miniaturized, wearable, battery-operated monitoring system. **IEEE transactions on bio-medical engineering**, v. 55, n. 1, p. 196–204, jan. 2008.

COSTA, T. D. da; LOSSO, E.; NOGUEIRA-NETO, G. N.; NOHAMA, P. **A new approach to improve pulmonary function in quadriplegic people using dual synchronized functional electrical stimulation**. Pan American Health Care Exchanges. **Anais...**Viña del Mar, Santiago, Chile: 2015

COSTA, Viviane de S. P. **Efeito do uso da cinta abdominal elástica na função respiratória de indivíduos lesados medulares na posição ortostática**. 2005. 97 f. Dissertação - Universidade de São Paulo, 2005.

CUELLO, A.; AQUIM, E.; CUELLO, G. **Músculos ventilatórios – biomotores da bomba respiratória, avaliação e tratamento**. São Paulo: Editora Andreoli, 2013.

DEFINO, H. L. A. Trauma raquimedular. **Medicina, Ribeirão Preto**, v. 32, p. 388–400, 1999.

DIMARCO, A. F. Restoration of respiratory muscle function following spinal cord injury. Review of electrical and magnetic stimulation techniques. **Respiratory physiology & neurobiology**, v. 147, n. 2-3, p. 273–87, 28 jul. 2005.

DIMARCO, A. F.; TAKAOKA, Y.; KOWALSKI, K. E. Combined intercostal and diaphragm pacing to provide artificial ventilation in patients with tetraplegia. **Archives of physical medicine and rehabilitation**, v. 86, n. 6, p. 1200–7, jun. 2005.

FERREIRA, L.; MARINO, L.; CAVENAGHI, S. Atuação Fisioterapêutica na Lesão Medular em Unidade de Terapia Intensiva: Atualização de Literatura. **Revista Neurociências**, v. 20, n. 4, p. 612–617, 21 jan. 2012.

GOLLEE, H.; HUNT, K. J.; ALLAN, D. B.; FRASER, M. H.; McLEAN, A. N. A control system for automatic electrical stimulation of abdominal muscles to assist respiratory function in tetraplegia. **Medical engineering & physics**, v. 29, n. 7, p. 799–807, set. 2007.

GOLLEE, H.; HUNT, K.J.; FRASER, M.H.; McLEAN, A .N. Abdominal stimulation for respiratory support in tetraplegia: A tutorial review. **Journal of Automatic Control**, v. 18, n. 2, p. 85–92, 2008.

GUERRA, M. J.; DONAIRE, D. **Estatística Indutiva: teoria e aplicações**. 5. ed. São Paulo: LCTE, 1991.

HOLANDA, M. A.; REIS, R. C.; WINKELER, G. F. P.; FORTALEZA, S. C. B.; LIMA, J. W. de O.; PEREIRA, E. D. B. Influence of total face, facial and nasal masks on short-term adverse effects during noninvasive ventilation. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v. 35, n. 2, p. 164–173, 2009.

HOSHIMIYA, N.; NAITO, A.; YAJIMA, M.; HANDA, Y. A Multichannel FES System for the Restoration of Motor Functions in High Spinal Cord Injury Patients: A Respiration-Controlled System for Multijoint Upper Extremity. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 36, n. 7, p. 754–760, 1989.

HUQ, S.; MOUSSAVI, Z. Automatic breath phase detection using only tracheal sounds. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 2010, p. 272–5, jan. 2010.

JAROSZ, R.; LITTLEPAGE, M. M.; CREASEY, G.; McKENNA, S. L. Functional electrical stimulation in spinal cord injury respiratory care. **Topics in spinal cord injury rehabilitation**, v. 18, n. 4, p. 315–21, jan. 2012.

JORGE, Rafaela. F. **Efeitos da Estimulação Diafragmática Transcutânea Sincronizada em Portadores de Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) Moderada e Grave**. 2009. 110 f. Dissertação - Pontifícia Universidade Católica do Paraná, 2009.

KANDARE, F.; EXNER, G.; JERAJ, J.; ALIVERTI, A.; DELLACA, R.; STANIC, U.; PEDOTTI, A.; JAEGER, R. Breathing Induced by Abdominal Muscle Stimulation in Individuals Without Spontaneous Ventilation. **Neuromodulation**, v. 5, n. 3, p. 180–185, 2002.

KIRSHBLUM, S. C.; WARING, W.; BIERING-SORENSEN, F.; BURNS, S. P.; JOHANSEN, M.; SCHMIDT-READ, M.; DONOVAN, W.; GRAVES, D.; JHA, A.; JONES, L.; MULCAHEY, M. J.; KRASSIOUKOV, A. Reference for the 2011 revision of the International Standards for Neurological Classification of Spinal Cord Injury. **The journal of spinal cord medicine**, v. 34, n. 6, p. 547–54, nov. 2011.

KONNO, K.; MEAD, J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. **J. Appl. Physiol**, v. 22, p. 407–422, 1967.

LANATA, A.; SCILINGO, E P; FRANCESCONI, R.; DE-ROSSI, D. **Performance analysis and early validation of a bi-modal ultrasound transducer**. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference. **Anais...**jan. 2006. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17945676>>. Acesso em: 6 jan. 2015.

LANGBEIN, W. E.; MALONEY, C.; KANDARE, F.; STANIC, U.; NEMCHAUSKY, B.; JAEGER, R.J. Pulmonary function testing in spinal cord injury: Effects of abdominal muscle stimulation. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 38, n. 5, p. 591–597, 2001.

LEE, B. B.; BOSWELL-RUYS, C.; BUTLER, J. E.; GANDEVIA, S. C. Surface Functional Electrical Stimulation of the Abdominal Muscles to Enhance Cough and Assist Tracheostomy Decannulation After High-Level Spinal Cord Injury. **The Journal of Spinal Cord Medicine**, v. 31, n. 1, p. 78–82, 2008.

LIANZA, S. **Estimulação Elétrica Funcional - FES e Reabilitação**. 2. ed. São Paulo: Atheneu, 1993.

MAZULLO-FILHO, J. B. R.; CAMELO, F. M.; RIEDEL, G. P. Análise da eletroestimulação diafragmática em pacientes na unidade de terapia intensiva. **Revista brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 1, p. 543, 2010.

MELARÉ, R. A.; SANTOS, F. F. dos. Uso da eletroestimulação diafragmática no desmame ventilatório em pacientes lesados medulares. **Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba**, v. 10, n. 4, p. 22–24, 2008.

MOUSSAVI, Z. K.; LEOPANDO, M. T.; PASTERKAMP, H.; REMPEL, G. Computerised acoustical respiratory phase detection without airflow measurement. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 38, p. 198–203, 2000.

NAM, S. H.; YIM, T. G.; RYU, C. Y.; SHIN, S. C.; KANG, J. H.; KIM, S. The Preliminary Study of Unobtrusive respiratory monitoring for e-health. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference**, v. 4, p. 3796–8, jan. 2005.

NATIONAL INSTRUMENTS. **Medições de deformação com strain gages: Guia prático.**

NOGUEIRA-NETO, Guilherme N. **Viabilidade do emprego de mecanomiografia no controle motor artificial em lesados medulares empregando estimulação elétrica neuromuscular.** 2013. 138 f. Tese - Universidade Estadual de Campinas, 2013.

NOHAMA, P.; JORGE, R. F.; VALENGA, M. H. Efeitos da estimulação diafragmática transcutânea sincronizada em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC): um estudo piloto. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 28, n. 2, p. 103–115, 2012.

PAVLOVIC, D.; WENDT, M. Diaphragm pacing during prolonged mechanical ventilation of the lungs could prevent from respiratory muscle fatigue. **Medical Hypotheses**, v. 60, n. 3, p. 398–403, mar. 2003.

PEUSCHER, J. **Measuring respiration - Version 2.0.** [s.l.: s.n.]. Disponível em: <[http://www.google.com.br/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCwQFjAB&url=http://www.tmsi.com/products/accessories?task=callelement&format=raw&item\\_id=42&element=fe0c95f3-af08-4719-bc51-36917715660d&method=download&ei=ITOsVMeSB8alNqT\\_g7AJ&usq=AFQjCNFr17lw4JhhoifBIJjAjXZtZyFglg&bvm=bv.82001339,d.eXY&cad=rja](http://www.google.com.br/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=2&ved=0CCwQFjAB&url=http://www.tmsi.com/products/accessories?task=callelement&format=raw&item_id=42&element=fe0c95f3-af08-4719-bc51-36917715660d&method=download&ei=ITOsVMeSB8alNqT_g7AJ&usq=AFQjCNFr17lw4JhhoifBIJjAjXZtZyFglg&bvm=bv.82001339,d.eXY&cad=rja)>.

PHAN, D. H.; BONNET, S.; GUILLEMAUD, R.; CASTELLI, E.; PHAM-THI, N. Y. **Estimation of respiratory waveform and heart rate using an accelerometer.** Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...** jan. 2008. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19163819>>. Acesso em: 7 jan. 2015.

PITTS, D. G.; PATEL, M. K.; LANG, P-O.; SINCLAIR, A. J.; ASPINALL, R. A respiratory monitoring device based on clavicular motion. **Physiological measurement**, v. 34, n. 8, p. N51–61, ago. 2013.

REINVUO, T.; HANNULA, M.; SORVOJA, H.; ALASAARELA, E.; MYLLYLA, R. **Measurement of respiratory rate with high-resolution accelerometer and emfit pressure sensor**. **Anais... IEEE Sensors Applications Symposium**, 2006. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=1634270>>. Acesso em: 6 jan. 2015.

RENESAS ELECTRONICS CORPORATION. **Promotional Board for RX62N**. Disponível em: <[http://www.renesas.eu/products/tools/introductory\\_evaluation\\_tools/renesas\\_promotional\\_boards/RPBRX62N/index.jsp](http://www.renesas.eu/products/tools/introductory_evaluation_tools/renesas_promotional_boards/RPBRX62N/index.jsp)>.

SANTOS, A. P. C. M. dos. **Análise da função diafragmática após a intervenção da estimulação elétrica transcutânea em pacientes tetraplégicos**. 2009. 115 f. Dissertação - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2009.

SANTOS, L. A. dos; BORGI, J. R.; DAISTER, J. L. N.; PAZZIANOTTO-FORTI, E. M. Efeitos da estimulação diafragmática elétrica transcutânea na função pulmonar em idosos. **Revista Brasileira de Geriatria e Gerontologia**, v. 16, n. 3, p. 495–502, set. 2013.

SANTOS, J. A. T. **Qualidade de Vida e Independência Funcional de Lesados Medulares**. 2010. 66 f. Dissertação - Universidade de Brasília, 2010.

SILVERTHORN, D. U. Mecânica da Respiração. In: **Fisiologia Humana: Uma Abordagem Integrada**. 5<sup>o</sup>. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010. p. 569–591.

SORLI, J. et al. Ventilatory assistance using electrical stimulation of abdominal muscles. **IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering**, v. 4, n. 1, p. 1–6, mar. 1996.

SPIVAK, E.; KEREN, O.; NIV, D.; LEVENTAL, J.; STEINBERG, F.; BARAK, D.; CHEN, B.; ZUPAN, A.; CATZ, A. Electromyographic signal-activated functional electrical stimulation of abdominal muscles: the effect on pulmonary function in patients with tetraplegia. **Spinal cord: the official journal of the International Medical Society of Paraplegia**, v. 45, n. 7, p. 491–495, 2007.

STANIC, U.; KANDARE, F.; JAEGER, R.; SORLI, J. **Functional Electrical Stimulation (FES) of Abdominal Muscles - Influence on Pulmonary Mechanics and Ventilation**. 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. **Anais...**Amsterdam: 1996.

STANIC, U.; KANDARE, F.; JAEGER, R.; SORLI, J. Functional electrical stimulation of abdominal muscles to augment tidal volume in spinal cord injury. **IEEE transactions on rehabilitation engineering : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society**, v. 8, n. 1, p. 30–4, mar. 2000.

STRASBURGER, H.; KLENK, D. Opto-Electronic Belts for Recording Respiration in Psychophysiological Experimentation and Therapy. **Psychophysiology**, v. 20, n. 2, p. 230–238, 1983.

WEHRLE, G.; NOHAMA, P.; KALINOWSKI, H. J.; TORRES, P. I.; VALENTE, L. C. G. A fibre optic Bragg grating strain sensor for monitoring ventilatory movements. **Measurement Science and Technology**, v. 12, n. 7, p. 805–809, 1 jul. 2001.

WILSON, S. J.; BRERETON, I. M.; HOCKINGS, P.; ROFFMANN, W.; DODDRELL, D. M. Respiratory triggered imaging with an optical displacement sensor. **Magnetic resonance imaging**, v. 11, n. 7, p. 1027–32, jan. 1993.

WONG, S. L.; SHEM, K.; CREW, J. Specialized respiratory management for acute cervical spinal cord injury:: a retrospective analysis. **Topics in spinal cord injury rehabilitation**, v. 18, n. 4, p. 283–90, jan. 2012.

## APÊNDICE A – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO (TCLE)

**Título da pesquisa:** Extração de sinais respiratórios para sincronização automática da estimulação elétrica diafragmática e abdominal com a respiração do paciente.

**Pesquisador(es), com endereços e telefones:**

*Taisa Daiana da Costa*

Formação: Engenheira de Computação

Endereço: [REDACTED] - Curitiba - PR - Brasil.

Telefone: (41) [REDACTED] ou (41) [REDACTED].

**Engenheiro ou médico ou orientador ou outro profissional responsável:** Elenize Losso (fisioterapeuta) e Percy Nohama (orientador).

**Local de realização da pesquisa:** Universidade Tecnológica Federal do Paraná, laboratório de engenharia de reabilitação (sala B308).

**Endereço, telefone do local:** Av. Sete de Setembro, 3165, Rebouças, CEP: 80230-901 - Curitiba - PR – Brasil.

#### A) INFORMAÇÕES AO PARTICIPANTE

##### 1. Apresentação da pesquisa.

A pesquisa se trata de um teste de um sistema eletrônico que capta os movimentos que o peito faz quando enchemos os pulmões de ar (inspiração) e soltamos (expiração). Tetraplégicos (pessoas que perdem a movimentação e controle do seu corpo abaixo do nível do pescoço por causa de uma lesão na medula) também possuem problemas para respirar, e sabe-se que se for aplicada a estimulação elétrica nos músculos que ajudam no ato de respirar, então a respiração como um todo pode ser melhorada. Só que essa aplicação de estimulação elétrica precisa ser sincronizada com a própria respiração do paciente para ter um melhor aproveitamento da técnica. Esse sincronismo só pode ser feito se houver uma forma de identificar os momentos de inspiração e expiração automaticamente. Com isso, esse projeto de pesquisa procura comprovar o funcionamento de um sistema que é uma faixa elástica (figura 1) que busca essa identificação de sinais.

##### 2. Objetivos da pesquisa.

Testar a eficiência do sistema de sincronização criado.

##### 3. Participação na pesquisa.

A faixa elástica será posicionada na região abdominal, conforme figura 1. Ela será apertada ao redor da cintura. O participante será instruído a respirar normalmente, ler um texto e simular alguns eventos de tosse.

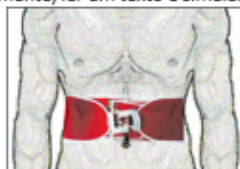


Figura 1 – Ilustração da faixa elástica amarrada na cintura do participante.

##### 4. Confidencialidade.

Os pesquisadores garantem o total sigilo de todas as informações que identifiquem o participante da pesquisa, bem como a sua relação com os dados coletados.

*Bubrica do Pesquisador.*

*Bubrica do sujeito de pesquisa*

### 5. Desconfortos, Riscos e Benefícios.

**5a) Desconfortos e ou Riscos:** A cinta pode causar desconforto (dependendo do grau de sensibilidade da pele) além de vermelhidão passageira, alteração da pressão pulmonar, arterial e sobre a caixa torácica.

**5b) Benefícios:** Esta pesquisa não tem um benefício direto para o sujeito de pesquisa, porém, com a confirmação da eficiência do sistema de sincronização criado espera-se que futuramente, por meio deste projeto, surja um produto de extrema utilidade para pessoas com lesão medular que possuem insuficiência respiratória.

### 6. Critérios de inclusão e exclusão.

**6a) Inclusão:** Pessoas que gozam de perfeita saúde, de 20 a 60 anos, ambos os sexos.

**6b) Exclusão:** Pessoas com problemas respiratórios, posturais e gestantes. Pessoas com lesões e problemas de pele.

### 7. Direito de sair da pesquisa e a esclarecimentos durante o processo.

O participante tem o direito de não participar mais da pesquisa em qualquer momento que desejar, basta avisar o pesquisador responsável, sem problema algum, nem penalizações.

O participante também possui o direito de receber esclarecimentos sobre os procedimentos da pesquisa, sempre que necessário.

### 8. Ressarcimento ou indenização.

O participante será ressarcido de qualquer gasto que precisar realizar para se deslocar até o local da pesquisa. Também será indenizado caso ocorra algum acidente durante a pesquisa e também durante o período de transporte (ida e volta) para o local da pesquisa.

### B) CONSENTIMENTO (do sujeito de pesquisa ou do responsável legal – neste caso anexar documento que comprove parentesco/tutela/curatela)

Eu declaro ter conhecimento das informações contidas neste documento e ter recebido respostas claras às minhas questões a propósito da minha participação direta (ou indireta) na pesquisa e, adicionalmente, declaro ter compreendido o objetivo, a natureza, os riscos e benefícios deste estudo.

Após reflexão e um tempo razoável, eu decidi, livre e voluntariamente, participar deste estudo. Estou consciente que posso deixar o projeto a qualquer momento, sem nenhum prejuízo.

Nome completo: \_\_\_\_\_

RG: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_/\_\_/\_\_\_\_ Telefone: \_\_\_\_\_

Endereço: \_\_\_\_\_

CEP: \_\_\_\_\_ Cidade: \_\_\_\_\_ Estado: \_\_\_\_\_

Assinatura: \_\_\_\_\_ Data: \_\_/\_\_/\_\_\_\_

Eu declaro ter apresentado o estudo, explicado seus objetivos, natureza, riscos e benefícios e ter respondido da melhor forma possível às questões formuladas.

Assinatura pesquisador: \_\_\_\_\_ Data: \_\_\_\_\_

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do sujeito de pesquisa



(ou seu representante)

Nome completo: \_\_\_\_\_

Para todas as questões relativas ao estudo ou para se retirar do mesmo, poderão se comunicar com *Taisa Daiana da Costa*, via e-mail: [taisadaiana@yahoo.com.br](mailto:taisadaiana@yahoo.com.br) ou telefone: (41) [REDACTED]

**Endereço do Comitê de Ética em Pesquisa para recurso ou reclamações do sujeito pesquisado**

Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (CEP/UTFPR)

REITORIA: Av. Sete de Setembro, 3165, Rebouças, CEP 80230-901, Curitiba-PR, telefone: 3310-4943, e-mail: [coep@utfpr.edu.br](mailto:coep@utfpr.edu.br)

OBS: este documento deve conter duas vias iguais, sendo uma pertencente ao pesquisador e outra ao sujeito de pesquisa.

I

---

Rubrica do Pesquisador

Rubrica do sujeito de pesquisa

## APÊNDICE B – CÓDIGO DO PROGRAMA

```

1 /*-----*/
2 /* SISTEMA PARA SINCRONIZAÇÃO AUTOMÁTICA DE ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA */
3 /* NO TRATAMENTO DE INSUFICIÊNCIA RESPIRATÓRIA EM PESSOAS COM LESÃO MEDULARR */
4 /*-----*/
5 /*
6 Autora: Taisa Daiana da Costa
7 Orientador: Prof. Dr Percy Nohama
8 Coorientador: Prof. Dr Guilherme Nunes Nogueira Neto
9
10 Software de gerenciamento de tasks utilizado: FreeRTOS -> http://www.freertos.org/
11 Agradeço à equipe de desenvolvimento do FreeRtos pela disponibilização do código
12
13 -----*/
14 /* BIBLIOTECAS UTILIZADAS */
15 //-----
16 #include "FreeRTOS.h"
17 #include "task.h"
18 #include "basic_io.h"
19 #include "stdlib.h"
20 #include "stdio.h"
21 #include "math.h"
22
23 /* TASKS DE INICIALIZAÇÃO */
24 //-----
25 // tasks
26 void Init ( void *pvParameters ); // inicializa o sistema
27 int FLAG_INICIALIZACAO = 0; // flag que sinaliza o término da task Init
28 xTaskHandle handleInit; // identificador da task Init
29
30 /* CONFIGURAÇÕES PARA O DISPLAY LCD */
31 //-----
32 // "defines"
33
34 #define LCD_RS_PORT3.DR.BIT.B3 // Port e, bit 0 (RX62N)
35 #define LCD_E_PORT2.DR.BIT.B4 // Port e, bit 2 (RX62N)
36 #define LCD_D7 PORTE.DR.BIT.B1 // Port e, bit 3 (RX62N)
37 #define LCD_D6 PORTE.DR.BIT.B3 // Port e, bit 4 (RX62N)
38 #define LCD_D5 PORTE.DR.BIT.B5 // Port e, bit 5 (RX62N)
39 #define LCD_D4 PORTE.DR.BIT.B7 // Port e, bit 6 (RX62N)
40
41 // tasks específicas
42 void LCD_command ( void *pvParameters ); // Envia comandos para o display LCD
43 void LCD_write ( void *pvParameters ); // Envia texto para o LCD
44 int LCD_Flag;
45
46 // identificadores das tasks
47 xTaskHandle handleLCD_command;
48 xTaskHandle handleLCD_write;
49
50 /* MENU */
51 //-----
52 // Definição dos pinos correspondentes aos botões do joystick
53 #define JOY_CIMA PORTE.PORT.BIT.B6
54 #define JOY_BAIXO PORTE.PORT.BIT.B4
55 #define JOY_ESQUERDA PORTE.PORT.BIT.B2
56 #define JOY_DIREITA PORTE.PORT.BIT.B0
57 #define JOY_CENTRO PORT2.PORT.BIT.B5
58 #define JOY_SAIR PORT3.PORT.BIT.B2
59
60 // tasks do menu
61 void menu ( void *pvParameters );
62
63 // variáveis auxiliares
64 int T_MENU = 0;
65 int T_TESTE = 0;
66 int T_ELETRO = 0;
67 int T_AQUI = 0;

```

```

68 int T_BUZZER = 0;
69
70 /* AQUISIÇÃO E SINCRONIZAÇÃO DE SINAL RESPIRATÓRIO */
71 //-----
72 // definições do tamanho da amostra de análise do sinal respiratório
73 #define amostraL 20 // Quantidade de linhas da matriz de amostragem do sinal
74 #define amostraC 2 // Quantidade de colunas da matriz de amostragem do sinal
75 #define INATIVO 0
76 #define ATIVO 1
77
78 // tasks específicas
79 void aquisicao_sinc ( void *pvParameters ); // Aquisição da amostra
80 void ADC_Init(void); // Inicialização do Conversor analógico/digital
81 void sincronizacao( void *pvParameters ); // Função de sincronização dos eventos
82 void analisadorFrequenciaResp ( void *pvParameters ); // Analisador de frequencia
respiratória
83 void bloqueiaSA( void *pvParameters ); // Bloqueia a sincronização com a expiração
84 void bloqueiaSD( void *pvParameters ); // Bloqueia a sincronização com a inspiração
85
86 xTaskHandle handle_aquisicao;
87
88 //variáveis
89 int amostra[amostraL][amostraC]; // Matriz de amostragem do sinal
90 int flagEDiafragmatica = INATIVO; // flag de estimulação diafragmática -> 0 - inativo / 1 -
ativo
91 int flagEAbdominal = INATIVO; // flag de estimulação abdominal -> 0 - inativo / 1 - ativo
92 int num_ciclos = 0; // número de ciclos respiratórios
93 int freqResp = 0; // frequência respiratória corrente
94 double freqMedia = 20; // frequência respiratória média
95 int bloqueioSD = 0; // variavel de bloqueio da sincronização com a inspiração
96 int bloqueioSA = 0; // variavel de bloqueio da sincronização com a expiração
97 int periodo = 0; // média do periodo do ciclo respiratório corrente
98
99
100 /* ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA */
101 //-----
102 // tasks específicas
103 void eletroestimulacao(void *pvParameters); // gerador dos pulsos de eletroestimulação
104 void modulador(void *pvParameters); // modulador dos pulsos de eletroestimulação
105
106 //variáveis
107 int bloqueio = 0;
108 int amplitude = 95; // amplitude mínima
109 xTaskHandle handle_eletroestimulacao;
110
111 /* TIMER */
112 //-----
113 // tasks específicas
114 void initTimer(void); //inicializador do timer
115
116 //variáveis
117 int contMicroSec = 0; // contador que armazena os microssegundos
118
119 #pragma interrupt ( prvInterruptHandler( vect = _VECT( _CMT1_CMI1 ), enable ) )
120 static void prvInterruptHandler( void )
121 {
122 contMicroSec++; // esta função é chamada a cada microssegundo
123 }
124
125 void initTimer(void){
126
127 /* Enable compare match timer 1. */
128 MSTP( CMT1 ) = 0;
129 /* Interrupt on compare match. */
130 CMT1.CMCR.BIT.CMIE = 1;
131 /* Set the compare match value. */
132 CMT1.CMCOR = 0x05;
133 /* Divide the PCLK by 8. */
134 CMT1.CMCR.BIT.CKS = 0;
135 /* Enable the interrupt... */
136 _IEN( _CMT1_CMI1 ) = 1;
137 /* ...and set its priority to the application defined kernel priority. */
138 _IPR( _CMT1_CMI1 ) = configKERNEL_INTERRUPT_PRIORITY;
139 /* Start the timer. */
140 CMT.CMSTR0.BIT.STR1 = 1;
141 }
142

```

```

143
144 /* ALARME (BUZZER) */
145 //-----
146 // "defines"
147 #define buzzer PORT5.DR.BIT.B1
148
149 // tasks específicas
150 void buzzer_task(void *pvParameters); // sinaliza baixas ou altas frequencias
respiratórias e ajuda na
calibração da cinta
151
152 //variáveis
153 int flagFrequenciaResp = 0; // 0 - ok / 1 - frequencia alta / 2 - frequencia baixa
154 int flagCalibracao = 0; // 0 - ok / 1 - muito apertado / 2 - muito solto
155
156 xTaskHandle handle_buzzer;
157
158 /* TESTE DE BANCADA */
159 //-----
160 // "defines"
161
162 // tasks específicas
163 void geraOndaTeste(void *pvParameters); // gera onda senoidal para o teste do sistema
164 void DAC_Init(); // inicializa o conversor digital/analógico
165
166 //variáveis
167 xTaskHandle handleGeraOndaTeste;
168 double CONST = 0.0037;
169 int teste_ativo = 0; // se igual a 1, então o sistema estará tratando do sinal de teste ao
invés do sinal
real
170
171 //-----//
172 /* FUNÇÃO PRINCIPAL */
173 int main( void )
174 {
175 //Criando as tasks
176
177 xTaskCreate( Init, "Inicialização", 240, NULL, 1, &handleInit );
178 vPrintString("INit ja inciou\n");
179 xTaskCreate( menu, "menu do sistema", 240, NULL, 1, NULL );
180 vPrintString("Menu ja iniciou\n");
181 if (teste_ativo == 1)
182 // Task para gerar onda ideal para o teste de bancada
183 // As duas tasks não podem funcionar simultaneamente, pois estão utilizando o mesmo
conversor DA
184 xTaskCreate( geraOndaTeste, "Gerador de seno", 240, NULL, 1, &handleGeraOndaTeste );
185 else{
186 xTaskCreate( eletroestimulacao, "Task de eletroestimulação", 225, NULL, 1,
handle_eletroestimulacao );
187 vPrintString("eletroestimulacao ja iniciou\n");
188 }
189 // Inicialização do sistema de aquisição e sincronização
190 xTaskCreate( aquisicao_sync, "Task de aquisicao de sinal discreto", 225, NULL, 1,
&handle_aquisicao );
191 vPrintString("aquisicao sinc ja iniciou\n");
192 xTaskCreate( buzzer_task, "Task do buzzer", 225, NULL, 1, &handle_buzzer );
193 vPrintString("buzzer task ja iniciou\n");
194 // Inicializando o escalonador
195 vTaskStartScheduler();
196
197 for( ;; );
198 return 0;
199 }
200
201 //-----
202 /* IMPLEMENTAÇÃO DAS FUNÇÕES E TASKS */
203 //-----
204
205 //----- MENU -----
206
207 int valor_joystick(){ // verifica se algum botão do joystick foi ativado
208 int escolha;
209
210 if(JOY_CIMA == 1)
211 escolha = 1;
212 else if(JOY_BAIIXO == 1)

```

```

213 escolha = 2;
214 else if (JOY_ESQUERDA == 1)
215 escolha = 3;
216 else if (JOY_DIREITA == 1)
217 escolha = 4;
218 else if (JOY_CENTRO == 1)
219 escolha = 5;
220 else if (JOY_SAIR == 1)
221 escolha = 6;
222 else
223 escolha = 0;
224
225 return escolha;
226 }
227
228 void menu ( void *pvParameters ){
229
230 int escolha = 0;
231 char command;
232 char string[] = "Tela Inicial";
233
234 while ( T_MENU == 0 ){
235
236 PORTE.ICR.BIT.B6 = 1;
237 PORTE.ICR.BIT.B4 = 1;
238 PORTE.ICR.BIT.B2 = 1;
239 PORTE.ICR.BIT.B0 = 1;
240 PORT2.ICR.BIT.B5 = 1;
241 PORT3.ICR.BIT.B2 = 1;
242
243 PORTE.DDR.BIT.B6 = 1;
244 PORTE.DDR.BIT.B4 = 1;
245 PORTE.DDR.BIT.B2 = 1;
246 PORTE.DDR.BIT.B0 = 1;
247 PORT2.DDR.BIT.B5 = 1;
248 PORT3.DDR.BIT.B2 = 1;
249
250 // Aguarda o fim da inicialização do sistema
251 while ( FLAG_INICIALIZACAO == 0 ){ }
252
253 command = 0x80;
254 LCD_Flag = 1;
255 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
256 while (LCD_Flag == 1){ }
257
258 strcpy( string, "Calibracao");
259 LCD_Flag = 1;
260 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1,
&handleLCD_write );
261 while (LCD_Flag == 1){ }
262
263 T_BUZZER = 1;
264
265 do{ // enquanto não terminar a calibração e o usuário apertar para sair
266 escolha = valor_joystick();
267 vTaskDelay( 10 / portTICK_RATE_MS );
268 }while (escolha != 6);
269
270 command = 0x80;
271 LCD_Flag = 1;
272 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
273 while (LCD_Flag == 1){ }
274
275 strcpy( string, "Alt amplitude");
276 LCD_Flag = 1;
277 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1,
&handleLCD_write );
278 while (LCD_Flag == 1){ }
279
280 //seta a amplitude do sinal estimulatório
281 do{ // enquanto não terminar a calibração e o usuário apertar para sair
282 escolha = valor_joystick();
283 switch(escolha)
284 {
285

```

```

286 case 1:
287 while (JOY_CIMA == 1){}
288 if (amplitude < 270)
289 amplitude++;
290 break;
291
292 case 2:
293 while (JOY_BAIXO == 1){}
294 if (amplitude > 95)
295 amplitude--;
296 break;
297
298 default:
299 break;
300 }
301 vTaskDelay( 10 / portTICK_RATE_MS );
302 }while (escolha != 6);
303
304 command = 0x80;
305 LCD_Flag = 1;
306 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
307 while (LCD_Flag == 1){}
308
309 strcpy( string,"sincronizando");
310 LCD_Flag = 1;
311 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1,
&handleLCD_write );
312 while (LCD_Flag == 1){}
313
314 T_ELETRO = 1;
315 T_AQUI = 1;
316
317 do{ // enquanto o usuário apertar para sair
318 escolha = valor_joystick();
319 vTaskDelay( 20 / portTICK_RATE_MS );
320 }while (escolha != 6);
321
322 command = 0x80;
323 LCD_Flag = 1;
324 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
325 while (LCD_Flag == 1){}
326
327 strcpy( string,"encerrado");
328 LCD_Flag = 1;
329 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1,
&handleLCD_write );
330 while (LCD_Flag == 1){}
331
332 for(;;){
333
334
335 vTaskDelay( 20 / portTICK_RATE_MS );
336 }
337
338
339 }
340
341
342 void Init ( void *pvParameters ){
343
344 // Inicialização do LCD
345 char command;
346 char string[] = "Inicializando";
347
348 //Configura os pinos para "saída de dados"
349 PORT3.DDR.BIT.B3 = 1; // LCD_RS
350 PORT2.DDR.BIT.B4 = 1; // LCD_E
351 PORTE.DDR.BIT.B1 = 1; // LCD_D7
352 PORTE.DDR.BIT.B3 = 1; // LCD_D6
353 PORTE.DDR.BIT.B5 = 1; // LCD_D5
354 PORTE.DDR.BIT.B7 = 1; // LCD_D4
355
356 // Inicialização do TIMER
357 initTimer();
358

```

```

359 command = 0x00;
360 LCD_Flag = 1;
361 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
362 while (LCD_Flag == 1){}
363
364 command = 0x03;
365 LCD_Flag = 1;
366 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
367 while (LCD_Flag == 1){}
368
369 command = 0x03;
370 LCD_Flag = 1;
371 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
372 while (LCD_Flag == 1){}
373
374 command = 0x03;
375 LCD_Flag = 1;
376 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
377 while (LCD_Flag == 1){}
378
379 command = 0x02;
380 LCD_Flag = 1;
381 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
382 while (LCD_Flag == 1){}
383
384 command = 0x28;
385 LCD_Flag = 1;
386 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
387 while (LCD_Flag == 1){}
388
389 command = 0x0C;
390 LCD_Flag = 1;
391 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
392 while (LCD_Flag == 1){}
393
394 command = 0x01;
395 LCD_Flag = 1;
396 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
397 while (LCD_Flag == 1){}
398
399 command = 0x06;
400 LCD_Flag = 1;
401 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1,
&handleLCD_command );
402 while (LCD_Flag == 1){}
403
404 LCD_Flag = 1;
405 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1,
&handleLCD_write );
406 while (LCD_Flag == 1){}
407
408 T_MENU = 0;
409
410 FLAG_INICIALIZACAO = 1;
411
412 vTaskDelete( NULL ); // A task se auto-destrói
413
414 }
415
416 // _____ LCD COMMAND _____
417 void LCD_command ( void *pvParameters ){
418
419 char num_hexa;
420 char num_bit[8]={0,0,0,0,0,0,0,0};
421 char *num_recebido = NULL;
422
423 int max = 128;
424 int i;
425

```

```

426 int x=0;
427
428 num_recebido = (char *)pvParameters;
429 num_hexa = *num_recebido;
430
431 for( i = 7 ; i >=0 ; i--){
432 num_bit [i] = (num_hexa & max ) ? 1 : 0;
433 max >>=1;
434 }
435
436 LCD_RS_ = 0;
437 LCD_D7 = num_bit[7];
438 LCD_D6 = num_bit[6];
439 LCD_D5 = num_bit[5];
440 LCD_D4 = num_bit[4];
441
442 LCD_E = 1;
443 x = contMicroSec + 50;
444 while (contMicroSec < x){}
445 LCD_E = 0;
446 x = contMicroSec + 50;
447 while (contMicroSec < x){}
448
449 LCD_D7 = num_bit[3];
450 LCD_D6 = num_bit[2];
451 LCD_D5 = num_bit[1];
452 LCD_D4 = num_bit[0];
453
454 LCD_E = 1;
455 x = contMicroSec + 50;
456 while (contMicroSec < x){}
457 LCD_E = 0;
458 x = contMicroSec + 50;
459 while (contMicroSec < x){}
460
461 LCD_Flag = 0;
462
463 vTaskDelete( NULL );
464 }
465
466 // _____ LCD_WRITE _____
467 void LCD_write ( void *pvParameters ){
468
469 char character;
470 char num_bit[8]={0,0,0,0,0,0,0,0};
471 char *string_recebida = NULL;
472 int max = 128;
473 int i=0;
474 int x = 0;
475
476 string_recebida = (char *)pvParameters;
477 character = *string_recebida;
478 LCD_RS_ = 1;
479
480 while( character != '\0' ){
481 max = 128;
482 for( i = 7 ; i >=0 ; i--){
483 num_bit [i] = (character & max ) ? 1 : 0;
484 max >>=1;
485 }
486
487 LCD_D7 = num_bit[7];
488 LCD_D6 = num_bit[6];
489 LCD_D5 = num_bit[5];
490 LCD_D4 = num_bit[4];
491
492 LCD_E = 1;
493 x = contMicroSec + 50;
494 while (contMicroSec < x){}
495 LCD_E = 0;
496 x = contMicroSec + 50;
497 while (contMicroSec < x){}
498
499 LCD_D7 = num_bit[3];
500 LCD_D6 = num_bit[2];
501 LCD_D5 = num_bit[1];
502 LCD_D4 = num_bit[0];

```



```

503
504 LCD_E = 1;
505 x = contMicroSec + 50;
506 while (contMicroSec < x){}
507 LCD_E = 0;
508 x = contMicroSec + 50;
509 while (contMicroSec < x){}
510
511 string_recebida++;
512 character = *string_recebida;
513 }
514
515 LCD_Flag = 0;
516
517 vTaskDelete( NULL );
518 }
519
520 // _____ TESTE DE BANCADA _____
521 void geraOndaTeste(void *pvParameters){
522     double baseTempo = 0;
523     double saidaSeno = 0;
524
525     DAC_Init();
526
527     for(;;){
528         saidaSeno = sin(baseTempo)*400;
529         DA.DADR1 = (int)saidaSeno+500;
530         baseTempo = baseTempo + CONST;
531         vTaskDelay( 10 / portTICK_RATE_MS );
532     }
533
534     vTaskDelete( NULL );
535 }
536
537 void DAC_Init(){
538     PORT0.DDR.BIT.B5 = 1;
539     PORT0.ICR.BIT.B5 = 0;
540     SYSTEM.MSTPCRA.BIT.MSTPA19 = 0;
541     DA.DADR1 = 0;
542     DA.DACR.BYTE = 0x9F;
543 }
544
545 // _____ BUZZER _____
546 void buzzer_task( void *pvParameters )
547 {
548     char string[] = "String";
549     char command;
550
551     // setando a porta para o buzzer (alarme)
552     PORT5.DDR.BIT.B1 = 1;
553     PORT5.DR.BIT.B1 = 0;
554
555     for(;;)
556     {
557         while (T_BUZZER == 0){}
558
559         if( flagCalibracao == 2 ){
560             if (strcmp(string,"apertar + ") != 0)
561             {
562                 command = 0xC0;
563                 LCD_Flag = 1;
564                 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1, &
                    handleLCD_command );
565                 while (LCD_Flag == 1){}
566
567                 strcpy( string,"apertar + ");
568                 LCD_Flag = 1;
569                 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1, &
                    handleLCD_write );
570                 while (LCD_Flag == 1){}
571                 PORT5.DR.BIT.B1 = 1;
572             }
573
574             else if ( flagCalibracao == 1 )
575             {
576                 if ( strcmp(string,"soltar + ") != 0 )
577                 {

```

```

578 command = 0x01; //limpa o LCD
579 LCD_Flag = 1;
580 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1, &
handleLCD_command );
581 while (LCD_Flag == 1){
582
583 command = 0xC0;
584 LCD_Flag = 1;
585 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1, &
handleLCD_command );
586 while (LCD_Flag == 1){
587
588 strcpy( string, "soltar + ");
589 LCD_Flag = 1;
590 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1, &
handleLCD_write );
591 while (LCD_Flag == 1){
592 PORT5.DR.BIT.B1 = 1;
593 }
594 }
595 else if ( flagCalibracao == 0 )
596 {
597 if ( strcmp(string,"pos correta ") != 0 )
598 {
599
600 command = 0xC0;
601 LCD_Flag = 1;
602 xTaskCreate( LCD_command, "Envia comando para o LCD", 125, (void *)&command, 1, &
handleLCD_command );
603 while (LCD_Flag == 1){
604
605 strcpy( string, "pos correta ");
606 LCD_Flag = 1;
607 xTaskCreate( LCD_write, "Envia caracter para o LCD", 125, (void *)string, 1, &
handleLCD_write );
608 while (LCD_Flag == 1){
609 PORT5.DR.BIT.B1 = 0;
610 }
611 }
612 vTaskDelay( 10/ portTICK_RATE_MS );
613 }
614 vTaskDelete( NULL );
615 }
616
617 // _____ ELETROESTIMULAÇÃO _____
618
619 void eletroestimulacao(void *pvParameters){
620
621 int aux = 0;
622 int aux2 = 0;
623
624 DAC_Init();
625
626 DA.DADR1 = 0;
627 xTaskCreate( modulador, "modulador de pulsos", 125, NULL, 1, NULL );
628
629 for(;;){
630 while (T_ELETRO == 0){
631
632 while (bloqueio == 1){
633 aux = contMicroSec;
634 aux2 = aux+100;
635 while(contMicroSec <= aux2)
636
637 DA.DADR1 = amplitude;
638 aux = contMicroSec;
639 aux2 = aux+900;
640 while(contMicroSec <= aux2)
641
642 DA.DADR1 = 0;
643 }
644 }
645
646 void modulador(void *pvParameters){
647
648 for(;;){
649 while (T_ELETRO == 0){

```

```

650 bloqueio = 0;
651 vTaskDelay( 2/ portTICK_RATE_MS );
652 bloqueio = 1;
653 vTaskDelay( 16/ portTICK_RATE_MS );
654 }
655 }
656
657 // _____ AQUISIÇÃO DO SINAL _____
658
659 void ADC_Init(void) {
660
661 SYSTEM.MSTPCRA.BIT.MSTPA17 = 0; // seleciona a resolução do conversor -> 12 bits
662 S12AD.ADCSR.BYTE = 0x0C; // habilita o software trigger, o clock para PCLK, interrupção de
A/D é
desabilitada e single-cycle scan mode é selecionado
663 S12AD.ADANS.WORD = 0x02; // canal 1 (AN1) é selecionado
664 S12AD.ADCER.BIT.ACE = 1; // automatic clearing of ADDRn
665 S12AD.ADCER.BIT.ADRFMT = 0; // alinhamento para direita
666 S12AD.ADSTRGR.BIT.ADSTRS = 0x00; // software trigger
667 S12AD.ADCSR.BIT.ADCS = 1; // continuous scan mode é selecionado
668 S12AD.ADCSR.BIT.ADST = 1; // conversor é iniciado
669
670 }
671
672 void analisadorFrequenciaResp ( void *pvParameters ){
673 int cont = 0;
674 int num_ciclos_ant = 0;
675 int flag = 0;
676 int frq[3];
677 int i = 0;
678
679 for(;;){
680
681 while (T_AQUI == 0){}
682
683 if (flag == 0)
684 num_ciclos_ant = num_ciclos;
685
686 if( cont < 60 )
687 {
688 flag = 1;
689
690 }
691 else
692 {
693 freqResp = num_ciclos - num_ciclos_ant;
694 cont = 0;
695 flag = 0;
696 vPrintStringAndNumber( "Frequencia respiratória agora: ", freqResp );
697 if ( i < 3)
698 {
699 frq[i] = freqResp;
700 i++;
701 }
702 else
703 {
704 i = 0;
705 vTaskSuspendAll();
706 freqMedia = (int)((frq[0]+frq[1]+frq[2])/3);
707 xTaskResumeAll();
708 //vPrintStringAndNumber( "Frequencia respiratória media: ", freqMedia );
709 printf("frequencia media em float: %.2f",freqMedia);
710
711 }
712 }
713 vTaskDelay( 1000 / portTICK_RATE_MS );
714 cont++;
715 }
716
717 vTaskDelete( NULL );
718 }
719
720 void bloqueiaSA( void *pvParameters ){
721 bloqueioSA = 1;
722 bloqueioSD = 0;
723 vTaskDelete( NULL );
724 }

```

```

725
726 void bloqueiaSD( void *pvParameters ){
727     bloqueioSD = 1;
728     bloqueioSA = 0;
729     vTaskDelete( NULL );
730 }
731
732 void sincronizacao( void *pvParameters ){
733
734     int tempo_est = 0;
735     // INS
736     PORT2.DDR.BIT.B3 = 1;
737     PORT2.DR.BIT.B3 = 0;
738
739     // EXP
740     PORT2.DDR.BIT.B1 = 1;
741     PORT2.DR.BIT.B1 = 0;
742
743     xTaskCreate( analisadorFrequenciaResp, "Analisa continuamente a frequencia respiratória",
125, NULL, 1,
NULL );
744
745     for(;;){
746
747         while (T_AQUI == 0){}
748
749         if ( (flagEAbdominal == ATIVO) && (bloqueioSA == 0) ){
750             //abdominal
751             T_ELETRO = 1;
752             PORT2.DR.BIT.B3 = 0;
753             PORT2.DR.BIT.B1 = 1;
754             periodo = ((int)60/freqMedia)*1000;
755             xTaskCreate( bloqueiaSA, "bloqueia a estimulação abdominal", 125, NULL, 1, NULL );
756             vTaskDelay( 20 / portTICK_RATE_MS );
757             PORT2.DR.BIT.B1 = 0;
758
759         }
760         else if ( (flagEDiafragmatica == ATIVO) && (bloqueioSD == 0) )
761         {
762             //diafragmatica
763             T_ELETRO = 1;
764             num_ciclos++;
765             PORT2.DR.BIT.B1 = 0;
766             PORT2.DR.BIT.B3 = 1;
767             periodo = ((int)60/freqMedia)*1000;
768             xTaskCreate( bloqueiaSD, "bloqueia a estimulação diafragmática", 125, NULL, 1, NULL );
769             vTaskDelay( 20 / portTICK_RATE_MS );
770             PORT2.DR.BIT.B3 = 0;
771         }
772         else
773         {
774             PORT2.DR.BIT.B1 = 0;
775             PORT2.DR.BIT.B3 = 0;
776         }
777
778         vTaskDelay( 10 / portTICK_RATE_MS );
779         if ( T_ELETRO == 1 && tempo_est < 20 )
780             tempo_est++;
781         if ( T_ELETRO == 0 )
782             tempo_est = 0;
783         if ( tempo_est >= 20 )
784             T_ELETRO = 0;
785     }
786
787     vTaskDelete( NULL );
788 }
789
790 void aquisicao_sinc( void *parameter ){
791
792     unsigned short ADC_out = 0;
793
794     int linha;
795
796     double somY = 0;
797     double somY2 = 0;
798     double somX = 0;
799     double somX2 = 0;

```

```

800 double somXY = 0;
801 double n=0;
802 double rPearsonNum = 0;
803 double rPearsonDen = 0;
804 double rPearson = 0;
805 double aux = 0;
806 double b = 0;
807
808 // Inicialização do sistema estimulação sincronizada
809 xTaskCreate( sincronizacao, "Task de estimulação sincronizada", 225, NULL, 1, NULL );
810
811 // populando o vetor da variável independente X
812 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
813 {
814 n++;
815 amostra[linha][0] = linha+1;
816 }
817
818 //somatório de Xi
819 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
820 {
821 somX = amostra[linha][0]+somX;
822 }
823
824 //somatório de Xi^2
825 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
826 {
827 somX2 = (amostra[linha][0]*amostra[linha][0])+ somX2;
828 }
829
830 ADC_Init();
831
832 for( ;; ){
833
834 while (T_AQUI == 0){}
835
836 somY = 0;
837 somY2 = 0;
838 somXY = 0;
839
840 // populando a matriz de amostragem para processamento do sinal (Yi)
841 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
842 {
843 ADC_out = S12AD.ADDRB & 0X0FFF;
844 amostra[linha][1] = ADC_out; ;
845 vTaskDelay( 1/ portTICK_RATE_MS );
846 }
847
848 //somatório de Yi
849 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
850 {
851 somY = amostra[linha][1]+somY;
852 }
853
854 //somatório de Yi^2
855 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
856 {
857 somY2 = (amostra[linha][1]*amostra[linha][1])+somY2;
858 }
859
860 //somatório de Xi*Yi
861 for(linha = 0; linha < amostraL ;linha++)
862 {
863 somXY = (amostra[linha][0]*amostra[linha][1])+somXY;
864 }
865
866 // Cálculo do coeficiente de Person (correlação linear)
867 rPearsonNum = (n*somXY)-(somX*somY);
868 aux = ((n*somX2)-(somX*somX))*((n*somY2)-(somY*somY));
869 rPearsonDen = sqrt(aux);
870 rPearson = rPearsonNum /rPearsonDen;
871
872 // Cálculo do parâmetro b da equação da reta Y = bX + a, que vai dar o coeficiente angular
da reta
873 b = ((n*somXY)-(somX*somY))/((n*somX2)-(somX*somX));
874
875

```

```

876 // definição da porcentagem de correlação linear aceitável
877 if(rPearson <= (-0.7)&& b<(-0.5))
878 {
879   flagEAbdominal = ATIVO;
880   flagEDiafragmatica = INATIVO;
881 }
882 }
883 else if (rPearson >= 0.7 && b>0.5)
884 {
885   flagEDiafragmatica = ATIVO;
886   flagEAbdominal = INATIVO;
887 }
888 else
889 {
890   flagEDiafragmatica = INATIVO;
891   flagEAbdominal = INATIVO;
892 }
893 }
894 // sensor de regulagem da cinta
895 if (ADC_out < 500)
896 {
897   flagCalibracao = 2;
898 }
899 else if (ADC_out > 3890)
900 {
901   flagCalibracao = 1;
902 }
903 else
904 {
905   flagCalibracao = 0;
906 }
907 }
908 vTaskDelete( NULL );
909 }
910
911 // _____OUTRAS FUNÇÕES (DO SISTEMA) _____
912
913 void vApplicationMallocFailedHook( void )
914 {
915   /* This function will only be called if an API call to create a task, queue
916   or semaphore fails because there is too little heap RAM remaining. */
917   vPrintString("fail in create task\n");
918   for( ;; );
919 }
920 /*-----*/
921 void vApplicationStackOverflowHook( xTaskHandle *pxTask, signed char *pcTaskName )
922 {
923   /* This function will only be called if a task overflows its stack. Note
924   that stack overflow checking does slow down the context switch
925   implementation. */
926   vPrintString("StackOverflowHook\n");
927 }
928 for( ;; );
929 }

```

## ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP DA UTFPR

UNIVERSIDADE  
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



### PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

#### DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

**Título da Pesquisa:** EXTRAÇÃO DE SINAIS RESPIRATÓRIOS PARA SINCRONIZAÇÃO AUTOMÁTICA DA ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA DIAFRAGMÁTICA E ABDOMINAL COM A RESPIRAÇÃO DO PACIENTE

**Pesquisador:** Taisa Daiana da Costa

**Área Temática:**

**Versão:** 1

**CAAE:** 38320414.2.0000.5547

**Instituição Proponente:** UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANA

**Patrocinador Principal:** Financiamento Próprio

#### DADOS DO PARECER

**Número do Parecer:** 871.679

**Data da Relatoria:** 12/11/2014

#### Apresentação do Projeto:

Esta pesquisa se trata de um teste do funcionamento de uma faixa elástica com sensor resistivo, que capta sinais respiratórios por meio da expansão torácica. Essa cinta tem o objetivo de extrair sinais de inspiração e expiração.

Desta forma o teste será constituído das seguintes etapas: posicionamento da cinta na região abdominal do sujeito de pesquisa e depois análise do sinal obtido

#### Objetivo da Pesquisa:

Validação do sistema de sincronização através de testes com seres humanos

#### Avaliação dos Riscos e Benefícios:

De acordo com o pesquisador:

#### Riscos:

A cinta pode causar desconforto (dependendo do grau de sensibilidade da pele) além de vermelhidão passageira, alteração da pressão pulmonar, arterial e sobre a caixa torácica.

#### Benefícios:

Esta pesquisa não tem um benefício direto para o sujeito de pesquisa, porém, com a confirmação

**Endereço:** SETE DE SETEMBRO 3165

**Bairro:** CENTRO

**CEP:** 80.230-901

**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3310-4943

**E-mail:** coep@utfpr.edu.br

Continuação do Parecer: 871.879

da eficiência do sistema de sincronização criado espera-se que futuramente, por meio deste projeto, surja um produto de extrema utilidade para pessoas com lesão medular que possuem insuficiência respiratória.

**Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:**

A pesquisa proposta é considerada relevante para a área de saúde.

A metodologia apresentada está bem elaborada e atende aos critérios da resolução 196/96.

Considera-se que os riscos para a realização da pesquisa estão dentro dos limites aceitáveis.

**Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:**

A pesquisa atende aos requisitos da RESOLUÇÃO nº 466/12, do CONEP.

**Recomendações:**

não há

**Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:**

Não há pendências.

**Situação do Parecer:**

Aprovado

**Necessita Apreciação da CONEP:**

Não

**Considerações Finais a critério do CEP:**

Lembramos aos senhores pesquisadores que, no cumprimento da Resolução 466/12, o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo.

Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-UTFPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

**Endereço:** SETE DE SETEMBRO 3165

**Bairro:** CENTRO

**CEP:** 80.230-901

**UF:** PR **Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3310-4943

**E-mail:** coep@utfpr.edu.br



UNIVERSIDADE  
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



Continuação do Parecer: 871.879

CURITIBA, 13 de Novembro de 2014

---

Assinado por:  
Frieda Saicla Barros  
(Coordenador)

**Endereço:** SETE DE SETEMBRO 3165

**Bairro:** CENTRO

**CEP:** 80.230-901

**UF:** PR

**Município:** CURITIBA

**Telefone:** (41)3310-4943

**E-mail:** [coep@utfpr.edu.br](mailto:coep@utfpr.edu.br)