

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA

**REDUÇÃO DE ARTEFATOS PROVOCADOS PELO MOVIMENTO
RESPIRATÓRIO DURANTE CAPTURA DE IMAGENS OBTIDAS
ATRAVÉS DA TÉCNICA PET CT ASSOCIADA A CONVERSÃO DA
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA EM SINAL
ELETROCARDIOGRÁFICO.**

WELDER SOUZA DA SILVA

ORIENTADOR: Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

BRASÍLIA/DF: 08 – 2012

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA

FGA - FACULDADE GAMA

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
BIOMÉDICA**

**REDUÇÃO DE ARTEFATOS PROVOCADOS PELO MOVIMENTO
RESPIRATÓRIO DURANTE CAPTURA DE IMAGENS OBTIDAS
ATRAVÉS DA TÉCNICA PET CT ASSOCIADA A CONVERSÃO DA
FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA EM SINAL
ELETROCARDIOGRÁFICO.**

WELDER SOUZA DA SILVA

**DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA
BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA COMO PARTE DOS REQUISITOS
NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE.**

APROVADA POR:

Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues
(Orientador)

Prof. Dr. Marcelino Monteiro de Andrade
(Examinador Interno)

Prof. Dr. Sérgio Luiz Garavelli
(Examinador Externo)

BRASÍLIA/DF, 29/08/2012.

BRASÍLIA/DF, 29 DE AGOSTO DE 2012.

FICHA CATALOGRÁFICA

SILVA, WELDER SOUZA

Redução de Artefatos Provocados pelo Movimento Respiratório Durante Captura de Imagens Obtidas Através da Técnica PET CT Associada a Conversão da Frequência Respiratória em Sinal Eletrocardiográfico, [Distrito Federal] 2012.

xi, 68 p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2012).
Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

- | | |
|------------------------------------|---------------------|
| 1. PET-CT | 2. Sincronismo |
| 3. Processamento Digital de Sinais | 4. Câncer de Pulmão |
| I. FGA UnB Gama/ UnB. | II. Título (série) |

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

SILVA, W. S. (2012). Redução de Artefatos Provocados pelo Movimento Respiratório Durante Captura de Imagens Obtidas Através da Técnica PET CT Associada a Conversão da Frequência Respiratória em Sinal Eletrocardiográfico. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 002/2012, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 68 p.

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: WELDER SOUZA DA SILVA.

TÍTULO: Redução de Artefatos Provocados pelo Movimento Respiratório Durante Captura de Imagens Obtidas Através da Técnica PET CT Associada a Conversão da Frequência Respiratória em Sinal Eletrocardiográfico.

GRAU: Mestre

ANO: 2012

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

Welder Souza da Silva

Quadra 50 Chácara 25B Setor Leste Gama.

72440-512. Brasília, DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

À minha esposa, por ter permanecido ao meu lado, me incentivando a percorrer este caminho, por compartilhar angústias e dúvidas estendendo sua mão amiga em momentos difíceis.

AGRADECIMENTOS

Ao Ser Supremo, pela vida e a possibilidade de empreender esse caminho evolutivo, por propiciar tantas oportunidades de estudos e por colocar em meu caminho pessoas amigas e preciosas.

A MINHA FAMÍLIA, especialmente ao meu IRMÃO e companheiro de longas discussões sobre tecnologia embarcada e sistemas dedicados. Aos meus SOGROS e cunhados que se mantiveram incansáveis em suas manifestações de apoio e carinho.

A MINHA MÃE....

AOS AMIGOS do trabalho que compartilharam comigo esses momentos de aprendizado, especialmente ao Dr. Georges pela revisão crítica e as palavras de apoio.

Ao meu ORIENTADOR, por todos os momentos de paciência, compreensão e competência.

Aos PROFESSORES Dr. Sérgio, do Departamento de Física da Universidade Católica de Brasília, Dr. Marcelino e Dr. Cristiano do Departamento de Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, pelo aconselhamento e colaboração na revisão deste trabalho.

Ao DIRETOR da clínica de imagens médicas, por permitir acesso aos equipamentos e aos profissionais competentes, que me auxiliaram e apoiaram durante a execução deste trabalho.

AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO DA UNB, representado pela Prof^a. Dr^a. Lourdes Brasil, pelos momentos partilhados, sem esmorecimento e a todos os professores que fizeram parte desse caminhar.

Enfim, a todos aqueles que de uma maneira ou de outra contribuíram para que este percurso pudesse ser concluído.

RESUMO

REDUÇÃO DE ARTEFATOS PROVOCADOS PELO MOVIMENTO RESPIRATÓRIO DURANTE CAPTURA DE IMAGENS OBTIDAS ATRAVÉS DA TÉCNICA PET CT ASSOCIADA A CONVERSÃO DA FREQUÊNCIA RESPIRATÓRIA EM SINAL ELETROCARDIOGRÁFICO.

Autor: Welder Souza da Silva

Orientador: Prof. Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues

**Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica – Dissertação de Mestrado
Brasília, 29 de Agosto de 2012.**

A tecnologia de PET-CT representa um grande avanço para a medicina nuclear, pois permite a detecção de alterações funcionais, metabólicas e bioquímicas em órgãos ou tecidos, mesmo antes que as alterações anatômicas se manifestem no paciente, no entanto a busca por informações a cerca de um possível câncer nos pulmões apresenta desafios significativos para esta tecnologia devido ao tempo necessário para captação das imagens e o movimento dinâmico associado aos processos fisiológicos de auto preservação do indivíduo, como a respiração e os batimentos cardíacos. O presente trabalho tem a finalidade de desenvolver e implementar uma tecnologia complementar no estudo de casos cancerígenos, envolvendo o aparelho respiratório, podendo ser aplicada em clínicas de medicina nuclear nos estudos do metabolismo pulmonar, através de investigação por intermédio da administração de radiofármacos e análise de radiação por PET (*Positron Emission Tomography*). Para este intento foi associado um sinal de controle, emitido por um transdutor de fluxo que utiliza os princípios de medição da variação térmica da massa de ar a partir da alteração resistiva de sensores térmicos no padrão NTC (*Negative Temperature Coefficient*), ao sincronismo entre o ciclo respiratório, do paciente a ser avaliado, e a captura de imagens geradas por uma Gama Câmara. Neste projeto foram desenvolvidos alguns modelos de condicionamento dos sinais utilizados nos estágios de entrada e saída do circuito eletrônico proposto, sendo estes amplamente testados na plataforma virtual do simulador digital, PROTEUS. O caráter de ineditismo deste projeto tem como base a possibilidade de sincronizar o sinal de respiração a partir do módulo de ECG, o que pode gerar grande economia para as instituições de saúde que não dispõem de recursos financeiros para aquisição do módulo de respiração dedicado fornecido como optativo pela indústria de fabricação dos equipamentos PET-CT. Outro aspecto relevante do protótipo sugerido é a possibilidade de sincronismo em uma ampla faixa de leitura do ciclo respiratório, tornando possível uma visualização seletiva da posição relativa do alvo marcado, podendo assim, melhorar o fator de SUV – *Standard Uptake Value*.

PALAVRAS-CHAVE: sensores, termistores, microprocessador, medicina nuclear, câncer de pulmão, sincronismo, ciclo respiratório, ECG, PET/CT.

ABSTRACT

REDUCTION OF ARTIFACTS CAUSED BY RESPIRATORY MOVEMENT DURING CAPTURE IMAGES OBTAINED THROUGH THE TECHNIQUE PET CT ASSOCIATED WITH RESPIRATORY FREQUENCY CONVERSION IN ELECTROCARDIOGRAPHIC SIGNAL

Author: Welder Souza da Silva

Supervisor: Dr. Araken dos Santos Werneck Rodrigues

**Post-Graduation Program in Biomedical Engineering –Masters Dissertation
Brasília, 29 August 2012.**

The PET-CT technology represents a major breakthrough for nuclear medicine, since it allows the detection of functional abnormalities, metabolic and biochemical changes in organs or tissues, even before anatomical changes become manifest in the patient, however the search for information about a possible lung cancer presents significant challenges for this technology due to the time required to capture the images and the dynamic movement associated with the physiological processes of self-preservation of the individual, such as breathing and heartbeat. The present study aims to develop and implement a complementary technology to study cancer cases involving the respiratory system and can be applied in clinical nuclear medicine in studies of lung metabolism through investigation by means of the administration of radiopharmaceuticals and analysis radiation by PET (Positron Emission Tomography). For this purpose we associate a control signal issued by a flow transducer which utilizes the principles of measuring the thermal variation of the air mass from the resistive change in the pattern of thermal sensors NTC (Negative Temperature Coefficient), the synchronism between cycle respiratory the patient being evaluated, and capturing images generated by a gamma camera. In this design have been developed models of conditioning of signals used in the input and output stages of the proposed electronic circuit, the latter being extensively tested in the virtual platform of the simulator digital PROTEUS. The character of this unprecedented project is based on the possibility of synchronizing the respiration signal from the ECG module, which can generate big savings for healthcare institutions that lack the financial resources to purchase the module supplied as breathing dedicated by optional equipment manufacturing industry PET - CT. Another relevant aspect of the prototype is suggested the possibility of timing over a wide range of reading the respiratory cycle, making it possible to selectively display the relative position of the target marked and can thus improve factor SUV - Standard Uptake Value.

Key-words: sensors, thermistors, microprocessor, nuclear medicine, lung cancer, timing, breath, ECG, PET/CT.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA.....	1
1.2	AQUISIÇÃO DE IMAGENS E OS DESAFIOS DO VOLUME PARCIAL	2
1.3	OBJETIVOS.....	5
1.3.1	Objetivo geral	5
1.3.2	Objetivos específicos.....	5
1.4	REVISÃO DA LITERATURA.....	6
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	8
2.1	SISTEMA PET	8
2.1.1	Sistema PET-CT.....	9
2.1.2	Planejamento de RTP no tratamento do cancer de pulmão.....	10
2.1.3	Importância do sincronismo em imagens de PET-CT.....	11
2.2	ESTUDO DOS FLUIDOS	14
2.3	INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA	14
2.4	PROCESSAMENTO DE DADOS	15
2.4.1	Processadores	15
3	METODOLOGIA	17
3.1	DESENVOLVIMENTO DO TRANSDUTOR.....	17
3.2	ALGORITMO COMPUTACIONAL.....	21
3.3	PROTOCOLO EXPERIMENTAL	23
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	26
4.1	RESPOSTA DO ALGORITMO COMPUTACIONAL	29
4.2	DELIMITAÇÃO DO ESTUDO	33
4.3	RESPOSTA DO ALGORITMO PARA REDUÇÃO DE ARTEFATOS.....	34
4.4	ANÁLISE COMPLEMENTAR.....	37
5	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	39
5.1	TRABALHOS FUTUROS	41
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	42
	APÊNDICES.....	48
	ANEXOS.....	59

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Imagens de PET e CT de reconstrução em corte axial (SERGIO, 2007)	3
Figura 2: Aniquilação de um pósitron (SILVA, 2008)	8
Figura 3: Protocolo padrão de um PET-CT (SILVA, 2008)	10
Figura 4: Imagem de PET vista frontal - Tórax (P H JARRITT, 2005)	11
Figura 5: Planejamento de volume alvo (P H JARRITT, 2005)	13
Figura 6: Representação de um Amplificador Operacional	15
Figura 7: Ponte de <i>Weatstone</i>	17
Figura 8: Tubo de referência	17
Figura 9: Representação qualitativa do fluxo de ar interno ao tubo	18
Figura 10: Disposição dos termistores no tubo de referência	19
Figura 11: Nova disposição dos termistores no tubo de referência	20
Figura 12: Representação teórica do amplificador de instrumentações	21
Figura 13: Diagrama de fluxo do algoritmo computacional	22
Figura 14: Sistema para simulação do ciclo respiratório	23
Figura 15: Montagem do sistema de simulação do ciclo respiratório	24
Figura 16: Curva pletismografica do ciclo respiratório	25
Figura 17: Sinal de ECG típico	28
Figura 18: Ruído (Exemplo Flicker)	28
Figura 19: Sinal de respiração isento de filtragem (MATLAB)	30
Figura 20: Sinal de respiração após primeiro estágio de filtro FIR (MATLAB)	30
Figura 21: Sincronismo do ciclo respiratório 0% (MATLAB)	31
Figura 22: Sincronismo do ciclo respiratório 50% (MATLAB)	31
Figura 23: Fonte pontual em repouso	35
Figura 24: Comparação entre fonte em movimento e a fonte pontual em repouso	35
Figura 25: Comparação entre fonte em movimento e a fonte pontual em repouso	36
Figura 26: Reconstrução da imagem a partir do mapa de registros	36

LISTA DE SÍMBOLOS, NOMENCLATURAS E ABREVIACÕES

^{18}F - Flúor-18

ACD - Annihilation Coincidence Detection

ARDUINO - Plataforma de hardware livre projetada com microcontrolador ATMEL

C++ - Linguagem de programação para computadores

cm - Centímetro

CPNPC - Câncer de Pulmão Não Pequenas Células

CT - Computed Tomography

FDG - Fluorodeoxyglucose0(^{18}F)

FDG/PET - é uma técnica de cintilografia que fornece informações tridimensionais sobre a taxa de glicose no metabolismo do corpo

FOV - Field of View

GE - General Electric

HU - Hounsfield unit

INCA - Instituto Nacional do Câncer

LOR - Line of Responce

LSO - Lutetium Oxyorthosilicate

MATLAB - MATrixLABoratory

μCi – Micro Curie

ml - Mililitro

NEMA - National Electrical Manufacturers Association

NTC - Coeficiente de Temperatura Negativo

OLS - Ordinary Least Squares

PACS - Picture Archiving and Communication System

PET - Positron Emission Tomography

PET-CT –trata-se de um equipamento que une os recursos da Medicina Nuclear aos da Radiologia. O equipamento sobrepõe as imagens metabólicas (PET) às imagens anatômicas (CT), produzindo assim um terceiro tipo de imagem.

Phisionet - Free access via the web to large collections of recorded physiologic signals and related open-source software.

PHS - Patient Handling System

PIC - Programmable Interface Controller

PLS - Partial Least Squares

PTC - Coeficiente de Temperatura Positivo

RM - Ressonância Magnética

ROI - Region of interest

RTP –Radioterapia

SNR- Signal-to-noise Ratio

SUV - Standardized Uptake Value

UFSC - Universidade Federal de Santa Catarina

UTL – Universidade Técnica de Lisboa

VOI - Volume of Interest

1 INTRODUÇÃO

1.1 CONTEXTUALIZAÇÃO E FORMULAÇÃO DO PROBLEMA

Em situações relacionadas a medições de grandezas físicas com aplicações comerciais, buscam-se soluções de elevada qualidade utilizando para isso os mais variados dispositivos e métodos para detecção de grandezas em processos (STEMPNIAK, 2005), como exemplo citam-se os emissores de sinal e sensores como dispositivos amplamente empregados para este fim. Assim, para a detecção em processos altamente complexos, nos quais são exigidos rapidez, precisão e viabilidade de funcionamento, as empresas necessitam de um sistema completamente adaptado as aplicações industriais.

Na área da saúde não poderia ser diferente, haja vista o fato de que vidas humanas passam a ser o foco principal para as discussões clínicas, cujo embasamento técnico perpassa desde conhecimentos teóricos acerca de patologias médicas, utilizando técnicas propedêuticas, até o diagnóstico clínico obtido a partir da leitura de exames promovidos por equipamentos médico-hospitalares, que por sua vez possuem algum dispositivo tecnológico para leitura de grandezas físicas (BUTTON, 2002).

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um projeto eletrônico capaz de sincronizar o sinal respiratório, de pacientes com indicação ou suspeita de câncer na região torácica, com um equipamento de diagnóstico capaz de projetar imagens da região atingida pela doença a partir do mapeamento da radiação emitida por um rádiofarmaco injetado no indivíduo submetido ao exame.

Os estudos clínicos de KLAUS (2006) apontam grande relevância nos resultados obtidos a partir do uso da sincronização do sinal de respiração com os exames realizados com a Gama Câmara durante a busca de possíveis casos de câncer no sistema respiratório.

Outros estudos (BOUCHER *et al.*, 2004) relatam a redução de artefatos na geração de imagens, através do emprego deste método de investigação médica.

Esta tecnologia não está facilmente disponível para o mercado consumidor, a saber, as clínicas de oncologia e institutos de medicina nuclear; os fabricantes e empresas associados na produção de tomógrafos e dispositivos agregados ao setor de radiologia praticam uma política predatória na venda dos equipamentos (BUTTON, 2012) que se propõem a sincronizar o sinal da respiração com os equipamentos de diagnóstico como a Gama Câmara. Como implementar uma tecnologia a ser empregada na análise de sistemas fisiológicos? Seria possível baratear os custos sem o comprometimento da qualidade? O mercado apresenta soluções compatíveis com o avanço do conhecimento teórico, obtido nas instituições de pesquisa e ensino superior? Estes questionamentos encontram relevância na medida em que o desenvolvimento científico apresenta respostas e soluções para problemas relacionados a vida humana e tornam-se essenciais para a construção de uma conscientização técnico-social, na produção de tecnologia mais acessível e confiável para o mercado consumidor. Questões como estas podem ser avaliadas sob a luz do presente trabalho.

1.2 AQUISIÇÃO DE IMAGENS E OS DESAFIOS DO VOLUME PARCIAL

No tórax e abdômen, pode haver considerável movimento dos órgãos internos e estrutura, em resposta ao movimento cardíaco e respiratório (COSTA, 1999). Um tumor presente nesta região e identificado por um marcador radioativo, muito utilizado nos exames de diagnóstico por imagem, também se moverá, principalmente durante o ciclo da respiração, como apontam os estudos de NEHMEH (2002).

O tempo necessário para uma imagem de volume dos pulmões em um scanner de CT – *Computed Tomography* moderno é da ordem de segundos e é significativamente menor do que o ciclo da respiração. A imagem de volume, portanto, fornece uma indicação da posição dos órgãos internos em um ponto no tempo e não fornece informações sobre o potencial de movimentação do tecido anormal dos volumes durante o ciclo respiratório.

Em comparação, os dados de PET – *Positron Emission Tomography* são adquiridos de uma forma muito diferente na escala de tempo e a interpretação da imagem obtida é bem mais problemática.

Uma imagem PET é normalmente adquirida ao longo de um período de 3 a 5 minutos para cada posição da mesa, conforme demonstrado no Anexo 09e, portanto, com imagens sobre muitos ciclos de respiração. Os dados de imagem retratam uma distribuição por média de tempo, com base no período de permanência da distribuição do marcador radioativo em cada ponto da imagem.

O PET continua a ser uma resolução técnica de imagem inferior ao CT e isso compromete a detecção e quantificação da atividade dentro de pequenos volumes, normalmente com menos de 4 ml (NEHMEH, 2008).

Dessa forma, o tumor visto na CT apresenta apenas uma das posições onde ele se movimenta durante a respiração, enquanto a imagem detectada pelo PET mostra toda a área desse movimento, a Figura 1 ilustra essa diferença.

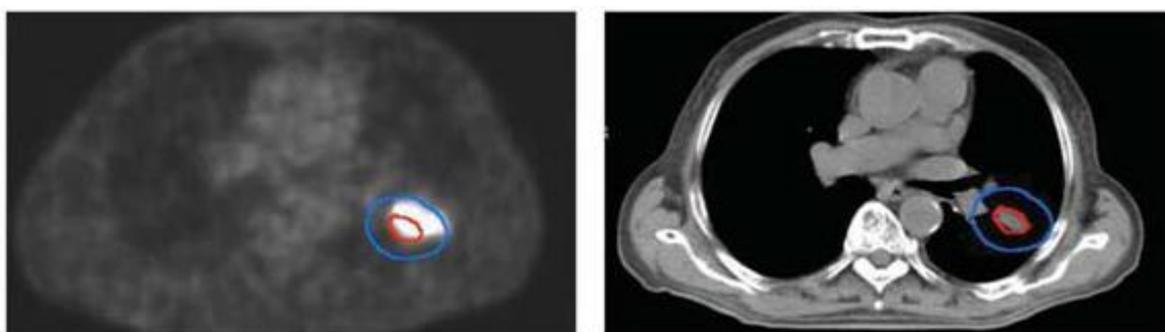


Figura1 - Imagens de PET e CT de reconstrução em corte axial (SERGIO, 2007)

Na Figura 1 são apresentadas imagens de PET e CT de simulação para um mesmo paciente, ambas feitas em mesa reta e na mesma posição, com marcação de isocentro com *laser* de forma apropriada. Pelo fato de o tumor se mover durante a respiração e o tempo de aquisição de corpo inteiro do PET, neste exemplo, ser da ordem de 30 a 45 minutos, o mesmo tumor visto pelo PET mostra imagem maior que aquela observada pelo CT.

As implicações do uso destes equipamentos frente ao movimento de toda estrutura torácica são basicamente duas. Primeiro, a diferença do tempo necessário para aquisição de imagem entre o PET e CT pode levar a perturbações no aspecto da imagem e quantificação se uma correção de atenuação incorreta for aplicada na reconstrução da imagem. Segundo,

o movimento do marcador radioativo durante a aquisição resultará em uma reconstrução da imagem com atividade de distribuição fora do alvo real, manchando a lesão e mostrando um volume maior do que realmente existe, fenômeno que é apresentado como sendo um erro de volume parcial (SERGIO, 2007).

Desta forma, o principal efeito do movimento respiratório é uma propagação da extensão do tumor detectado predominantemente no tórax e, em menor medida, em áreas abaixo do diafragma, efeito provocado pela correção de atenuação.

No entanto, desde a primeira aplicação clínica do PET em radioterapia –RTP é no câncer de pulmão que a questão do movimento respiratório tem uma predominância de desafios para identificar com precisão a determinação dos volumes funcionais e concentração de atividade dos marcadores. Em particular, o caso de PET-CT scanners apresenta desafios adicionais, pois a presença de movimentos respiratórios gera imprecisão na reconstrução de imagens, não apenas como resultado de manchar a lesão, mas também como resultado de erro de registro entre as aquisições do PET e CT (P H JARRITT, 2005). Com o uso dos scanners híbridos, os mapas do CT são também utilizados para a correção dos efeitos de atenuação nos dados do PET, uma imprecisão extra pode ser introduzida quando o conjunto de dados obtidos por CT e PET não são perfeitamente alinhados devido ao erro de volume parcial.

Isso pode comprometer as tentativas de delinear volumes de tratamento ou para quantificar a absorção da lesão. Estas questões estão sendo abordadas pela introdução de sistemas de monitoramento do movimento respiratório que permitem a segmentação da aquisição de imagens através do sincronismo entre o movimento do marcador e a aquisição (DONGFENG *et al.*, 2011), o que promove melhoria significativa na correção de atenuação dos coeficientes de precisão e de reconstrução dos volumes de atividade e concentrações das células alvo.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 OBJETIVO GERAL

Este trabalho visa o desenvolvimento de um equipamento capaz de transformar o sinal característico do ciclo respiratório em outro cuja curva pletismográfica seja reconhecida por um monitor de ECG – Eletrocardiografia, para em seguida sincronizar os pulsos gerados, com a captura de imagens do PET. Contribuindo, assim, para a melhoria das imagens que retratam a região onde se investiga o metabolismo pulmonar, após administração de radiofármaco e análise de radiação ionizante, na busca de células tumorais ou lesões importantes no aparelho respiratório.

1.3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos deste trabalho podem ser detalhados segundo dois aspectos ou áreas de interesse: Instrumentação Biomédica e Processamento de Imagens Médicas.

Quanto à Instrumentação Biomédica, este trabalho se propõe a:

- Conhecer o funcionamento e características dos módulos de sincronismo utilizados nos equipamentos de PET-CT;
- Elaborar transdutores capazes de mensurar a evolução do ciclo respiratório;
- Revisar e implementar aplicações em plataforma embarcada do tipo ARDUINO;
- Validar protótipo capaz de sincronizar o sinal de respiração durante captura de imagens PET.

Quanto ao Processamento de Imagens Médicas, este trabalho se propõe a:

- Analisar as imagens obtidas após o sincronismo do sinal de respiração;
- Analisar o padrão *Standardized Uptake Value*- SUV de captação dos alvos marcados, ou seja, o índice de hipercaptação do radiofármaco;

- Avaliar a possibilidade de diminuição das doses aplicadas aos pacientes com suspeita de câncer de pulmão;
- Propor protocolos de captura de imagens a partir das faixas de sincronismo do ciclo respiratório, selecionadas como ideais pelo corpo clínico, a partir da resolução e padrão SUV da imagem.

1.4. REVISÃO DA LITERATURA

A pesquisa da base bibliográfica utilizada neste trabalho considerou a busca por livros, teses, monografias e artigos nas seguintes fontes especializadas: PubMed, IEEE (*Institute of Electrical and Electronics Engineers*), AAPM (*The American Association of Physicists in Medicine*), NIH-PA (*Public Access - National Institutes of Health*), IFMBE (*International Federation for Medical and Biological Engineering*), IOP (*Institute of Physics*), BIR (*British Institute of Radiology*), APS (*American Physical Society*), BIJ (*Biomedical Imaging and Intervention Journal*), EJNMMI (*European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*), IH (*Informa Healthcare*), RO (*Radiation Oncology*), CBEB (Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica), SPR (Sociedade Paulista de Radiologia), SBF (Sociedade Brasileira de Física), RB (Radiologia Brasileira), UTL (Universidade Técnica de Lisboa), UFRJ (Universidade Federal do Rio de Janeiro), UFSC (Universidade Federal de Santa Catarina), POLI-USP (Escola Politécnica da USP) e PUCPR (Pontifícia Universidade Católica do Paraná).

Diferentes métodos têm sido desenvolvidos para gerenciar o problema do movimento respiratório. Estes métodos incluem sincronismo do ciclo respiratório no ponto máximo ou mínimo da curva pletismográfica em conjunto com a técnica PET-CT (NEHMEH *et al*, 2004a, 2004b, CHI LIU *et al* 2010, CB SAW *et al* 2007, WOLTHAUS *et al* 2005, ABDELNOUR *et al* 2007, DAWOOD *et al* 2007, GUCKENBERGER *et al* 2007, LU *et al* 2006, WINK *et al* 2006), a justificativa para utilização deste método é de que nos pontos de transição da curva respiratório, seja máximo ou mínimo, o movimento dos órgãos é minimizado e por este motivo a imagem terá maior probabilidade de ser reconstruída com maior definição, ou seja, mais próxima do real.

Outro método utilizado é o da inspiração profunda e manutenção por apnéia (DIBH – *DeepInspirationBreathhold*) utilizando PET-CT (KAWANO *et al* 2008, MEIRELLES *et al* 2007, NEHMEH *et al* 2007), que segue basicamente a mesma justificativa apontada no método anterior, porém com a adição de uma grande pausa no ciclo respiratório ao final da inspiração, ou seja, há uma expectativa de que o movimento das células alvo seja diminuído com maior eficiência.

Uma das estratégias mais inovadoras tem sido aquela que utiliza métodos de pós-processamento (GUORONG WU *et al* 2011, YAMAZAKI *et al* 2006) e reconstrução do movimento por sincronismo e recombinação de imagens PET (LAMARE *et al* 2007, LI *et al* 2006, QIAO *et al* 2006, 2007), pois trata a imagem a partir de algoritmos matemáticos ou modelos que simulam os movimentos dos órgãos em um fluido.

Estes estudos parecem ser bastante promissores, pois utilizam o máximo dos recursos computacionais como redes neurais e inteligência artificial, no entanto para NEHMEH (2008), seu avanço dependerá exclusivamente da criação de novos transdutores e melhoria dos modelos para que estes sejam mais realistas e capazes de simular o movimento dos elementos internos a caixa torácica, pois a mobilidade dos órgãos não segue um padrão específico, estes estão rodeados por membranas serosas lubrificadas por um fluido viscoso, o que permite a movimentação e deslizamento sobre outros elementos.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SISTEMA PET

As imagens moleculares obtidas por PET possibilitam visualizar a atividade funcional de neoplasias em relação aos tecidos normais do paciente (BUNYAVIROCH, 2006). A base de funcionamento do sistema PET tem como princípio a detecção de partículas gama, γ , provenientes da aniquilação de *pósitrons* emitidos por radionuclídeos, conforme demonstrado na Figura 2. Estes radionuclídeos representam ligações químicas entre uma molécula, capaz de participar de uma síntese metabólica, e um elemento radioativo, injetados no paciente.

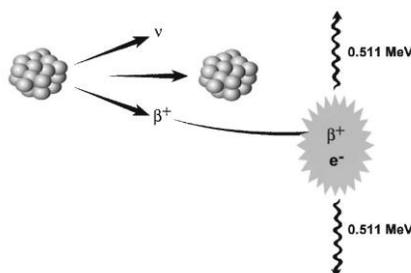


Figura2–Aniquilação de um pósitron (SILVA, 2008)

A *Fluorodeoxyglucose* - FDG, marcada com ^{18}F é amplamente utilizada em estudos PET, pois permite a identificação de lesões correspondentes a regiões de maior intensidade metabólica do material (PROLA *et al.*, 2008). O ^{18}F ligado em uma molécula de glicose é rapidamente absorvido pelas células devido ao metabolismo celular.

A elevação do valor de captação da FDG nessas células pode indicar a presença de um tumor, cabendo ao corpo clínico diferenciar situações contrárias como um aumento de concentração do FDG em células como os leucócitos, também conhecidos por glóbulos brancos, que por sua vez intervêm na defesa do organismo contra infecções, podendo gerar os chamados falsos positivos nos exames de PET. Portanto, uma grande concentração radioativa, em áreas correspondentes a lesões neoplásicas, representa significativa importância para avaliação de tumores (P H JARRITT *et al.*, 2005).

2.1.1 SISTEMA PET-CT

Modalidades de imagem anatômica, como CT e ressonância magnética - RM têm resoluções estruturais importantes além de estarem continuamente melhorando através de inovações tecnológicas. No entanto, essas modalidades de imagem dependem significativamente - embora não exclusivamente - do tamanho e forma das lesões, além de resultados indiretos, tais como a presença de edema, para diferenciar lesões benignas de doenças malignas (NOGUEIRA, 2009). Portanto, as manifestações da doença que ocorrem no nível molecular e celular, antes de se manifestarem como mudanças estruturais, muitas vezes não são detectadas através destas modalidades.

A associação do radiodifarmaco FDG com o equipamento PET resulta na modalidade FDG-PET que possui a capacidade de descrever a atividade metabólica anormal antes da ocorrência de qualquer alteração anatômica.

Isto é particularmente importante em pacientes submetidos a intervenções terapêuticas, como radioterapia e quimioterapia, após a ocorrência de mudanças estruturais, conforme apontam os estudos de PROLA (2008), pois muitas vezes ficam em segundo plano as alterações metabólicas, por um período de tempo significativo. Na verdade, apesar do tratamento adequado, algumas lesões podem não retornar ao tamanho normal ou desaparecer completamente. Imagens funcionais ou metabólicas com uso do FDG-PET complementam imagens estruturais e auxiliam no estadiamento das doenças cancerígenas.

Considerada uma grande promessa, para tornar mais preciso o estadiamento do câncer de pulmão não pequenas células - CPNPC, destaca-se a tomografia por emissão de *pósitrons* associada à CT (PET-CT), com utilização de fluordesoxiglicose (FDG). A PET-CT destaca-se por ser um método de imagem que associa a resolução de imagem da CT à capacidade de caracterização da taxa metabólica das diferentes estruturas, valendo-se da hipótese de que tecidos de formação recente, ou neoplásicos, apresentam elevada taxa de utilização da glicose quando comparados à grande parte dos tecidos saudáveis (SILVA, 2008). A combinação da PET com a CT possibilita a união, no mesmo equipamento, dos benefícios da imagem anatômica gerada pela CT com a imagem funcional gerada pela PET, conforme aponta o diagrama da Figura 3.

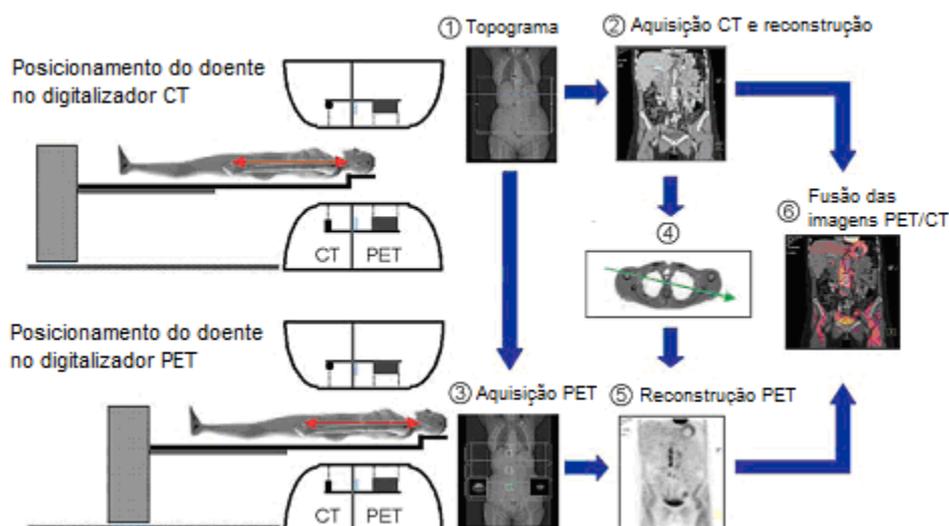


Figura 3 - Protocolo padrão de um PET-CT. (1) O doente é posicionado no digitalizador CT e é realizado otopograma. (2) É iniciado a aquisição CT e ao mesmo tempo a reconstrução do mesmo. (3) Enquanto areconstrução do CT finaliza, o doente é automaticamente posicionado no digitalizador PET iniciando-se aaquisição. (4) Assim que a reconstrução do CT estiver completa os coeficientes de correcção de atenuação são armazenados no computador. (5) No fim da aquisição PET a reconstrução total é disponibilizada. (6) Asimagens são fundidas e visualizadas (SILVA, 2008).

2.1.2 PLANEJAMENTO DE RTP NO TRATAMENTO DO CANCER DE PULMÃO

Representando uma das principais causas de morte por neoplasias no mundo ocidental, o câncer de pulmão atinge homens e mulheres de todas as raças e idades (LITTLE AG. *et al.*, 2007). No Brasil, segundo dados estatísticos do INCA será o segundo câncer mais incidente e prevalente em homens (incidência de 18/100.000) e o quarto em mulheres (incidência de 10/100.000) em 2012. Esta doença possui associação direta com o tabagismo, sendo este um dos principais fatores de risco, responsável por até 90% dos casos de câncer de pulmão em homens e cerca de 50% em mulheres (INCA, 2011). Apesar de haver um forte indício de sua diminuição progressiva nas últimas décadas, a mortalidade pelo câncer de pulmão continua elevada, caracterizada por taxas de sobrevida geral em cinco anos com variações de 5% a 16% (PROLA *et al.*, 2008). Após o diagnóstico, o câncer de pulmão deve ser estadiado da maneira mais eficiente possível, sendo esta a principal preocupação para a definição de um tratamento a ser seguido e o correto prognóstico. O estadiamento do CPNPC é feito tradicionalmente com métodos não-invasivos (radiografia convencional, ultra-sonografia, tomografia computadorizada, cintilografia), associados a métodos invasivos quando necessário.

Exames por imagem funcional como as obtidas por FDG-PET SCAN, que possui a capacidade de distinção entre o câncer e outras áreas igualmente densas, observadas na CT, mas isentas de tumor, alcançam o desejo do radioterapeuta de obter um alvo biológico a ser delimitado. Os estudos de SERGIO (2007) e PROLA (2008) mostram que o uso do FDG-PET-CT promove melhora significativa em cerca de metade dos planejamentos feitos apenas com CT e sugerem que seu uso deveria ser rotina no tratamento curativo de pacientes com CPNPC pela radioterapia.

2.1.3 IMPORTÂNCIA DO SINCRONISMO EM IMAGENS DE PET-CT

Na Figura 4 é possível identificar alguns aspectos da argumentação aqui apresentada, pois as três imagens representam algumas formas usuais e globalmente utilizadas a fim de diagnosticar e planejar o tratamento do câncer utilizando técnicas de atenuação.

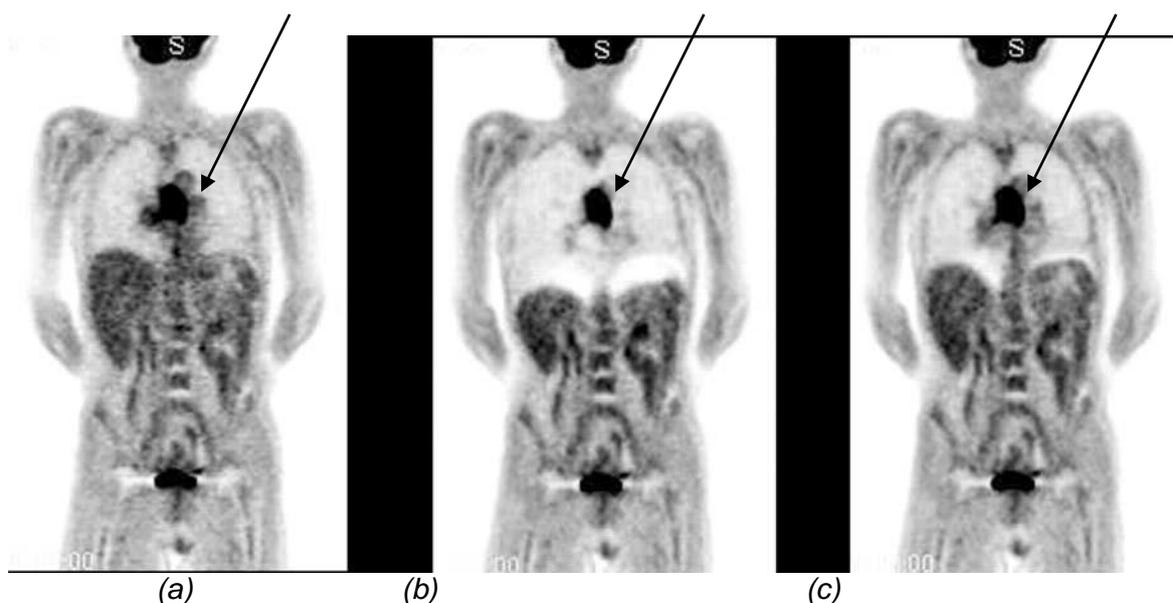


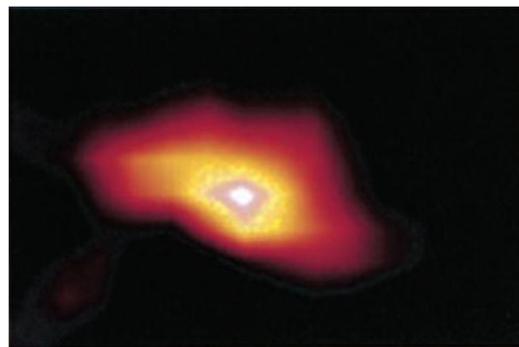
Figura 4 - Imagem de PET vista frontal: (a) Imagem sincronizada com os tempos médios do ciclo. (b) Sincronismo por mapeamento CT e técnica de apnéia no final da inspiração. (c) Imagem sincronizada por mapeamento CT e protocolo de respiração livre (P H JARRITT, 2005)

A imagem (a) foi obtida por um PET SCAN utilizando uma fonte de transmissão lenta e um protocolo de respiração, sincronizando a aquisição das imagens com os tempos médios do ciclo, para aquisição de dados e correção de atenuação, como apontam os estudos de CB SAW (2007). Neste exemplo o observador não será capaz de identificar erros significativos.

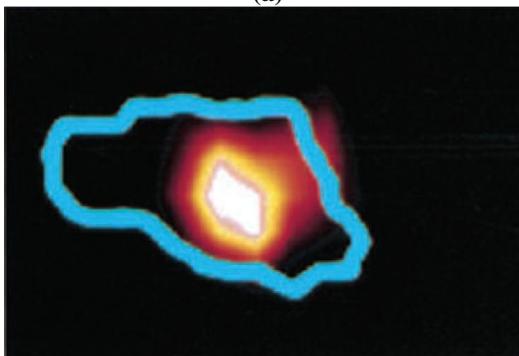
A imagem (b) foi atenuada através da correção de dados obtidos por mapeamento CT adquirido em curto espaço de tempo, no entanto, é possível observar artefatos classificados como “bananas”, posicionados acima do diafragma, logo acima do fígado, onde o mapa de atenuação se mostrou incorreto para correção dos dados do PET. Neste exemplo os dados do CT foram obtidos utilizando uma técnica de apnéia no final da inspiração, mostrando, portanto a expansão máxima dos pulmões. Esta técnica foi estudada por KAWANO (2008).

A imagem (c) foi criada utilizando um mapa CT obtido a partir de um protocolo de respiração livre. O artefato apresentado na imagem (b) foi significativamente reduzido devido ao menor volume total dos pulmões, imagem idêntica poderia ser obtida através de um protocolo de CT com aquisição ao final da expiração.

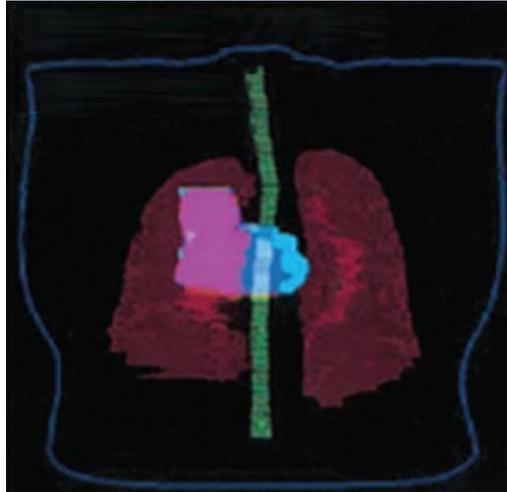
Estes artefatos estarão sempre presentes quando houver movimento significativo de órgãos ou lesões dentro do campo de visão. Erros posteriores de correção da atenuação levarão a aumentos e diminuições nas concentrações do traçador nos limites destas discrepâncias. Isso é ilustrado na Figura 5, onde a extensão da atividade de distribuição com e sem propagações fisiológicas difere significativamente.



(a)



(b)



(c)

Figura5 - Planejamento de volume alvo: (a) a extensão do tumor durante um quadro respiratório médio. (b) a extensão do tumor em um quadro respiratório fechado. (c) Planejamento do volume alvo (*Planning target volume* - PTV) onde o sincronismo, com o ciclo respiratório, está representado na cor rosa e a ausência deste na cor azul (P H JARRITT, 2005).

Na Figura 5 observam-se os problemas com a delimitação precisa dos volumes alvo, como resultado do movimento respiratório durante a aquisição das emissões do marcador radioativo. As soluções que têm sido propostas até a presente data para ter em conta os efeitos dos movimentos respiratórios se concentram na aquisição de PET com sincronismos da respiração e conjuntos de dados de CT (KLAUS, 2006).

Na grande maioria dos casos, o sinal respiratório usado para a sincronização dos conjuntos de dados adquiridos é fornecido por um detector externo (DAWOOD, 2007). As diferentes medidas realizadas por esses sistemas de detecção, na maioria dos casos são utilizadas para disparar a aquisição de dados durante o exame com PET. Alternativamente, o sinal proveniente dos ciclos respiratórios pode ser registrado em sincronia com a aquisição de dados de emissões, seguidos por uma posterior reavaliação dos dados adquiridos no CT. A faixa de gatilhos dos movimentos fisiológicos avaliados, normalmente conduz um sinal de reprodução precisa do ciclo respiratório, no entanto provoca um aumento no tempo necessário para aquisição das imagens, sendo necessária uma dose maior de radiação a ser administrada ao paciente, como apontam os estudos de NOGUEIRA (2009).

2.2 ESTUDO DOS FLUIDOS

Um estudo aprofundado sobre o comportamento de um fluido em movimento pode ser muito complicado, pois é difícil descrever com precisão se o escoamento será turbulento ou laminar. Para análise matemática deste trabalho, considera-se o escoamento não-turbulento do ar em um estado permanente, onde não haverá dissipação de energia mecânica. Considerando o ar como um fluido incompressível, a densidade será constante em qualquer ponto a ser medido, possibilitando a utilização das equações de continuidade e as equações de Bernoulli para o tratamento do escoamento permanente de um fluido através de um tubo (TIPLER, 2009).

A função das vias aéreas de condução, parede torácica e dos músculos respiratórios compreende o fornecimento de oxigênio e a remoção do dióxido de carbono a partir dos alvéolos capilares. O estudo da mecânica pulmonar a partir do entendimento sobre as propriedades do fluxo elástico-resistivo, apresentadas pelos componentes do sistema respiratório, assim como suas interações, possibilita maior esclarecimento sobre os fenômenos patológicos associados ao aparelho respiratório (COSTA, 1999). A avaliação dos estados dinâmicos, durante a inflação e deflação pulmonar, e estática do fluxo respiratório, está consolidada por diversos estudos realizados por profissionais compreendidos nas áreas da saúde e engenharia, o que possibilita maior credibilidade para as informações referenciais obtidas através das análises fisiológicas.

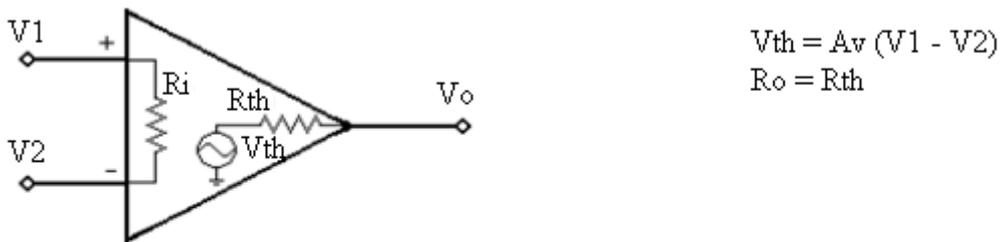
2.3 INSTRUMENTAÇÃO BIOMÉDICA

A instrumentação biomédica é caracterizada por tratar especificamente de sinais oriundos do corpo humano, o que exige um alto grau de precisão e segurança dos equipamentos utilizados para esta atividade (MOLETA, 2007).

Para o desenvolvimento do protótipo apresentado neste trabalho foi necessário o uso de dispositivos semicondutores amplamente empregados em diversos processos de conversão, condicionamento e apresentação de sinais, como termistores, resistores, capacitores, amplificadores operacionais e outros (FREIRE, 2011).

Os termistores são caracterizados pela capacidade de variação de sua resistência em função da presença de calor no ambiente em que se encontram. No apêndice 11 este material semiconductor será descrito com maior detalhe, devido a sua importância neste projeto.

O Amplificador Operacional pode ser entendido como um circuito amplificador de alto ganho, onde a entrada é representada por uma resistência de alto valor e a saída por uma fonte de tensão e uma resistência em série, como pode ser visto na Figura 6.



Para um 741, $A_v = 100.000$; $R_o = 75$ ohms

Figura 6: Representação de um Amplificador Operacional

Neste trabalho o Amplificador Operacional - AO não será abordado em seus aspectos funcionais e característicos, sendo utilizado apenas seu fator de amplificação e topologia de montagem, adotados no circuito, como tópicos relevantes. No anexo 7 será possível observar maiores detalhes sobre o AO 741.

2.4 PROCESSAMENTO DE DADOS

2.4.1 PROCESSADORES

Para o registro inicial das informações coletadas, através do transdutor, utilizou-se um microcontrolador PIC 16F84A tendo como característica fundamental a capacidade de efetuar várias funções que necessitariam de um grande número de outros componentes. Sua

programação seguiu os parâmetros básicos abordados por MARTINS (2005), e foi bastante útil na elaboração do primeiro protótipo.

A linguagem de programação deste dispositivo é basicamente formada por códigos em *Assembly* e o circuito de gravação permite a escrita do programa diretamente na memória interna do processador. Este tópico não será aprofundado neste trabalho.

Devido as limitações encontradas para a utilização e programação do *Programmable Interface Controller* - PIC este trabalho empregou o uso da plataforma ARDUINO composta por um processador da família ATMEL (Anexo08) capaz de acessar um volume maior de memória interna e manipular diversas portas de entrada e saída utilizadas na aplicação. Outro fator importante para o uso deste sistema é a diversidade de bibliotecas de *softwares* e aplicações escritas em C++ além da capacidade de manipulação de algoritmos complexos, bem como uma maior velocidade no tratamento destas tarefas.

3 METODOLOGIA

3.1 DESENVOLVIMENTO DO TRANSDUTOR

Utilizando um termistor padrão NTC, localizado na Figura 7 como sendo R_x , ligado através de uma montagem conhecida como ponte de *Wheatstone*, observou-se a variação da temperatura do fluxo de ar no sentido de **F** (Figura 9). Para extrair o melhor ganho na atividade deste componente, foi confeccionado um tubo de referência (Figura 8), a fim de obtermos resultados quantitativos mais precisos durante o experimento.

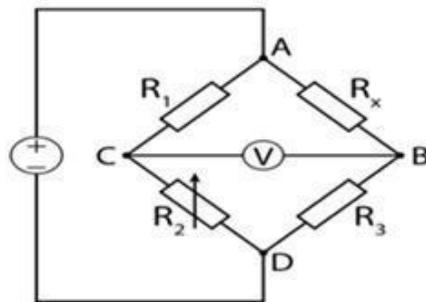


Figura 7 -Ponte de Weatstone

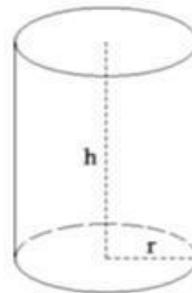


Figura 8 -Tubo de referência

No teste inicial, foi utilizada uma plataforma matricial, *protoboard*, para acondicionar o circuito modelo (Apêndice 01) este arranjo de componentes foi alimentado por uma DDP de 5,0 VDC e os valores obtidos nos pontos B e C (Figura 7) foram monitorados por um voltímetro (Anexo 05).

Para a obtenção de melhores resultados para o experimento empregou-se uma fonte térmica no interior do tubo. Utilizando uma pequena lâmpada incandescente de um watt de potência entre os termistores, foi observada uma maior sensibilidade do transdutor às variações térmicas das massas de ar que se deslocavam no interior do tubo, cuja velocidade foi representada pela letra “v” nas figuras abaixo, porém este artifício mostrou-se instável por manter aquecido o interior do tubo sendo, portanto, descontinuado o seu uso. Notou-se uma variação bipolar da diferença de potencial, pois quando o fluxo de ar estava no sentido

de **F** (Figura 9) a variação de voltagem estava na escala negativa de deflexão, quando o fluxo se apresentava no sentido inverso, a variação de tensão se apresentava no sentido positivo da escala, condizente com as características do termistor padrão NTC.

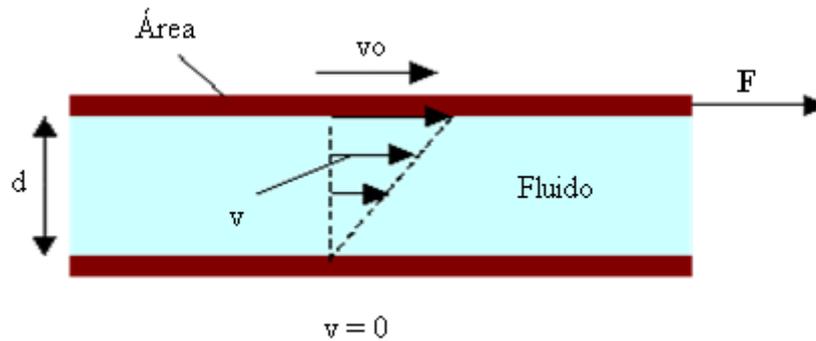


Figura 9 -Representação qualitativa do fluxo de ar interno ao tubo

Com uma diferença de potencial adequada, foi possível efetuar uma leitura da curva de voltagem versus tempo utilizando um osciloscópio (Apêndice 03). De posse destes dados, tornou-se possível o uso de um algoritmo capaz de correlacionar os dados qualitativos do tubo, como volume e deslocamento do fluido nos sentidos da expiração e inspiração dos voluntários, definidos como sendo o autor e o orientador deste trabalho, a fim de obter os tempos do ciclo respiratório e o volume de cada fase, conforme previsto na Equação 6. Nesta etapa do projeto, foi verificada a necessidade do uso de dois termistores cujos sinais foram condicionados através de uma ponte de *Wheatstone* Amplificadores Operacionais, elaborados para cada componente (Apêndice 07). Quando separados a uma distância ΔS (Figura 10) foi possível calcular a velocidade do deslocamento do fluido através do programa computacional reformulado (Apêndice 08).

A etapa de elaboração do transdutor de fluxo (Apêndice 09) foi concluída após a verificação de que a variação da temperatura da massa de ar que flui no sentido de **F** (Figura 10) produz uma variação de tensão na mesma proporção para cada termistor.

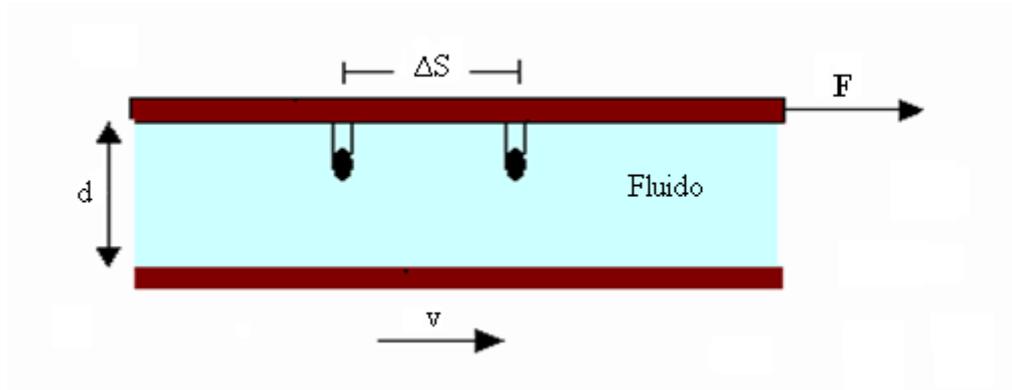


Figura 10 -Disposição dos termistores no tubo de referência

Para efetuar os cálculos do volume corrente e ciclos por minuto, foram utilizados os seguintes métodos:

1. Volume Corrente:

a. Cálculo da área da circunferência do tubo:

$$A = \pi \times r^2 \quad (4)$$

b. Cálculo da velocidade instantânea:

$$V_{inst} = \Delta s \div \Delta t \quad (5)$$

Obs.: A variável “ Δt ” representa o intervalo de tempo em que ocorre a sensibilização de um termistor em relação ao outro, (Figura 10).

c.Fórmula final:

$$VC = A \times V_{inst} \times t \quad (6)$$

Obs.: A variável “ t ” representa o tempo necessário para completar meio ciclo respiratório, ou seja, o período de expiração ou inspiração.

2. Ciclos por minuto:

a. O ciclo respiratório é identificado através de recursos computacionais. O programa identifica os pontos máximos e mínimos do sinal

recebido e incrementa na contagem geral, um ciclo a cada dois pontos máximos ou mínimos do sinal (Apêndice 06).

Apesar de representar um modelo para projetos acadêmicos com utilidade na quantificação de volumes pulmonares, o protótipo da Figura 10 não se mostrou adequado durante os testes de sincronismo devido ao desbalanceamento da ponte de *Weatstone* provocado pelo auto aquecimento dos demais semicondutores. Para solucionar este problema utilizou-se um modelo adaptado, sugerido pelos estudos de FREIRE (2011), descrito na Figura 11, onde T1 e T2 representam os termistores internos e externos ao tubo de referencia, respectivamente e no lugar de R2 (Figura 7) foi interligado T2 a fim de compensar as variações de temperatura interna ao tubo e externa a este.

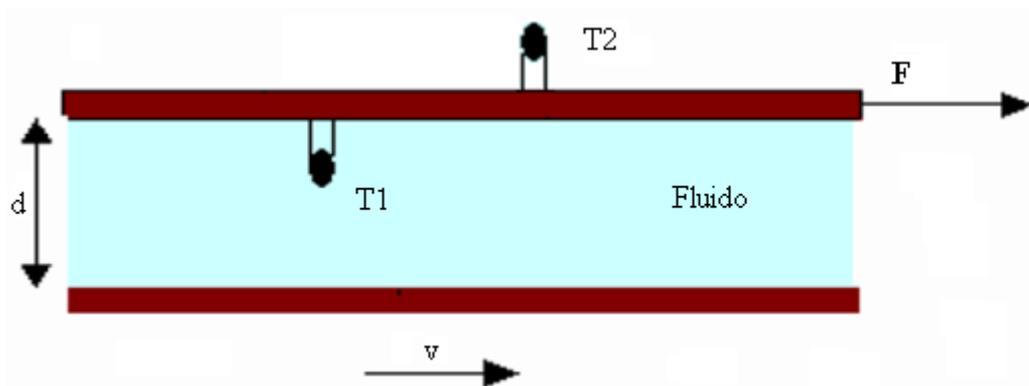


Figura 11–Nova disposição dos termistores no tubo de referência

Para este projeto, foram utilizados Amplificadores Operacionais, CI741 (Anexo 07) na configuração de realimentação negativa (Figura 12). Nesta disposição de componentes, as entradas, inversora e não-inversora (v_1 e v_2 na Figura 12) do Amplificador Operacional, recebem através das resistências R1 e R3 os sinais provenientes dos pontos B e C (Figura 7). A calibração do transdutor foi baseada no método empregado por GUADAGNINI (2005), sendo utilizada a temperatura de 0°C e uma temperatura intermediária da faixa de interesse (0°C a 40°C), próxima a 20°C como referência para avaliação da sensibilidade do dispositivo.

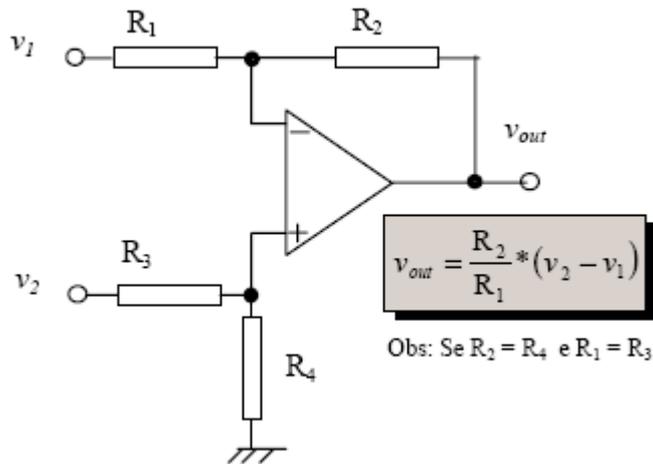


Figura 12 -Representação teórica do amplificador de instrumentações.

O presente estudo foi realizado em equipamento de PET-CT modelo Discovery STE com cristal de germanato de bismuto (BGO). O método experimental empregou testes de qualidade de imagem, de acordo com o as recomendações de NOGUEIRA(2009)

3.2 ALGORITMO COMPUTACIONAL

Com o intuito de realizar testes experimentais com o transdutor foi instalado um programa computacional seguindo orientações iniciais já pré-estabelecidas por MARTINS (2005). Este programa inicial (Anexo 06) serviu de base para uma nova plataforma escrita em Java para o tratamento do sinal coletado na porta serial do computador. Na primeira alteração do *software* (Apêndice 06) foi necessária a utilização de conhecimentos teóricos da física na obtenção de resultados úteis para uma aplicação didática, conforme demonstrado no próximo tópico deste trabalho, estas informações foram traduzidas e utilizadas na elaboração de um programa personalizado e repleto de novos recursos como a identificação do ciclo respiratório, o apontamento do volume corrente e a identificação do ciclo respiratório por minuto (Apêndice 08).

O algoritmo utilizado está representado no fluxograma da Figura 13 onde são apontados os aspectos mais relevantes da aplicação computacional.

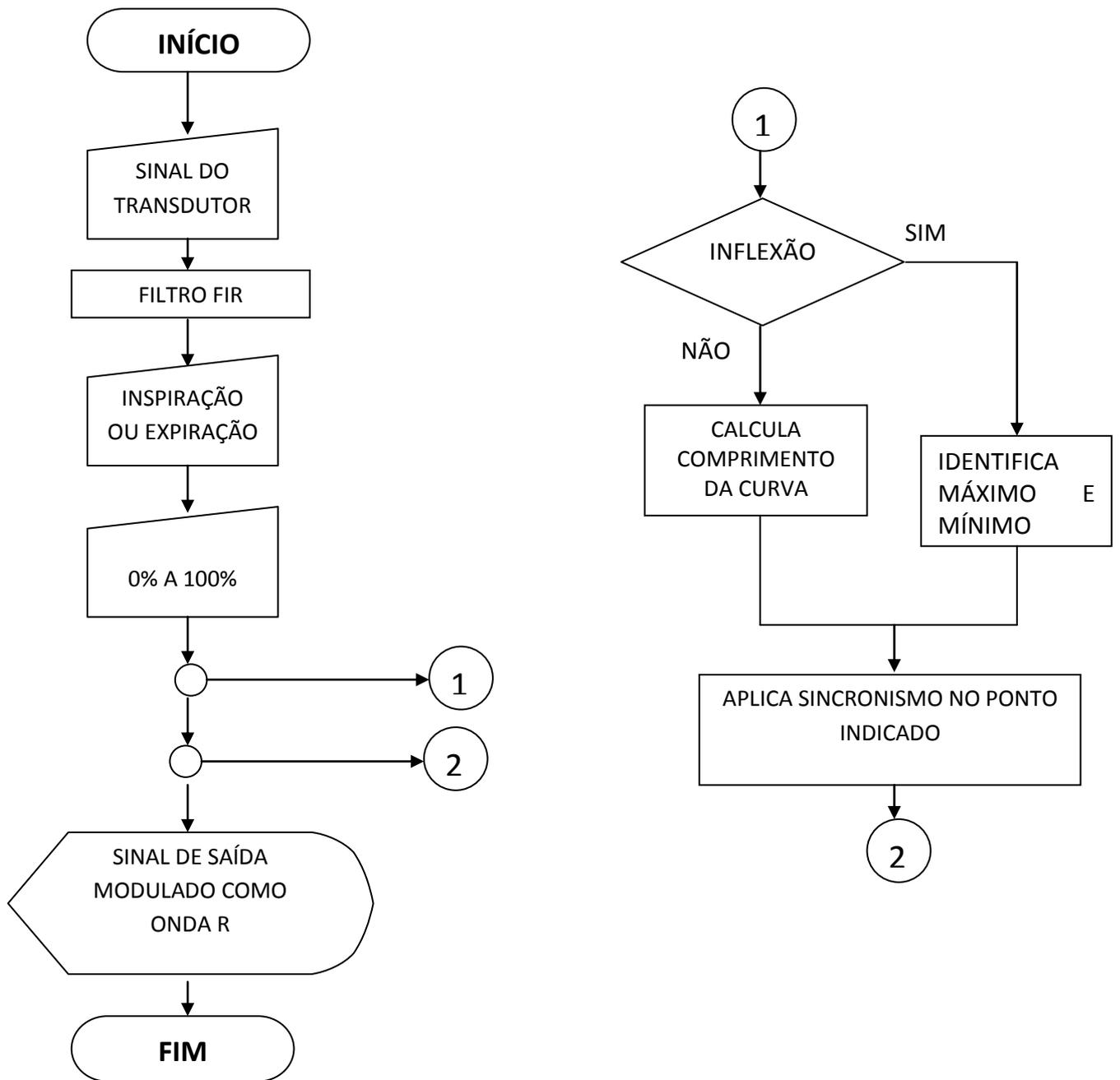


Figura 13: Diagrama de fluxo do algoritmo computacional

3.3 PROTOCOLO EXPERIMENTAL

Os dados coletados com o protótipo apresentado no Apêndice 05, não foram aproveitados, pois, mesmo com o circuito sendo capaz de sensibilizar adequadamente o monitor de ECG, o atraso entre o pulso estático e o ponto alvo do ciclo inspiratório e expiratório avaliado não poderia ser facilmente manipulado, de forma eficiente, através de componentes analógicos, o que motivou o estudo de métodos de tratamento do sinal por meio de *software* e conseqüentemente a migração dos esforços para uma plataforma embarcada como o ARDUINO.

Para simular o movimento do tórax humano utilizou-se como referência o estudo de CHI (2009), onde foram empregados um *phantom* em acrílico e um motor para simular o movimento da fonte. Devido aos custos para aquisição deste material optou-se pela adaptação do protótipo substituindo os materiais por uma bexiga de ar e tubos de interligação com uma seringa para possibilitar o fluxo variável de ar e desta forma deslocar a fonte radioativa, conforme observado na Figura 14. Estão presentes neste sistema uma “bexiga” preenchida com 500 ml de ar, um equipo comum para infusão parenteral, 02 placas de acrílico, uma seringa de 50 ml e ligas de borracha para manter os itens devidamente fixos, evitando assim movimentações indesejadas.

Apesar de não ser um modelo ideal para simular o movimento interno dos órgãos na caixa torácica, este dispositivo possibilitou o registro de imagens da fonte em movimento vertical, presa a bexiga de ar.



Figura 14 – Sistema para simulação do ciclo respiratório.

A fonte utilizada foi FDG-18 com atividade de 600 μ Ci e volume aproximado de 0,12 ml do material disposto em uma seringa, com capacidade máxima de 1 ml, encapada com uma agulha limpa, para evitar o aparecimento de mancha na imagem obtida pelo PET. A fonte foi posicionada no centro da bexiga e as imagens foram construídas a partir de três momentos específicos, conforme aponta o esquema abaixo:

1. Primeira sequência de imagens: Bexiga com volume de 500 ml de ar e fonte posicionada no centro da mesma, sem que houvesse qualquer movimento externo;
2. Segunda sequência de imagens: Bexiga recebe 50 ml de ar através da seringa em movimentos que simulam o ciclo respiratório, com cerca de 18 incursões do embolo por minuto a uma velocidade parcialmente constante, ou seja, sem que houvesse movimentos bruscos no deslocamento do embolo da seringa. Estas incursões poderiam ser em número maior ou menor desde que se mantivessem entre 15 e 20 movimentos por minuto, o que retrata aproximadamente o movimento da caixa torácica de um paciente saudável (COSTA, 1999);
3. Terceira sequência de imagens: Mesmo processo apontado no item 2 com a inclusão do sincronismo entre o ciclo respiratório, captado pelo protótipo, e o deslocamento da fonte sobre a bexiga de ar. Neste item o protótipo foi utilizado para monitorar a respiração do pesquisador responsável pela movimentação do embolo da seringa, sendo que este foi orientado a manter uma compatibilidade entre os ciclos de respiração e os movimentos da bexiga de gás.

A Figura 15 demonstra como foi posicionada a fonte na mesa de trabalho do PET-CT. O uso de um travesseiro foi adotado para que a posição da fonte fosse compatível com a altura da caixa torácica de um ser humano saudável, ou seja, cerca de 15cm (COSTA, 1999).



Figura 15 – Montagem do sistema de simulação do ciclo respiratório.

Utilizando um computador portátil com o sistema operacional Windows na versão XP foi possível implementar um algoritmo capaz de receber os dados do transdutor permitindo a visualização da curva pletismográfica do ciclo respiratório, conforme demonstrado na Figura 16 abaixo.

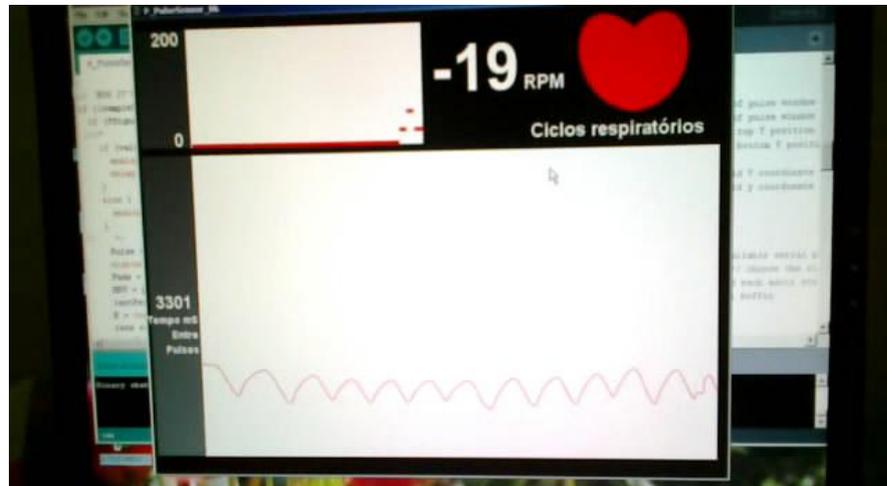


Figura 16 – Curva pletismografica do ciclo respiratório.

As imagens obtidas através do processo de sincronismo com o protótipo apresentado foram processadas por um técnico em radiologia especializado em medicina nuclear e no uso da técnica PET-CT.

Os filtros utilizados na reconstrução das imagens seguiram o protocolo de captura padrão para corpo inteiro, no entanto, sem a presença do sincronismo, pois esta ferramenta não estava disponível no protocolo empregado.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A motivação deste trabalho surgiu a partir de uma discussão acadêmica sobre a possibilidade de obter um sinal de respiração e sincronizá-lo com uma Gama Câmara, dedicada a PET e CT produzida pela GE, utilizada para exames de cintilografia e PET-CT.

As primeiras hipóteses formuladas se mostraram interessantes pelo baixo custo a ser empregado na elaboração do projeto, nesta etapa cogitou-se utilizar um transdutor cujo princípio de trabalho fosse baseado no uso de termistores, cuja variação de temperatura promovida pelo fluxo de ar no interior do tubo, seria transformada em variação de grandeza elétrica na forma de uma diferença de potencial.

Para por em prática a primeira hipótese, empregou-se um computador com sistema operacional Windows na versão XP e um simulador virtual de circuitos eletrônicos PROTEUS na versão 07. O primeiro protótipo foi elaborado e os resultados obtidos no simulador se mostraram satisfatórios, tendo como circuitos básicos uma ponte de *Wheatstone*, um Amplificador Operacional e dois termistores, gerando um sinal analógico característico da variação da diferença de potencial em proporção à variação da temperatura. Uma análise posterior dos resultados obtidos no simulador nos levou a produção de um circuito eletrônico (Apêndice 01) utilizando os componentes apontados pelo programa e facilmente encontrados no comércio local.

Através da parceria com uma clínica especializada em imagens médicas na cidade de Brasília-DF, foi possível a realização de testes e avaliações dos protótipos formulados neste trabalho. Na clínica foi utilizado um PET dedicado, acoplado com Tomógrafo Multislice de 16 cortes, marca Discovery STE¹ da General Eletric (Anexo 01). No teste inicial, utilizando o circuito eletrônico produzido inicialmente a partir do primeiro protótipo do simulador PROTEUS (Apêndice 01), observou-se que não haveria compatibilidade entre a Gama Câmara e o primeiro projeto, pois o sinal captado pelo equipamento da GE não se restringia a um sinal analógico e sim a um sinal digital transmitido no protocolo RS232, conforme orientações do fabricante.

¹<http://www.gehealthcare.com/usen/pet/discovery/ste.html#>

A fim de solucionar esta deficiência do circuito eletrônico, promoveu-se uma reestruturação e elaboração de um modelo adequado, utilizando o ambiente virtual, através do PROTEUS, (Apêndice 02). Neste modelo foram utilizados componentes dedicados e específicos, tais como o PIC16F84A (Anexo 02) fabricado pela Motorola, um Max 232 (Anexo 03) e um ADC 0832 (Anexo 04), para processar o sinal, convertê-lo para o protocolo RS232 e transformá-lo de analógico para digital, respectivamente.

Nesta etapa foi utilizado um gerador de *clock*, a fim de sincronizar e determinar o ritmo de trabalho dos componentes (Apêndice 03). Após os ajustes e reformulações promovidas pelo simulador, um circuito eletrônico foi construído, conforme as especificações dos componentes utilizados no programa, sendo observada a compatibilidade direta entre o circuito projetado no ambiente virtual, e aquele concebido no ambiente real (Apêndice 04).

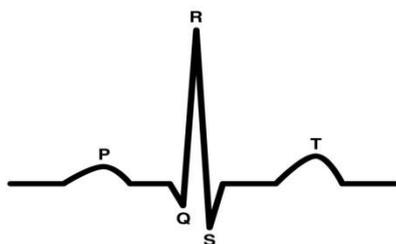
Utilizando como referencia o equipamento da General Eletric, para os testes de campo do circuito eletrônico reformulado, obteve-se um insucessosa concepção do modelo, pois o equipamento da GE não possuía os componentes dedicados para o processamento do sinal, o modulo de tratamento do sinal de respiração não estava instalado na Gama Câmara, apenas as conexões estavam disponíveis, sendo necessária aquisição de um pacote de serviços e peças que mostraram-se deveras onerosos para a clínica, comprometendo assim a as hipóteses iniciais deste trabalho.

Diante de tal situação, uma nova hipótese foi formulada e sabendo que o módulo de ECG (Eletrocardiograma) estava implementado na Gama Câmara e em pleno funcionamento, adotou-se a ideia de retornar para o protótipo anterior (Apêndice 01), utilizando o sinal analógico e produzir no ambiente virtual um circuito capaz de sensibilizar o monitor de ECG (Anexo 05), depois de poucos ajustes, com redução da diferença de potencial e balanceamento do circuito para redução de ruídos externos, o primeiro protótipo, reformulado para fornecer um sinal de amplitude máxima de 05 mV, conforme aponta o estudo da Profª. BUTTON(2004) sobre a fisiologia do coração, foi construído e implementado no monitor de ECG marca MDE modelo Escort II.

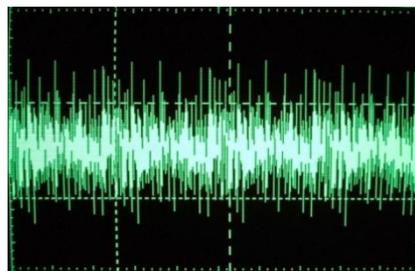
Esta etapa do projeto foi bem sucedida no que diz respeito ao reconhecimento do sinal de respiração no monitor de ECG, porém notou-se uma incompatibilidade com o *software* da General Eletric. Foi observado que após os primeiros testes realizados na

clínica, o módulo de ECG, presente na Gama Câmara, reconhecia o sinal da respiração e apresentava o sinal pletismográfico na tela do monitor cardíaco, conforme esperado após os testes com o monitor Escort II, porém, não apresentava qualquer sinal de sincronismo na aplicação da GE, inviabilizando assim o sincronismo do sinal de respiração com o processo de leitura do *Gantry*.

Com o intuito de eliminar a limitação imposta pela falta de tratamento do sinal aplicado ao sistema da GE foi elaborado em ambiente virtual, um projeto capaz de sincronizar o sinal de respiração com um disparador de sinal estático controlado por um tiristor, (Apêndice 05), a fim de simular um sinal característico do eletrocardiograma no estágio dos pontos identificados como QRS, (Figura 17). Este novo protótipo se mostrou bastante eficiente no simulador, no entanto após a produção do circuito em ambiente real, notou-se a presença de um ruído tipificado como ruído de baixa frequência, (Figura 18), ou comumente conhecido como *flicker* (NOCETI, 2004). Este tipo de interferência promove uma grande instabilidade no sinal a ser captado pelo equipamento e tem sido comumente tratado via *software* com aplicação do método da teoria do filtro de transformada de Fourier (CERQUEIRA, 1999).



²Figura 17 - Sinal de ECG típico



³Figura 18 - Ruído (Exemplo Flicker)

Para eliminar estes sinais espúrios, presentes no circuito do disparador de sinal estático, utilizou-se o ambiente virtual para elaboração de um modelo de circuito eletrônico composto por unidades lógicas capazes de aplicar através de *software* interno, ou seja, unidades programáveis como microcontroladores ou plataformas de desenvolvimento

²Retirado da página <http://www.vanth.org/vibes/electro.html> no dia 06/11/2008

³Retirado da página http://www.fisica.ucb.br/sites/000/74/fisica/TCC/2_2005/TCC_DaniloLeiteCosta.pdf no dia 12/09/2008

como ARDUINO, o método da transformada de Fourier e em seguida a implementação de filtros específicos.

Após a simulação do circuito no ambiente virtual PROTEUS foi possível desenvolver o protótipo responsável por atenuar os ruídos presentes no sinal do transdutor concluindo, assim, esta etapa do projeto.

4.1 RESPOSTA DO ALGORITMO COMPUTACIONAL

Com o intuito de implementar esta nova funcionalidade no projeto, optou-se pela elaboração de um algoritmo capaz de identificar o sinal de respiração, marcar as posições de máximo e mínimo tanto na curva de expiração quanto na de inspiração, totalizando assim o ciclo completo da fisiologia respiratória.

Esta atividade foi caracterizada pela evolução do código computacional, sendo este capaz de filtrar um sinal de respiração capturado por um termistor do tipo NTC e em seguida sincronizar este sinal a um gerador de pulsos. As informações foram obtidas a partir de uma análise de sinais disponíveis no banco de dados da *Phisionet*.

O algoritmo foi desenvolvido inicialmente em MATLAB, versão 2010^a, para que após a comprovação de funcionamento, o código do programa (Apêndice 10) fosse recodificado para linguagem computacional C++, compatível com a plataforma ARDUINO.

Em síntese para demonstrar o funcionamento do algoritmo foi selecionado um sinal de curta duração, para visualizar as nuances das curvas do ciclo respiratório, sendo que o sinal foi amostrado com duração de 10 segundos a uma taxa de 250 Hz, conforme mostrado na Figura 19.

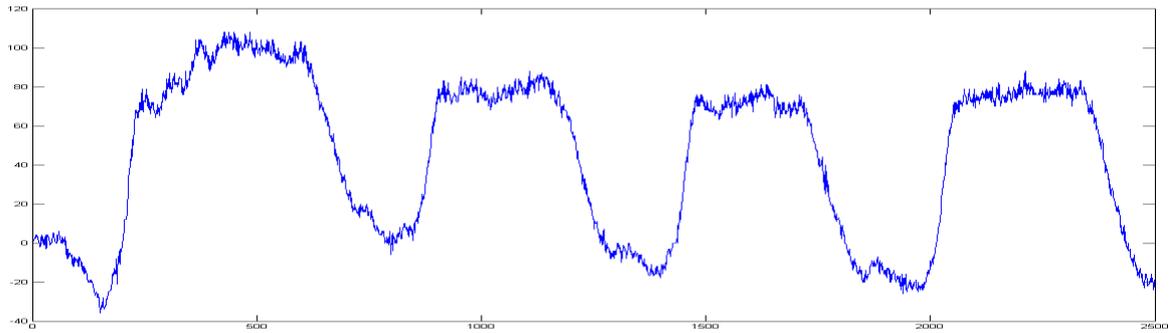


Figura 19 - Sinal de respiração isento de filtragem (MATLAB).

Foi utilizada a técnica de janelamento para convoluir o sinal com um filtro do tipo *Finite Impulse Response* – FIR na frequência de interesse a fim de obter uma atenuação significativa nas frequências associadas ao ruído apresentado na Figura 19. Com apenas um estágio de filtragem, utilizando um filtro passa-baixas de comprimento $N=251$ foi possível a visualização de uma senóide regular, conforme apontado na Figura 20.

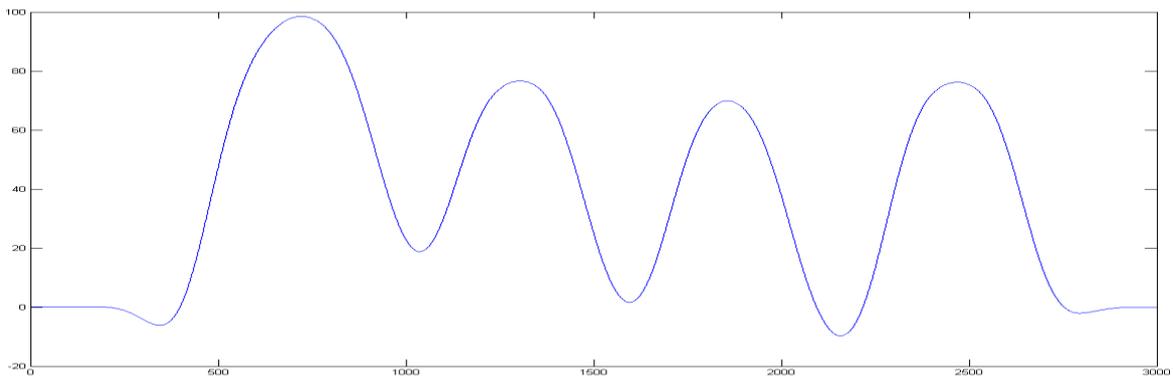


Figura 20 - Sinal de respiração após primeiro estágio de filtro FIR (MATLAB).

Para sincronizar um gerador de pulsos, com o sinal de respiração, fez-se necessária a implementação de um algoritmo capaz de identificar os picos e vales do sinal original e a partir desta identificação localizar os pontos de interesse na curva, que representassem os estágios de inspiração e expiração do ciclo respiratório, conforme aponta a Figura 21.

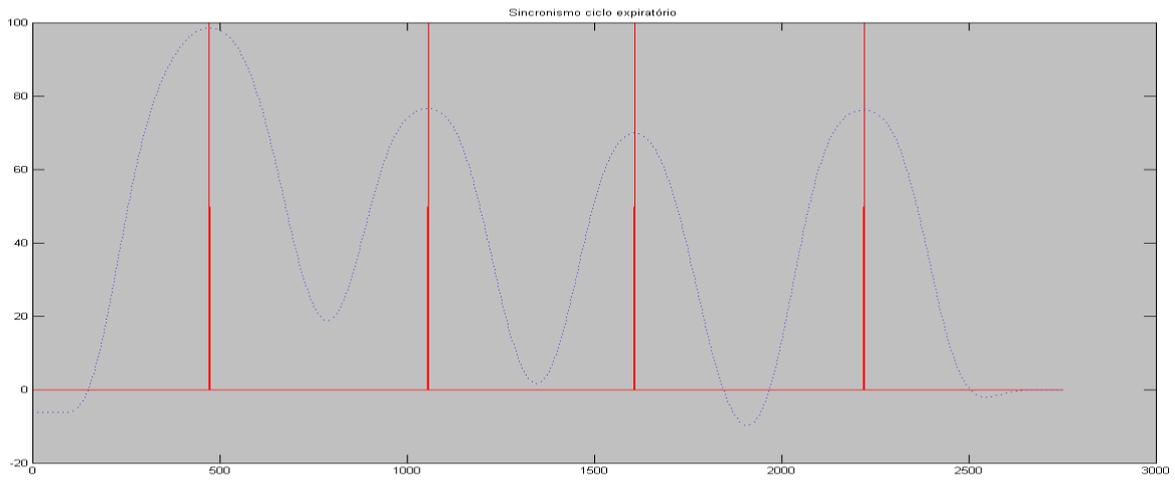


Figura 21 – Sincronismo do ciclo respiratório 0% (MATLAB).

Com o algoritmo implementado tornou-se possível a utilização de uma variável capaz de subdividir os segmentos amostrados do sinal de respiração tantos quantos fossem necessários, desde que a resolução do aplicativo estivesse atendida.

Desta forma uma opção razoável de avaliação foi a de subdividir em 100 partes o percurso de subida e descida das curvas de expiração e inspiração do ciclo respiratório, tornando possível a utilização de valores percentuais do trajeto da curva pletismográfica como mostra a Figura 22 abaixo.

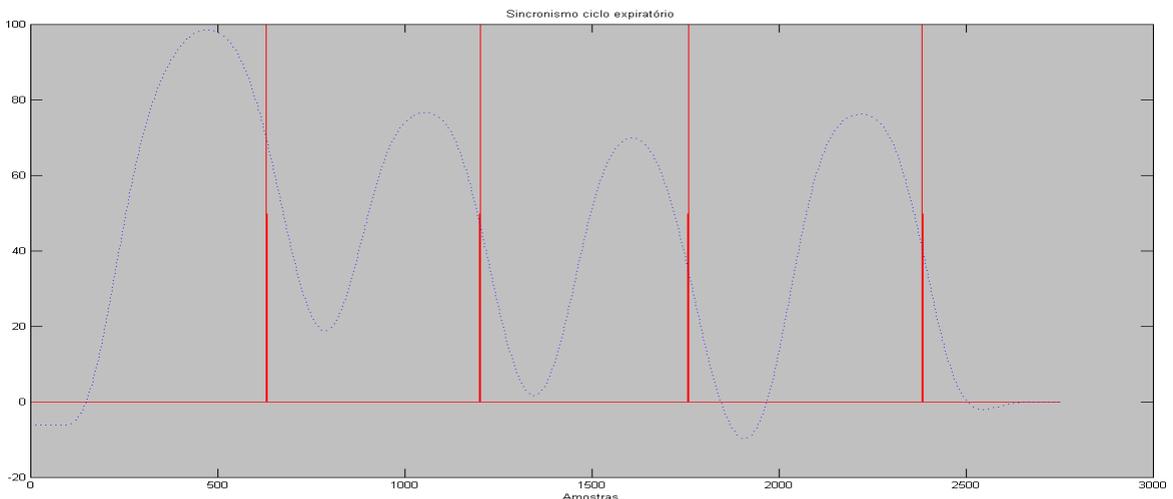


Figura 22 – Sincronismo do ciclo respiratório 50% (MATLAB).

Este código foi utilizado apenas para validação da técnica de filtragem, a identificação das deflexões da curva e o posicionamento dos pontos de interesse para o protótipo de sincronismo, pois, nesta fase do trabalho observou-se um atraso significativo

com o uso de uma janela de comprimento igual a 251 o que causaria grande problema caso o protótipo fosse utilizado para tratamento de um sinal dinâmico, ou seja, com coleta em tempo real.

Com o algoritmo em pleno funcionamento a próxima etapa de trabalho foi a conversão do código, ou estrutura lógica, utilizada no MATLAB para a linguagem computacional C++ a fim de implementar esta solução diretamente na rotina de trabalho do processador ATMEL. Nesta etapa do projeto o comprimento do filtro foi reduzido significativamente, pois, o sinal coletado na saída do amplificador operacional apresentava ruído mínimo devido ao tratamento do sinal no estágio analógico através do uso de fonte contínua, ou seja, uma bateria de 9 volts, além de cabeamento blindado e componentes de boa qualidade.

Utilizando o próprio compilador da plataforma embarcada, ARDUINO, o código escrito no programa MATLAB foi adaptado para rodar no processador ATMEL e neste momento foi possível observar uma vantagem em trabalhar com a tecnologia ATmega368 que disponibiliza saídas de pulso modulado, minimizando a necessidade de novos componentes no projeto, pois, o tiristor, outrora responsável pelo disparo de pulsos foi substituído pelo *Pulse-Width Modulation* – PWM. A saída PWM do processador permitiu a geração de pulsos com amplitude de 0,5mV e largura máxima de 25 milissegundos, o necessário para que o monitor de ECG fizesse uma leitura de onda QRS e marcasse um pico chamado onda R, este responsável por denunciar os batimentos cardíacos (BUTTON, 2004).

Após a conclusão desta etapa, o protótipo tornou-se apto para o levantamento de dados, ou seja, a coleta de imagens sincronizadas para avaliação tanto do corpo clínico quanto pelo método de avaliação das imagens médicas, contendo informações como *Signal-to-noise Ratio* - SNR e taxa de variação de contraste a serem implementados através do uso da ferramenta MATLAB associada a uma lógica computacional personalizada a ser validada por métodos estatísticos para avaliação da variação de dados inter-relacionados, como *OrdinaryLeastSquares* - OLS e *PartialLeastSquares* - PLS, por exemplo (KATHLEEN T. *et al.*, 2010).

4.2 DELIMITAÇÃO DO ESTUDO

O dispositivo apresentado neste trabalho possibilitou uma avaliação do fluxo respiratório e sincronismo deste sinal com equipamentos utilizados no diagnóstico de imagens médicas, porém, ficaram demonstradas as dificuldades e desafios a serem superados durante a elaboração de um circuito eletrônico capaz de corresponder a uma demanda comercial.

Possibilitar um estudo quantitativo das propriedades dinâmico e estático da mecânica pulmonar aplicada ao ser humano implicará na adaptação e melhoramento do transdutor, pois a instabilidade dos termistores e o escoamento turbulento das massas de ar no interior do tubo foram determinantes para alterações significativas nos valores obtidos durante os primeiros testes.

É possível também a utilização do transdutor de fluxo, para avaliar a curva de fluxo de um ventilador mecânico, a fim de observar se os resultados obtidos são semelhantes aos observados em pacientes saudáveis, ou seja, se o fluxo ventilatório apresenta curvas fisiológicas durante os estágios de inspiração e expiração, obtidas em cada ciclo de trabalho promovido pelo respirador eletrônico tornando-se assim, uma alternativa economicamente viável e tecnologicamente simples para uma tarefa de rotina, desde que observados os valores críticos e as margens de erro presentes durante a elaboração da rotina de testes.

Mostrou-se neste trabalho uma formulação prática dos possíveis erros de medição presentes em instrumentos que usam o princípio da equivalência elétrica com estruturas em ponte de *Wheatstone*, com sensores termo-resistivos (termistores), decorrentes dos parâmetros limitantes do desempenho do amplificador operacional, dos valores críticos das correntes elétricas que percorrem os circuitos eletrônicos promovendo o aumento da temperatura dos componentes tais como resistores e fios.

Também se evidenciou a necessária utilização de filtros no estágio de condicionamento do sinal, pois os ruídos são tão prejudiciais a um estágio de amplificação, que podem tornar-se o próprio sinal, quando não se produz o ajuste necessário.

4.3 RESPOSTA DO ALGORITMO PARA REDUÇÃO DE ARTEFATOS

Fica evidenciado que este trabalho não se prontifica a responder em definitivo a questão sobre as melhores técnicas a serem utilizadas no diagnóstico de tumores relacionados ao sistema respiratório, nem mesmo definir adequadamente o planejamento de uma RTP. No entanto as soluções apontadas neste estudo poderão contribuir para o fim da dependência e fidelização ao fabricante, de clientes que adquirem equipamentos PET-CT sem a inclusão do módulo de respiração, bastando apenas que possuam o módulo de captura das ondas R do complexo QRS para que realizem o sincronismo das imagens coletadas com o ciclo respiratório.

Também será possível oportunizar estudos mais específicos sobre os protocolos de captura de imagem, associados ao sincronismo por intermédio de sinais respiratórios, uma vez que o protótipo sugerido permitirá a reconstrução de imagens com captura em qualquer ponto do ciclo de respiração, o que difere da solução apontada pela indústria ao oferecer sincronismo apenas nos picos inspiratórios ou expiratórios do paciente avaliado.

Para avaliar a eficiência do protótipo de movimentação da fonte radioativa, adotou-se as etapas mencionadas no capítulo 3.3. Após a coleta de dados foi solicitado a um técnico em radiologia, com especialização na técnica PET-CT, para que processasse as imagens a fim de obter a comprovação de movimentação do radiofármaco. As figuras 23, 24 e 25 apresentam o resultado do teste realizado com o simulador do ciclo respiratório.

Na Figura 23 nota-se a imagem da fonte estática, ou seja, sem qualquer movimento, logo esta imagem foi adotada como o padrão ouro para o processamento e aplicação de filtros após as etapas de captura utilizadas no protocolo de PET-CT. Foi solicitado ao técnico em radiologia, lotado na clínica de imagens médicas, que selecionasse as demais imagens comparando a deformação da fonte pontual em relação a imagem da Figura 23 e que utilizasse os mesmos filtros e protocolos empregados na fonte padrão.

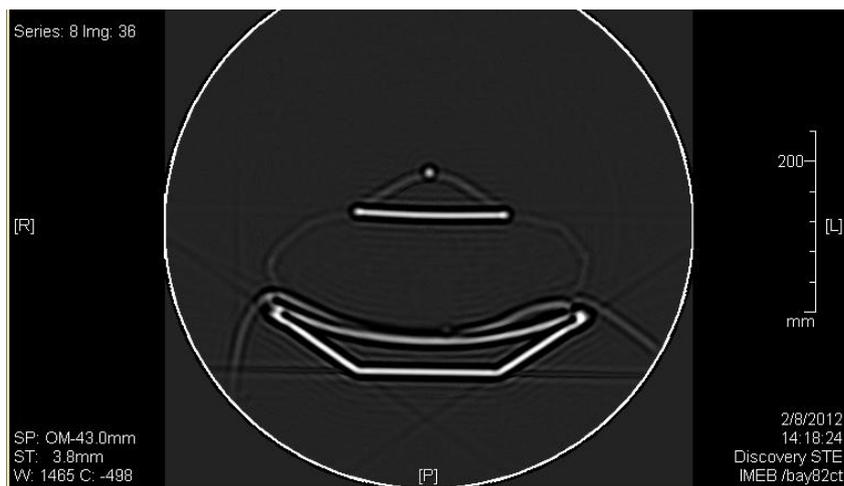


Figura 23 – Fonte pontual em repouso.

As figuras 24 e 25 abaixo foram obtidas a partir da apresentação da imagem padrão, ou seja, a fonte em repouso, ao lado da imagem deformada pelo movimento. Outra ferramenta utilizada para melhor visualização foi a de ampliação de uma imagem em relação a outra, para destacar em detalhes as características de uma em relação a outra.

A Figura 24 apresenta o processamento da imagem a fim de observar apenas a fonte, ou seja, sem que haja interferência do mapa de registro obtido pelas imagens de raios-X. É possível observar a comparação entre a imagem obtida com o uso do simulador dos ciclos respiratórios, onde se observa uma significativa deformação em comparação com o padrão ouro, destacando o tamanho aumentado da fonte devido as frequentes movimentações da bexiga de ar.

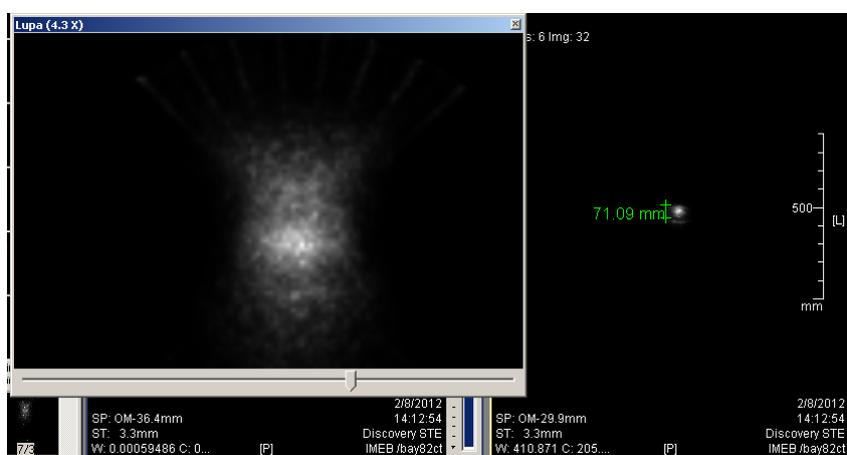


Figura 24 – Comparação entre fonte em movimento e a fonte pontual em repouso.

Na Figura 25 é possível observar o quanto foi prejudicial para o sistema de captura da imagem o movimento da fonte sem que houvesse um sincronismo adequado. O diâmetro aproximado da fonte em movimento é de 257mm enquanto na Figura 24 foi possível observar um diâmetro aproximado de 71mm.

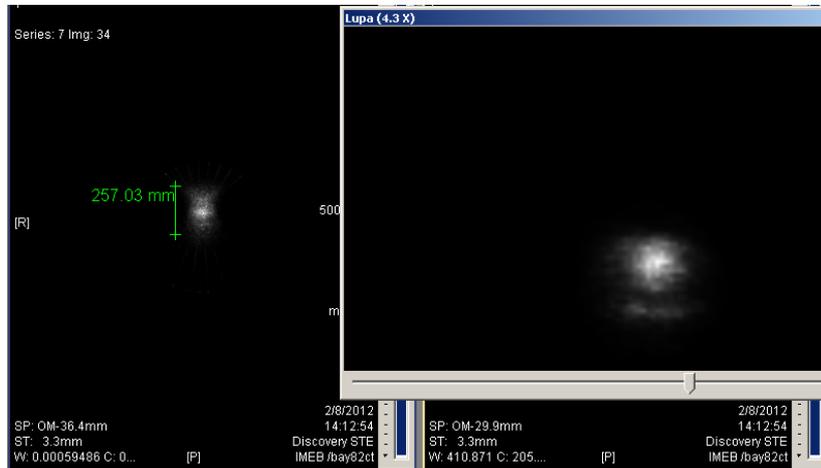


Figura 25 – Comparação entre fonte em movimento e a fonte pontual em repouso.

Apesar da tentativa de reconstrução da imagem a partir do mapa de registros obtidos pela técnica de CT por raios-x a diferença entre os diâmetros da imagem em repouso e aquela em movimento é significativa, como pode ser visto na Figura 26, podendo gerar tratamentos inadequados ou mesmo danosos a saúde do paciente.

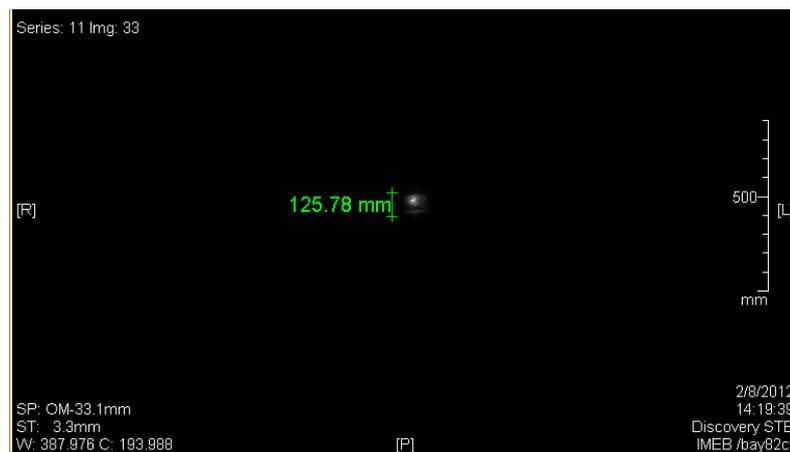


Figura 26 – Reconstrução da imagem a partir do mapa de registros.

4.4 ANÁLISE COMPLEMENTAR

Como este trabalho buscou demonstrar a redução de artefatos presentes em imagens médicas, porém em ambiente simulado, não foi possível realizar os testes em seres humanos. No entanto, o teste realizado com o sistema proposto para simular o ciclo respiratório mostrou-se satisfatório para indicar a eficácia do projeto, uma vez que tornou possível observar a reconstrução da imagem a partir do sincronismo com a variação do movimento respiratório.

No protótipo utilizado para verificação da movimentação da fonte observou-se os efeitos do volume parcial, também vistos no estudo de CHI (2009) validando o experimento, para utilização futura no processo de elaboração de um novo protocolo de captura dos detectores localizados na Gama Câmara, adaptado ao modelo de sincronismo das imagens, ou seja, ao uso do sinal obtido pelo módulo de ECG na avaliação do ciclo respiratório.

A elaboração de um novo protocolo, capaz de sincronizar o sinal obtido pela respiração do paciente para reconstrução das imagens obtidas pela técnica PET-CT, representa um desafio significativo. O sistema GE Discovery STE PET-CT permite a criação de novos protocolos para captura de imagens e o tipo de sincronismo a ser realizado, no entanto, na clínica em que se realizaram os experimentos, os profissionais que operam o equipamento têm buscado a melhor forma de realizar este procedimento, pois esta etapa envolverá uma nova metodologia de trabalho, tanto operacional, quanto de processamento das imagens a partir de novos padrões, tais como o tempo de captura das imagens na técnica PET, a quantidade de *frames* a serem obtidos durante o ciclo respiratório e a velocidade de deslocamento da mesa durante o exame.

Estas questões permanecem como objeto de estudo pelos médicos especialistas em medicina nuclear e devido a relevância do procedimento a ser adotado, resultará em trabalhos científicos futuros para estes profissionais.

Destacam-se aqui duas contribuições apresentadas neste trabalho, como relevantes para o processo de investigação da presença de tumores na região torácica, sendo a primeira uma instrumentação capaz de identificar o ciclo respiratório através de monitores cardíacos, utilizando transdutores de fluxo de ar ou variação térmica do ar exalado pelos pulmões. Na revisão de técnicas associadas ao sincronismo e publicadas por STINE (2008) não havia qualquer indício de que esta tecnologia pudesse ser considerada, uma vez que os estudos tratados revelaram a busca por validação dos protocolos associados ao módulo de respiração, sendo que em alguns casos estas pesquisas foram financiadas ou mesmo auxiliadas por fabricantes de equipamentos de PET-CT.

Como segunda contribuição observa-se a utilização de um algoritmo computacional capaz de identificar as inflexões da curva respiratória e acionar um pulso de sincronismo para qualquer momento do ciclo, o que permite o avanço nos estudos a cerca dos melhores momentos para mapeamento do volume e posição de células cancerígenas em toda extensão da caixa torácica, dos pacientes a serem avaliados. Esta situação foi mencionada como desejável nos estudos de LAMARE (2007).

5 CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho visa o emprego de uma tecnologia complementar no estudo de casos patológicos envolvendo o aparelho respiratório, podendo ser aplicado em estudos do metabolismo pulmonar através de investigação por intermédio da administração de radiofármacos e análise de radiação por PET, associado a um sinal de sincronismo obtido a partir de um transdutor capaz de monitorar o ciclo respiratório.

O protótipo apresentado mostrou-se capaz de auxiliar o trabalho de especialistas em medicina nuclear, na busca por melhores diagnósticos principalmente nos casos de doenças cancerígenas que se refugiam na região torácica, pois permitirá a estes profissionais a formulação de novas hipóteses sobre técnicas de captura e sincronismo das imagens obtidas pelo sistema PET-CT dedicado, uma vez que esta técnica encontra-se em desenvolvimento, como apontam os estudos de NEHMEH (2008).

A fusão de imagens obtidas a partir da tecnologia PET-CT tem sido considerada como uma das mais promissoras no planejamento da radioterapia ou mesmo dos procedimentos cirúrgicos para retirada de tumores (PROLA, 2008).

As diversas soluções apontadas para um melhor diagnóstico em doenças das vias respiratórias, associadas a alterações anatômicas ou funcionais na região torácica de pacientes com suspeita de câncer sempre resvalam na questão do movimento dinâmico, como observado por DONGFENG (2011) em suas observações a cerca do problema. Soluções como imagens 3D, 4D, sincronismo do ciclo respiratório ou cardíaco poderão sempre receber novas contribuições para melhoria das técnicas, e por consequência melhoria na reconstrução das imagens capturadas (GUCKENBERGER, 2007).

O projeto aqui apresentado busca minimizar a presença de artefatos nas imagens geradas pela técnica PET-CT, por meio de uma instrumentação de custo menos proibitivo e disponível para a maioria dos equipamentos que possuam em sua constituição uma Gama Câmara e um sistema de detecção das ondas QRS.

Desta forma, se o equipamento possibilitar o sincronismo do movimento cardíaco, também será capaz de sincronizar o movimento respiratório no mesmo módulo, permitindo novos estudos e aplicações de protocolos para captura de imagens médicas.

O objetivo geral deste trabalho foi alcançado, pois foi desenvolvido um equipamento capaz de sincronizar o ciclo respiratório a um módulo de ECG instalado a uma Gama Câmara e desta forma utilizar o protocolo de captura e reconstrução de imagens sincronizadas a partir da identificação das ondas R, que na verdade podem ser adaptadas a qualquer ponto de interesse das curvas de inspiração ou expiração do paciente.

A utilização de uma plataforma embarcada, como o ARDUINO possibilitou o cumprimento dos objetivos específicos, em relação a área de instrumentação, pois viabilizou trabalhar com sinais fisiológicos, como os coletados a partir da ponte de *Wheatstone* e aplicar através de um software de tratamento do sinal, uma série de filtros capazes de eliminar satisfatoriamente o excesso de ruído gerado pelos componentes do transdutor.

Quanto a área de processamento de imagens médicas os objetivos específicos foram parcialmente atendidos, pois não houve a possibilidade de realizar testes *in vivo*, ou seja, em seres humanos.

No entanto, os testes realizados com uma fonte pontual foram adequados para comprovar a capacidade de trabalho do protótipo sugerido, ou seja, uma tecnologia de baixo custo capaz de sincronizar os ciclos respiratórios a uma Gama Câmara dotada de módulo dedicado na detecção de ondas R do complexo QRS.

Uma situação importante a ser considerada é o fato de que os pacientes submetidos a qualquer investigação, sob o uso de material radioativo poderão receber doses mais elevadas, quando comparadas com aquelas utilizadas no protocolo padrão para realização do exame, ao menos durante o período de ajuste do protocolo a ser utilizado na técnica PET-CT. Esta questão não inviabiliza a pesquisa, apenas a torna mais complexa, pois requer a participação de profissionais de diversas áreas.

O conselho nacional de energia nuclear – CNEN afirma no item limitação de dose individual, que para pacientes submetidos ao uso de substâncias radioativas não há um limite específico de dose, porém a equipe clínica deverá se ater ao princípio da otimização que determina o seguinte: “a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente

exequível” (Norma CNEN-NN3.01, 2005), o que demonstra ser aceitável variações de dose radioativa, quando os pacientes em estudo são monitorados adequadamente.

A realização de testes em seres vivos dependeria da aceitação formal do paciente e a aprovação de um comitê de ética, além do adequado ajuste de um novo protocolo de investigação a ser elaborado em conjunto com a equipe de especialistas em medicina nuclear. Estas etapas não se mostraram necessárias neste trabalho devido a opção de se trabalhar predominantemente em ambiente simulado.

5.1 TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para continuidade deste trabalho foi observada a necessidade de estabelecer uma parceria com instituição de pesquisa em medicina nuclear, pois permitirá grandes avanços na melhoria dos protocolos utilizados na técnica de PET-CT e, por conseguinte, no estadiamento das doenças associadas a evolução de células tumorais presentes nas vias respiratórias.

Conforme demonstrado neste trabalho o câncer de pulmão tem sido um dos maiores desafios para a medicina nuclear no trabalho de diagnóstico e tratamento, pois a definição de volume do tumor e sua localização são fundamentais para o tratamento da doença e o aumento das chances de sobrevivência dos pacientes (KATHLEEN, 2010).

Outro ponto importante a ser trabalhado será o de validar o protótipo através de testes em seres humanos e comparar a redução de artefatos nas imagens obtidas pela técnica PET-CT com o padrão ouro utilizado na área de imagens médicas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDELNOUR AF, et al. Phase and amplitude binning for 4D-CT imaging. *PhysMed Biol.* v. 52, p. 3515-3529, 2007.

BERTEMES FILHO, Pedro. Proposta de um sistema telemétrico para registro de potenciais bioelétricos. Tese de Mestrado em Engenharia Elétrica. UFSC, 1998.

BOUCHER Luc; Serge Rodrigue; Roger Lecomte; François Bénard. Respiratory Gating for 3-Dimensional PET of the Thorax: Feasibility and Initial Results. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine.* v. 45, p. 214-219, 2004.

BUNYAVIROCH T, Coleman RE. PET evaluation of lung cancer. *J Nucl Med.* v. 47, p. 451-469, 2006.

BUTTON, Vera Lúcia da Silva Nantes. Eletrocardiógrafo e Monitor Cardíaco. In: Ministério da Saúde, Equipamentos médico-hospitalares e o gerenciamento da manutenção. Brasília, 2002.

BUTTON, Vera Lúcia da Silva Nantes; OLIVEIRA, Eduardo Jorge Valadares. *Rev. Bras. Eng. Biom.,* v. 28, n. 2, p. 124-139, 2012

CB SAW et al. A review on the clinical implementation of respiratory gated radiation therapy. *BiomedImagingIntervJournal.* v. 3(1):e40, 2007.

CERQUEIRA, Eduardo O.;Poppi, Ronei; Kubota, Lauro T. Utilização de filtro de transformada de fourier para a minimização de ruídos em sinais analíticos. Faculdade de Farmácia - Universidade de Franca - Franca - SP. 1999. Disponível em <www.scielo.br/pdf/qn/v23n5/3061.pdf>. Acessoem: 15 de out, 2011.

CHI Liu; Larry A. Pierce II; Adam M.Alessio; Paul E.Kinahan.The impact of respiratory motion on tumor quantification and delineation in static PET/CT imaging. *Phys Med Biol.* v. 54, p. 7345-7362, 2009.

CHI Liu et al, Quiescent period respiratory gating for PET/CT. *Med. Phys.* v. 37, p. 5037-5043, 2010.

CIPELLI, Antonio Marco Vicari; SANDRINI, Waldir João. Teoria e desenvolvimento de projetos de circuitos eletrônicos. 15ª Ed. São Paulo: Erica, 1993.

COSTA, Dirceu. Fisioterapia respiratória básica. São Paulo: Atheneu, 1999.

DAWOOD M, Buther F, Lang N, O Schober, Schafers KP. Respiratory gating in positron emission tomography: a quantitative comparison of different gating schemes. *Med Phys.* v. 34, p. 3067-3076, 2007.

DONGFENG Han et al Globally Optimal Tumor Segmentation in PET-CT Images: A Graph-Based Co-Segmentation Method. *InfProcessMedImaging.* v. 22, p. 245–256, 2011.

Estudo sobre Amplificadores Operacionais e algumas aplicações. Disponível em <<http://www2.eletronica.org/apostilas-e-ebooks/componentes/AOP.pdf>> Acesso em 15 de out 2011.

FREIRE, R. C. S.; ROCHA NETO, J. S.; DEEP, G. S. Avaliação de Erros Em Estruturas Realimentadas Contendo Sensores Termo-Resistivos. In: Congresso Brasileiro de Automática, 1998. Anais do XII Congresso Brasileiro de Automática. Uberlândia - MG. v.3, p. 757-762. Disponível em <<http://www.dee.ufcg.edu.br/~zesergio/352.doc>> Acesso em 20 de out, 2011.

GUADAGNINI, Paulo Henrique; BARLETTE, Vania E. Um termômetro eletrônico de leitura direta com termistor. *Revista Brasileira de Ensino de Física (São Paulo), São Paulo, Soc. Bras. Fís.,* v. 27, n. 3, p. 369-375, 2005.

GUCKENBERGER M, Weininger M, Wilbert J, Richter A, K Baier, Krieger T, Polat B, Flentje M. Influence of retrospective sorting on image quality in respiratory correlated computed tomography. *RadioterOncol.* v. 85, p. 223-231, 2007

GUORONG Wu et al, Reconstruction of 4D-CT from a single free-breathing 3D-CT by spatial-temporal image registration. *Inf Process Med Imaging.* v. 22, p. 686–698, 2011.

HAROLD Timmis, *Practical Arduino Engineering.* 1ªEd. New York. Apress, 2011

INCA. Estimativa 2012: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCA, 2011

KATHLEEN T. et al. Inferring Positions of Tumor and Nodes in Stage III Lung Cancer from Multiple Anatomical Surrogates Using 4D CT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* v. 77, p. 1553-1560, 2010.

KAWANO T, E Ohtake, Inoue T. Deep-inspiration breath-hold PET/CT of lung cancer: maximum standardized uptake value analysis of 108 patients. *J Nucl Med.* v. 49, p. 1223-1231, 2008.

KLAUS, Schafers;Lefteris Livieratos;Kim Rajappan;Lars Stegger;Dale L Bailey;Paolo G Camici. Respiratory gating of cardiac PET data in list-mode acquisition. *Artigo publicado no European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* v. 33, n. 5, p. 584-588, Maio 2006.

LAMARE F, Ledesma Carbayo MJ, Cresson T, G Kontaxakis, Santos A, CC Le Rest, leitor AJ, Visvikis D. List-mode-based reconstruction for respiratory motion correction in PET using non-rigid body transformations. *Phys Med Biol.* v. 52, p. 5187-5204, 2007.

LI T, Thorndyke B, Schreiber E, Yang Y, Xing L. Model-based image reconstruction for four-dimensional PET. *Phys Med.* v. 33, p. 1288-98, 2006.

LITTLE AG, Gay EG, Gaspar LE, et al. National survey of non-small cell lung cancer in the United States: epidemiology, pathology and patterns of care. *Lung Cancer.* v. 57, p. 253-260, 2007.

LU, W.; Parikh, P. J.; Hubenschmidt, J. P.; Bradley, J. D.; Low, D. A. A comparison between amplitude sorting and phase-angle sorting using external respiratory measurement for 4DCT. *Phys Med.* v. 33, p. 2964-2974, 2006.

MARTINS, Nardenio Almeida. *Sistemas Microcontrolados.* São Paulo: Novatec, 2005.

MAURICIO, Reyes et al. Model-based respiratory motion compensation for emission tomography image reconstruction. *Phys. Med. Biol.* v. 52, p. 3579-3600, 2007.

MEIRELLES, G. S. P.; Erdi, Y. E.; Nehmeh, S. A.; Squire, O. D.; Larson, S. M.; Humm, J. L., Schoder, H. Deep-inspiration breath-hold PET/CT: clinical findings with a new technique for detection and characterization of thoracic lesions. *J Nucl Med.* v. 48, p. 712-719, 2007.

MOLETA, Patrícia. Estudo da captação de sinais mioelétricos em instrumentação biomédica. 7º Congresso Nacional de Iniciação Científica – CONIC SEMESP, 2007.

MORI S. et al. Improved motion compensation in 3D-CT using respiratory correlated segment reconstruction: diagnostic and radiotherapy applications. *The British Journal of Radiology*. v. 79, p. 745–755, 2006.

NEHMEH SA, et al. Effect of respiratory gating on reducing lung motion artifacts in PET imaging of lung cancer. *Med Phys*. v. 29, p. 366–371, 2002.

NEHMEH SA, Erdi YE, Ling CC, Rosenzweig KE, Schoder H, Larson SM, Macapinlac HA, Squire OD, Humm JL. Effect of respiratory gating on quantifying PET images of lung cancer. *J Nucl Med*. v. 43, p. 876–881, 2002.

NEHMEH SA, et al. Quantitation of respiratory motion during 4D-PET/CT acquisition. *Med Phys*. v. 31, p. 1333–1338, 2004.

NEHMEH SA, et al. Four-dimensional (4D) PET/CT imaging of the thorax. *Med Phys*. v. 31, p. 3179–3186, 2004.

NEHMEH SA, Erdi YE, Meirelles GSP, Squire O, Larson SM, Humm JL, Schoder H. Deep-inspiration breath-hold PET/CT of the thorax. *J Nucl Med*. v. 48, p. 22–26, 2007.

NEHMEH SA, Erdi YE. Respiratory motion in positron emission tomography/computed tomography: a review. *Semin Nucl Med*. v. 38, p. 167–176, 2008.

NOCETI, Sidnei; Dalcastagnê, A. L. Geração de Ruído Rosa a partir de Ruído Branco. 1º Seminário de Engenharia de Áudio (SEMEA 2002). pp. 1-6, Belo Horizonte, 2002.

NOCETI, Sidnei. Fundamentos sobre ruídos, Disponível em <<http://www.selenium.com.br/site2004/downloads/trabalhos/ruídos.pdf>> Acesso em: 04 de ago. 2010.

NOGUEIRA SA, Lederman HM, Wagner J, Yamaga LY, Cunha ML, Funari MBG. Estudo comparativo da qualidade de imagem dos modos de aquisição da PET: validação de um protocolo para reduzir a dose de radiação. *Radiol Bras*. 2009; 42(2): 103–107.

Norma CNEN NN-3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, 2005.

P H JARRITT; A. R. Hounsell; K. J. Carson; D. Visvikis; V. P. Cosgrove; J. C. Clarke; D. P. Stewart; V. A. L. Fleming; R. L. Eakin; A. Zafari. Use of combined PET/CT images for radiotherapy planning: initial experiences in lung cancer. *The British Institute of Radiology*. v. 28, p. 33-40, 2005.

PROLA Netto et al, Aplicações da PET/CT com FDG no câncer de pulmão não-pequenas células. *Rev. imagem*. v. 30, p. 7-14, 2008.

QIAO F, T Pan, Clark JWJ, Mawlawi OR. A motion-incorporated reconstruction method for gated PET studies. *Phys Med Biol*. v. 51, p. 3769-3783, 2006.

QIAO F, T Pan, Clark JWJ, Mawlawi modelo O. Joint model of motion and anatomy for PET image reconstruction. *Phys Med*. v. 34, p. 4626-4639, 2007.

SERGIO L. Faria; Robert Lisbona; Jerry Stern; Slobodan Devic; Luis Souhami; R Carolyn. Use of FDG-PET/CT scan in the planning of radiation therapy for nonsmall cell lung cancer. *Radiologia Brasil*. v. 40, p. 345-348, 2007.

SILVA Maria I. B.. Caracterização Física de um sistema de imagem por PET/TC. Tese de mestrado em Engenharia Física Tecnológica. UTL, 2008.

STEMPNIAK, C. R.; DE PAULA, Leonardo Costa; LANDGRAF, W. R. Reduzindo a incerteza de medição com ajuda de *software*. In: Encontro para Qualidade de Laboratórios-ENQUALABSÃO PAULO, 2005 Disponível em. <http://www.grupocalibracao.com.br/download.aspx?idAttribute=artigo_arquivo&idContent=1008> Acesso em 03 de mar 2011.

STINE S. KORREMAN et al. The role of image guidance in respiratory gated radiotherapy. *Acta Oncologica*. v. 47, p. 1390-1396, 2008.

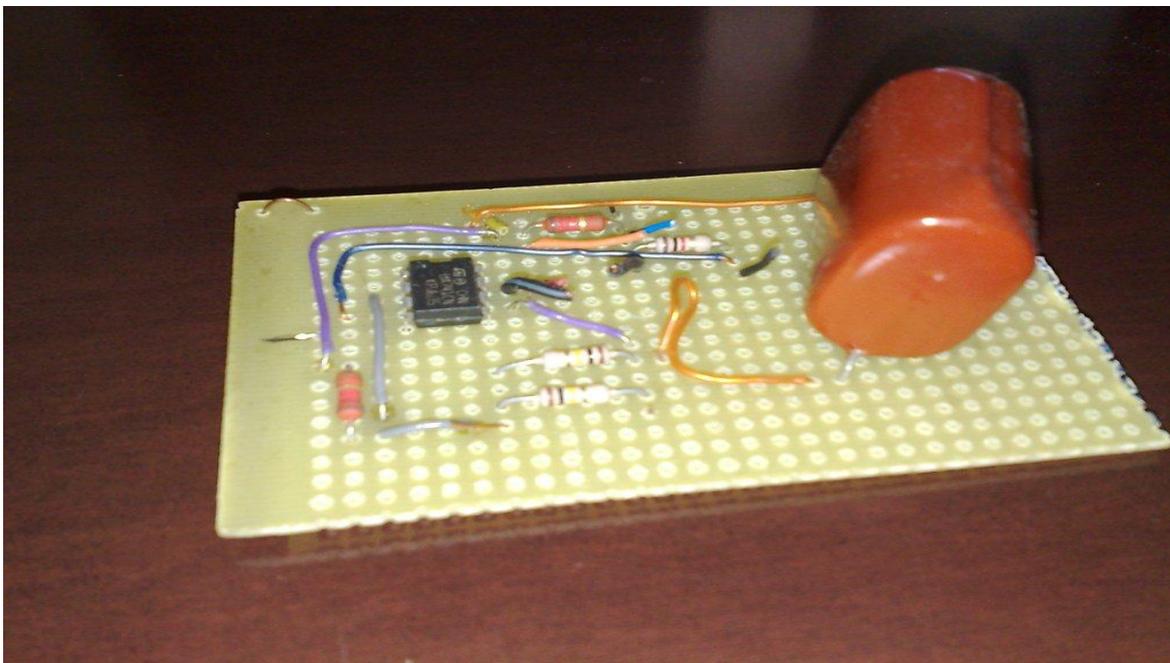
TIPLER, Paul A.; MOSCA, Gene. Física para cientistas e engenheiros; v.1. 6.ed. RIO DE JANEIRO: LTC, 2009.

WINK N, Panknin C, Solberg TD. Phase versus amplitude sorting of 4D-CT data. *J Appl Clin Med Phys*. v. 7, p. 77-85, 2006.

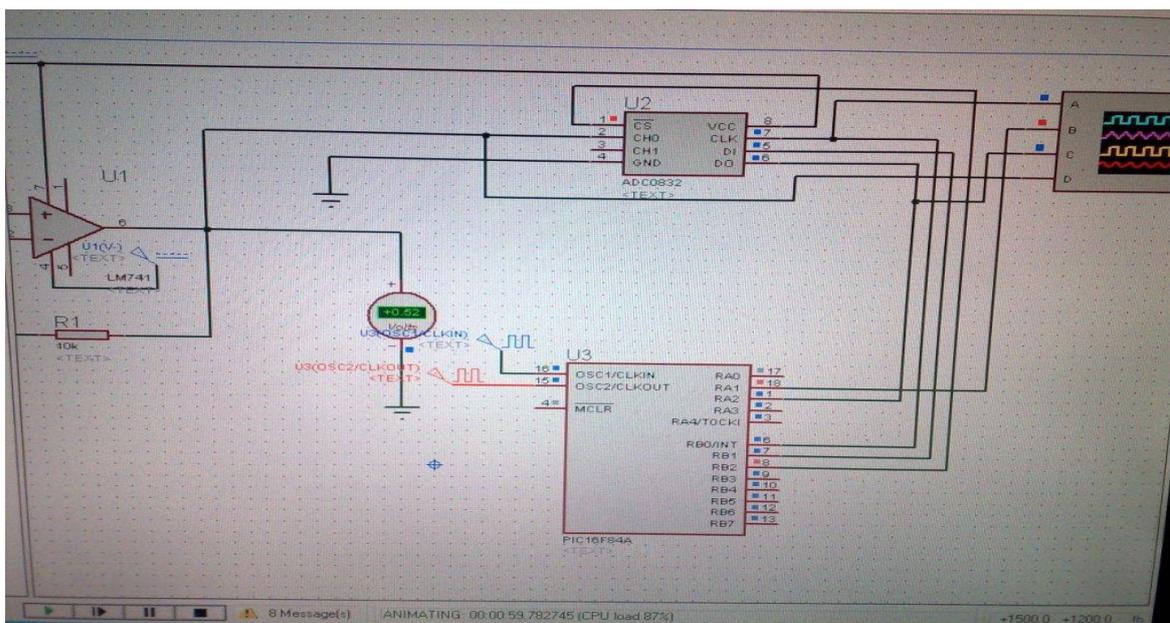
YAMAZAKI T, H Ue, Haneishi H, Hirayama A, Sato T, Nawano S. An Attenuation Correction Method for Respiratory-Gated PET/CT Image. IEEE. Nuclear Science SymposiumConferenceRecord. v. 6, p. 3292-3296, 2006.

APÊNDICES

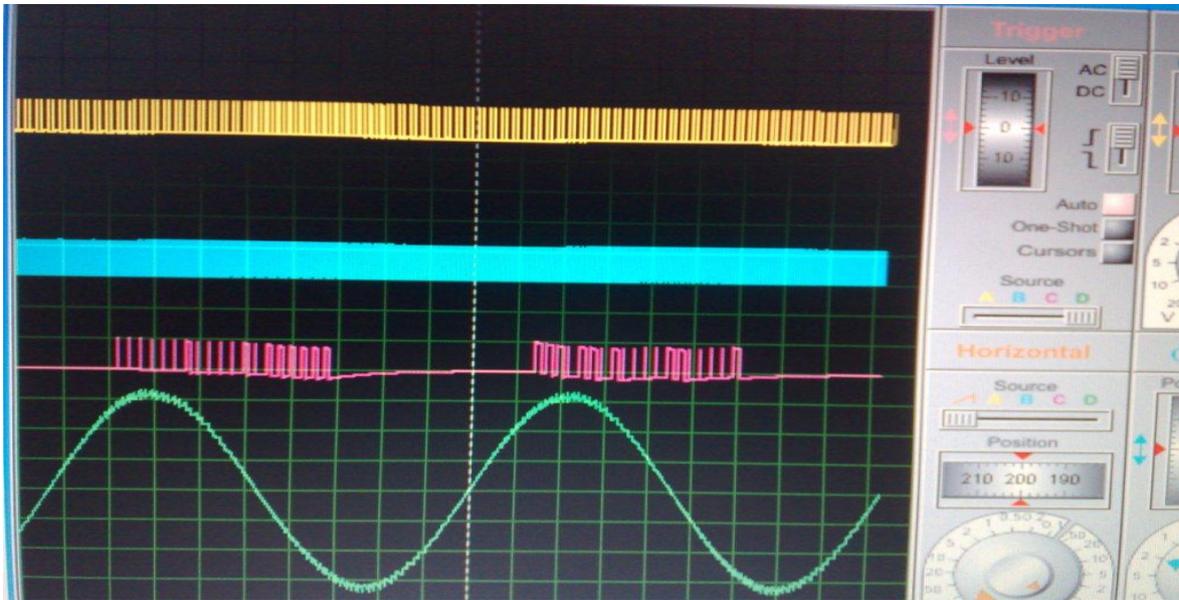
APÊNDICE 01 - Primeiro circuito para condicionamento de sinal



APÊNDICE 02 - Circuito digital no PROTEUS



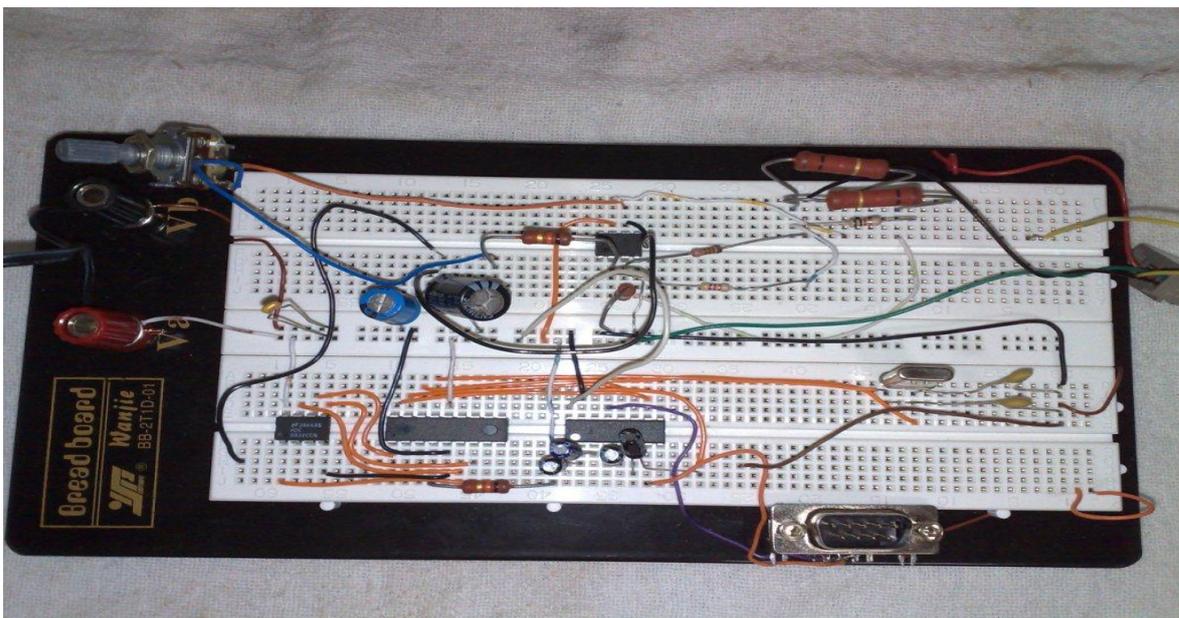
APÊNDICE 03 - Sinais no osciloscópio virtual



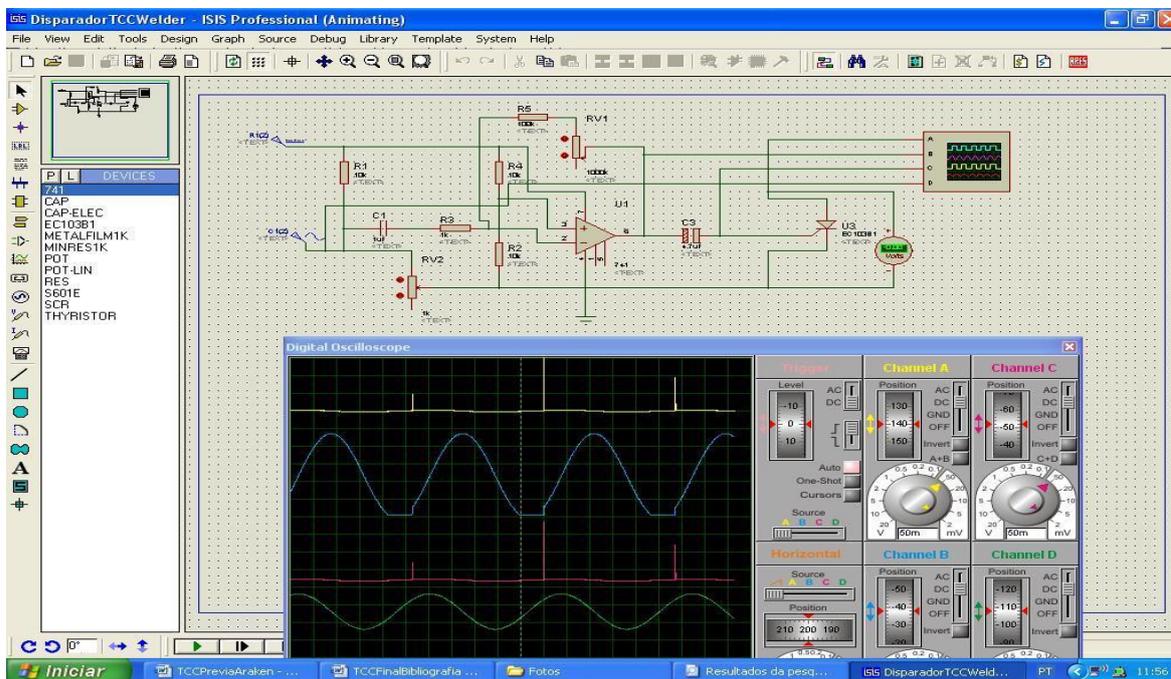
LEGENDA:

- Amarelo: Sinal de *Clock* controlado pelo Microcontrolador
- Azul: Saída de dados do Microcontrolador para o conversor RS232
- Vermelho: Saída de dados do conversor A/D
- Verde: Sinal proveniente do transdutor

APÊNDICE 04 - Protótipo real para 01 termistor



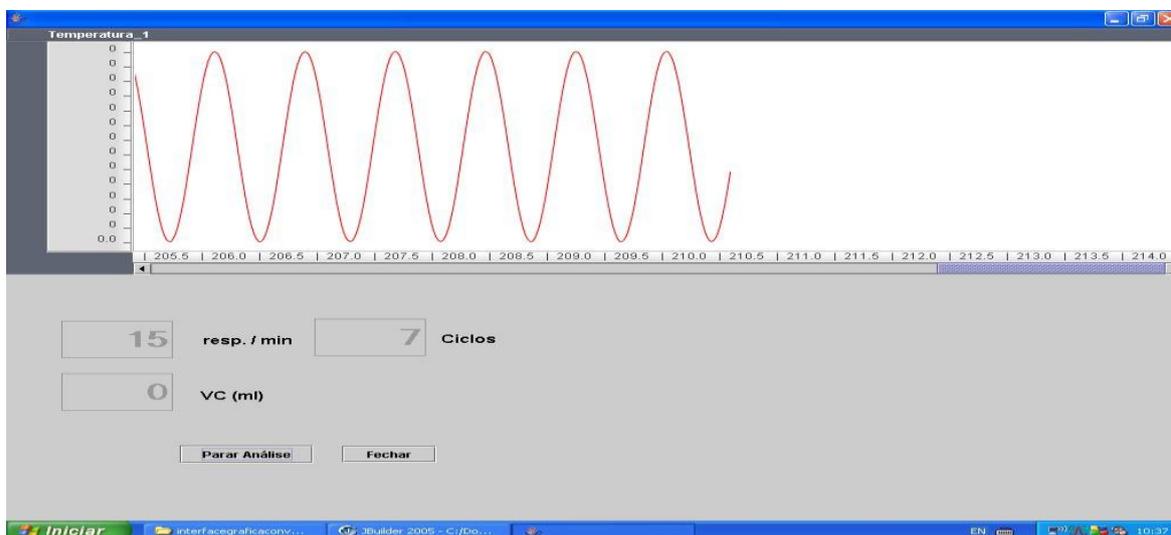
APÊNDICE 05 - Circuito digital do disparador de sinal estático



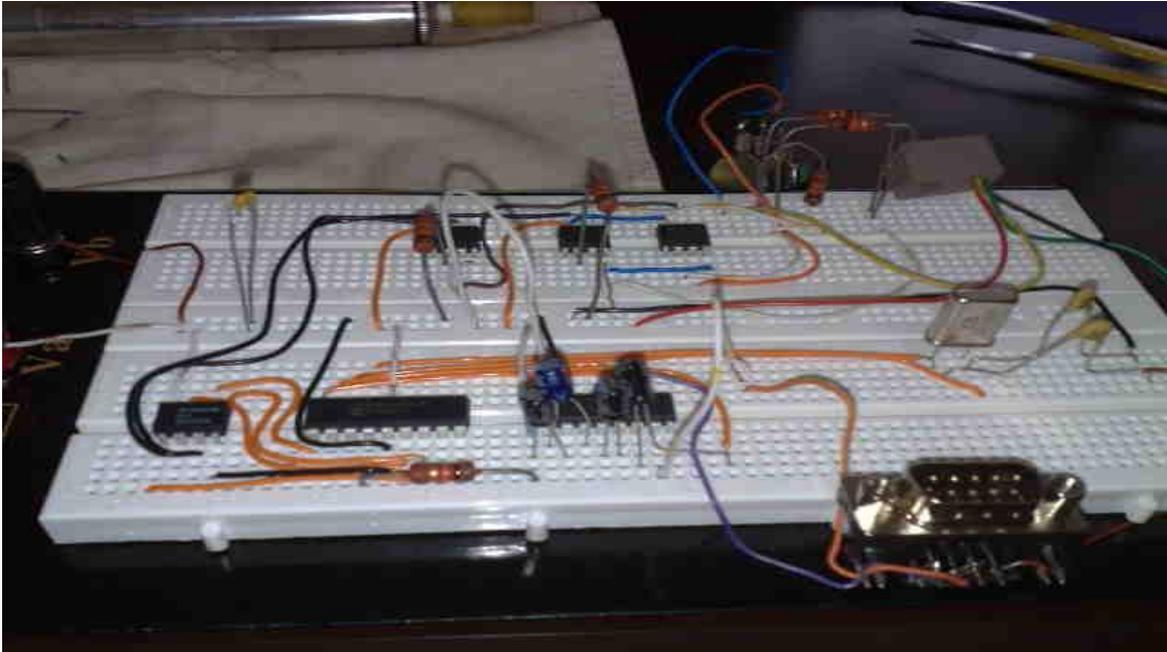
LEGENDA:

- Amarelo: Sinal estático de saída para sincronismo com monitor de ECG
- Azul: Sinal de controle para disparo do Tiristor
- Vermelho: Sinal de disparo do Tiristor
- Verde: Sinal proveniente do transdutor

APÊNDICE 06 - Layout alterado para o primeiro protótipo didático



APÊNDICE 07 - Protótipo real para 02 termistores



APÊNDICE 08 - Layout final do programa de interação com usuário



APÊNDICE 09 -Transdutor de fluxo



APÊNDICE 10 – Código do matlab

```
clear;
clc;

loadTERMISTORNASAL10s; %Sinal real coletado em 10 segundos

%Exemplo do primeiro estagio de filtragem em Passa Baixa
wn=[.004];
x=val;
k=250;
a=fir1(k,wn);
b=abs(fft(a));
c=conv(a,x);
c=conv(a,c);
c3=conv(a,c);
c4=conv(a,c3);

%Utilizando o sinal filtrado em 2estagios de passa baixa
n=length(c);
maxCH=0;
g=1;
h=1;
downTeste=0;

%Lógica computacional para encontrar a quantidade de maximos e mínimos do
sinal filtrado
fori=1:n-1
if i-1~=0
if c(i)>c(i+1)
if c(i)>c(i-1)
maxCH(g)=i;
g=g+1;
end
elseif c(i)<c(i-1)
if c(i)<c(i+1)
minCH(h)=i;
h=h+1;
end
end
ifmaxCH==0
downTeste=1;
end
end
else
end
end

%Utilizando polinomios para ajustar a curva
%ni=linspace(0,100,n);
%xi=ni;
%m=length(maxCH)*(length(maxCH)-1);
%p=polyfit(ni,c,m);
%z1=polyval(p,xi);
%figure(3)
%plot(ni,c,'.',xi,x,'-')
%xlabel('x'),ylabel('y=f(x)')
%title('Ajuste de curva')
```

```

%Identificando o comprimento das subidas e descidas do ciclo.
%Ajustando possíveis erros de transiente
z=c;
ifdownTeste==1
fori=1:length(maxCH)
down(i)=(maxCH(i)) - (minCH(i));
end
mediaDown=sum(down)/length(maxCH);
fori=1:length(maxCH)
if down(i)<mediaDown
z(1:maxCH(i))=z(maxCH(i));
end
end

else
fori=1:length(minCH)
up(i)=(minCH(i)) - (maxCH(i));
end
mediaUp=sum(up)/length(minCH);
fori=1:length(minCH)
if up(i)<mediaUp
z(1:minCH(i))=z(minCH(i));
end
end
end

%Considerando o ajuste de curva para ignorar transientes.
%Preparando base de controle para gerador de sincronismo.
g=1;
h=1;

for i=1:n-1
if i-1~=0
if z(i)>z(i+1)
if z(i)>z(i-1)
maxCHL(g)=i;
g=g+1;
end
elseif z(i)<z(i-1)
if z(i)<z(i+1)
minCHL(h)=i;
h=h+1;
end
ifmaxCH==0
downTeste=1;
end
end
else
end
end

%Gerador de pulsos em sincronismo com ponto a ser selecionado para o
ciclo de descida do sinal
Z=z;
Z(1:n)=0;
fori=1:length(minCH)
Z(minCH(i))=100;
end

%Gerador de pulsos em sincronismo com ponto médio (down) do sinal

```

```

Z2=z;
Z2(1:n)=0;
cento=input('Digite o valor percentual de sincronismo na descida: (0-100)
= ')
for i=1:length(minCH)
    S1=minCH(i)-maxCH(i);
S1=S1*cento/100;
    S(i)=int16(S1+maxCH(i));
    Z2(S(i))=100;
end

%Plotando os gráficos
figure(1)
subplot(3,1,1);
plot(x)
title('Sinal Real')
subplot(3,1,2);
plot(c)
title('sinal 2° Filtro PB')
subplot(3,1,3);
plot(c4)
title('sinal 4° Filtro PB')
figure(2);
subplot(2,1,1);
plot(b);
title('RespostaFiltroDominio Freq.')
subplot(2,1,2);
plot(a);
title('Resposta Filtro Dominio Tempo')

%Exemplo de utilização dos ajustes para sincronismo em qualquer ponto do
ciclo respiratório ins/ex.
zyMed=z;
xi=linspace(1,10,n);
figure(4)
plot(xi,Z2,'r-')
hold on
xlabel('Tempo (s)'),ylabel('y=f(t)')
title('Sincronismo ciclo expiratório no ponto ')
plot(xi,zyMed,':')

```

APÊNDICE 11 – Termistores

Os termistores são dispositivos feitos de materiais semicondutores, cuja resistência varia acentuadamente com a temperatura. Enquanto o comportamento do sensor de platina é quase linear, nos termistores este é pouco ou nada linear (FREIRE *et al.*, 1998). Os termistores com coeficiente de temperatura negativo - NTC apresentam uma redução do valor nominal da resistência com o aumento da temperatura. Os termistores com coeficiente de temperatura positivo - PTC apresentam uma variação positiva da resistência, proporcionais ao acréscimo da temperatura e alguns são caracterizados pela natureza abrupta desta variação, o que os torna úteis em dispositivos de proteção de sobreaquecimento. Nos anexos 10 e 11 encontram-se algumas curvas características da Resistência (Ω) versus Temperatura ($^{\circ}\text{C}$) de termistores nos padrões NTC e PTC.

Circuitos de medição, utilizando Amplificadores Operacionais em configurações que envolvem realimentação negativa, onde o sinal a ser amplificado provém de um sensor termo-resistivo aquecido e mantido a uma temperatura constante em um ramo de uma ponte de *Wheatstone*, segundo FREIRE (1998, p.757) foram utilizados para a medição de potência de microondas (*apud* LARSEN, 1976), velocidade de fluidos turbulentos (*apud* DOEBELIN, 1975) e radiação térmica (*apud* LOBO *et al.*, 1995). O princípio de medição dessas estruturas é o da equivalência elétrica, em que a variação da grandeza a ser medida é substituída por uma variação de uma grandeza elétrica na forma de tensão ou corrente.

Para FREIRE (1998, p.757-762), no texto que trata sobre estruturas realimentadas utilizando dispositivos termo-resistivos:

“Nos instrumentos que se utilizam do princípio da equivalência elétrica, a variação da potência térmica incidente em um sensor termo-resistivo, decorrente da grandeza a medir (temperatura, velocidade do ar, radiação solar) é substituída por uma variação de potência elétrica no sensor, idealmente de mesmo valor e de sinal contrário. Deste modo, a variação da potência elétrica é equivalente à variação da potência térmica decorrente da grandeza a medir. Conhecendo-se um valor de referência, que pode ser a potência elétrica quando o valor da grandeza a ser medida é nulo, pode-se então encontrar o valor dessa grandeza em um caso qualquer”.

A equação 1 relaciona a temperatura dos sensores termo-resistivos metálicos com suas temperaturas e a equação 2 é válida para os termistores.

$$T_s = \frac{1}{\beta} \left(\frac{R_s}{R_0} - 1 \right), \quad (1)$$

onde: R_s e R_0 são as resistências elétricas do sensor termo-resistivo metálico na temperatura T_s e na temperatura de 0°C , respectivamente, e β é o coeficiente térmico da resistência elétrica do sensor, e

$$T_s = \frac{1}{\frac{1}{B} \ln \frac{R_s}{R_0} + \frac{1}{T_0}}, \quad (2)$$

onde: R_s é a resistência elétrica do termistor na temperatura T_s , R_0 é a resistência do termistor em uma temperatura de referência T_0 e B é uma constante. A primeira lei da termodinâmica aplicada ao sensor termo-resistivo, tanto os do tipo metálico como os termistores, fornece a seguinte equação:

$$\alpha AH + R_s I_s^2 = UA(T_s - T_a) + mc \frac{dT_s}{dt}, \quad (3)$$

onde: α é o coeficiente de absorvidade do sensor, T_s é a sua temperatura, T_a é a temperatura ambiente e t é o tempo; m é a massa do sensor, A é a sua área de superfície exposta a radiação H , c é o seu calor específico e U é o coeficiente global de transferência de calor entre o sensor e o meio; R_s e I_s são, respectivamente, a resistência elétrica e a corrente que passa pelo sensor termo-resistivo (FREIRE *et al.*; 1998).

ANEXOS

ANEXO 01 - PET/CT Discovery STE



ANEXO 02 -Características do PIC16F84A



PIC16F84A

18-pin Enhanced FLASH/EEPROM 8-Bit Microcontroller

High Performance RISC CPU Features:

- Only 35 single word instructions to learn
- All instructions single-cycle except for program branches which are two-cycle
- Operating speed: DC - 20 MHz clock input
DC - 200 ns instruction cycle
- 1024 words of program memory
- 68 bytes of Data RAM
- 64 bytes of Data EEPROM
- 14-bit wide instruction words
- 8-bit wide data bytes
- 15 Special Function Hardware registers
- Eight-level deep hardware stack
- Direct, indirect and relative addressing modes
- Four interrupt sources:
 - External RBO/INT pin
 - TMR0 timer overflow
 - PORTB<7:4> interrupt-on-change
 - Data EEPROM write complete

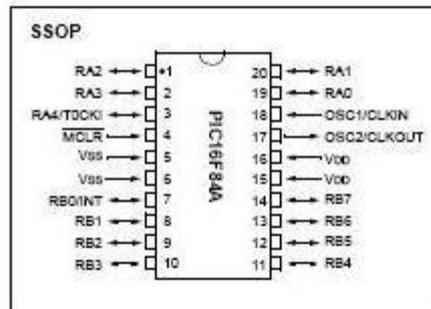
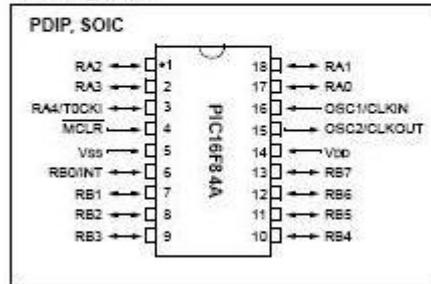
Peripheral Features:

- 13 I/O pins with individual direction control
- High current sink/source for direct LED drive
 - 25 mA sink max. per pin
 - 25 mA source max. per pin
- TMR0: 8-bit timer/counter with 8-bit programmable prescaler

Special Microcontroller Features:

- 10,000 erase/write cycles Enhanced FLASH Program memory typical
- 10,000,000 typical erase/write cycles EEPROM Data memory typical
- EEPROM Data Retention > 40 years
- In-Circuit Serial Programming™ (ICSP™) - via two pins
- Power-on Reset (POR), Power-up Timer (PWRT), Oscillator Start-up Timer (OST)
- Watchdog Timer (WDT) with its own On-Chip RC Oscillator for reliable operation
- Code protection
- Power saving SLEEP mode
- Selectable oscillator options

Pin Diagrams



CMOS Enhanced FLASH/EEPROM Technology:

- Low power, high speed technology
- Fully static design
- Wide operating voltage range:
 - Commercial: 2.0V to 5.5V
 - Industrial: 2.0V to 5.5V
- Low power consumption:
 - < 2 mA typical @ 5V, 4 MHz
 - 15 μ A typical @ 2V, 32 kHz
 - < 0.5 μ A typical standby current @ 2V

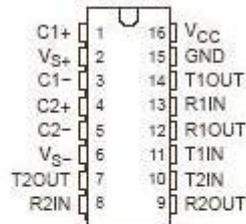
ANEXO 03 -Características do MAX232

MAX232, MAX232I DUAL EIA-232 DRIVERS/RECEIVERS

SLLS047L – FEBRUARY 1989 – REVISED MARCH 2004

- Meets or Exceeds TIA/EIA-232-F and ITU Recommendation V.28
- Operates From a Single 5-V Power Supply With 1.0- μ F Charge-Pump Capacitors
- Operates Up To 120 kbit/s
- Two Drivers and Two Receivers
- \pm 30-V Input Levels
- Low Supply Current . . . 8 mA Typical
- ESD Protection Exceeds JESD 22 – 2000-V Human-Body Model (A114-A)
- Upgrade With Improved ESD (15-kV HBM) and 0.1- μ F Charge-Pump Capacitors is Available With the MAX202
- Applications
 - TIA/EIA-232-F, Battery-Powered Systems, Terminals, Modems, and Computers

MAX232 . . . D, DW, N, OR NS PACKAGE
MAX232I . . . D, DW, OR N PACKAGE
(TOP VIEW)



description/ordering information

The MAX232 is a dual driver/receiver that includes a capacitive voltage generator to supply TIA/EIA-232-F voltage levels from a single 5-V supply. Each receiver converts TIA/EIA-232-F inputs to 5-V TTL/CMOS levels. These receivers have a typical threshold of 1.3 V, a typical hysteresis of 0.5 V, and can accept \pm 30-V inputs. Each driver converts TTL/CMOS input levels into TIA/EIA-232-F levels. The driver, receiver, and voltage-generator functions are available as cells in the Texas Instruments LinASIC™ library.

ORDERING INFORMATION

T _A	PACKAGE†		ORDERABLE PART NUMBER	TOP-SIDE MARKING	
0°C to 70°C	PDIP (N)	Tube of 25	MAX232N	MAX232N	
		Tube of 40	MAX232D	MAX232	
	SOIC (D)	Reel of 2500	MAX232DR		
		SOIC (DW)	Tube of 40	MAX232DW	MAX232
			Reel of 2000	MAX232DWR	
SOP (NS)	Reel of 2000	MAX232NSR	MAX232		
-40°C to 85°C	PDIP (N)	Tube of 25	MAX232IN	MAX232IN	
		Tube of 40	MAX232ID	MAX232I	
	SOIC (D)	Reel of 2500	MAX232IDR		
		SOIC (DW)	Tube of 40	MAX232IDW	MAX232I
			Reel of 2000	MAX232IDWR	

† Package drawings, standard packing quantities, thermal data, symbolization, and PCB design guidelines are available at www.ti.com/iso/package.



Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and disclaimers thereto appears at the end of this data sheet.

LinASIC is a trademark of Texas Instruments.

PRODUCTION DATA Information is current as of publication date. Products conform to specifications per the terms of Texas Instruments standard warranty. Production processing does not necessarily include testing of all parameters.

**TEXAS
INSTRUMENTS**

POST OFFICE BOX 655303 • DALLAS, TEXAS 75265

Copyright © 2004, Texas Instruments Incorporated

1

ANEXO 04 -Características do ADC8232


July 2002

ADC0831/ADC0832/ADC0834/ADC0838

8-Bit Serial I/O A/D Converters with Multiplexer Options

General Description

The ADC0831 series are 8-bit successive approximation A/D converters with a serial I/O and configurable input multiplexers with up to 8 channels. The serial I/O is configured to comply with the NSC MICROWIRE™ serial data exchange standard for easy interface to the COPS™ family of processors, and can interface with standard shift registers or μ Ps.

The 2-, 4- or 8-channel multiplexers are software configured for single-ended or differential inputs as well as channel assignment.

The differential analog voltage input allows increasing the common-mode rejection and offsetting the analog zero input voltage value. In addition, the voltage reference input can be adjusted to allow encoding any smaller analog voltage span to the full 8 bits of resolution.

Features

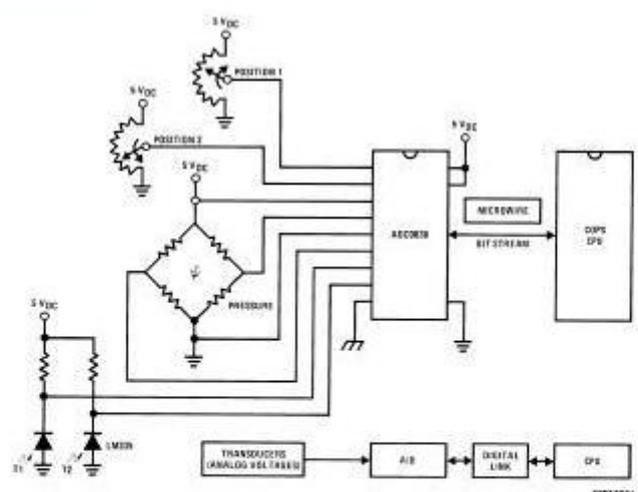
- NSC MICROWIRE compatible—direct interface to COPS family processors
- Easy interface to all microprocessors, or operates "stand-alone"

- Operates ratiometrically or with 5 V_{DC} voltage reference
- No zero or full-scale adjust required
- 2-, 4- or 8-channel multiplexer options with address logic
- Shunt regulator allows operation with high voltage supplies
- 0V to 5V input range with single 5V power supply
- Remote operation with serial digital data link
- TTL/MOS input/output compatible
- 0.3" standard width, 8-, 14- or 20-pin DIP package
- 20 Pin Molded Chip Carrier Package (ADC0838 only)
- Surface-Mount Package

Key Specifications

■ Resolution	8 Bits
■ Total Unadjusted Error	$\pm 1/2$ LSB and ± 1 LSB
■ Single Supply	5 V _{DC}
■ Low Power	15 mW
■ Conversion Time	32 μ s

Typical Application



00GG001

TFS-STATE® is a registered trademark of National Semiconductor Corporation.
 COPS™ and MICROWIRE™ are trademarks of National Semiconductor Corporation.

ADC0831/ADC0832/ADC0834/ADC0838 8-Bit Serial I/O A/D Converters with Multiplexer Options

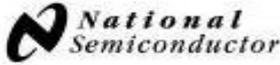
ANEXO 05 - Materiais utilizados em teste



ANEXO 06 - Layout sugerido por Martins



ANEXO 07 -Características do LM741



August 2000

LM741 Operational Amplifier General Description

The LM741 series are general purpose operational amplifiers which feature improved performance over industry standards like the LM709. They are direct, plug-in replacements for the 709C, LM201, MC1439 and 748 in most applications. The amplifiers offer many features which make their application nearly foolproof: overload protection on the input and

output, no latch-up when the common mode range is exceeded, as well as freedom from oscillations.

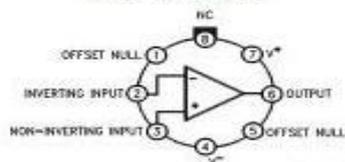
The LM741C is identical to the LM741/LM741A except that the LM741C has their performance guaranteed over a 0°C to +70°C temperature range, instead of -55°C to +125°C.

Features

LM741 Operational Amplifier

Connection Diagrams

Metal Can Package

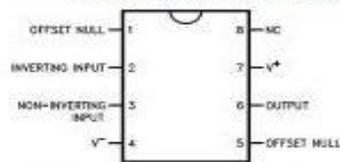


00834 1/02

Note 1: LM741H is available per JMS8510/10101

Order Number LM741H, LM741H/883 (Note 1),
LM741AH/883 or LM741CH
See NS Package Number H08C

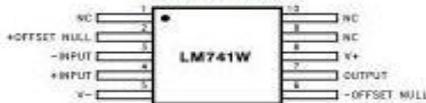
Dual-In-Line or S.O. Package



00834 1/02

Order Number LM741J, LM741J/883, LM741CH
See NS Package Number J08A, M08A or N08E

Ceramic Flatpak

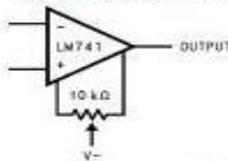


00834 1/02

Order Number LM741W/883
See NS Package Number W10A

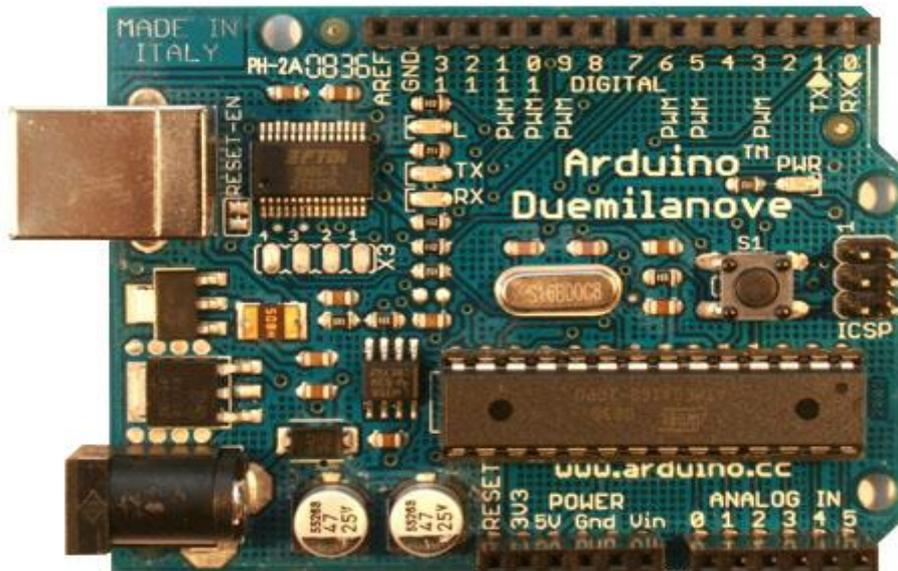
Typical Application

Offset Nulling Circuit



00834 1/02

⁴ANEXO 08 - Características da plataforma ARDUINO DUEMILANOVE



OVERVIEW

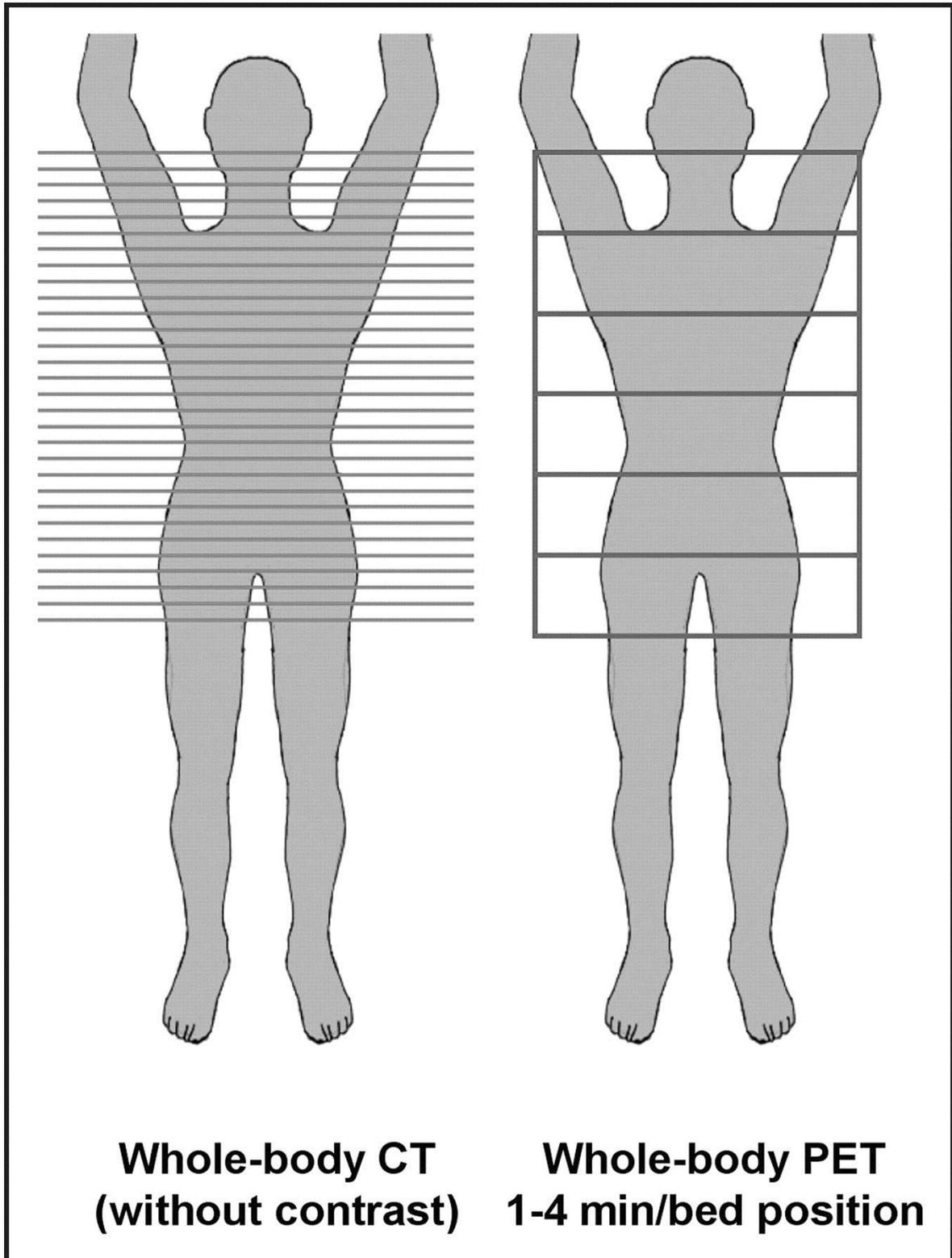
The ArduinoDuemilanove ("2009") is a microcontroller board based on the ATmega168 ([datasheet](#)) or ATmega328([datasheet](#)). It has 14 digital input/output pins (of which 6 can be used as PWM outputs), 6 analog inputs, a 16 MHz crystal oscillator, a USB connection, a power jack, an ICSP header, and a reset button. It contains everything needed to support the microcontroller; simply connect it to a computer with a USB cable or power it with a AC-to-DC adapter or battery to get started."Duemilanove" means 2009 in Italian and is named after the year of its release.

SUMMARY

Microcontroller	ATmega168
Operating Voltage	5V
Input Voltage (recommended)	7-12V
Input Voltage (limits)	6-20V
Digital I/O Pins	14 (of which 6 provide PWM output)
Analog Input Pins	6
DC Current per I/O Pin	40 mA
DC Current for 3.3V Pin	50 mA
Flash Memory	16 KB (ATmega168) or 32 KB (ATmega328) of which 2 KB used by bootloader
SRAM	1 KB (ATmega168) or 2 KB (ATmega328)
EEPROM	512 bytes (ATmega168) or 1 KB (ATmega328)
Clock Speed	16 MHz

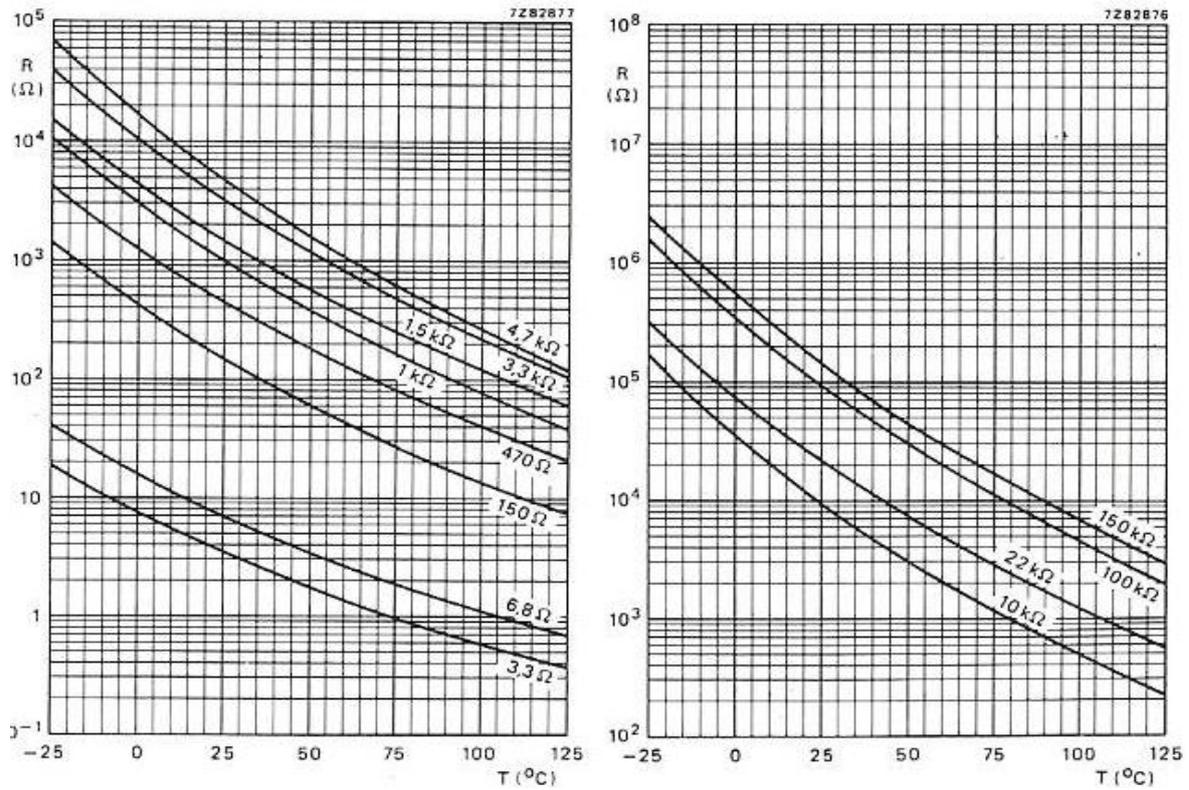
⁴Retirado da página <http://arduino.cc/en/Main/arduinoBoardDuemilanove> no dia 10/07/2012

⁵ANEXO 09 –Representação de movimento da mesa ou *bedpositions*

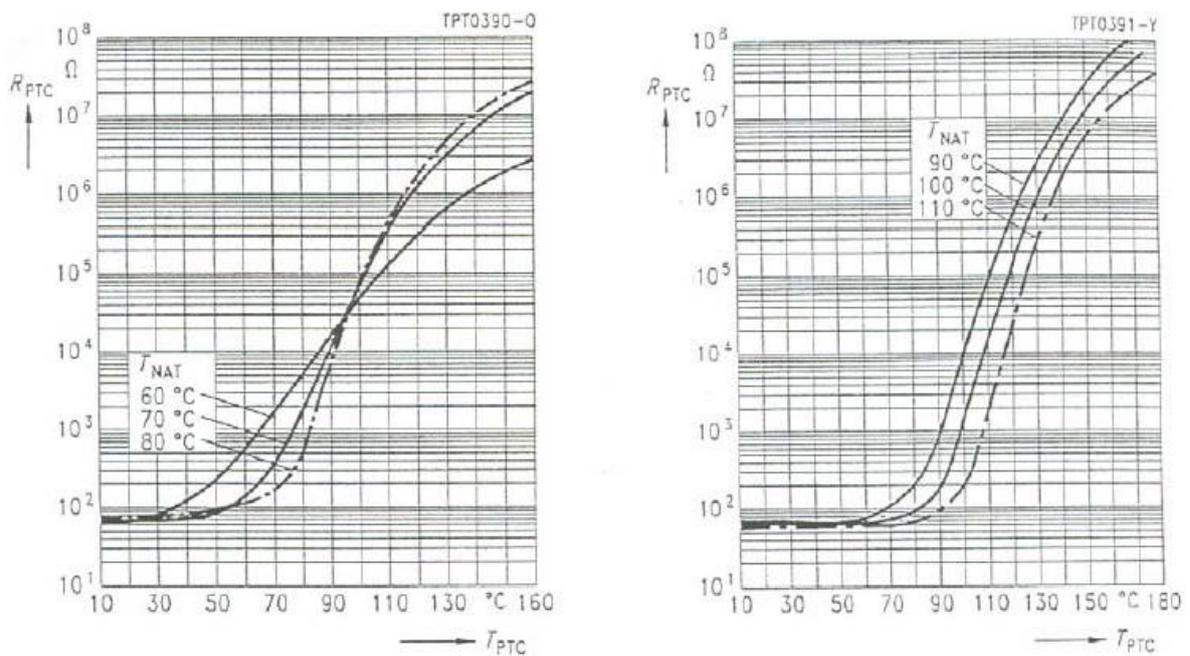


⁵Retirado da página http://jnm.snmjournals.org/content/45/1_suppl/46S/F3.expansion.html no dia 13/05/2012

⁶ANEXO 10 –Curvas características de termistores NTC



⁷ANEXO 11 –Curvas características de termistores PTC



⁶Retirado da página <https://woc.uc.pt/deec/getFile.do?tipo=2&id=2135> no dia 11/12/2011

⁷Retirado da página <https://woc.uc.pt/deec/getFile.do?tipo=2&id=2135> no dia 11/12/2011