



COPPE/UFRJ

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INSTRUMENTAL PARA
BIOMICROSCOPIA ULTRA-SÔNICA ENDOSCÓPICA

João Rodrigo Marasquin

Dissertação de Mestrado apresentada ao
Programa de Pós-graduação em Engenharia
Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do
Rio de Janeiro, como parte dos requisitos
necessários à obtenção do título de Mestre em
Engenharia Biomédica.

Orientador: João Carlos Machado

Rio de Janeiro

Abril de 2009

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INSTRUMENTAL PARA
BIOMICROSCOPIA ULTRA-SÔNICA ENDOSCÓPICA

João Rodrigo Marasquin

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

Aprovada por:

Prof. João Carlos Machado, Ph. D.

Prof. Alexandre Visintainer Pino, D. Sc.

Prof. Fábio Kurt Schneider, Ph. D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

ABRIL DE 2009

Marasquin, João Rodrigo

Desenvolvimento de um Sistema Instrumental para
Biomicroscopia Ultra-sônica Endoscópica / João Rodrigo
Marasquin. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, [2009]

XVII, 123 p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: João Carlos Machado

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de
Engenharia Biomédica, 2009.

Referências Bibliográficas: p. 92-96.

1. Biomicroscopia ultra-sônica endoscópica. 2.
Instrumentação para ultra-som. 3 Varredura circular I.
Machado, João Carlos. II. Universidade Federal do Rio de
Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III.
Título.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho a minha família, amigos e ao meu futuro.

AGRADECIMENTOS

Agradeço inicialmente e principalmente à minha família: pai, mãe, irmãos e sobrinha.

Agradeço ao meu orientador Prof. João Carlos Machado, pela permanente disposição em ajudar nas dificuldades encontradas e enfrentadas durante o desenvolvimento da dissertação, pela compreensão e paciência demonstrada em determinadas situações e por todo conhecimento transmitido.

Agradeço a todos professores do PEB por todo conhecimento compartilhado. Aos funcionários do PEB pela infra-estrutura.

Agradeço aos amigos e colegas de todo o PEB.

Agradeço à CAPES por conceder a bolsa de estudos.

Agradeço aos amigos por fazerem companhia, por horas de conversa, pelo carinho e apoio constantes, pelas comemorações... por sempre estarem com as mãos estendidas e finalmente pelas festas. Em especial aos amigos do PEB Francisco, Jesus, Thiago e Will.

Agradeço ao Professor Fábio Schneider pelo apoio no desenvolvimento do sistema.

Agradeço também ao Professor Adalberto Schuck Junior por ter mostrado o caminho.

Agradeço ao Danilo Groch pela longa e acolhedora estada em sua casa.

Agradeço ainda a Deus.

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

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA INSTRUMENTAL PARA
BIOMICROSCOPIA ULTRA-SÔNICA ENDOSCÓPICA

João Rodrigo Marasquin

Abril/ 2009

Orientador: João Carlos Machado

Programa: Engenharia Biomédica

Com o contínuo crescimento de casos de adenocarcinoma no esôfago e também no cólon e reto, é necessária uma metodologia capaz de detectar precocemente alterações morfológicas e ou histológicas das paredes de parte do aparelho digestivo. Devido a esse fato, surge a idéia da biomicroscopia ultra-sônica endoscópica (BMUE) para a obtenção de imagens endoluminais e em tempo real. Para isto foi desenvolvido um sistema de BMUE que utiliza um transdutor de ultrassom (40 MHz) na forma de um cateter flexível (diâmetro de 1,18 mm) que acionado, mecanicamente, gira 360° no seu próprio eixo. O sistema de BMUE baseia-se na arquitetura de um microcomputador pessoal dotado de uma placa de aquisição e mais uma instrumentação de *front-end* compreendendo um gerador de pulsos, um pré-amplificador de RF e um amplificador logarítmico. Todo o controle da aquisição e processamento de dados, assim como de geração e armazenamento da imagem se realiza sob a supervisão de um programa computacional executado em linguagem *LabVIEW™* numa plataforma *Windows®*. Foram obtidas imagens, em tempo real (capacidade de 40 quadros/segundo), de *phantoms* de ultra-som que mimetizam tecidos biológicos e de cólon de rato *in vitro*, na frequência de 40 MHz e os resultados são muito satisfatórios quando comparados com outros obtidos com equipamentos comerciais para ultra-sonografia intra-vascular (IVUS).

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

DEVELOPMENT OF AN INSTRUMENTAL SYSTEM FOR ENDOSCOPIC
ULTRASOUND BIOMICROSCOPY

João Rodrigo Marasquin

April/2009

Advisor: João Carlos Machado

Department: Biomedical Engineering

The continuous increase of esophagus and colon/rectum adenocarcinoma motivates the development of a method for early detection of morphological/histological changes on the walls of the digestive system. Based on this necessity, comes the idea to use endoscopic ultrasound biomicroscopy (EUBM) to generate endoluminal and real time ultrasound images. With this purpose, a EUBM system was implemented using a flexible catheter (1.18 mm in diameter) with an ultrasound transducer at the distal tip of the catheter, which is mechanically and continuously rotated around the catheter axis. The EUBM system is based on a personal microcomputer, with an acquisition board installed, plus a front-end instrumentation consisting of a pulse generator, an RF pre-amplifier and a logarithm amplifier. The whole control of data acquisition and processing, as well as of image generation and storage is done under the execution of a computational program running in the *LabVIEW*TM language under the *Windows*[®] platform. Real time images (up to 40 frames/second) were obtained from ultrasound (40 MHz) tissue mimicking phantoms and rat colon *in vitro*. The results are satisfactory when compared with those obtained with commercially available for IVUS (Intravascular ultrasound).

SUMÁRIO

Capítulo 1	1
Introdução.....	1
Capítulo 2	8
Revisão de literatura.....	8
2.1. Instrumentação de ultra-som endoscópico	8
2.2. <i>Software</i> para ultra-som endoscópico	10
2.3. Aplicações do ultra-som endoluminal.....	11
2.3.1. Intravascular.....	11
2.3.2. Urologia	13
2.3.3. Ginecologia.....	14
2.3.4. Sistema gástrico	14
2.3.5. Sistema respiratório.....	16
Capítulo 3	17
Métodos e materiais	17
3.1. Instrumentação.....	19
3.1.1. Transdutor.....	19
3.1.2. Motor cc e <i>encoder</i>	20
3.1.3. Circuitos de excitação do transdutor (TX) e de recepção do sinal de eco (RX).....	23
3.1.4. Fontes de alimentação	26
3.1.5. Pulsador	29
3.1.6. Amplificador logarítmico	33
3.1.7. Placa de aquisição	34
3.2. Instrumentação – parte de <i>software</i>	35

3.2.1. Programação no <i>LabVIEW</i> TM	36
3.2.1.1. Método de programação	36
3.2.1.2. Desvantagens	37
3.2.2. Formatos de imagens.....	38
3.2.2.1 Formato RAW	38
3.2.2.2. Formato JPEG.....	38
3.2.3. Operações com imagens	40
3.2.3.1. Translação.....	40
3.2.3.2. Escalonamento	41
3.2.3.3. Mudança de coordenadas retangulares para polares	42
3.2.3.4. Interpolação.....	43
3.2.3.5. <i>Lookup table</i>	48
3.2.4. Desenvolvimento do programa computacional usado na geração das imagens	50
3.2.4.1. Definição de parâmetros da imagem final	51
3.2.4.2. Conversão de varredura	53
3.2.4.3. Expressão analítica do <i>z</i> relativo.....	59
3.2.4.4. Apresentação da imagem de ultra-som.....	61
3.2.4.5. Armazenamento da imagem em JPEG	61
3.2.4.6. Medida da distância entre dois pontos da imagem.....	62
3.2.4.7. Aquisição de dados referentes aos sinais de eco.....	64
3.2.4.8. Relação entre <i>pontosporlinha</i> e <i>xlinha</i>	65
3.2.4.9. Diagrama de blocos final do programa em <i>LabVIEW</i> TM	67
3.2.4.10. Painel frontal	71
3.3. <i>Phantom</i>	73
3.4. Montagem do gabinete	75

Capítulo 4	79
Resultados.....	79
Capítulo 5	87
Discussão.....	87
Capítulo 6	91
Conclusão	91
Capítulo 7	92
Referências bibliográficas	92
ANEXOS.....	987

LISTA DE SIGLAS

A/D – Analógico-digital

AL – Amplificador logarítmico

BMU – Biomicroscopia ultra-sônica

BMUE – Biomicroscopia ultra-sônica endoscópica

CC – Corrente contínua

EB – Esôfago de Barrett

INCa – Instituto Nacional do Câncer

IVUS – *Intravascular Ultrasound*

RF – Rádio frequência

RX – Recepção

TX – Transmissão

US – Ultra-som

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.1 - Sistema para aquisição e exibição de imagens <i>Galaxy^{2TM} IVUS Imaging System</i> , desenvolvido pela <i>Boston Scientific</i>	6
Figura 1.2 - Sistema <i>In-Vision Gold®</i> fabricado pela <i>Volcano</i>	6
Figura 1.3 - Imagem de artéria gerada a partir do cateter <i>Revolution® 45 MHz Ivus Imaging Catheter</i>	7
Figura 2.1 - Transdutor de ultra-som com varredura radial pelo movimento do elemento piezoelétrico (PZT).	9
Figura 2.2 - Transdutor de ultra-som com varredura radial pelo movimento transdutor, formando a imagem de uma superfície cônica situada à frente do transdutor.	9
Figura 2.3 – Transdutor de ultra-som com varredura radial baseado na técnica de <i>phased-array</i>	10
Figura 2.4 - A formação do feixe ultra-sônico é dada pelo controle da excitação dos transdutores. Adaptado de GULDIKEN <i>et al.</i> (2006).	10
Figura 2.5 - Movimento do transdutor dentro do cateter.	12
Figura 2.6 - Ultra-sonografia intravascular mostrando a luz do cateter ou sonda (P), e as camadas da parede do vaso. Intima (1), média (2) e adventícia (3). Extraído de LIU <i>et al.</i> (1995).	12
Figura 2.7 - Ultra-sonografia intravascular mostrando a sonda (P) e a placa de cálcio, indicada pelas setas. Extraído de LIU <i>et al.</i> (1995).	13
Figura 2.8 - Imagem do canal endometrial, usando ultra-som em 20 MHz. As setas mostram uma massa sólida que se estende do endométrio (E) até o miométrio (M). Posteriormente foi confirmada como estágio inicial de um carcinoma. A sonda é indicada como P. Extraído de LIU <i>et al.</i> (1995).	14
Figura 2.9 – Ultra-sonografia de alta resolução demonstrando 6 camadas da parede do esôfago. Mucosa (1), submucosa (2), músculo liso circular (3), tecido conectivo intermuscular (4), músculo liso longitudinal (5) e adventícia (6). A sonda (T) na posição central. Extraído de LIU <i>et al.</i> (1993).	15
Figura 2.10 - Ultra-sonografia de alta resolução endoluminal obitida do pulmão mostrando uma massa estranha (M) e também uma veia (V). A sonda em (P). Extraído de LIU <i>et al.</i> (1993).	16
Figura 3.1 - Diagrama de blocos da instrumentação para microscopia ultra-sônica.	18

Figura 3.2 - Detalhe da sonda. A ponteira (D) é metálica para ser detectada por videoangiografia.	20
Figura 3.3 - Detalhe do motor cc preso ao suporte mecânico.	21
Figura 3.4 - Detalhe das partes componentes de um <i>encoder</i> . Extraído de: < http://claymore.engineer.gvsu.edu/~jackh/books/plcs/html/plcs-643.gif >.	22
Figura 3.5 - <i>Encoder</i> e motor acoplados.	22
Figura 3.6 - Fotografia da placa de amplificação do sinal de eco montada sobre o soquete de conexão com a sonda.	23
Figura 3.7 - Placa TX conectada à placa RX e ao suporte mecânico.	24
Figura 3.8 - Esquema da placa de TX.	24
Figura 3.9 - Sinal na porta do MOSFET, obtido com a simulação.	25
Figura 3.10 - Pulso de chaveamento, resultado da simulação, no dreno de Q4, corresponde à excitação do transdutor.	25
Figura 3.11 - Esquemático da placa de RX.	26
Figura 3.12 - Fonte ajustável de até 200V.	27
Figura 3.13 - Fonte de 200 V montada.	27
Figura 3.14 - Topologia para fonte de 5 V do motor. Para o <i>encoder</i> , o pino 2 do LM7805 está aterrado.	28
Figura 3.15 - Fonte de 5V mostrando os componentes principais.	28
Figura 3.16 - Topologia para fonte de 12V e 15V.	29
Figura 3.17 - Placa de circuito impresso da fonte de 12V e 15V.	29
Figura 3.18 – Diagrama elétrico simplificado do circuito pulsador.	30
Figura 3.19 - Tela do osciloscópio que exibe o PE.	30
Figura 3.20 - Tela do osciloscópio que exibe o PE/.	31
Figura 3.21 - Sincronismo entre o sinal do <i>encoder</i> e o disparo do pulsador.	31
Figura 3.22 - Pulso de alta tensão aplicado no transdutor.	32
Figura 3.23 - Placa de circuito impresso que gera o pulso estreito.	32
Figura 3.24 - Amplificador HLVA-100.	33
Figura 3.25 - Placa de aquisição de dados NI PCI-5114.	34
Figura 3.26 - Comparação entre os formatos JPEG (A) e RAW (B). Extraído de: < http://photo-forum.net/index.php?APP_ACTION=REVIEW&ARTICLE_ID=4 >	39
Figura 3.27 - Matriz de valores e suas cores correspondentes.	39
Figura 3.28 - Ponto <i>P</i> no plano cartesiano.	40

Figura 3.29 - Translação do ponto P para o ponto P' .	41
Figura 3.30 - Escalonamento do ponto P para o ponto P' .	41
Figura 3.31 - Sistema de coordenadas polares.	43
Figura 3.32 - Escalonamento de ordem 2 na matriz de pixels da Figura 3.27A.	44
Figura 3.33 - Mapeamento dos pixels.	46
Figura 3.34 - Ponto entre os pixels e intensidade dos pixels.	47
Figura 3.35 - Resultado passo a passo da interpolação pela técnica bilinear.	48
Figura 3.36 - Matriz de pixels da imagem original apresentada na Figura 3.27 A.	49
Figura 3.37 - (A) Matriz de linhas, (B) matriz de colunas.	49
Figura 3.38 - Matriz final formada pela técnica <i>lookup table</i> .	49
Figura 3.39 - Envoltória do sinal de eco de ultra-som apresentada no formato de uma linha no modo-A.	50
Figura 3.40 - Imagem em escala de cinza formada por 100 linhas do modo-A, referenciada a um sistema de coordenadas polares, gerada a partir do sinal de eco representado na Figura 3.39. O eixo horizontal corresponde à distância radial, ou em profundidade, e o eixo vertical ao ângulo da coordenada polar.	51
Figura 3.41 - Imagem final simulada, relacionada a um sistema de ultra-som de imagem dotado de varredura circular, correspondente à aquisição de 100 linhas do modo-A e radiais ilustradas na Figura 3.40.	51
Figura 3.42 - Apresentação esquemática da matriz M_I após a representação de seus elementos em coordenadas polares, com <i>mag</i> representando o eixo radial e o eixo dos ângulos por radianos.	56
Figura 3.43 - Apresentação esquemática da matriz M_I após a representação de seus elementos em coordenadas polares, com <i>mag</i> representando o eixo radial e o eixo dos ângulos em radianos. Está indicada a região, de raio <i>ec</i> , correspondente ao cateter.	56
Figura 3.44 - Nova representação esquemática de M_I , considerando-se 10 vetores (linhas radiais do modo-A) por radiano.	57
Figura 3.45 - Representação esquemática de M_I , considerando-se 10 vetores (linhas radiais do modo-A) por radiano, com o eixo angular substituído pela contagem de linhas radiais.	58
Figura 3.46 - DLL para ajustar o formato do dado para o armazenamento em formato JPEG.	62

Figura 3.47 - Imagem simulada com mesma escala radial para a regiões do cateter e de interesse (A) e com escalas diferentes (B), incluindo os cursores em ambas.	63
Figura 3.48 - Diagrama de blocos da programação em <i>LabVIEW™</i> para a configuração da placa de aquisição.....	64
Figura 3.49 - Um pixel para cada ponto amostrado ao longo da linha do modo-A.	66
Figura 3.50 - Um pixel para cada dois pontos amostrados ao longo da linha do modo-A.	66
Figura 3.51 - Um pixel para cada três pontos amostrados ao longo da linha do modo-A.	66
Figura 3.52 - Profundidade máxima na imagem lida do painel frontal.	67
Figura 3.53 - Determinação do valor de <i>pontosporlinha</i>	68
Figura 3.54 - Definição de <i>xlinha</i> e <i>ylinha</i>	68
Figura 3.55 - Configuração da placa de aquisição.....	68
Figura 3.56 - Interpolação bilinear, medida da distância entre cursores e conversão para o formato JPEG.....	70
Figura 3.57 - Encerra a utilização da placa.	70
Figura 3.58 - Painel frontal do programa exibindo a aba “Iniciar e salvar”.	71
Figura 3.59 - Aba “Configurações”, onde se fornece dados da amostra e se configura a placa digitalizadora.	72
Figura 3.60 - Aba "Imagem" exibindo suas funcionalidades e a imagem do vaso.	73
Figura 3.61 - Montagem do <i>Phantom</i>	74
Figura 3.62 - <i>Phantom</i> com região central vasada simulando a luz do cavidade.....	75
Figura 3.63- Leiaute do gabinete e disposição das fontes de alimentação.....	76
Figura 3.64 – Sistema de BMU Endoscópica.....	77
Figura 3.65 - Gabinete original do <i>Motordrive</i> , fabricado pela <i>Boston Scientific</i>	78
Figura 4.1 - Imagem correspondente a um sinal na forma de pulso (duração de 55 ns, frequência de 1,5 MHz) inserido na entrada da placa de aquisição.....	79
Figura 4.2 - Imagem correspondente a um sinal na forma de pulso (duração de 55 ns, frequência de 750 kHz) inserido na entrada da placa de aquisição.	80
Figura 4.3 - Imagem sem transdutor. Os anéis brancos concêntricos representam reflexões de pulsos elétricos no soquete onde se encaixa o cateter, causadas pela ausência do cateter. A seta evidencia uma das manchas radiais.....	81

- Figura 4.4 - Imagem do *phantom* preenchido apenas com água. As setas indicam a parede de vidro, o espaço do cateter, a reverberação e ainda um sinal de ruído. O diâmetro do tubo é de 8 mm. 82
- Figura 4.5 - Imagem do *phantom* preenchido com gelatina para simular um vaso sanguíneo. A imagem apresenta o alvo formado por um fio de cobre (diâmetro de 0,25 mm), indicado pela seta amarela, inserido longitudinalmente no *phantom* e a parede de vidro. A seta verde mostra a luz do *phantom*, e a vermelha o cateter.... 83
- Figura 4.6 - Imagem de um phantom formado com um bloco de gelatina misturada com pó de sílica e contendo uma cavidade preenchida com água. O tracejado circular da imagem indicado pela seta verde mostra a profundidade máxima configurada na instrumentação para a obtenção da imagem. A seta amarela mostra a cavidade e a vermelha o espaço do cateter. 84
- Figura 4.7 – Cólon de um rato mostrando a região do reto e do esôfago. 85
- Figura 4.8 – Imagem obtida com o sistema de BMUE mostrando algumas das camadas do tubo gástrico do cólon do rato. A mucosa é a camada mais interna, há a muscular (hipoecóica) e a serosa (hiperecóica). A membrana meso também é visualizada. 86
- Figura 5.1 - Imagem dos dados adquiridos pela placa de aquisição sem a presença do cateter e com a fonte de alta tensão acionada. Observa-se a presença de ruído na forma de manchas escuras radiais indicadas pelas setas. 88
- Figura 5.2 – *Ripple* de 120Hz gerado pela fonte de alta tensão que ocasiona o ruído na imagem. 89

LISTA DE TABELAS

Tabela 3.1 – Tipos de imagem de acordo com o fator de escalonamento.	42
Tabela 3.2 - Declaração de parâmetros essenciais na construção da imagem final.	52
Tabela 3.3 - Parâmetros auxiliares determinados a partir dos dados da Tabela 3.32.	52
Tabela 3.4 – Conteúdo do <i>frame</i> 3.....	69

CAPÍTULO 1

INTRODUÇÃO

O som é utilizado pela natureza, que dotou certos animais com a capacidade de emitir ondas acústicas e também ouvi-los. Os morcegos, golfinhos e mariposas se locomovem, encontram alimentos e fogem do perigo através de ondas acústicas emitidas por eles próprios. Com a observação do procedimento desses animais desenvolveu-se a idéia do sonar, durante a Segunda Guerra Mundial. O sonar detecta objetos sob a água, como submarinos, e também avalia a profundidade dos mares. Após a Segunda Guerra houve um aumento muito grande de aplicações do ultra-som nos mais diversos campos, especialmente na medicina.

As aplicações do ultra-som de baixa intensidade na medicina têm como propósito transmitir a energia através de um meio e com isso obter informações do mesmo se baseando na reflexão das ondas ultra-sônicas. Como por exemplo, a medição das propriedades acústicas dos tecidos e diagnose médica por ultra-som, que é mais segura que a radiação ionizante, sendo por isso preferido em exames pré-natais. Sua conveniência por ser não-invasivo e atraumático, além de sua capacidade em detectar fenômenos não perceptíveis pelos raios-x, faz dele uma boa ferramenta clínica.

Mais recentemente e como técnica de diagnóstico vem se destacando a biomicroscopia ultra-sônica. Esta técnica consiste na utilização da ultra-sonografia de alta resolução em medicina. Empregam-se frequências inferiores, da ordem de 20 MHz, como é o caso da caracterização da pele e da parede arterial, até 60 MHz para as aplicações em oftalmologia. Para frequências mais elevadas a resolução do ultra-som se aproxima daquela oferecida por microscopia óptica, devido à diminuição do comprimento de onda, quanto maior a frequência utilizada, maior a resolução do sistema, por isso denominar ultra-sonografia de alta frequência, aplicada na visualização de tecidos vivos por: biomicroscopia ultra-sônica (BMU), microscopia ultra-sônica por retroespalhamento, ultra-som de alta frequência ou então ultra-som de frequência muito elevada.

O ultra-som de alta frequência para a imagem de microestruturas já existe desde os anos 30, quando Sokolov foi o primeiro a propor o microscópio acústico (SOKOLOV, 1935). Nos anos 70 houve uma grande esperança com a aplicabilidade da microscopia ultra-sônica, através do desenvolvimento do microscópio acústico de varredura laser (KESSLER *et al.*, 1972) e do microscópio acústico de varredura (LEMONS e QUATE, 1974). Esperava-se que o contraste, inerente à microscopia acústica, complementasse os resultados obtidos com a microscopia óptica. Entretanto, isto não se verificou. Pelo fato da microscopia óptica já estar estabelecida como uma ferramenta de rotina, a microscopia acústica não teve seus períodos de glória. Somente a partir do final da década de 80 a utilização do ultra-som em alta frequência voltou a ser considerada. Tal situação ocorreu na medicina, pela possibilidade de se utilizar a microscopia acústica na obtenção de imagens de tecidos vivos. As aplicações clínicas logo se sucederam em oftalmologia (PAVLIN *et al.*, 1997), em dermatologia (HOFFMANN *et al.*, 1992), e em ultra-sonografia intravascular (BOM *et al.*, 1989) e do trato gastrointestinal (PATHIRANA e POSTON, 2001).

No que se refere ao tubo digestivo, particularmente esôfago e intestino grosso, há poucos relatos, como os de LIU *et al.* (1995) e MURATA *et al.* (2003), do uso do ultra-som de alta frequência para o diagnóstico clínico. Dada a resolução proporcionada pela BMU, há um interesse na sua utilização como método de diagnóstico de lesões precoces das paredes do tubo digestivo.

No que se refere ao esôfago, a incidência de adenocarcinoma teve um aumento nos países ocidentais há cerca de 20 anos atrás (REID *et al.*, 1992). Nos Estados Unidos, o aumento foi de 5 a 6 vezes nas últimas 3 décadas sendo a principal neoplasia do esôfago neste país com 12.000 novos casos por ano. O número de casos novos de câncer de esôfago estimados para o Brasil em 2008 foi de 10.550 casos, 7.900 em homens e de 2.650 em mulheres (MS - INCA, 2008).

Os fatores de risco para o desenvolvimento de adenocarcinoma do esôfago incluem: sexo masculino, cor branca, fumo, consumo de álcool, obesidade, idade avançada e pacientes afetados pelo esôfago de Barrett (EB), o qual é uma condição que atinge a porção inferior do esôfago, alterando seu revestimento interno, cujas células

originais são substituídas por células semelhantes às do intestino (metaplasia intestinal especializada ou Esôfago de Barrett). Os pacientes com esôfago de Barrett têm risco quarenta vezes maior de desenvolver o adenocarcinoma do esôfago. Apesar do risco relativo elevado, o adenocarcinoma ainda é considerado uma neoplasia incomum e a maioria dos pacientes com EB não morre de câncer do esôfago.

A principal razão da atenção recebida pelo EB é sua clara associação com o adenocarcinoma do esôfago. Infelizmente, a maioria dos cânceres associados ao EB é detectada em estágio avançado e incurável, com sobrevida média de 5 anos (REID *et al.*, 1992).

O EB é então uma condição premaligna do trato gastrointestinal que requer acompanhamento para detecção de alterações displásicas e câncer ainda em formas não invasivas ou metastáticas. O diagnóstico do epitélio colunar é feito facilmente por visualização endoscópica e confirmado por resultados de biópsias (KAMAL e BAYAN, 2008). Estas alterações podem ocorrer em um ou mais locais, o que restringe a eficácia das biópsias realizadas aleatoriamente por estas estarem associadas a erro de amostragem. A supervisão endoscópica no EB é realizada com o intuito de procurar displasia de alto grau, partindo-se do princípio de que a ressecção do esôfago com epitélio displásico previne contra a progressão para neoplasia invasiva. Infelizmente, a gradação de displasia é altamente subjetiva, com considerável discordância entre os patologistas (SPECHLER, 2001). Em pacientes com displasia de alto grau e EB, mesmo sem aspecto de massa à endoscopia, a neoplasia invasiva já está presente em um terço dos casos (SPECHLER, 2001).

O ultra-som (US) endoscópico disponível nas frequências de 7,5 e 12 MHz não possui sensibilidade para detectar displasia ou câncer (GRESS *et al.*, 1992), devido à baixa capacidade de resolução relacionada com as frequências tipicamente utilizadas. No entanto, o ultra-som endoscópico na faixa de 20 MHz foi utilizado por ADRAIN *et al.* (1997) com o objetivo de caracterizar o EB. Eles identificaram como critério diagnóstico para o EB o fato de existir uma segunda camada hipocogênica mais espessa do que a primeira camada hiperecogênica. Neste mesmo trabalho tentaram identificar displasia ou carcinoma *in situ*, definindo-os como áreas focais hipocóicas

restritas à mucosa (primeira e segunda camadas). No entanto, displasia ou câncer não pôde ser identificado sob estes critérios. Recentemente, outros autores (MURATA *et al.*, 2003) aplicaram US em cânceres superficiais do esôfago com o objetivo de avaliar o grau de invasão e a possibilidade de ressecção local endoscópica, chegando à conclusão de que é essencial a avaliação precisa da profundidade da invasão, o que só é possibilitado com ultra-som de alta frequência.

Com uma frequência ultra-sônica um pouco acima (30 MHz), MURATA *et al.* (2003) conseguiram excelentes resultados com a ultra-sonografia endoscópica de câncer superficial de esôfago. No entanto, nenhum resultado foi apresentado para um estágio mais preliminar, com a ocorrência de displasia ou de EB.

Para o cólon e o reto sabe-se que, no mundo, os tumores malignos que os acometem a cada ano somam cerca de 945 mil casos novos. O câncer de cólon e reto (CCR) é o terceiro mais prevalente no mundo, com uma estimativa de 2,4 milhões de pessoas vivas com diagnóstico nos últimos cinco anos (INCA, 2005) . Nos países desenvolvidos a incidência de câncer de cólon e reto é maior do que nos países em desenvolvimento (MS - INCA, 2008).

O número de casos novos de câncer de cólon e reto estimados para o Brasil em 2008 era de 12.490 casos em homens e de 14.500 em mulheres. Estes valores correspondem a um risco estimado de 14 casos novos a cada 100 mil homens e 15 para cada 100 mil mulheres (MS - INCA, 2008).

Uma das formas de prevenção secundária do câncer colorretal presume a detecção precoce e a ressecção de lesões precursoras na sequência de evolução adenoma-carcinoma, evitando a progressão para doença invasiva. As lesões planas e deprimidas, em contraposição às lesões de crescimento exofítico, carregam risco elevado de displasia de alto grau, correspondendo a aproximadamente 40% de todas as lesões (HURLSTONE *et al.*, 2004).

Desde 1956, quando WILD e REID (1956) desenvolveram o primeiro protótipo miniaturizado de transdutor ultra-sônico para ser utilizado na avaliação da parede do

reto, pesquisadores têm investido seu tempo em desenvolver novos transdutores pequenos o suficiente para serem utilizados em cavidades do corpo humano (LIU e GOLDBERG, 1995). A partir daí, novas idéias e aplicações para os transdutores miniaturizados em forma de sonda não pararam de surgir, sendo as principais explicadas no capítulo seguinte.

O trabalho de dissertação de mestrado proposto insere-se no projeto de pesquisa “Biomicroscopia Ultra-sônica Endoscópica Aplicada na Detecção Precoce do Câncer de Esôfago e Cólon, usando modelos animais de esôfago de Barrett e de colite ulcerativa”, apoiado no âmbito do Edital MCT-CNPq/MS-SCTIE-DECIT/CT-Saúde – Nº 06/2005 - Estudo de Neoplasias, dentro da linha TESTES DIAGNÓSTICOS e com o objetivo de realizar a detecção precoce através de métodos de imagem. Este trabalho de dissertação teve como objetivo o desenvolvimento e a implementação de um sistema instrumental de ultra-som de imagem de alta resolução (operando em 40 MHz) para uso na forma endoscópica e para ser utilizado, futuramente, na detecção precoce de lesões do tubo digestivo.

Tendo em vista que esses sistemas de aquisição de sinais são os mais aplicados na ultra-sonografia endoluminal, serão apresentados alguns modelos de equipamentos comerciais que operam dessa forma. Juntamente serão apresentadas algumas imagens geradas pelos equipamentos comerciais.

Uma das empresas que desenvolve sistemas para IVUS (*Intravascular Ultrasound*) é a *Boston Scientific Corporation* (*One Boston Scientific Place*, Natick, Massachusetts, EUA). Ela é pioneira na tecnologia não-invasiva para equipamentos médicos e possui mais de 25 anos no mercado. Seus produtos compreendem muitas áreas da saúde como a urologia, oncologia, cardiologia, broncoscopia, ginecologia e gastroenterologia. Um dos sistemas que fabrica, o qual utiliza um cateter acoplado a um motor de corrente contínua (cc), é o *Galaxy²™ IVUS Imaging System* (*Boston Scientific*, EUA), exibido na Figura 1.1. Esse sistema é indicado para pacientes que são candidatos a intervenções cardíacas. Faz parte do sistema o cateter *Atlantis® SR Pro Imaging Catheter* (*Boston Scientific*, EUA), onde está contido o transdutor de ultra-som.



Figura 1.1 - Sistema para aquisição e exibição de imagens *Galaxy^{2TM} IVUS Imaging System*, desenvolvido pela *Boston Scientific*.

Como alternativa à *Boston Scientific*, há a *Volcano* (Rancho Cordova, California, EUA). Essa empresa fabrica e comercializa apenas produtos relacionados a procedimentos intravasculares. Integram a linha de produtos para IVUS os sistemas de imagem, como o *In-Vision Gold®* (Figura 1.2), que permite ao usuário a escolha por optar entre a varredura radial por meio do motor que rotaciona o transdutor ou por *phased arrays*, e cateteres de alta frequência. Ainda como pacote extra, oferece algumas funcionalidades tais como o *VH® IVUS* para caracterização tecidual. Na Figura 1.3 têm-se imagens adquiridas através do cateter *Revolution® 45 MHz Ivus Imaging Catheter*, também desenvolvida pela *Volcano*.



Figura 1.2 - Sistema *In-Vision Gold®* fabricado pela *Volcano*.

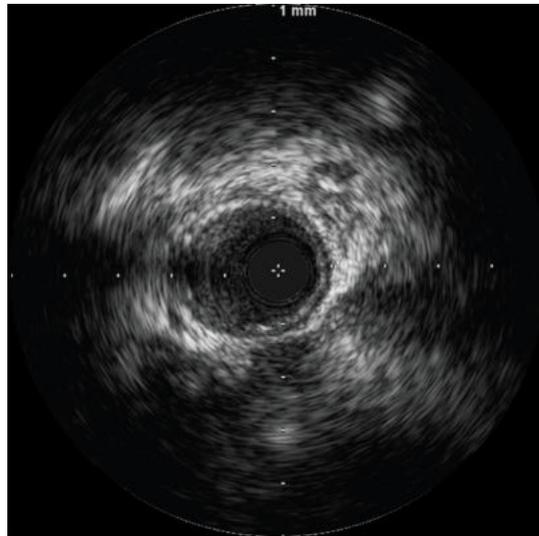


Figura 1.3 - Imagem de artéria gerada a partir do cateter *Revolution*® 45 MHz *Ivus Imaging Catheter*.

CAPÍTULO 2

REVISÃO DE LITERATURA

2.1. Instrumentação de ultra-som endoscópico

Comforme dito anteriormente, a partir do primeiro protótipo de transdutor ultra-sônico miniaturizado, surgiram novas idéias e técnicas para aplicação da biomicroscopia. Insere-se, então, no contexto o termo ultra-som intravascular ou IVUS (do inglês *Intravascular UltraSound*), que representa uma técnica que permite a visualização das paredes dos vasos e do tecido imediatamente posterior que o envolve. O termo endoluminal é mais geral, sendo geralmente usado para descrever qualquer aplicação que não seja vascular.

Com o passar dos anos surgiram novas técnicas e idéias para aplicação do ultra-som endoluminal. A primeira delas, e a qual trata a dissertação, é a obtenção de imagens por varredura do feixe de ultra-som na forma radial. Nesse caso, existem três técnicas principais; sendo uma delas a que utiliza um motor elétrico que faz o transdutor girar no seu próprio eixo (Figura 2.1). Uma variação é a utilização de um espelho cônico colocado ao redor do cateter (Figura 2.2). Por último, o ultra-som é emitido e coletado por uma matriz de elementos piezoelétricos que estão alocados ao redor de uma peça cilíndrica (Figura 2.3).

O primeiro método foi utilizado por WILD e REID (1955), CIESZINSKY (1960), OMOTO (1965) e mais recentemente por XIE *et al.* (2006). Nestes casos tem-se um motor elétrico cc, acoplado ao cateter que faz o transdutor girar continuamente. Simultaneamente a isso, o transdutor é excitado e então coletam-se os dados para formação da imagem no plano da direção de propagação do pulso de ultra-som emitido pelo transdutor. Assim, a imagem é formada em um plano perpendicular ao eixo do cateter. Outra opção consiste em girar o transdutor enquanto um conjunto de espelhos cônicos que o circunda está fixo. Dessa forma o feixe ultra-sônico se propaga em direção aos espelhos que então direcionam o feixe formando uma superfície de imagem. No entanto, a técnica de varredura radial mais moderna não utiliza um, mas sim uma matriz de elementos piezoelétricos. A utilização do *phased-array* evita a

movimentação mecânica do transdutor ao redor do seu eixo e permite também a utilização de focalização do feixe. Por outro lado, o processo de construção do transdutor exige a presença de circuitos eletrônicos próximos dos elementos piezoelétricos, para controlarem o processo de varredura do feixe, e o trabalho com mecânica de precisão para cortar e montar os elementos piezoelétricos no eixo do cateter. Estes dois últimos fatos colocam um alto grau de dificuldade na construção de transdutores ultra-sônicos para instrumentação de IVUS usando tecnologia de *phased-array*, dada as dimensões muito pequenas do diâmetro do cateter. Esse método também adquire um plano de imagem, como mostrado na Figura 2.3.

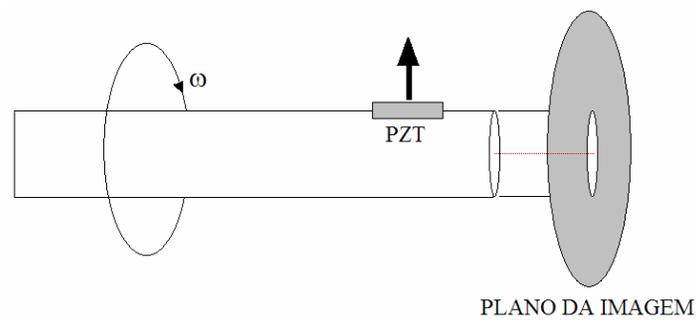


Figura 2.1 - Transdutor de ultra-som com varredura radial pelo movimento do elemento piezoelétrico (PZT).

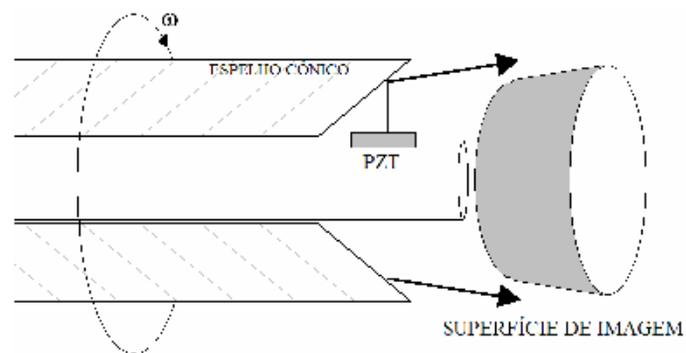


Figura 2.2 - Transdutor de ultra-som com varredura radial pelo movimento do transdutor, formando a imagem de uma superfície cônica situada à frente do transdutor.

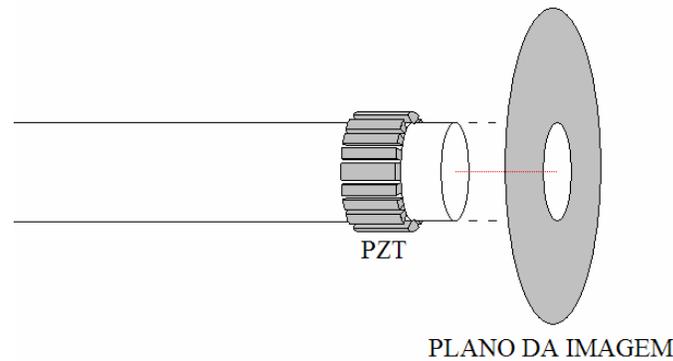


Figura 2.3 – Transdutor de ultra-som com varredura radial baseado na técnica de *phased-array*.

Ainda, GULDIKEN *et al.* (2006) aperfeiçoaram uma técnica para obter imagens endoluminais em modo-C. Utilizaram dois anéis concêntricos de elementos cerâmicos: um para emitir o pulso ultra-sônico e outra para receber os sinais de eco. Assim, controlando a formação do feixe por meio dos dois anéis, um para excitação e outro para adquirir os sinais de eco, obtém-se as imagens dos tecidos situados mais a frente do cateter (Figura 2.4). Essa é justamente a vantagem deste sistema, pois não é necessária a colocação do cateter no mesmo plano da lesão.

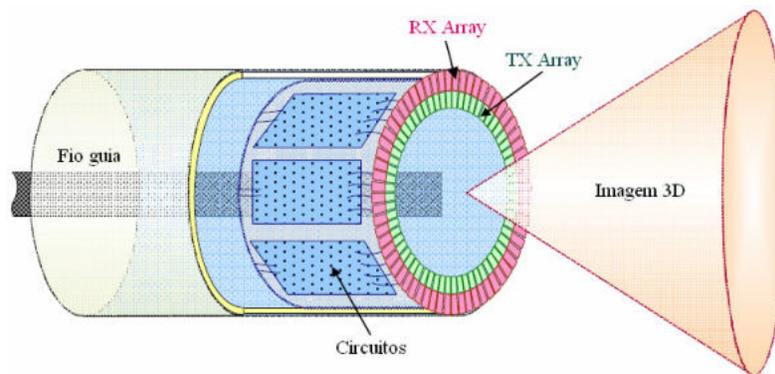


Figura 2.4 - A formação do feixe ultra-sônico é dada pelo controle da excitação dos transdutores. Adaptado de GULDIKEN *et al.* (2006).

2.2. Software para ultra-som endoscópico

Como mostrado nos itens anteriores, a aquisição de dados é realizada em coordenadas polares, porém deve ser exibida em um sistema referenciado a coordenadas retangulares. Esse fato faz com que seja necessário realizar uma conversão de varredura. No entanto, quando executada a conversão de varredura necessita-se de mais dados e

estes são obtidos por interpolação, como no caso de BERKHOFF *et al.* (1994), FRITSCH *et al.* (2001) e GATZOULIS *et al.* (2001). O método proposto por eles é a interpolação bilinear, que oferece como vantagem baixo custo computacional e imagens resultantes com boa qualidade.

BERKHOFF *et al.* (1994) e FRITSCH *et al.* (2001) apresentaram ainda mais duas maneiras de realizar a interpolação: o método do vizinho mais próximo que oferece baixa qualidade da imagem final mas muitas vezes é o selecionado por ter um baixo custo computacional; e o método 4x2, que com alto custo computacional oferece qualidade na imagem final. A interpolação bilinear é um ponto intermediário entre esses dois métodos de interpolação.

2.3. Aplicações do ultra-som endoluminal

2.3.1. Intravascular

No fim dos anos 80, transdutores de ultra-som dentro de um cateter já estavam disponíveis no mercado, sendo utilizados para gerar imagens intravasculares tanto em animais quanto em humanos (LIU e GOLDBERG, 1995). A obtenção de uma imagem com alta resolução, possibilitando a visualização e diferenciação das camadas das paredes vasculares, foi possível graças à utilização de alta frequência. Os aparelhos comerciais de ultra-som intravascular têm sua frequência de operação em 40 MHz.

O IVUS é uma modalidade de geração de imagem ultra-sônica amplamente utilizada para detecção de placas, processo de calcificação, mudanças nas paredes dos vasos, trauma de tecidos, anomalias causadas por implantes ou por condições pré-operatórias (LIU e GOLDBERG, 1995). Ainda, na aterectomia ela fornece informações únicas sobre a localização da placa, espessura, comprimento e percentual de estenose.

O procedimento para a geração das imagens de IVUS consiste na inserção de um cateter, com o transdutor de ultra-som localizado em uma das extremidades e irradiando radialmente. Para a obtenção de uma imagem com varredura circular, é necessário que o

feixe de ultra-som gire 360°, o que pode ser obtido mecanicamente com a rotação do transdutor ao redor do eixo do cateter como ilustrado na Figura 2.5.

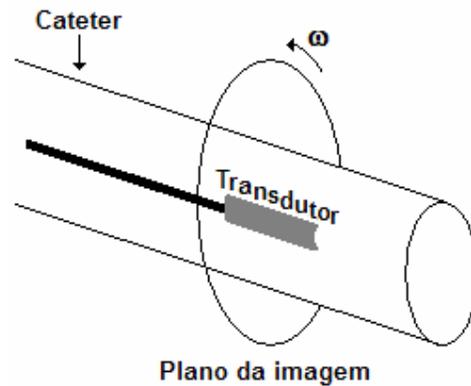


Figura 2.5 - Movimento do transdutor dentro do cateter.

A Figura 2.6 mostra as camadas da parede de um vaso, e isso só é possível devido à alta resolução do sistema, enquanto que na Figura 2.7 nota-se o processo de calcificação e conseqüentemente a sombra na região posterior, formada devido ao alto coeficiente de reflexão da placa de cálcio presente na parede do vaso.

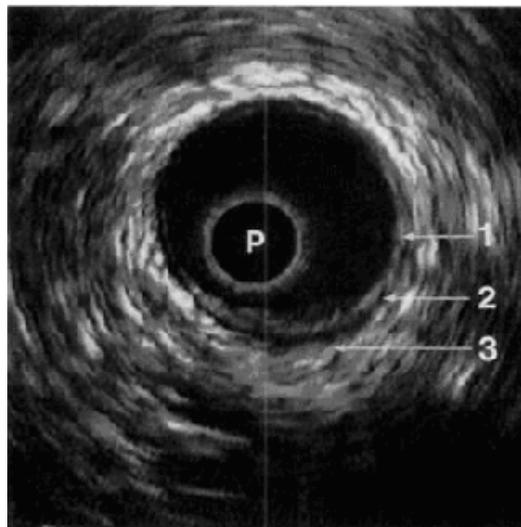


Figura 2.6 - Ultra-sonografia intravascular mostrando a luz do cateter ou sonda (P), e as camadas da parede do vaso. Intima (1), média (2) e adventícia (3). Extraído de LIU *et al.* (1995).



Figura 2.7 - Ultra-sonografia intravascular mostrando a sonda (P) e a placa de cálcio, indicada pelas setas. Extraído de LIU *et al.* (1995).

Ainda, imagens tridimensionais dos vasos sanguíneos também podem ser obtidas. ROSENFELD *et al.* (1991) utilizaram um processamento computacional que une a seqüência de imagens ultra-sônicas bi-dimensionais de inúmeras seções da mesma artéria coronária, espaçadas regularmente para a reconstrução do vaso ao longo de todo o seu comprimento. A imagem tridimensional do lúmen da artéria e da morfologia do ateroma oferece um volume de informação que não se obtém com a angiografia, por exemplo.

2.3.2. Urologia

Devido ao pequeno tamanho do cateter (1,2 mm), ele facilmente atravessa a uretra (de 5 mm até 1 cm), sem necessidade de dilatação da cavidade. A ultra-sonografia endoluminal da uretra é muito usada para guiar a aplicação de colágeno em pacientes com incontinência urinária. Essa técnica permite ao urologista injetar o colágeno precisamente na área do esfíncter e também medir o volume do material injetado. Esse tipo de ultra-sonografia também auxilia na implantação de *stents* na próstata e esfíncter. A técnica endoluminal aplica-se também em exames de rotina para visualizar alterações dos *stents*, como diâmetro, abscessos e crescimento de pele através de suas aberturas e quebras da malha (KONDABOLU *et al.*, 2003).

Acrescenta-se a aplicação da técnica na bexiga e na pélvis renal, de forma que uma série de alterações patológicas como pólipos, tumores, placas, fibrose, pedras e

corpos estranhos pode ser diagnosticada. Isso foi reportado por LIU *et al.* (1995) e por KONDABOLU *et al.* (2004) tanto em estudo em animais quanto em seres humanos.

2.3.3. Ginecologia

A técnica é usada para visualizar alterações do canal endometrial e da Trompa de Falópio, tais como pólipos e carcinomas. Um estudo analisando algumas dessas características patológicas foi conduzido por LIU *et al.* (1995). A laparoscopia foi combinada com o ultra-som intracavitário com frequência de 20 MHz, para visualizar o tubo de Falópio. A Figura 2.8 mostra a ultra-sonografia endoluminal do canal endometrial e a presença de um carcinoma no estágio inicial.

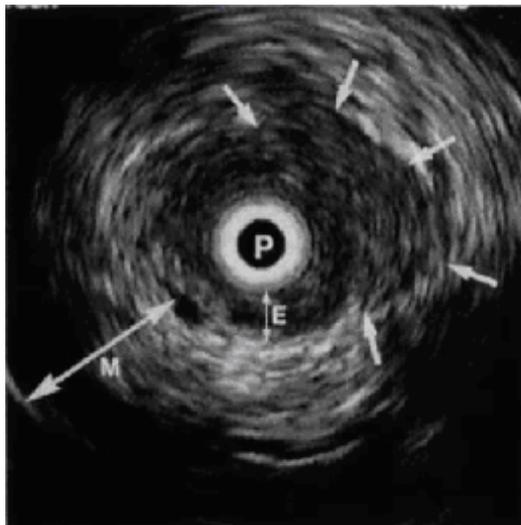


Figura 2.8 - Imagem do canal endometrial, usando ultra-som em 20 MHz. As setas mostram uma massa sólida que se estende do endométrio (E) até o miométrio (M). Posteriormente foi confirmada como estágio inicial de um carcinoma. A sonda é indicada como P. Extraído de LIU *et al.* (1995).

2.3.4. Sistema gástrico

O sistema gástrico é constituído de uma série de condutos, além de outras estruturas, que são motivos de numerosos estudos usando a biomicroscopia ultra-sônica (BMU). Entre eles destacam-se: esôfago, estômago, vias biliares e pancreáticas, duodeno e porções inferiores do intestino, de acordo com WIERSEMA *et al.* (1989) e SANGHVI *et al.* (1990).

Há muitas diferenças entre a endoscopia tradicional e o sistema do transdutor acoplado ao cateter. Em primeiro lugar, o diâmetro do cateter (2 mm) é menor que o do tubo do endoscópio (cerca de 2 cm). Esses cateteres são tão pequenos que entram com facilidade no tubo nasogástrico ou no canal de biópsia do endoscópio convencional. Segundo, o ultra-som intracavitário não precisa ser envolto por um balão cheio de água, e isso facilita o diagnóstico, pois não comprime a parede do tubo e assim não esconde pequenas lesões ou até mesmo tumores e varizes. Terceiro, embora se perca profundidade de penetração devido ao uso de frequência elevada, a resolução da imagem é muito melhor devido a alta frequência (LIU *et al.*, 1992).

Clinicamente, um cateter de 6,2-French (2 mm) pode passar pelo estômago e esôfago por meio de um tubo nasogástrico de 16-French. Pela manipulação desse tubo e do cateter, obtêm-se imagens do esôfago inteiro e ainda de boa parte do estômago e duodeno. Embora normalmente sejam descritas 5 camadas na parede do tubo do sistema gástrico, utilizando-se um endoscópio tradicional acoplado a um sistema de ultra-som também convencional (7,5 – 12 MHz) visualizam-se apenas 3 camadas no esôfago, enquanto que com o transdutor de alta frequência (20 MHz) do cateter é possível a delimitação de 6 camadas na parede do esôfago (GIOVANNINI e ARDIZZONE, 2006), (Figura 2.9).



Figura 2.9 – Ultra-sonografia de alta resolução demonstrando 6 camadas da parede do esôfago. Mucosa (1), submucosa (2), músculo liso circular (3), tecido conectivo intermuscular (4), músculo liso longitudinal (5) e adventícia (6). A sonda (T) na posição central. Extraído de LIU *et al.* (1993).

2.3.5. Sistema respiratório

Estudos para o sistema respiratório estão orientados à visualização de nódulos linfáticos, tumores e pequenas artérias, tanto na árvore brônquica periférica quanto na traquéia. O objetivo é auxiliar na escolha do local para se fazer a biópsia (GOLDBERG *et al.*, 1994). Devido às limitações da broncoscopia, estudiosos utilizam o transdutor e o cateter dentro de um broncoscópio para obter a imagem e visualizar anormalidades na árvore brônquica e traquéia (KURIMOTO *et al.*, 1999).

Os tumores apresentam, geralmente, um menor grau de reflexão da onda ultrassônica incidente, mostrando uma região da imagem mais escura do que aquela relacionada com os tecidos a sua volta. Nódulos linfáticos são normalmente delineados com cor escura. As veias são estruturas circulares, tubulares ou ovais cujas imagens são escuras, e sua posição relativa ao tumor, nódulos linfáticos e ao brônquio pode ser determinada, como ilustrado na Figura 2.10. Com essa informação é possível evitar o perfuramento de veias escolhendo um sítio distante dessas estruturas para realizar a biópsia. A técnica é, ainda, utilizada para medir o calibre e comprimento de estruturas brônquicas periféricas (LIU e GOLDBERG, 1995).



Figura 2.10 - Ultra-sonografia de alta resolução endoluminal obitida do pulmão mostrando uma massa estranha (M) e também uma veia (V). A sonda em (P). Extraído de LIU *et al.* (1993).

CAPÍTULO 3

MÉTODOS E MATERIAIS

Um equipamento de biomicroscopia ultra-sônica assemelha-se a um instrumento de ultra-som convencional que opera no modo B. A sua diferença fundamental reside na alta frequência usada para a biomicroscopia, com valores na faixa de 20 MHz a 60 MHz, mas podendo chegar a 600 MHz (WICKRAMASINGHE *et al.*, 2002).

Hoje em dia, é possível implementar o controle, a aquisição de sinal e a exibição da imagem com um microcomputador pessoal graças à capacidade dos micros atuais em termos de rapidez de operação e tamanho de memória para armazenar os dados. O diagrama de blocos para um sistema de BMU está exemplificado na Figura 3.1.

Basicamente, a obtenção de imagens de ultra-som com varredura circular do feixe começa com o transdutor de ultra-som girando em torno do eixo do cateter, assim originando o plano da imagem transversal ao eixo do cateter. No presente caso, o transdutor de ultra-som, formado por um disco (diâmetro de 0,4 mm) de material piezoelétrico, é montado na extremidade de um cabo de aço de forma a irradiar um feixe perpendicular à superfície do cabo. Por sua vez, o cabo é inserido na luz do cateter e sua outra extremidade é conectada a um sistema eletromecânico de acionamento da varredura circular, constituído por um motor cc (corrente contínua) com eixo acoplado ao cateter e a um codificador óptico. Os sinais de pulso emitidos pelo codificador durante a rotação do seu eixo, são usados como sinal de disparo do pulsador - o gerador de pulsos que excita o transdutor. Uma vez excitado, o transdutor emite um pulso de US no meio e o sinal retroespalhado é coletado no mesmo transdutor, cujo sinal de saída passa por um pré-amplificador de RF.

A seguir, o sinal de RF passa por um amplificador logarítmico, cujo sinal de saída corresponde à envoltória do sinal RF de eco em escala logarítmica. A forma de onda do sinal de saída do amplificador logarítmico é convertida da forma analógica para digital por meio de uma placa de conversão A/D que também funciona em sincronismo com os pulsos emitidos pelo codificador. O sinal digitalizado é transferido para um

processador digital de sinal – microcomputador – para a conversão de varredura e posterior exibição da imagem no monitor.

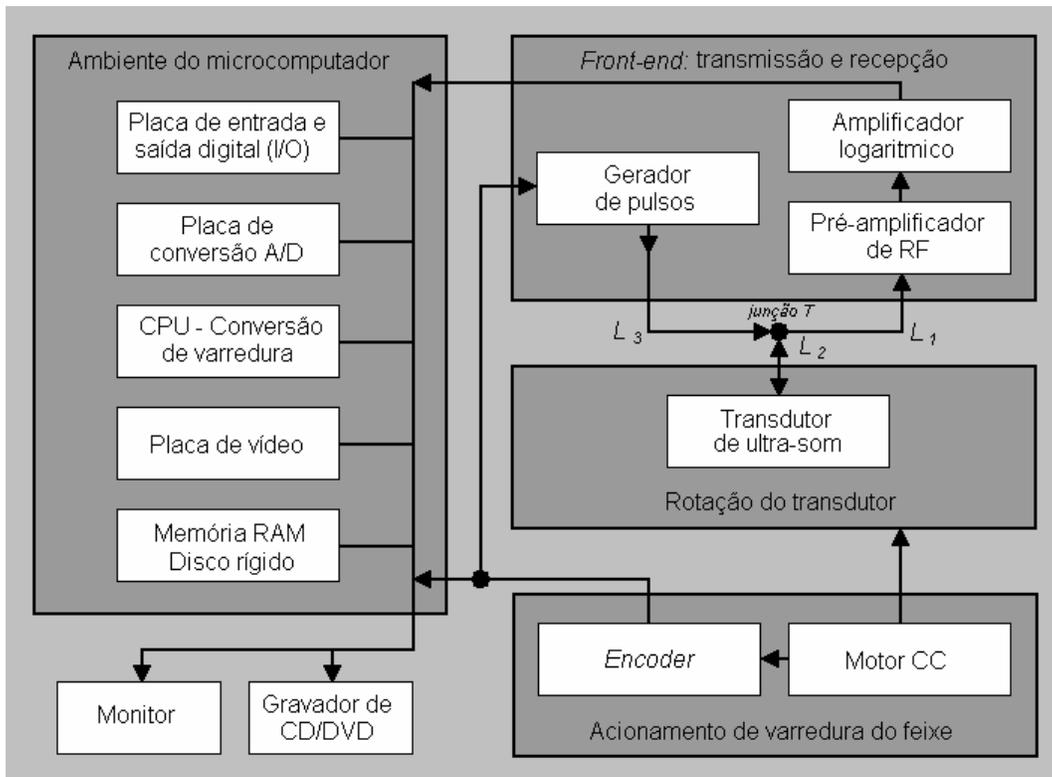


Figura 3.1 - Diagrama de blocos da instrumentação para microscopia ultra-sônica.

Os demais itens do diagrama da Figura 3.1 consistem em uma configuração de um microcomputador, incluindo: processador de núcleo duplo de 2,2 GHz, monitor de vídeo de 17 polegadas, teclado, *mouse* e *drive* de DVD-ROM. O sistema funciona em ambiente *Windows® XP* (*Microsoft Corporation*, Redmond, Washington, EUA) e a programação usada para controle da aquisição de dados e formação da imagem foi desenvolvida em *LabVIEW™* (versão 7.2; *National Instruments*, Austin, Texas, EUA)

O transdutor de ultra-som utilizado no sistema de BMU descrito nesta dissertação é desenvolvido e comercializado pela *Boston Scientific Corporation* (*One Boston Scientific Place*, Natick, Massachusetts, EUA). Da mesma forma, o gerador de pulso de alta tensão, que excita o transdutor, o pré-amplificador de sinal de eco e o sistema de acionamento eletromecânico da varredura do feixe consistem de circuitos e sistemas dedicados também projetados e construídos pela *Boston Scientific*

Corporation. O conjunto formado pelo gerador de pulso, pré-amplificador de RF e sistema de acionamento de varredura faz parte de um dispositivo denominado *motordrive* (MD5 - *Boston Scientific Corporation*, Natick, Massachusetts, EUA) que opera em conjunto com o equipamento de IVUS (*Galaxy²™ IVUS Imaging System*; *Boston Scientific Corporation*, Natick, Massachusetts, EUA). Todo o dispositivo de *motordrive* foi inspecionado e modificado para ser acoplado ao restante do instrumental de BMU endoscópica (amplificador logarítmico e microcomputador) desenvolvido nesta dissertação.

A montagem do sistema ultra-sônico proposto nesta dissertação pode ser dividida em uma parte de instrumentação e outra de programação. A parte de instrumentação consistiu em entender o funcionamento e determinar as características do motor cc e *encoder*, das placas contendo os circuitos de excitação do transdutor e de pré-amplificação do sinal de eco, e em montar as fontes de alimentação, incluindo a de alta tensão para alimentar o gerador de pulsos que excita o transdutor.

A parte de programação, implementada em *LabVIEW™*, consistiu no desenvolvimento da interface com o usuário, do programa de controle da aquisição de dados e da conversão de varredura (dados adquiridos segundo um sistema de coordenadas polares e exibidos como imagem em coordenadas retangulares).

3.1. Instrumentação

Segue um detalhamento de operação e de características técnicas de cada um dos componentes da instrumentação que compõe a parte de hardware do BMU endoscópico: transdutor, itens do *motordrive*, fontes de alimentação, amplificador logarítmico e placa de aquisição.

3.1.1. Transdutor

O transdutor de ultra-som, montado dentro do cateter *Atlantis® SR Pro Coronary Imaging Catheter* (*Boston Scientific*, Natick, Massachusetts, EUA), é mostrado na Figura 3.2. O transdutor opera na frequência de 40 MHz e o cateter possui o comprimento de 1,35 m e diâmetro de apenas 1,18 mm na região do transdutor.

Utilizando esse transdutor, pode-se estimar a resolução axial para o sistema de ultra-som, dada por:

$$R = 0,5 \cdot c \cdot T_d, \quad (3.1)$$

onde R é a resolução axial do sistema, c (≈ 1500 m/s) é a velocidade média do ultra-som no meio, e T_d é a duração do pulso de ultra-som. Com o transdutor excitado pelo circuito do *motordrive* fabricado pelo *Boston Scientific*, o fabricante informa que o pulso de ultra-som emitido tem uma duração de 55,6 ns. Logo, substituindo os valores de c e T_d em (3.1) obtém-se $R = 41,5 \mu\text{m}$.

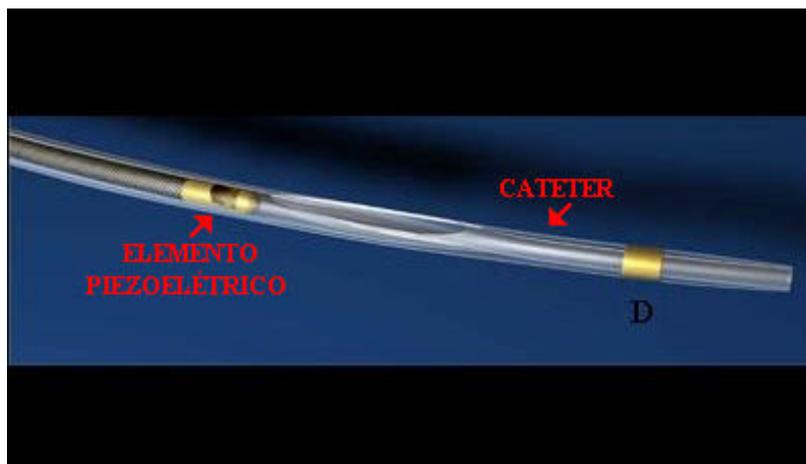


Figura 3.2 - Detalhe da sonda. A ponteira (D) é metálica para ser detectada por videoangiografia.

3.1.2. Motor cc e *encoder*

O motor cc é alimentado com uma tensão regulada de 5 V e consome cerca de 38 mA. Dentro dessas características ele gira com a frequência de aproximadamente 22 Hz. Como dito anteriormente, o motor faz o transdutor girar dentro do cateter. Na foto a seguir (Figura 3.3) o motor está situado à esquerda.

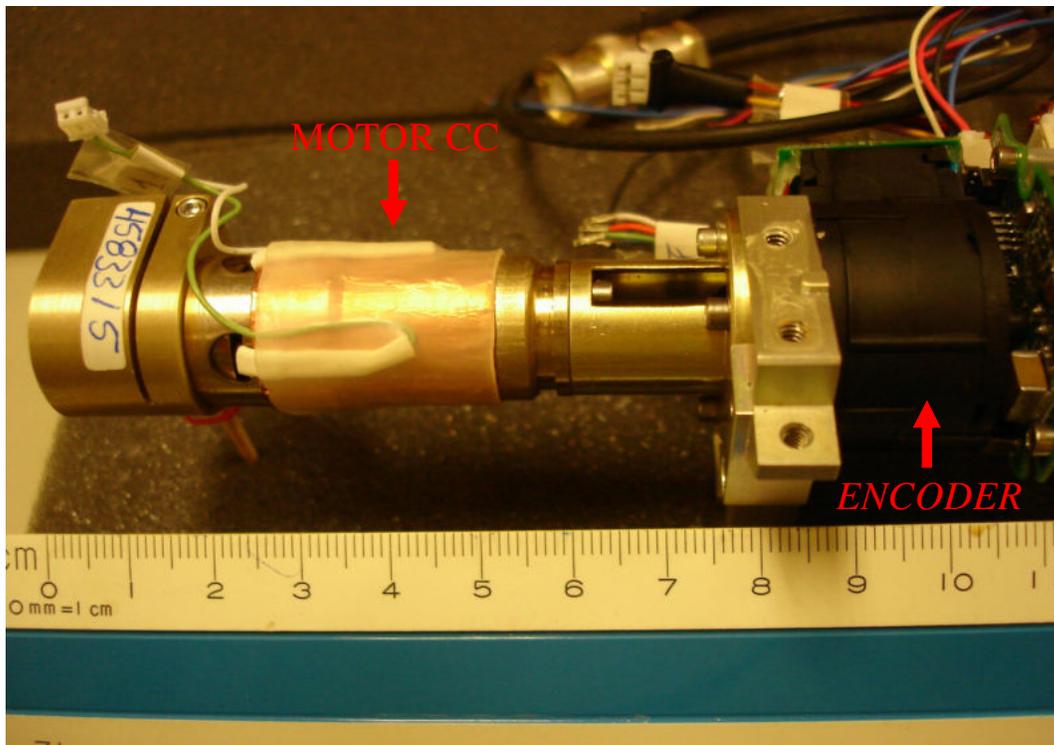


Figura 3.3 - Detalhe do motor cc preso ao suporte mecânico.

O suporte mecânico, que serve de sustentação para o motor, é também usado para dar suporte ao *encoder*: sensor de movimento capaz de converter movimentos lineares ou angulares em pulsos elétricos que são transformadas em informações binárias e trabalhadas por um programa computacional.

Os *encoders* ópticos possuem, internamente, um ou mais discos (máscaras) perfurados, que permitem, ou não, a passagem de um feixe de luz infravermelha, gerado por um emissor que se encontra de um dos lados do disco e captado por um receptor que se encontra do outro lado do disco (Figura 3.4). Este - com o apoio de um circuito eletrônico - gera um pulso a cada passagem da radiação infravermelha emitida pelo *LED* através de uma das janelas da máscara. Há ainda um pulso com função especial, o indexador; gerado a cada volta completa do *encoder*.

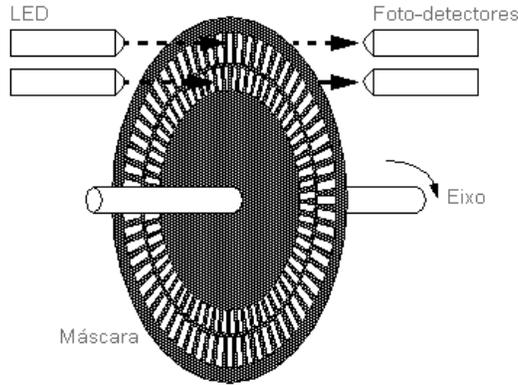


Figura 3.4 - Detalhe das partes componentes de um *encoder*. Extraído de: <<http://claymore.engineer.gvsu.edu/~jackh/books/plcs/html/plcs-643.gif>>.

O *encoder* utilizado no presente sistema de BMU (HEDS 5310; *Hewlett Packard*, Palo Alto, Califórnia, EUA), mostrado na Figura 3.5, gera 256 pulsos a cada volta completa, ou seja: cada quadro da imagem ultra-sônica será formado por 256 linhas radiais. Cada linha radial corresponde a uma linha do modo-A obtida durante a varredura com o feixe de ultra-som.

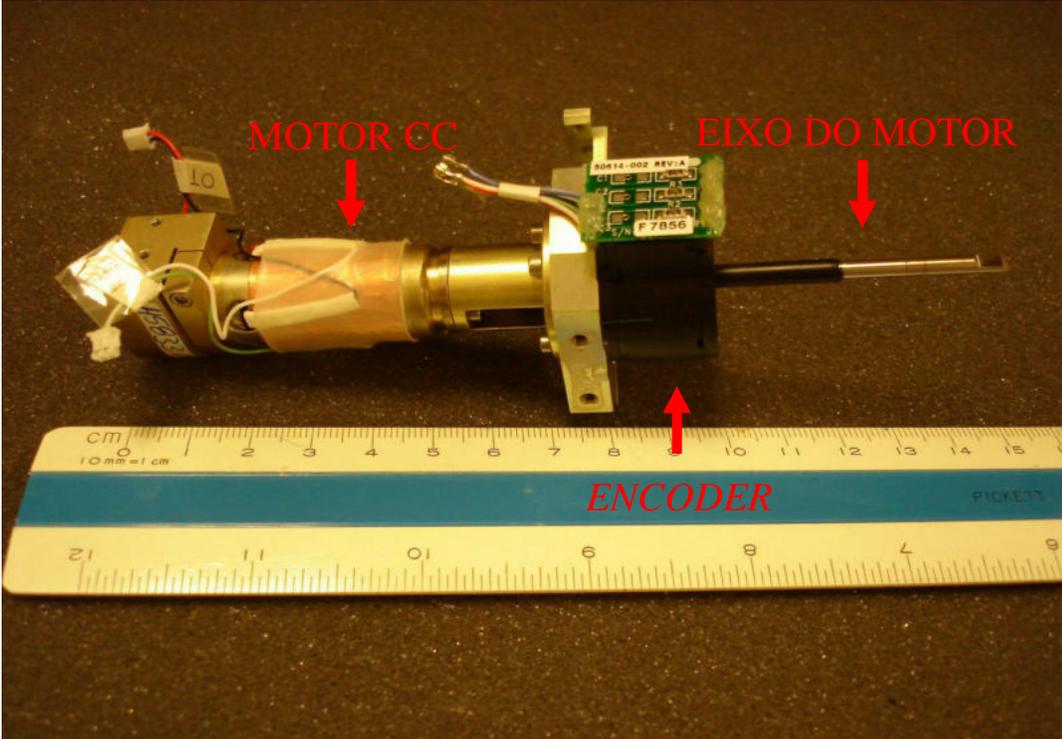


Figura 3.5 - *Encoder* e motor acoplados.

3.1.3. Circuitos de excitação do transdutor (TX) e de recepção do sinal de eco (RX)

As placas de circuito impresso do circuito de recepção do sinal de eco (RX) e do circuito de excitação do transdutor (TX) são mostradas, na Figura 3.6 e Figura 3.7, respectivamente. Na foto da placa RX (Figura 3.6), vê-se o pré-amplificador, o conector P9 e os soquetes J14 e J15. O pré-amplificador recebe os sinais de eco vindos do transdutor, com ganho médio de 23 dB e largura de banda de 150 MHz. No conector P9 encontra-se a saída do pré-amplificador; e através dos soquetes J14 e J15 são feitas as conexões entre as placas RX e TX.

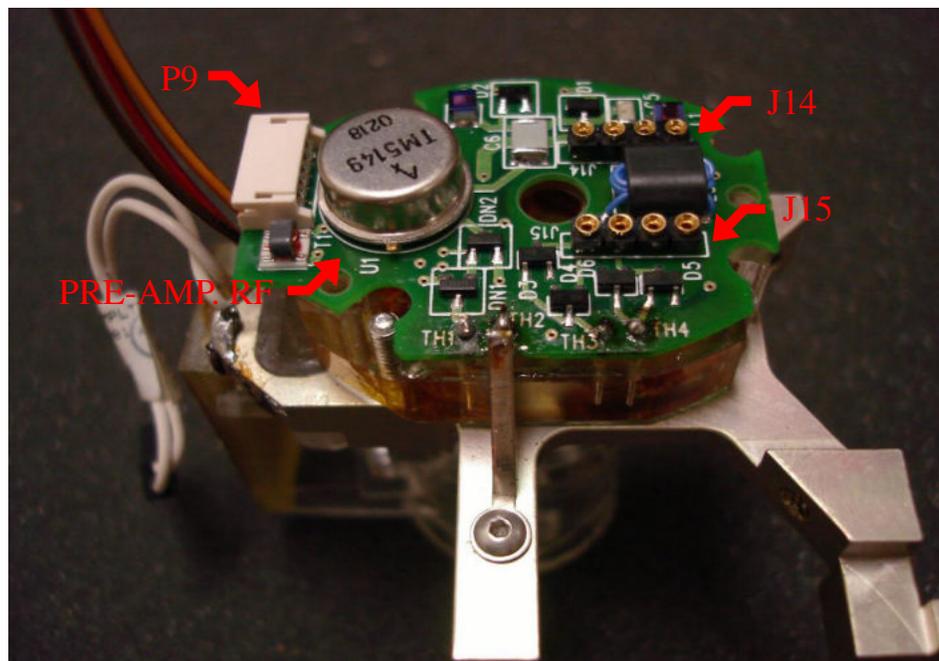


Figura 3.6 - Fotografia da placa de amplificação do sinal de eco montada sobre o soquete de conexão com a sonda.

Na Figura 3.7 tem-se o conjunto TX/RX acoplado ao suporte mecânico e também ao soquete que faz a conexão entre os circuitos eletrônicos e a sonda. Observam-se, nesta figura, o transistor que chaveia o pulso estreito para a excitação do transdutor, indicado por IRFD210, e ainda o conector P10 por onde chegam todos os cabos de alimentação para os circuitos de TX e RX.

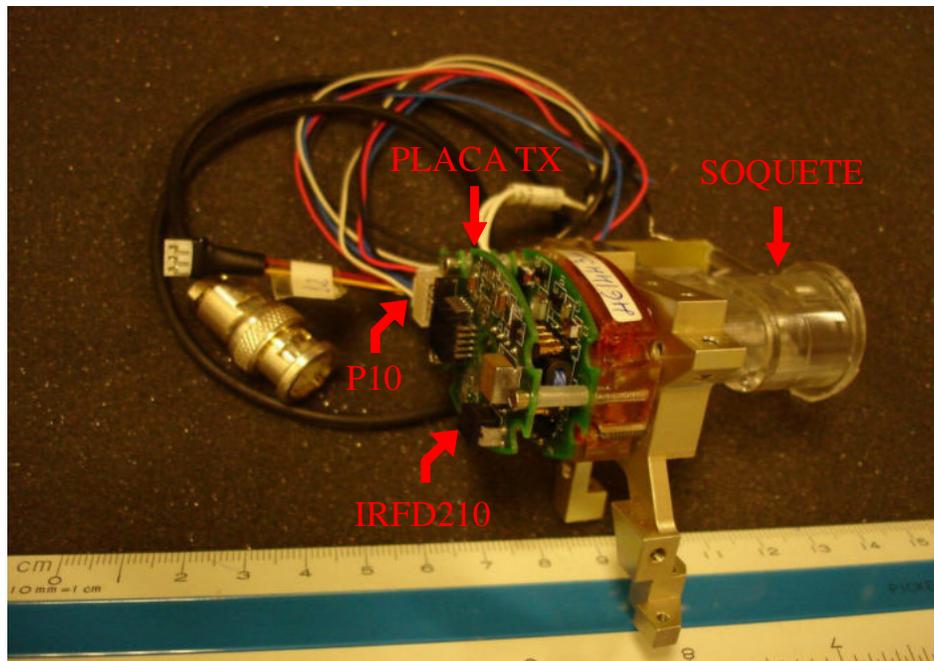


Figura 3.7 - Placa TX conectada à placa RX e ao suporte mecânico.

O diagrama elétrico de TX, referente apenas ao MOSFET, é mostrado na Figura 3.8, onde no momento que o nível da porta de Q4 se eleva, o MOSFET chaveia a tensão de até 200 V para um transformador que se conecta ao transdutor. Disto resulta um pulso com queda de tensão de até 200 V sobre o transdutor. Esse pulso de excitação, extremamente rápido, provoca o disparo do transdutor.

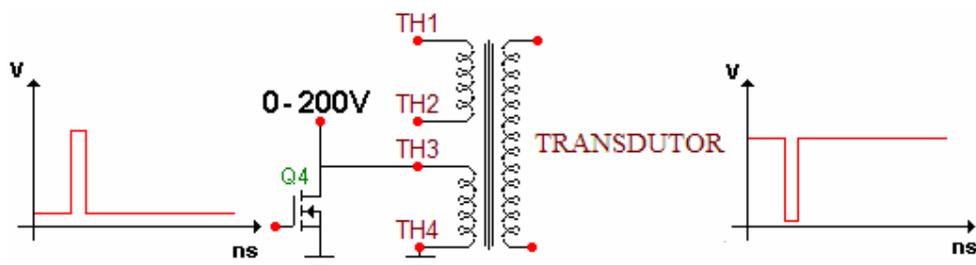


Figura 3.8 - Esquema da placa de TX.

Antes de energizar o circuito TX, foram realizadas simulações de seu funcionamento através do *software* AIM-SPICE (*AIM-SPICE*, AIM-Software, Trondheim, Noruega). Como resultados da simulação, os transientes de tensão na porta de Q4 e a tensão de excitação do transdutor são mostrados nas Figuras 3.9 e 3.10, respectivamente.

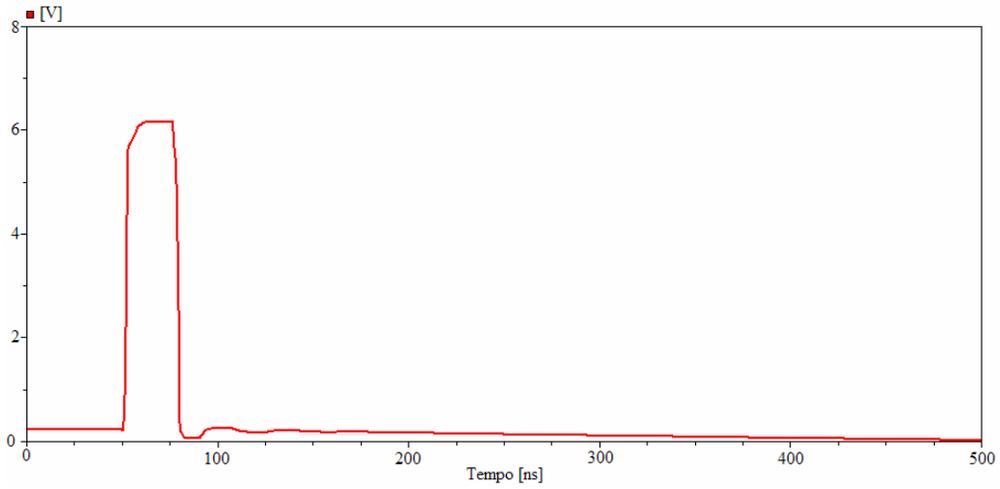


Figura 3.9 - Sinal na porta do MOSFET, obtido com a simulação.

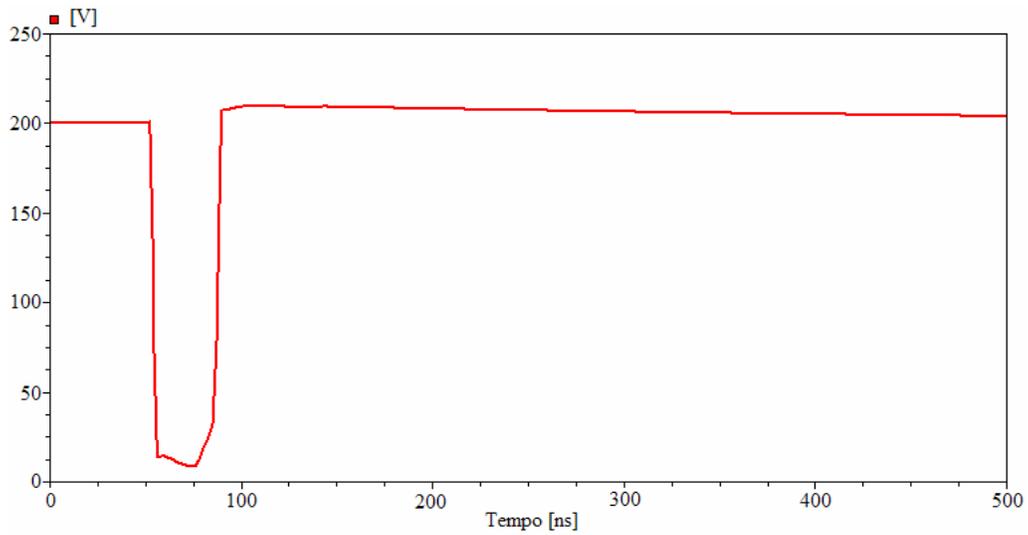


Figura 3.10 - Pulso de chaveamento, resultado da simulação, no dreno de Q4, corresponde à excitação do transdutor.

O diagrama elétrico de RX, referente apenas ao amplificador, é mostrado na Figura 3.11, onde têm-se o pré-amplificador de RF TM5149 (*Amplifonix, Spectrum Control Inc.*, Pal Bay, Florida, EUA) indicado por U1 e o circuito de proteção para o pré-amplificador. Nos terminais TH1/TH2 chegam os sinais de eco captados pelo transdutor que seguem para o pré-amplificador U1 da Figura 3.11.

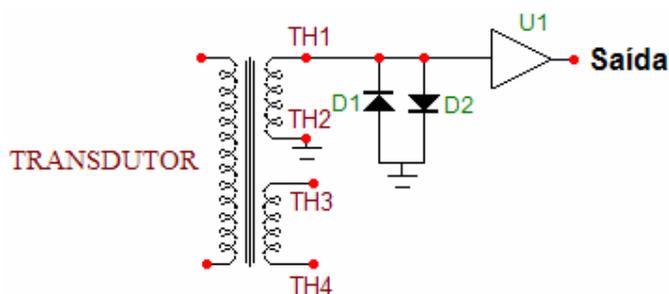


Figura 3.11 - Esquemático da placa de RX.

3.1.4. Fontes de alimentação

O funcionamento do conjunto TX/RX necessita de alimentação cc com valores de 5 V (motor, placa TX e *encoder*), 12V (pré-amplificador e transistores Q2 e Q3 da Figura 3.8) e uma tensão de até 200 V (Q4 na Figura 3.8).

A fonte de alta tensão (até 200 V) foi especialmente projetada para este fim. Partiu-se de um oscilador Ponte de Wien, projetado com um amplificador operacional TL081CP (*Texas Instruments*, Dallas, Texas, EUA) seguido de um amplificador sintonizado, e após, um retificador de onda completa com um dobrador de tensão. O oscilador senoidal gera um sinal com até 24 V de amplitude, ajustável por meio de um *trimpot* (Figura 3.12), na frequência de 50 kHz. O amplificador sintonizado faz com que o circuito seja capaz de fornecer a corrente necessária para excitação do transdutor (o pico de corrente varia de 400 μ A até 2 mA), e ainda amplifica o sinal alternado na relação 1:10, de acordo com o transformador. O esquemático do circuito está na Figura 3.12 e a fonte montada na Figura 3.13.

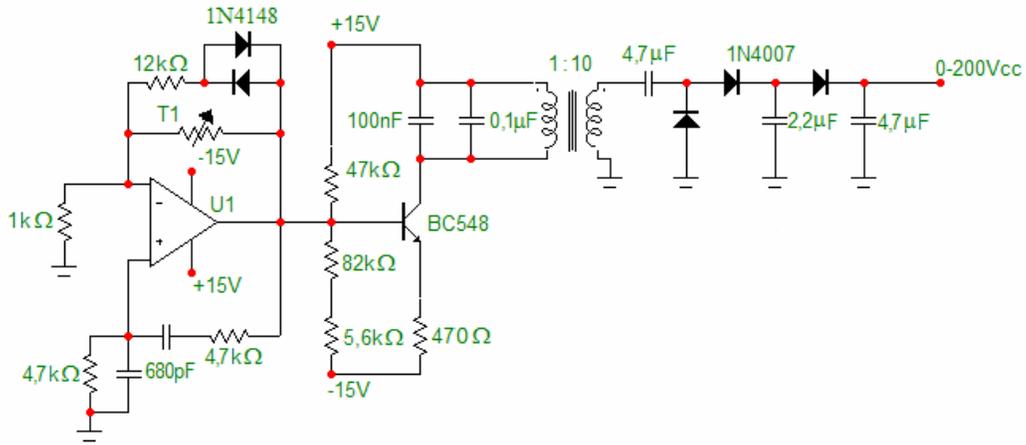


Figura 3.12 - Fonte ajustável de até 200V.

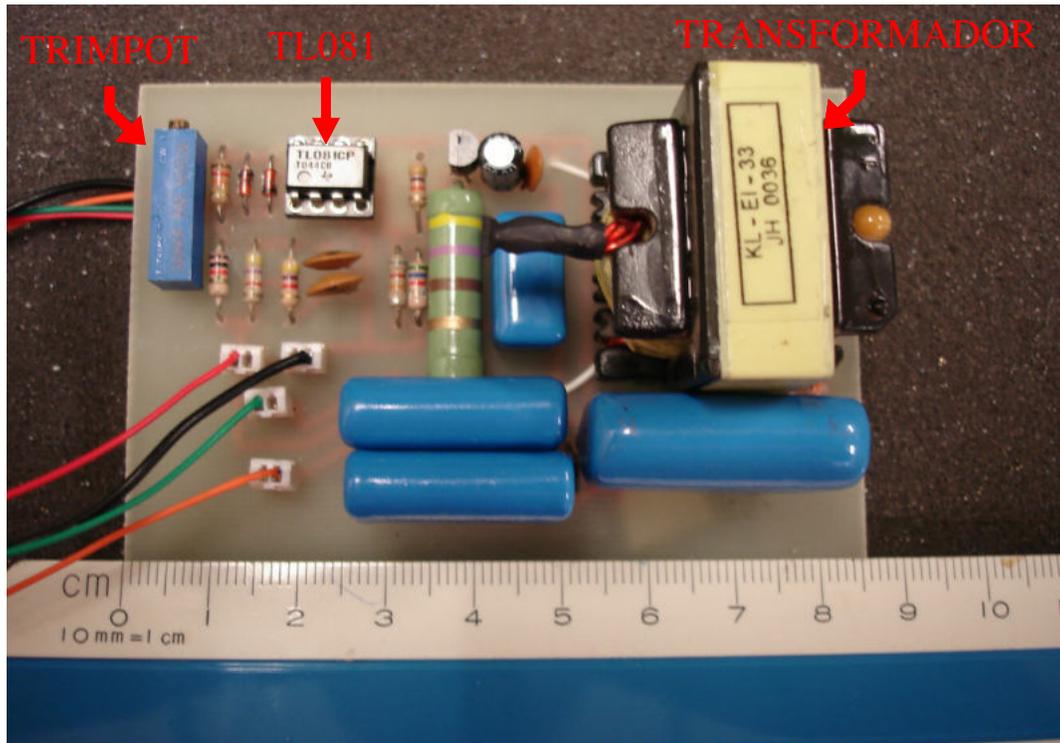


Figura 3.13 - Fonte de 200 V montada.

Há duas fontes independentes de 5 Vcc, construídas usando-se o mesmo esquema elétrico. A fonte de alimentação do motor que aciona a varredura do feixe de ultra-som possui sua saída flutuando, para evitar que o ruído causado pelo motor se espalhe para o ponto de terra. O esquema elétrico de ambas as fontes encontra-se na Figura 3.14 e a

placa de circuito impresso na Figura 3.15. A fonte que alimenta o motor fornece 70 mA e 5 Vcc, com um *ripple* de aproximadamente 0,5 V_{pp}.



Figura 3.14 - Topologia para fonte de 5 V do motor. Para o *encoder*, o pino 2 do LM7805 está aterrado.

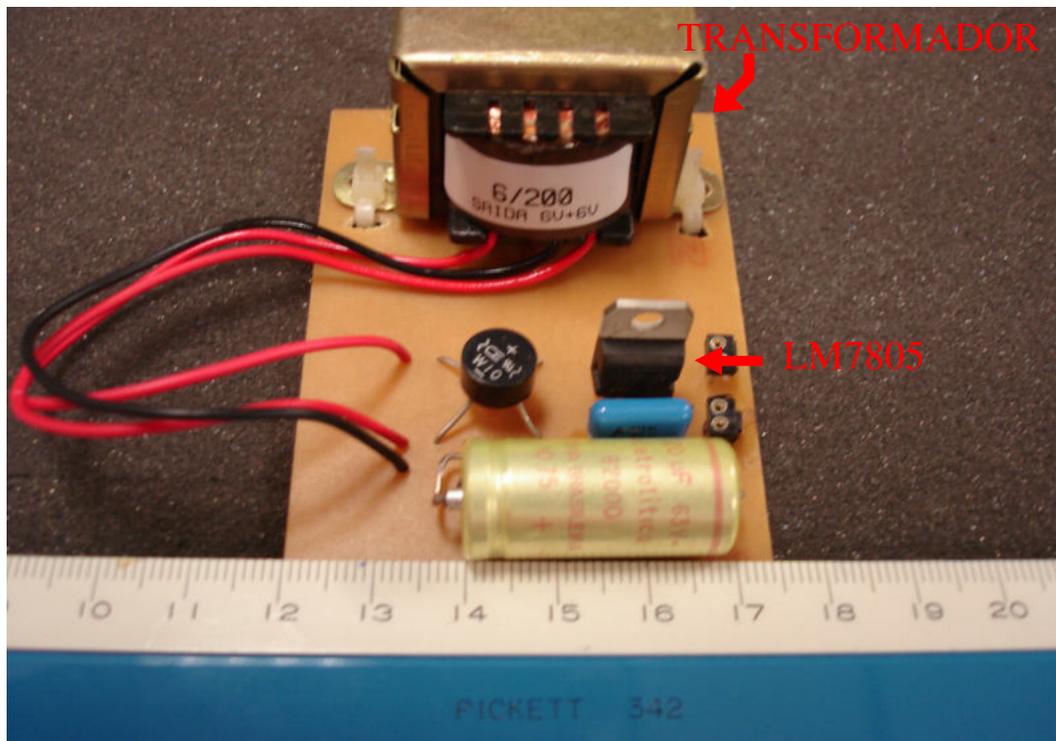


Figura 3.15 - Fonte de 5V mostrando os componentes principais.

Já as fontes de 12 Vcc e 15 Vcc foram construídas com o mesmo transformador. Inicialmente, as fontes de + 15 Vcc e -15 Vcc são implementadas e a seguir obtém-se a tensão de 12 Vcc com mais um regulador de tensão. As fontes obedecem à topologia clássica, mostrada na Figura 3.16, com a respectiva montagem apresentada na Figura 3.17. As fontes de + 15 Vcc e - 15 Vcc são capazes de alimentar o circuito que dá origem à fonte de até 200 Vcc. Já a fonte de 12 Vcc fornece energia para a polarização dos transistores Q2 e Q3 (Figura 3.8) operarem em corte e saturação.

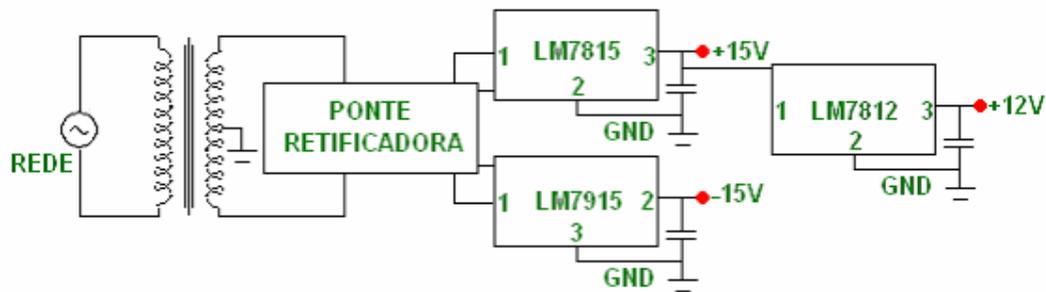


Figura 3.16 - Topologia para fonte de 12V e 15V.

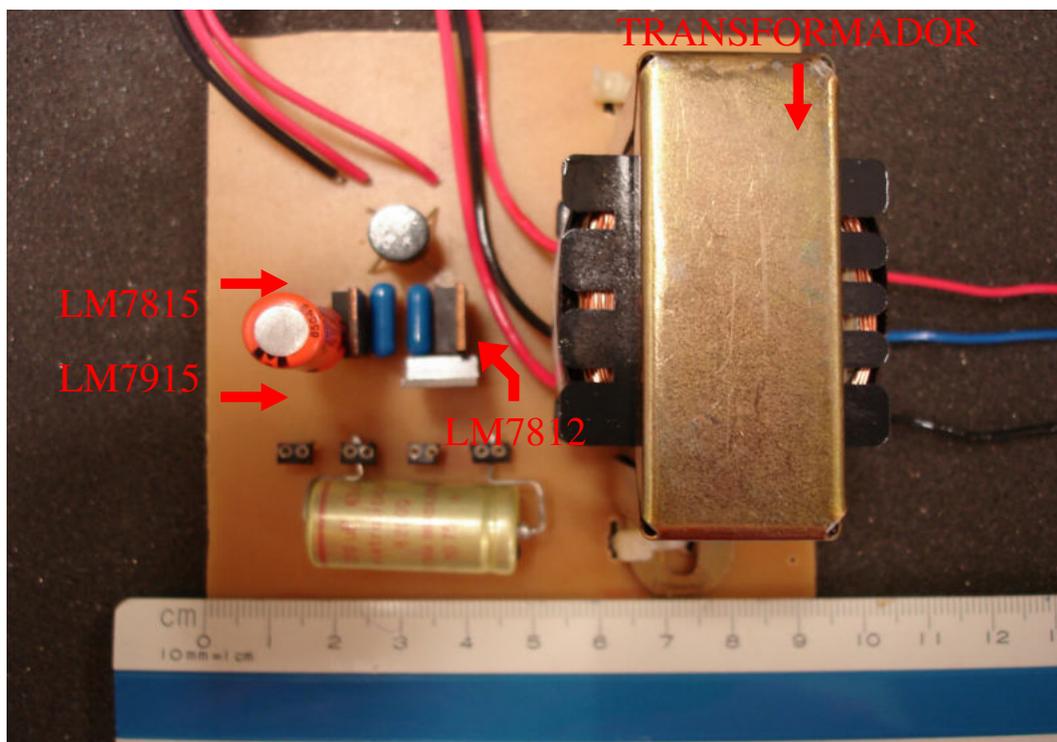


Figura 3.17 - Placa de circuito impresso da fonte de 12V e 15V.

3.1.5. Pulsador

O pulso de saída do *encoder*, que é a base de sincronismo de todo o sistema de ultra-som, tem uma duração de 85 μ s. Por outro lado, para o acionamento do transdutor de ultra-som é necessário que a transição do sinal entre seus terminais seja muito rápida e o pulso tenha duração da ordem de 20 ns. Para isto, o pulsador tem como função condicionar o pulso de sincronismo gerado pelo *encoder*, de forma a prover um pulso correspondente com as necessidades do circuito de excitação do transdutor. Além disso, o pulsador tem uma outra função que consiste em adequar o nível de tensão TTL do

pulso de sincronismo gerado pelo *encoder* com o nível de tensão PECL na entrada do circuito SY10H350 usado em TX.

O pulsador foi implementado conforme o diagrama elétrico da Figura 3.18, utilizando-se dois circuitos integrados: um monoestável SN74121 (*Texas Instruments*, Dallas, Texas, EUA) e o conversor TTL para PECL MC10ELT22D (*ON Semiconductors*, Phoenix, Arizona, EUA). O diagrama elétrico e uma foto do pulsador são apresentados nas Figuras 3.18 e 3.19, respectivamente. Com a montagem utilizada foi possível gerar dois pulsos complementares, cada um com apenas 20 ns de duração e com nível PECL, em sincronismo com o pulso de saída do encoder. Esses pulsos foram capturados em um osciloscópio (Tektronix DPO 3032, *Tektronix Inc.*, Beaverton, Oregon, EUA) e são mostrados nas Figuras 3.19 e 3.20 correspondentes ao pulso estreito PE e ao pulso complementar PE/.

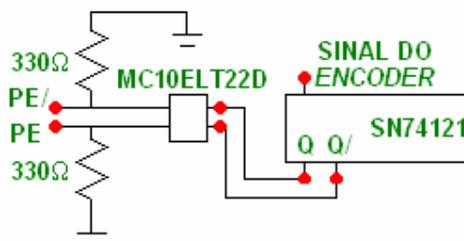


Figura 3.18 – Diagrama elétrico simplificado do circuito pulsador.

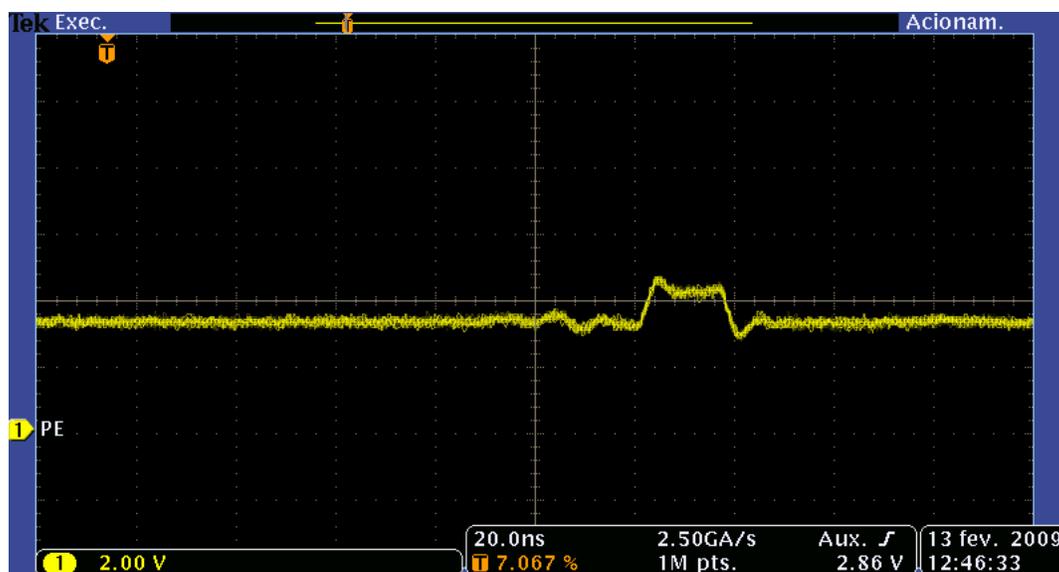


Figura 3.19 - Tela do osciloscópio que exibe o PE.

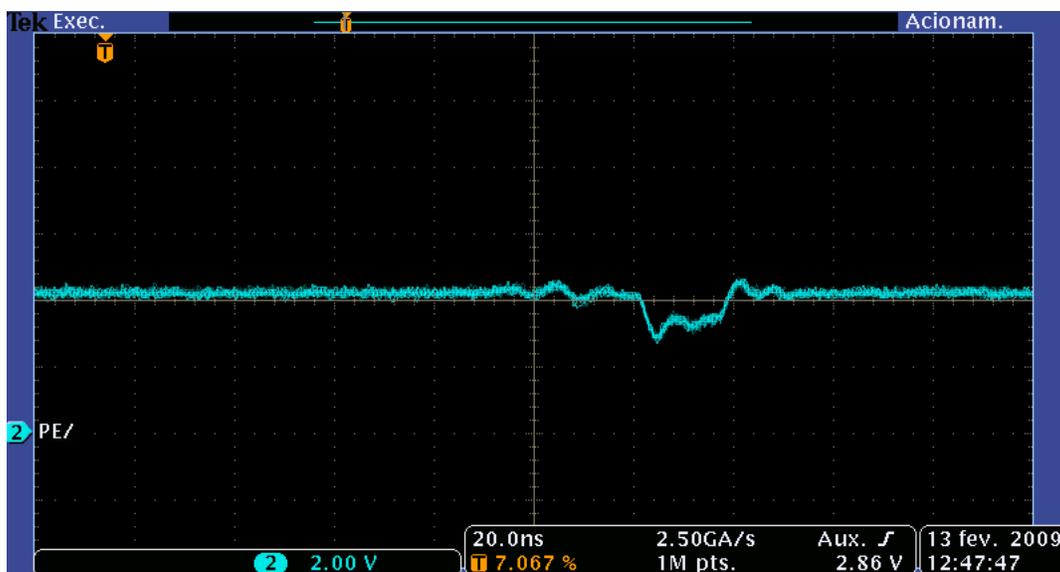


Figura 3.20 - Tela do osciloscópio que exibe o PE/.

A seguir são mostrados os pulsos do *encoder* sincronizados com o disparo do pulsador (Figura 3.21), estando o sinal do *encoder* representado pela linha azul e do pulsador pela linha amarela. A tensão de *offset* do sinal de saída do pulsador é uma característica do nível de tensão PECL. O pulso de tensão na saída do MOSFET (Q4), gerado a partir dos pulsos de saída do pulsador, foi também coletado pelo osciloscópio e está apresentado na Figura 3.22, usando-se uma tensão de alimentação de 50 Vcc.

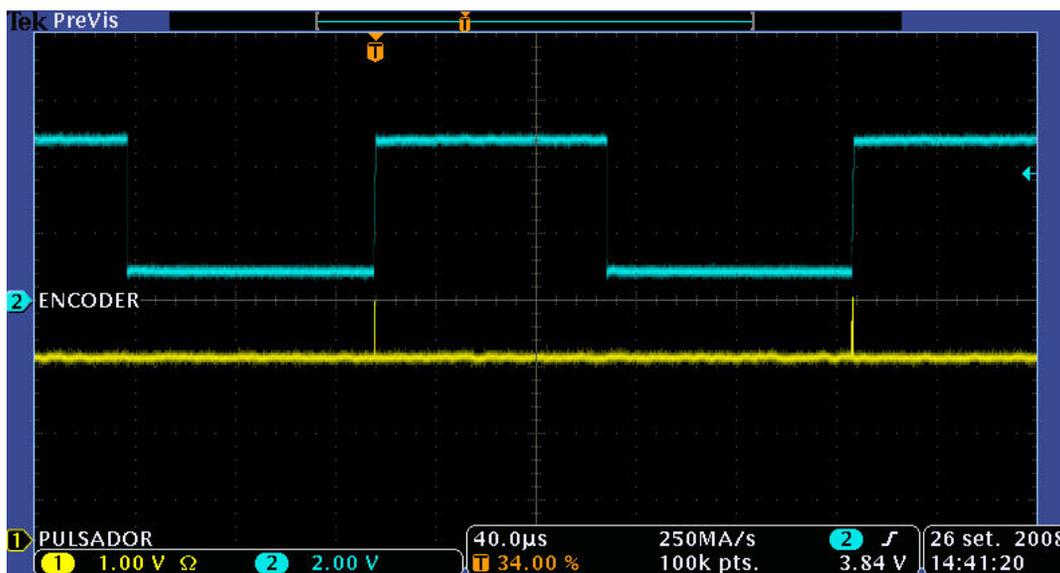


Figura 3.21 - Sincronismo entre o sinal do *encoder* e o disparo do pulsador.

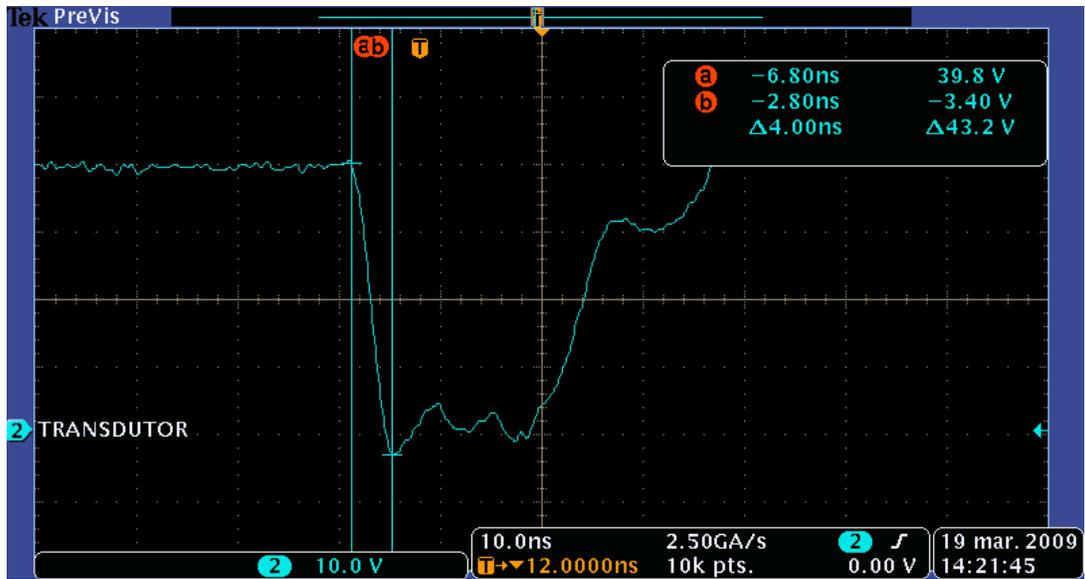


Figura 3.22 - Pulso de alta tensão aplicado no transdutor.

Na imagem a seguir (Figura 3.23), tem-se a placa de circuito impresso do pulsador.

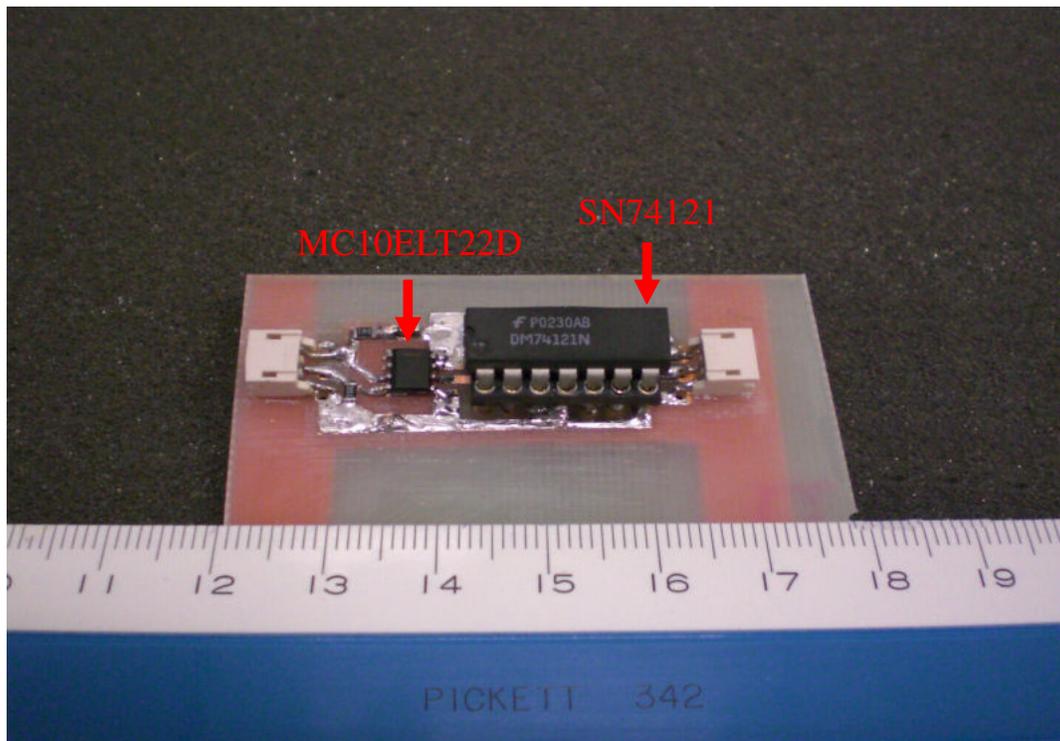


Figura 3.23 - Placa de circuito impresso que gera o pulso estreito.

3.1.6. Amplificador logarítmico

O amplificador logarítmico é conectado com a saída do pré-amplificador de RF. Sua função consiste em comprimir a faixa dinâmica do sinal de eco, o que é feito dando um ganho maior aos sinais de menor amplitude e vice-versa, seguindo uma relação logarítmica entre tensão de entrada e saída. O amplificador logarítmico utilizado (HLVA-100, Femto, Berlim, Alemanha), é mostrado na Figura 3.24. Como características principais, ele possui faixa dinâmica de 80 dB, resposta em frequência entre DC e 100 MHz, entradas que variam de 20 μV a 2 V, *rise e fall times* de 5 ns e nível de ruído no circuito de $2\text{nv}/\sqrt{\text{Hz}}$. Na entrada do amplificador logarítmico é usado um filtro passa alta com corte (-3 dB) em 25 MHz (BLP 25, *Mini-circuits*, New York, EUA) em série com um passa baixas com corte (-3 dB) em 70 MHz (BHP 70, *Mini-circuits*, New York, EUA). Um filtro passa baixa com corte (-3 dB) em 15 MHz (BLP 15, *Mini-circuits*, New York, EUA) é conectado na saída do amplificador logarítmico e sua saída corresponde à envoltória do sinal RF de eco com amplificação logarítmica.

O amplificador logarítmico é do tipo LVA (*Log Video Amplifier*), ou seja: ele recebe um sinal de RF e a saída é o sinal do tipo vídeo, caracterizado por um sinal de RF retificado com nível DC correspondente a tensão média do sinal retificado. O filtro passa-baixa conectado à sua saída reduz o *ripple* de tensão gerado nessa retificação. Já o filtro passa-faixa evita que qualquer ruído inserido fora da faixa de interesse seja amplificado, o que prejudicaria na formação da imagem final.

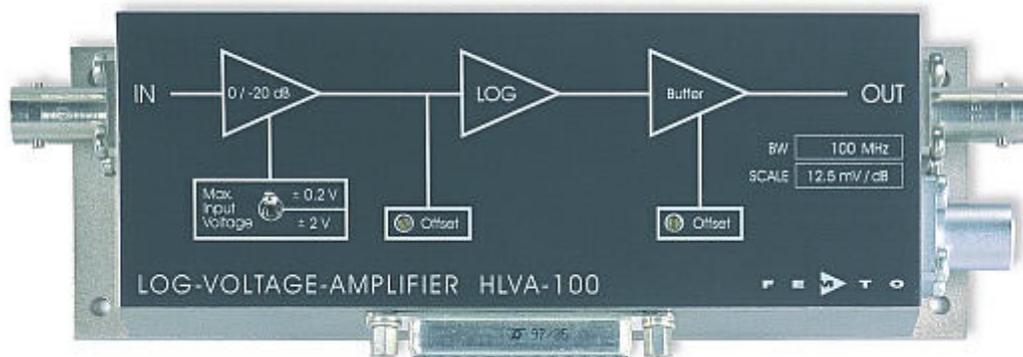


Figura 3.24 - Amplificador HLVA-100

3.1.7. Placa de aquisição

Após a detecção da envoltória dos sinais de eco com amplificação logarítmica, os sinais correspondentes são digitalizados para serem transferidos para o microcomputador, onde são realizados os processamentos necessários para a construção das imagens. É utilizada uma placa de aquisição de dados (NI PCI-5114, *National Instruments*, Austin, Texas, EUA), exibida na Figura 3.25, e instalada no barramento PCI (*Peripheral Component Interconnect*) do computador.



Figura 3.25 - Placa de aquisição de dados NI PCI-5114.

Como principais características da placa do conversor A/D são citadas: dois canais de entrada para sinal analógico simultaneamente amostrados, uma entrada adicional para o sinal de *trigger* externo, cuja função é dar início às aquisições. Por sua vez, os canais de entrada do sinal analógico estão associados a dois tipos de impedâncias diferentes de 50Ω e de $1 M\Omega$, selecionadas via *software*.

A placa converte a entrada analógica em um sinal de 8 *bits*, adquiridos a cada intervalo de tempo definidos pela frequência de amostragem, até 250 MHz, o qual deve ser escolhido no momento da configuração da placa. A faixa dinâmica do sinal de entrada é escolhida no mesmo instante, entre valores pré-estabelecidos que vão de ± 40 mV a ± 40 V. A placa tem uma memória RAM com 8 *Mbytes*/canal para armazenamento dos sinais digitalizados, a qual trabalha como um *buffer* circular. Antes de receber o sinal de disparo, a placa começa a armazenar dados pré-disparo, e o contador da

memória se ativa. No momento que é detectado um sinal de disparo, a memória começa a armazenar uma quantidade pré-definida de amostras pós-disparo (também especificada no momento de configuração da placa), sendo o armazenamento interrompido uma vez completada esta quantidade. A partir deste momento o barramento da CPU é autorizado a ter acesso à memória da placa, recebendo os dados adquiridos.

Os sinais de disparo que dão início às aquisições podem ser: o próprio sinal da entrada analógica (*input channel*), o sinal da entrada de disparo externo (*external trigger*) ou um sinal programado pelo *software* (*software trigger*).

3.2. Instrumentação – parte de *software*

O software integrante da instrumentação de ultra-som implementada nesta dissertação é usado no controle da aquisição dos sinais de eco, na conversão de varredura e na exibição da imagem.

Cada quadro de imagem a ser gerado consiste, na aquisição de 256 linhas de RF no modo-A, sendo cada linha correspondente a uma profundidade de uns 3 mm (compatível com o raio da luz do esôfago ou cólon de rato ou camundongo). O número de dados amostrados, N , para cada linha do modo-A é dado por:

$$N = 2 \cdot L \cdot f_a / c, \quad (3.1)$$

onde L é a profundidade a ser considerada na imagem, f_a é a frequência de amostragem usada na placa de aquisição e c é a velocidade de propagação do ultra-som no meio biológico. Considerando-se $L = 3$ mm, $f_a = 250$ MHz e $c = 1500$ m/s e substituindo-se esses valores em (3.1), segue $N = 1000$. Portanto, cada quadro de imagem será composto de 256000 dados amostrados, os quais necessitam ser processados durante um período, de no máximo, 50 ms para a exibição de 20 quadros de imagem por segundo, definidos pela rotação do motor de corrente contínua. Esta condição de tempo de processamento, juntamente com a arquitetura de um

microcomputador pessoal e uma programação computacional numa linguagem em *LabVIEW™* constituem as condições de contorno impostas à realização da dissertação.

3.2.1. Programação no *LabVIEW™*

LabVIEW™ (acrônimo para *Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench*) é o ambiente de programação de uma linguagem gráfica conhecida como linguagem G. A programação é feita através do modelo de fluxo de dados, o que oferece a esta linguagem vantagens para a aquisição e manipulação de dados.

Os programas em *LabVIEW™* são chamados de instrumentos virtuais ou simplesmente IVs. São compostos pelo painel frontal, que contém a interface; e o diagrama de blocos, que contém o código gráfico do programa.

3.2.1.1. Método de programação

Blocos de funções são designados por instrumentos virtuais, o que é explicado porque a princípio cada programa pode ser usado como um sub-programa por qualquer outro, ou pode simplesmente ser executado automaticamente. Devido ao princípio de fluxo de dados, as chamadas recursivas não são possíveis.

O programador conecta IVs com linhas (fios) de ligação e define deste modo o fluxo de dados. Cada IV pode possuir entradas, saídas e parâmetros de configuração. A execução de uma IV começa quando todas as entradas são existentes e os resultados são então colocados nas saídas uma vez que os sub-programas tenham sido executados. Desta forma, a ordem que as tarefas são executadas é definida em função dos dados. Uma ordem pré-definida (por exemplo da esquerda para a direita) a princípio não existe.

Uma importante consequência destas regras é a facilidade com que processos paralelos podem ser programados. Basta haver dois blocos funcionais sem interdependência dos dados para que eles sejam processados em paralelo.

Caso um bloco não possua entradas, ele será executado no início do programa. Caso ele não possua saídas, os dados resultantes são ignorados ou então usados de

outras maneiras: escrever para o disco rígido, para a rede ou enviar para impressão. Da mesma forma, um bloco sem entradas pode receber dados de aparelhos periféricos ou gerar os seus próprios dados (gerador de números aleatórios, por exemplo).

Porém, eles também podem estar amplamente interconectados. Muitas das funções próprias do *LabVIEW™* são por sua vez IVs, que também podem ser processadas pelo programador (o que não é recomendável). Todas as IVs baseiam-se numa série de funções básicas, chamadas primitivas, que não podem ser abertas como IVs.

Muitos IVs e funções primitivas em *LabVIEW™* são polimorfos, ou seja, a sua funcionalidade adapta-se aos tipos de dado que recebem. Por exemplo, a função *Build-Array* pode ser usada para a criação de quaisquer variáveis, ou seja, *strings*, inteiros ou também *arrays* e *clusters*. Ao usuário é também possível construir suas próprias IVs polimorfos.

O painel frontal do *LabVIEW™* é um meio confortável para construir uma boa interface gráfica. O programador não necessita escrever qualquer linha de código. A apresentação gráfica dos processos aumenta a facilidade de leitura. Uma grande vantagem em relação às linguagens baseadas em texto é a facilidade com que se criam componentes que são processados paralelamente.

3.2.1.2. Desvantagens

Quanto às desvantagens face à programação por texto:

- Pequenas mudanças podem obrigar a novas reestruturações do programa, uma vez que sempre que se cria ou edita uma IV é necessário voltar a conectar os fios e símbolos para restabelecer o funcionamento do programa;
- A fim de se evitarem confusões de fios, é usual introduzir mais variáveis do que o estritamente necessário, diminuindo a velocidade de execução e indo contra ao modelo de fluxo de dados;

- Não é tão rápido na execução quanto os códigos pré-compilados.

3.2.2. Formatos de imagens

Quando se tira uma foto com a câmera digital, cada *pixel* armazena uma certa quantidade de informação, de acordo com a quantidade de *bits* disponível. Câmeras profissionais chegam até 12 ou 14 *bits* por *pixel*. Se a câmera tiver, por exemplo, 7 milhões de *pixels*, tem-se uma quantidade enorme de informação para cada fotografia. Havendo muitas fotos, certamente não haverá espaço suficiente para armazenar todas elas, e é aí que entra a decisão de qual formato utilizar.

3.2.2.1 Formato RAW

Este formato é oferecido por câmeras profissionais ou amadoras avançadas, o qual possibilita uma maior aproximação da imagem capturada com a imagem real, já que permite armazenar na memória uma imagem o mais próxima da real, visto que ela representa o dado bruto que sensibilizou o sensor da câmera.

3.2.2.2. Formato JPEG

O JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) é um formato que usa compressão com perdas. Estas se aproveitam das limitações da visão humana para suprimir informação que provavelmente não seria percebida de qualquer forma. A perda de dados é proporcional ao fator de compressão desejado. Esse formato só admite 8 *bits* por cor.

Na Figura 3.26 percebe-se a diferença na qualidade entre ambos os formatos de imagem. A mesma captura de imagem gerou dois arquivos: o primeiro em JPEG (Figura 3.26 A) e o segundo em RAW (Figura 3.26 B). A perda de qualidade no JPEG é evidente.



Figura 3.26 - Comparação entre os formatos JPEG (A) e RAW (B). Extraído de: <http://photo-forum.net/index.php?APP_ACTION=REVIEW&ARTICLE_ID=4>

No *software* desenvolvido em *LabVIEW*TM, as imagens são trabalhadas no formato *RAW*, já que a aplicação exige a melhor resolução possível. Uma imagem salva em *RAW* pode ser aberta, por exemplo, utilizando o programa chamado *Irfanview* (*Irfan Skiljan*, Wiener Neustadt, Áustria).

No ambiente do computador, a placa de aquisição envia ao programa uma seqüência de valores que variam de 0 a 255. Nesta escala, 0 está associado à cor preta e 255 à cor branca.

Considerando o exemplo a seguir na Figura 3.27A, onde cada célula representa um *pixel*. O *pixel* (0;0) armazena o valor 0, o (1;0) armazena o valor 50, e assim por diante, até o *pixel* (2;3), cujo valor é 255. A Figura 3.27 B representa a imagem correspondente em tons de cinza.



Figura 3.27 - Matriz de valores e suas cores correspondentes.

A representação matricial das coordenadas da matriz que compõe a imagem da Figura 3.27 é dada por:

$$M = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 2 & 0 & 1 & 2 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.2)$$

onde o valor do elemento $(0;0)$, linha 0 e coluna 0, é 0, o do elemento $(0;1)$, linha 0 e coluna 1, é 100, e assim por diante, até o elemento $(1;2)$, linha 1 e coluna 2, que vale 255.

3.2.3. Operações com imagens

As operações mais comuns, e utilizadas neste trabalho, são: translação, escalonamento e mudança do sistema de coordenadas retangulares para polares. De uma maneira geral, essas operações modificam as relações espaciais entre *pixels* de uma imagem. Para tanto, dado um ponto P do plano, descreve-se sua localização como $P=(a;b)$, onde a é a projeção de P no eixo x e b é a projeção no eixo y , como ilustra a Figura 3.28.

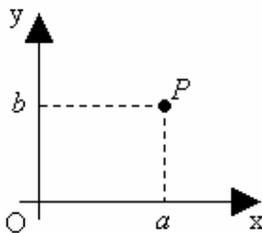


Figura 3.28 - Ponto P no plano cartesiano.

3.2.3.1. Translação

Essa transformação corresponde em mover uma imagem em alguma direção. Na Figura 3.29, move-se o ponto $P=(a,b)$ para $P'=(a',b')$. Nesta representação a transformação opera em apenas um ponto. Em uma imagem real, todos os *pixels* passam pela mesma ação.

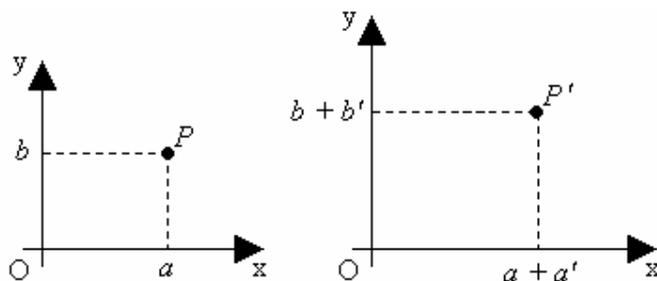


Figura 3.29 - Translação do ponto P para o ponto P' .

Essa transformação pode ser facilmente efetuada de forma matricial. Sejam os vetores $P = \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$ e $P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix}$ relativos às imagens original e transladada, respectivamente. A relação entre estes vetores é:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & a' \\ 0 & 1 & b' \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (3.3)$$

A matriz $T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & a' \\ 0 & 1 & b' \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ é chamada de matriz de translação.

3.2.3.2. Escalonamento

Esta transformação corresponde em aumentar ou diminuir o tamanho de uma imagem, mantendo-se sempre a mesma proporção. Na Figura 3.30, move-se o ponto $P = (a; b)$ para $P' = (ka; kb)$.

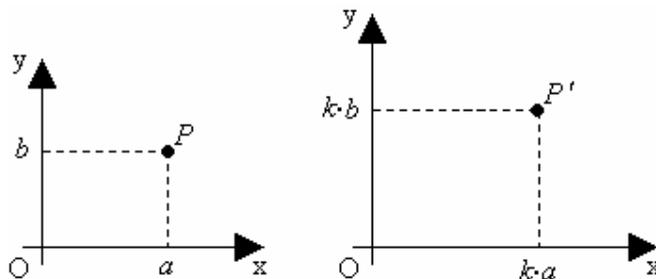


Figura 3.30 - Escalonamento do ponto P para o ponto P' .

As seguintes relações entre o valor de k e a imagem resultante são apresentadas na Tabela 3.1:

Tabela 3.1 – Tipos de imagem de acordo com o fator de escalonamento.

$k > 1$	Imagem maior, direita
$k = 1$	Imagem igual
$0 < k < 1$	Imagem menor, direita
$k = 0$	Sem imagem
$-1 < k < 0$	Imagem menor, invertida
$k = -1$	Imagem invertida, com o mesmo tamanho
$k < -1$	Imagem menor, invertida

Essa transformação também pode ser facilmente efetuada de forma matricial.

Sejam os vetores $P = \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}$ e $P' = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix}$ relativos às imagens original e escalonada. A relação entre esses vetores é:

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} k & 0 & 0 \\ 0 & k & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x \\ y \\ 1 \end{bmatrix}. \quad (3.4)$$

A matriz $E = \begin{bmatrix} k & 0 & 0 \\ 0 & k & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$ é chamada de matriz de escalonamento.

3.2.3.3. Mudança de coordenadas retangulares para polares

Em vez de descrever a localização do ponto P em função de suas projeções a e b , pode-se também descrevê-la a partir da distância de P à origem O do sistema de coordenadas e do ângulo formado pelo eixo x e o segmento \overline{OP} , no caso de se ter $P \neq O$. Denota-se $P(r; \theta)$ onde r é a distância de P a O e θ o ângulo tomado no sentido anti-horário, com relação a parte positiva do eixo x ao segmento \overline{OP} , caso

$P \neq 0$. Se $P = 0$, denota-se $P(0; \theta)$, para qualquer θ . Esta maneira de representar um ponto do plano, num sistema de coordenadas polares, é ilustrada na Figura 3.31.

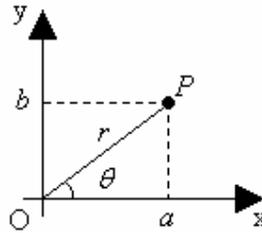


Figura 3.31 - Sistema de coordenadas polares.

A mudança de coordenadas retangulares para polares é feita através das seguintes equações:

$$r = \sqrt{a^2 + b^2} \quad (3.5)$$

$$\theta = \arctan(b/a), \quad (3.6)$$

levando em consideração os sinais de a e b para se saber em que quadrante o ponto se situa, e conseqüentemente o ângulo θ correspondente.

3.2.3.4. Interpolação

As operações com imagens resultam, muitas vezes, em imagens onde algumas das coordenadas não possuem valores agregados. Por exemplo, aplicando-se um escalonamento de ordem 2 ($k = 2$) na matriz M correspondente à imagem da Figura 3.27A, a matriz escalonada deverá ter a dimensão 6×4 . De acordo com a equação (3.4) a matriz resultante, M' , é dada por:

$$M' = E \cdot M = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 2 & 2 & 2 \\ 0 & 2 & 4 & 0 & 2 & 4 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 2 & 0 & 0 \\ 0 & 2 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 \\ 0 & 1 & 2 & 0 & 1 & 2 \\ 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.7)$$

A primeira coluna da matriz M refere-se ao elemento $(0;0)$ da imagem original, ao qual atribui-se o valor 0. Dessa forma, o valor 0 será também atribuído ao elemento

da primeira coluna da matriz M' , (0;0) na imagem escalonada. A segunda coluna da matriz M se refere ao elemento (0;1) da imagem original (vale 100). Dessa forma, este valor será atribuído ao elemento da segunda coluna da matriz M' (0;2) na imagem escalonada. Assim sucessivamente até o final, onde a última coluna da matriz M , que se refere ao elemento M' da imagem original (vale 255). Dessa forma, este valor (255) será atribuído ao elemento da última coluna da matriz M' (2;4) na imagem escalonada. A imagem final terá, então, o seguinte aspecto (Figura 3.32):

0		100		200	
50		150		255	

Figura 3.32 - Escalonamento de ordem 2 na matriz de pixels da Figura 3.27A.

Nota-se que, dessa forma, só foram preenchidos alguns elementos da matriz escalonadas. A maioria ficou sem valor nenhum de referência.

A representação da matriz escalonada completa final, M_F , levando-se em conta todos os seus elementos é:

$$M_F = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 2 & 3 & 3 & 3 & 3 & 3 \\ 0 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 & 0 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 & 0 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 & 0 & 1 & 2 & 3 & 4 & 5 \\ 1 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.8)$$

O preenchimento de todos os elementos da matriz final pode ser resolvido partindo-se da imagem de destino e procurando-se o *pixel* correspondente numa matriz, M_I , correspondente a uma imagem inicial, ou original, que contenha uma relação bi-unívoca com a matriz correspondente à imagem final. Uma vez definida a matriz correspondente à imagem final, M_F , então procura-se encontrar M_I resolvendo-se a equação:

$$M_I = E^{-1} \cdot M_F. \quad (3.9)$$

Para o exemplo em questão, tem-se:

$$E^{-1} = \begin{bmatrix} 0,5 & 0 & 0 \\ 0 & 0,5 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.10)$$

e

$$M_I = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0,5 & 0,5 & 0,5 & 0,5 & 0,5 & 0,5 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1 & 1,5 & 1,5 & 1,5 & 1,5 & 1,5 & 1,5 \\ 0 & 0,5 & 1 & 1,5 & 2 & 2,5 & 0 & 0,5 & 1 & 1,5 & 2 & 2,5 & 0 & 0,5 & 1 & 1,5 & 2 & 2,5 & 0 & 0,5 & 1 & 1,5 & 2 & 2,5 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

O cálculo como definido pela equação (3.9) garante que o processo está sendo feito “de trás para frente”, ou seja, da imagem final para a inicial. A matriz M_F representa todos os elementos da imagem final, com dimensão 6x4. Por outro lado, a matriz M_I representa os elementos da matriz correspondente à imagem inicial que mantêm uma relação bi-unívoca com o elemento da matriz correspondente com a imagem final. Isso significa que o valor para o elemento (0;0) da imagem final será igual ao do elemento (0;0) da imagem inicial, que o valor do elemento (0;1) da imagem final será igual ao do elemento (0;0,5) da imagem inicial, que o valor do elemento (0;2) da imagem final será igual ao do elemento (0;1) da imagem inicial, e assim por diante, até o valor do elemento (3;5) da imagem final, que será igual ao do elemento (1,5;2,5) da imagem inicial.

O problema, é que não existem índices fracionários na matriz M correspondente à imagem original. Em outras palavras, quando foi feita a conversão, o *pixel* correspondente na imagem original não existia, já que ele ficaria entre alguns *pixels* da imagem original, como mostrado na Figura 3.33 abaixo.

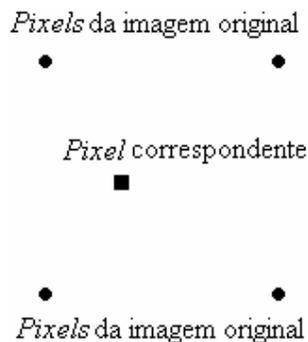


Figura 3.33 - Mapeamento dos pixels.

A solução para o problema é a interpolação: um método que permite construir um novo conjunto de dados a partir de um conjunto de dados pontuais conhecidos. Existem várias técnicas para isso, como por exemplo, a interpolação pelo vizinho mais próximo e a interpolação bilinear (LEAVITT e HUNT, 1983), a qual foi adotada nesta dissertação por ser um método de interpolação que oferece uma distribuição mais suave dos dados que compõem a imagem. Quando comparada com a interpolação pelo vizinho mais próximo, a interpolação bilinear apresenta melhores resultados ao custo de mais tempo de processamento em razão de um maior número de operações.

A interpolação bilinear opera como uma média ponderada dos quatro *pixels* vizinhos daquele para o qual se pretende determinar seu valor. Para tanto, o valor, f , associado ao *pixel* é calculado por:

$$f(x; y) = f(0;0) \cdot (1-x) \cdot (1-y) + f(1;0) \cdot x \cdot (1-y) + f(0;1) \cdot (1-x) \cdot y + f(1;1) \cdot x \cdot y, \quad (3.12)$$

onde $f(0;0)$, $f(1;0)$, $f(0;1)$ e $f(1;1)$ são os valores associados aos *pixels* vizinhos, e x e y são as distâncias horizontal e vertical, respectivamente, entre as coordenadas $(0;0)$ do pixel com valor $f(0;0)$ e as coordenadas $(x;y)$ do pixel para o qual se deseja determinar o valor associado. As distâncias entre as coordenadas de pixels vizinhos e na mesma linha ou coluna são normalizadas em 1. Observe que para cada vizinho, é considerado o complemento da distância, uma vez que quanto menor a distância, mais aquele *pixel* contribui para a formação do tom de cinza final do ponto.

Para melhor exemplificar esta interpolação, supõe-se que um *pixel* caia na posição (150,4;200,3). Os quatro vizinhos são os seguintes: $P(150;200)$, $P(151;200)$, $P(150;201)$ e $P(151;201)$. Normalizando-se, têm-se os valores $P(0;0)$, $P(1;0)$, $P(0;1)$, $P(1;1)$ e $P(0,4;0,3)$. A Figura 3.34 A apresenta o ponto entre os *pixels* e a Figura 3.34 B as respectivas intensidades dos *pixels* vizinhos a P.

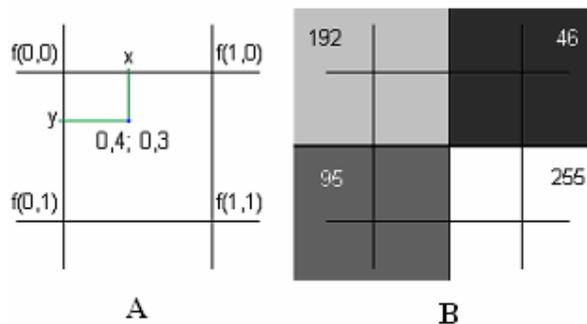


Figura 3.34 - Ponto entre os pixels e intensidade dos pixels.

Aplicando a equação (3.12), tem-se:

$$f(x; y) = 192 \cdot (1 - 0,4) \cdot (1 - 0,3) + 46 \cdot 0,4 \cdot (1 - 0,3) + 95 \cdot (1 - 0,4) \cdot 0,3 + 255 \cdot 0,4 \cdot 0,3$$

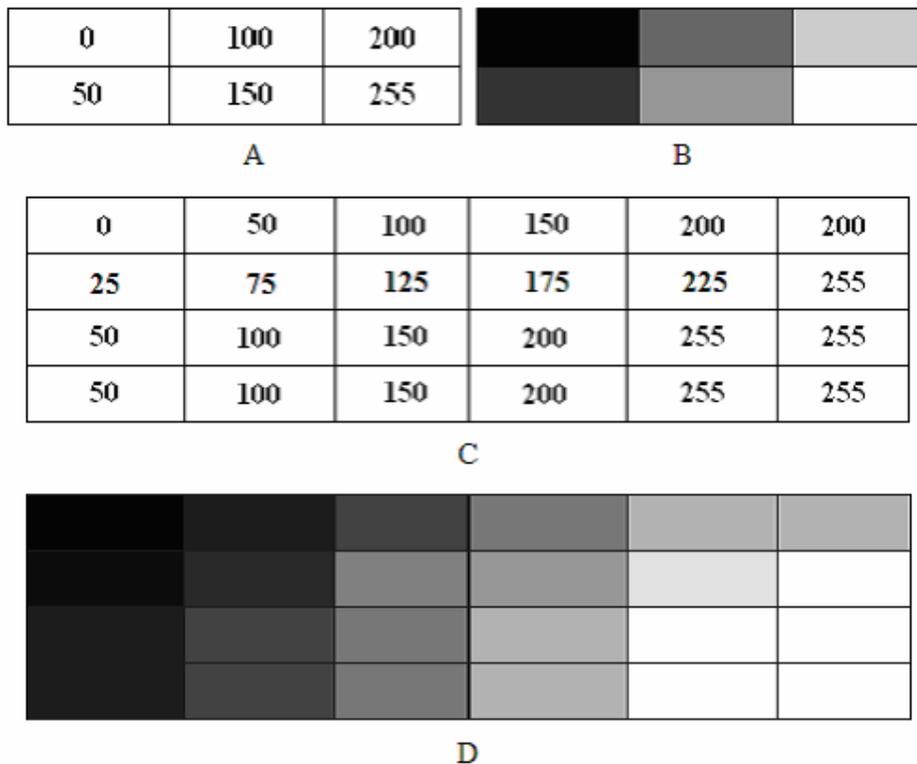
$$f(x; y) = 141,2200$$

Como o *pixel* tem intensidade com o valor inteiro, arredonda-se o valor encontrado:

$$f(x; y) = \text{arredonda}(141,2200)$$

$$f(x; y) = 141$$

Agora, o mesmo fator de escalonamento foi aplicado à matriz de dados da Figura 3.27 A. Os resultados estão nas imagens da Figura 3.35.



Figura

3.35 - Resultado passo a passo da interpolação pela técnica bilinear.

Percebe-se uma variação suave na tonalidade das cores com o método da interpolação bilinear. Por esse motivo, essa técnica será usada no projeto. Uma desvantagem dela em relação à “vizinho mais próximo” é um custo computacional maior.

3.2.3.5. *Lookup table*

Esta técnica consiste no mapeamento de uma imagem em outra utilizando uma matriz que faz a correspondência entre as coordenadas das matrizes inicial e final. A imagem final, obtida pelo mapeamento da imagem original, é formada da seguinte maneira: o valor do elemento $(x_f; y_f)$ da matriz associada à imagem final corresponde ao valor associado ao elemento $(x_i; y_i)$ da matriz original, onde x_i e y_i são os valores associados aos elementos $(x_f'; y_f')$ da matriz de linhas e de coluna, respectivamente, da matriz de mapeamento.

Para exemplificar, considere novamente a matriz de imagem da Figura 3.25 A, rerepresentada na Figura 3.36.

0	100	200
50	150	255

Figura 3.36 - Matriz de pixels da imagem original apresentada na Figura 3.27 A.

Para fazer o mapeamento, consideram-se agora as matrizes de linhas (Figura 3.37 A) e de colunas (Figura 3.37 B), ilustradas abaixo:

1	0	1	2	2	1
0	1	0	0	0	1
A			B		

Figura 3.37 - (A) Matriz de linhas, (B) matriz de colunas.

O valor associado ao elemento $(0;0)$ da matriz correspondente à imagem final é obtido consultando-se os valores dos elementos $(0;0)$ das matrizes de linha e de coluna, os quais correspondem a 1 e 2, respectivamente. Forma-se, então, o endereçamento $(1;2)$ que na matriz associada com a imagem original corresponde ao valor 255. Com isto, o elemento $(0;0)$ da matriz final fica com o valor 255. Analogamente, para definir o valor do elemento $(0;1)$ da matriz final consultam-se os elementos associados aos elementos $(0;1)$ das matrizes de linha e de coluna. Forma-se, então, o endereçamento $(0;2)$ da matriz original cujo valor associado é 200. Desta forma, o elemento $(0;1)$ da matriz final passa a ter o valor 200. Segue-se esse procedimento até determinar os valores associados a todos os elementos da matriz final, que fica como mostrado Figura 3.38:

255	200	150
0	50	100

Figura 3.38 - Matriz final formada pela técnica *lookup table*.

Esse método é conhecido como *lookup table* e é utilizado para preencher a matriz final de dados, M_F , de maneira rápida. Nota-se que os elementos das matrizes de linhas e de colunas devem ser obrigatoriamente inteiros.

3.2.4. Desenvolvimento do programa computacional usado na geração das imagens

O programa computacional, em *LabVIEW™*, que atua juntamente com a instrumentação de ultra-som deve ser capaz de cumprir as seguintes tarefas: controlar a obtenção de dados pela placa de aquisição, em forma de uma seqüência de valores referentes ao sinal de eco do ultra-som associado a cada uma das 256 linhas do modo-A, realizar a conversão de varredura (mapeamento de dados referenciados a um sistema de coordenadas polares para outro referenciado em um sistema de coordenadas retangulares), exibir a imagem em tempo real e fornecer ao usuário a possibilidade de pausar a imagem e armazená-la na memória do computador.

Para facilitar o acompanhamento do desenvolvimento do programa computacional criou-se uma imagem de teste (“testData”), utilizando-se um sinal de eco do modo-A obtido por um sistema pulso-eco de ultra-som do Laboratório de Ultra-som do Programa de Engenharia Biomédica da COPPE/UFRJ, operando em 50 MHz e com 1024 pontos amostrados (Figura 3.39). O sinal do modo-A foi repetido 100 vezes para formar uma imagem simulada e correspondendo a uma varredura circular com 100 linhas radiais. A imagem correspondente, em escala de cinza, na forma de uma imagem retangular baseada em um sistema de coordenadas polares está apresentada na Figura 3.40.

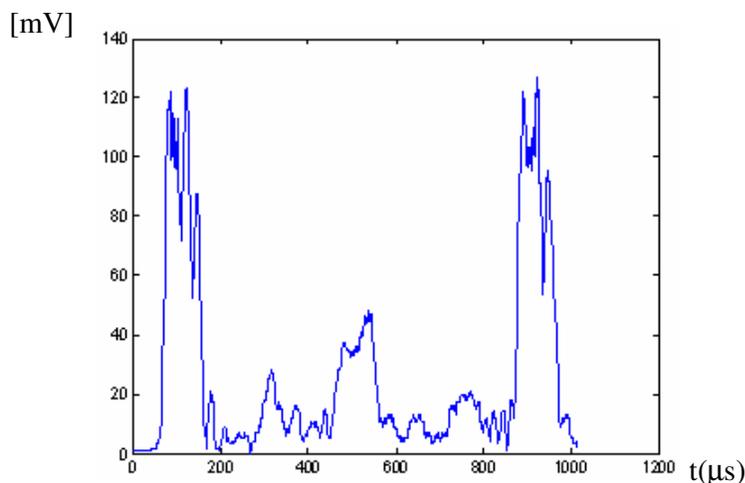


Figura 3.39 - Envoltória do sinal de eco de ultra-som apresentada no formato de uma linha no modo-A.



Figura 3.40 - Imagem em escala de cinza formada por 100 linhas do modo-A, referenciada a um sistema de coordenadas polares, gerada a partir do sinal de eco representado na Figura 3.39. O eixo horizontal corresponde à distância radial, ou em profundidade, e o eixo vertical ao ângulo da coordenada polar.

O programa é capaz de realizar a conversão de varredura, criando uma imagem final no formato circular, mas referenciada a um sistema de coordenadas retangulares, como na Figura 3.41.



Figura 3.41 - Imagem final simulada, relacionada a um sistema de ultra-som de imagem dotado de varredura circular, correspondente à aquisição de 100 linhas do modo-A e radiais ilustradas na Figura 3.40.

O espaço vazio no centro da imagem simula a região ocupada pelo cateter contendo o transdutor de ultra-som.

3.2.4.1. Definição de parâmetros da imagem final

Alguns parâmetros da imagem final necessitam ser declarados no início do desenvolvimento do programa computacional. Os mesmos são listados na Tabela 3.2:

Tabela 3.2 - Declaração de parâmetros essenciais na construção da imagem final.

Parâmetro	Significado	Valores atribuídos inicialmente
<i>numerodelinhas</i>	Número de linhas, modo-A, da imagem original. São referenciados com a coordenada angular.	256
<i>pontosporlinha</i>	Número de colunas da imagem original. São referenciadas com a coordenada radial.	Calculado
<i>xlinha</i>	Número de linhas da imagem final	Calculado
<i>ylinha</i>	Número de colunas da imagem final	Calculado
<i>ec</i>	Tamanho do espaço vazio no centro da imagem final, ocupado pelo cateter	50
<i>cordefundo</i>	Cor de fundo	255
<i>scale</i>	Precisão a ser usada na interpolação	65535

Em seguida, são determinados outros parâmetros, obtidos das informações contidas na Tabela 3.2, apresentados na Tabela 3.3 a seguir:

Tabela 3.3 - Parâmetros auxiliares determinados a partir dos dados da Tabela 3.2.

Parâmetros	Significado
<i>metxlinha</i>	Metade do número de linhas da imagem final
<i>metylinha</i>	Metade do número de colunas da imagem final
<i>metnumlinha</i>	Metade do número de linhas da imagem original
<i>linhapangulo</i>	Número de linhas da imagem original por radiano
<i>zrelativo</i>	Zoom a ser aplicado na formação da imagem final

Os três primeiros parâmetros são auto-explicativos. Já *linhapangulo* representa o número de linhas da imagem original dividido pelo número de radianos em uma circunferência ($2\pi/256$). O último, *zrelativo*, é o fator de *Zoom* aplicado à imagem e

sua expressão analítica, em função de *pontosporlinha*, calculado utilizando a equação 3.1, *xlinha*, *ylinha* e *ec* serão apresentados posteriormente.

3.2.4.2. Conversão de varredura

A conversão de varredura consiste em mapear os dados originais obtidos segundo um sistema de coordenadas polares, cujo centro corresponde ao centro da imagem de ultra-som, em um sistema de coordenadas retangulares para que a imagem possa ser exibida em um monitor. A apresentação no monitor consiste, portanto, de uma imagem com formato circular e referenciada ao sistema de coordenadas retangulares. De acordo com a notação apresentada para a representação da imagem em termos de uma matriz de dados, tem-se que esta matriz possui os índices de cada elemento contados a partir de 0 e com origem no canto superior esquerdo da imagem. Isto corresponde ao elemento com coordenadas (0;0) da matriz.

Para mapear a matriz original de dados, M_O , na matriz final, M_F , é gerada uma matriz intermediária de dados, M_I , cujos valores associados aos seus elementos são obtidos a partir da matriz original por interpolação bilinear. A matriz M_I tem a origem no centro, mesma escala e mesmo número de pontos da matriz final. A transformação de M_I em M_F se faz pela expressão:

$$M_F = L \cdot M_I, \quad (3.13)$$

onde L é uma matriz que representa as operações de translação e escalonamento.

Por outro lado, o mapeamento dos valores associados aos elementos de M_I nos valores associados aos elementos de M_F se faz por uma *lookup table*.

A matriz M_F , ponto de partida para a construção da imagem, é obtida, *a priori*, a partir dos valores de *xsize* e *ysize* como se segue:

$$M_F = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & \cdots & 0 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 & \cdots & ylinha-1 & ylinha-1 & ylinha-1 & \cdots & ylinha-1 \\ 0 & 1 & 2 & \cdots & xlinha-1 & 0 & 1 & 2 & \cdots & xlinha-1 & \cdots & 0 & 1 & 2 & \cdots & xlinha-1 \\ 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 & 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 & \cdots & 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

Para implementação de M_F no *LabVIEW*TM foi utilizado um *For Loop* com $xlinha \cdot ylinha$ loops e uma divisão entre o índice do *loop* e $xlinha$. O quociente compõe a primeira linha da matriz, o resto a segunda linha e uma constante unitária compõe a terceira linha. Detalhes da implementação no *LabVIEW*TM estão no Anexo I.

A matriz L em (3.13) é composta por uma operação de escalonamento seguida de outra de translação entre as imagens associadas às matrizes M_I e M_F . O escalonamento é usado para ajustar o tamanho da imagem final na tela do monitor e a translação é usada para deslocar a origem dos índices da matriz M_I , situada no elemento central da matriz, para o canto superior esquerdo. O deslocamento, em cada eixo, corresponde à metade da dimensão de M_F no respectivo eixo.

A matriz L é obtida por:

$$L = T \cdot E, \quad (3.15)$$

sendo que de acordo com (3.3) e (3.4), T e E são dadas, respectivamente, por:

$$T = \begin{bmatrix} 1 & 0 & metylinha \\ 0 & 1 & metxlinha \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.16)$$

e

$$E = \begin{bmatrix} zrelativo & 0 & 0 \\ 0 & zrelativo & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.17)$$

Substituindo-se (3.16) e (3.17) em (3.15) tem-se:

$$L = \begin{bmatrix} z_{\text{relativo}} & 0 & \text{metylinha} \\ 0 & z_{\text{relativo}} & \text{metxlinha} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (3.18)$$

As implementações, em *LabVIEW*TM, dos cálculos das matrizes T , E e por conseguinte L são apresentadas no Anexo I.

Uma vez conhecida a matriz L , então a matriz M_I é determinada, levando-se em conta (3.13) como segue:

$$M_I = L^{-1} \cdot M_F, \quad (3.19)$$

sendo L^{-1} denominada de *preconversão* na programação em *LabVIEW*TM, cuja implementação de cálculo é apresentada no Anexo I.

Uma vez obtida a matriz M_I , seus elementos são determinados em coordenadas polares para se proceder ao preenchimento dos valores associados aos seus elementos usando uma interpolação bilinear com os valores associados à matriz original M_O . A transformação de coordenadas retangulares em polares segue as equações (3.5) e (3.6), sendo que a unidade de comprimento, adimensional, é 1. Após a transformação de coordenadas, a matriz M_I passa a ser representada por:

$$M_I = \begin{bmatrix} r_{0;0} & r_{0;1} & \cdots & r_{0;xlinha-1} & r_{1;0} & r_{1;1} & \cdots & r_{1;xlinha-1} & \cdots & r_{ylinha-1;0} & r_{ylinha-1;1} & \cdots & r_{ysize-1;xlinha-1} \\ \theta_{0;0} & \theta_{0;1} & \cdots & \theta_{0;xlinha-1} & \theta_{1;0} & \theta_{1;1} & \cdots & \theta_{1;xlinha-1} & \cdots & \theta_{ylinha-1;0} & \theta_{ylinha-1;1} & \cdots & \theta_{ylinha-1;xlinha-1} \\ 1 & 1 & \cdots & 1 & 1 & 1 & \cdots & 1 & \cdots & 1 & 1 & \cdots & 1 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

onde $r_{m;n}$ e $\theta_{m;n}$ representam as coordenadas polares de distância radial e ângulo, respectivamente, para o elemento da matriz M_I de coordenadas retangulares $(m;n)$ com $0 \leq m \leq ylinha - 1$ e $0 \leq n \leq xlinha - 1$.

Uma forma de apresentar o esquema gráfico da matriz M_I após a conversão de seus elementos para coordenadas polares é mostrada na Figura 3.42

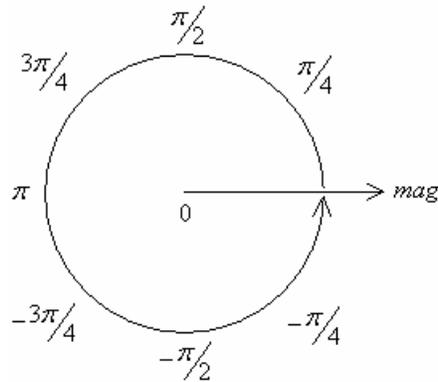


Figura 3.42 - Apresentação esquemática da matriz M_I após a representação de seus elementos em coordenadas polares, com mag representando o eixo radial e o eixo dos ângulos por radianos.

Para considerar um espaço vazio no centro da imagem final, representando o cateter, subtrai-se uma constante (ec) no eixo da magnitude. Isto equivale em subtrair essa constante de todos os $r_{m,n}$ ($0 \leq m \leq ylinha - 1$ e $0 \leq n \leq xlinha - 1$) dos elementos de M_I . Assim, o eixo de magnitude se inicia com um valor negativo ($-ec$) e varia até o seu valor máximo, passando pelo zero. O círculo de raio roc corresponde ao espaço vazio no centro da Figura 3.43.

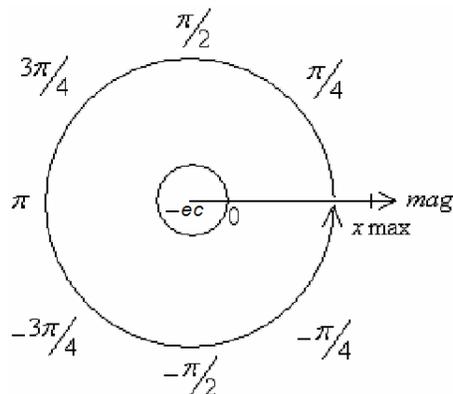


Figura 3.43 - Apresentação esquemática da matriz M_I após a representação de seus elementos em coordenadas polares, com mag representando o eixo radial e o eixo dos ângulos em radianos. Está indicada a região, de raio ec , correspondente ao cateter.

Na prática, em vez de se representar o eixo dos ângulos em uma unidade angular, o que se faz é representá-la em função da contagem de linhas do modo-A à medida que o ângulo varia. Para isto utiliza-se uma variável definida anteriormente, chamada de *linhapangulo*, que informa quantos vetores (linhas radiais da imagem original) existem por radiano. Ao se multiplicar todos os valores de ângulo por *linhapangulo*, a dimensão do eixo angular muda, deixa de ser radiano e se torna número de vetores.

Para exemplificar, considera-se uma situação onde existam 10 vetores por radiano. A representação esquemática de M_I fica, então, como a seguir na Figura 3.44:

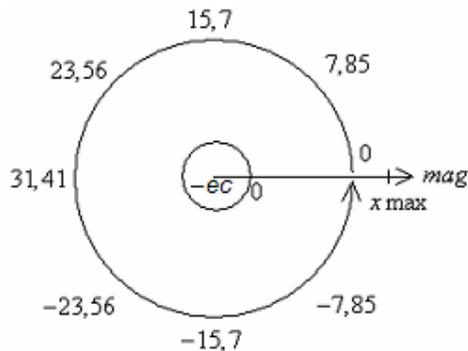


Figura 3.44 - Nova representação esquemática de M_I , considerando-se 10 vetores (linhas radiais do modo-A) por radiano.

Essa escala, porém, ainda não está coerente. Caso seja necessário saber, no caso do exemplo em questão, a linha da imagem correspondente com a matriz M_I referente ao vetor que está a 90° do eixo positivo da magnitude, basta ler diretamente do desenho acima: 15,7. O problema aparece quando se quer saber a linha referente a ângulos negativos. Para resolver isso, adiciona-se uma constante em todo eixo circular, a fim de torná-lo sempre positivo. No caso particular, adicionando-se 31,41 tem-se a representação esquemática resultante na Figura 3.45:

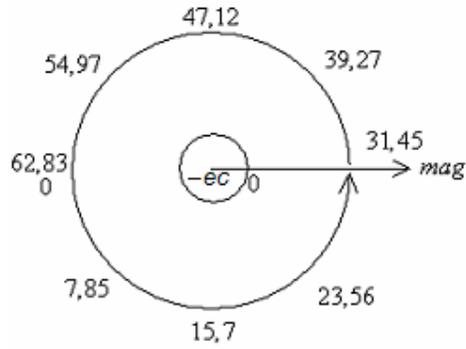


Figura 3.45 - Representação esquemática de M_I , considerando-se 10 vetores (linhas radiais do modo-A) por radiano, com o eixo angular substituído pela contagem de linhas radiais.

Neste exemplo, como há 10 vetores por radiano, tem-se então:

$$\text{linhapangulo} = 10$$

$$\text{numerodelinhas} = \text{linhapangulo} \cdot 2\pi = 62,83 \approx 63$$

$$\text{metnumlinha} = 0,5 \cdot \text{numerodelinhas} \approx 31,41$$

Em função do que foi comentado sobre a definição da região ocupada pelo cateter e a transformação do eixo de ângulos em um eixo de contagem de linhas, então a matriz M_I passa por uma nova transformação, sendo multiplicada por uma outra denominada *posconversao* e dada por:

$$\text{posconversao} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & -ec \\ 0 & \text{linhapangulo} & \text{metnumlinha} \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (3.21)$$

de forma que agora tem-se:

$$M_I = \text{posconversao} \cdot M_I. \quad (3.22)$$

A geração da matriz *posconversao* usando-se o *LabVIEW™* é apresentada no Anexo I.

3.2.4.3. Expressão analítica do *zrelativo*

Ainda como parte do processo da conversão de varredura, é necessário definir a forma de se calcular o parâmetro *zrelativo* definido na Tabela 3.3. Com este parâmetro pode-se transformar o parâmetro *pontosporlinha* de cada linha da imagem original em $0,5 \cdot xlinha$ pontos da imagem final. Vale ainda lembrar que é preciso subtrair *ec* pontos no eixo da magnitude, e que $0,5 \cdot xlinha = metxlinha = metylinha$. Com isto tem-se:

$$pontosporlinha \cdot zrelativo = metylinha - ec \cdot zrelativo, \quad (3.23)$$

e assim,

$$zrelativo = \frac{metylinha}{pontosporlinha + ec}. \quad (3.24)$$

Após a mudança para coordenadas polares dos elementos da matriz M_I , os mesmos deixam de ser números inteiros na sua grande maioria. Durante a conversão de varredura, o programa computacional separa as partes inteira e fracionária de cada elemento. A parte inteira serve para localizar os quatro vizinhos mais próximos da matriz M_O , sendo para isso usada a técnica de *lookup table*. A parte fracionária é usada no processo de interpolação bilinear.

Para isso, foram criados vetores para armazenar os valores inteiros e fracionários elementos de M_I . A dimensão desses vetores é a mesma do número de elementos da imagem final.

No programa em *LabVIEW™*, os vetores que terminam com “int” são análogos ao “Matriz de Linhas” e “Matriz de Colunas” da seção explicativa de *lookup table*,

enquanto os que terminam com “frac” contêm os valores de x e y usados na seção sobre interpolação bilinear.

Para fazer a separação entre parte inteira e fracionária dos elementos foi usado o “*Formula Node*”. Não foi feito em diagrama de blocos devido à lentidão de cálculo causada no sistema de imagem. O principal motivo foi o alto número de vezes que para escrever e ler elementos de vetores. Foi verificada, experimentalmente, uma melhora considerável no tempo de execução do programa com o uso do “*Formula Node*”, conforme mostram no Anexo I.

As partes inteiras de módulo e número de vetores ficam nos vetores “mag_int” e “angle_int”, enquanto as fracionárias, multiplicadas por uma constante (“scale”), em “mag_frac” e “angle_frac”, respectivamente.

Finalmente, vem a etapa da interpolação bilinear, a qual é uma das mais importantes do projeto de desenvolvimento da instrumentação de ultra-som. A interpolação necessita ser executada de forma extremamente rápida, já que as sucessivas imagens têm que ser interpoladas e apresentadas ao usuário em tempo real.

A implementação da interpolação bilinear foi testada de três formas: diagrama de blocos, “*Formula Node*” e por DLL (*Dynamic Link Library*). Nas duas primeiras formas o processamento tornou-se muito lento, com um resultado insatisfatório, o que levou ao descarte das duas formas de implementação. Somente a última alternativa teve sucesso: a utilização de uma DLL, criada com o *software Microsoft Visual C++ 6.0 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, EUA)*.

Durante a interpolação são usados quatro vetores (“mag_int”, “mag_frac”, “angle_int” e “angle_frac”) que indicam as coordenadas polares de cada elemento da matriz associada com a imagem final. A parte fracionária é multiplicada por um fator de escala para dar mais precisão no resultado da interpolação. Para cada *pixel* da imagem final, é necessário analisar, inicialmente, se o mesmo está ou não no interior da região onde deve ficar a imagem, ou seja, se está aquém ou além da profundidade máxima a ser admitida na imagem. Em caso positivo procuram-se os quatro *pixels* mais próximos na

imagem original e realiza-se a interpolação bilinear. Em caso contrário atribui-se a cor de fundo, “backgroundColor”, ao *pixel*.

Com a DLL pronta, adiciona-la ao diagrama de blocos do programa em *LabVIEW™*. Maiores detalhes de como criar e configurar uma DLL no *LabVIEW™*, consulte o Anexo II.

3.2.4.4. Apresentação da imagem de ultra-som

Para apresentar a imagem armazenada em “output_bilinear” utilizou-se o “*Intensity Graph*”, conectando-se sua entrada à matriz de imagem. Antes, porém, é necessário transformar a imagem em escala de cinza, e para isto realiza-se uma conversão de valores, transformando seu valor máximo em 255.

3.2.4.5. Armazenamento da imagem em JPEG

Antes de salvar a imagem em formato JPEG, é preciso outra manipulação na matriz de dados da imagem. Inicialmente a imagem “output_bilinear” está na forma de matriz, entretanto, a entrada do IV que salva em JPEG exige que a os dados da imagem sejam configurados numa única dimensão, ou seja, um vetor. Para isto é criada uma nova variável, chamada de “output_bilinear_vetor”, obtida ordenando sequencialmente as linhas da matriz de imagem. O bloco “*Write JPEG File*” interpreta cada três elementos do vetor como um único *pixel*. O primeiro representa a intensidade do vermelho (*Red*), o segundo do verde (*Green*) e o terceiro do azul (*Blue*). Uma vez que a imagem a ser armazenada é em tons de cinza, então cada valor relacionado a um *pixel* é triplicado, já que em tons de cinza as intensidades de RGB são iguais. O vetor “output_bilinear_vetor” possui uma única dimensão e o triplo de elementos de “output_bilinear”.

A exemplo da experiência anterior de alto tempo de execução para um número muito elevado de elementos, criou-se mais uma DLL para ajustar o formato do dado - de matriz para vetor. O procedimento foi idêntico ao anterior e está mostrado na Figura 3.46.

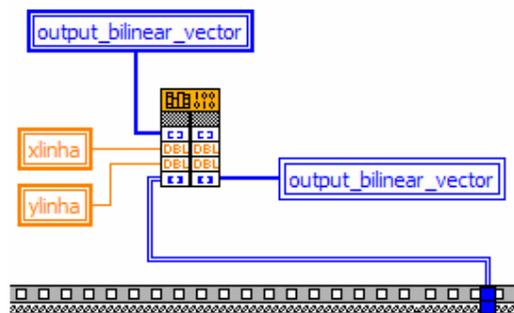


Figura 3.46 - DLL para ajustar o formato do dado para o armazenamento em formato JPEG.

A entrada inferior do bloco “*Write JPEG File*” inclui o vetor de imagem e suas dimensões. A entrada superior é o nome do arquivo, incluindo o diretório onde deverá ser salvo. Inicialmente verifica-se se o usuário já escolheu o diretório que usará para salvar a imagem. Caso não o tenha escolhido, uma janela irá se abrir para isso. Caso contrário o que está armazenado em “*path*” vai direto para o “*Build Path*”.

A definição do nome do arquivo para salvar a imagem é um pouco mais complexa: o usuário escolhe um nome (“Nome da imagem”) que pode ser alterado a qualquer momento. Enquanto ele não for alterado, o programa vai salvando com o nome escolhido seguido de números sequenciais (ex.: *fig1.jpeg*, *fig2.jpeg*, *fig3.jpeg*, *fig4.jpeg*, ...). Ao mudar o nome do arquivo, a contagem retorna para o início (ex.: ... , *fig4.jpeg*, *imagem1.jpeg*, *imagem2.jpeg*, ...). Vale lembrar que toda a parte de armazenar a imagem está dentro de um “*Case Structure*” e de um “*Sequence Structure*” (mostrado no Anexo I).

O “*Sequence Structure*” serve para separar as etapas do processo de salvar a imagem. O “*frame 0*” tem a criação do “*output_bilinear_vector*”. O “*frame 1*” tem o uso da “*Call Library Function Node*”. Toda essa parte está dentro de um “*Case Structure*”, acionado por um botão do painel frontal.

3.2.4.6. Medida da distância entre dois pontos da imagem

A instrumentação oferece a possibilidade de medição da distância entre dois pontos assinalados, por cursores, na imagem. A parte computacional que oferece esta opção tem como primeira etapa a criação dos cursores que serão usados para esse fim.

Nas propriedades do “*Intensity Graph*”, adiciona-se um novo cursor. Realizando esse procedimento por duas vezes pode-se calcular a distância entre os dois cursores.

Os dados de entrada no processo de cálculo da distância entre os dois cursores são a profundidade máxima a ser admitida na imagem e ainda a dimensão do cateter (dados fornecidos pelo usuário). O cálculo da distância entre os cursores leva em consideração o fato de que as imagens são apresentadas com escalas radiais diferentes para a região ocupada pelo cateter e pela luz conjuntamente com a parede da cavidade (esôfago ou intestino). Esta diferença de escalas é usada para ampliar a região de interesse da imagem. A Figura 3.47 mostra, comparativamente, a imagem com escala radial única e a outra com duas escalas diferentes.

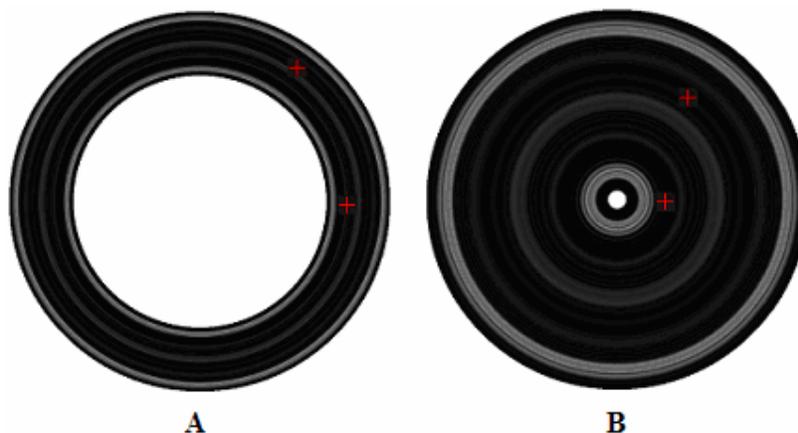


Figura 3.47 - Imagem simulada com mesma escala radial para a regiões do cateter e de interesse (A) e com escalas diferentes (B), incluindo os cursores em ambas.

A técnica utilizada para o cálculo da distância entre os cursores é a seguinte: as posições de ambos os cursores (na imagem com escalas diferentes) são encontradas. A distância radial para uma das posições de cursor é determinada, em pixels, e a seguir, a distância radial correspondente, em milímetros, é encontrada corrigindo-se o número de *pixels* correspondentes às regiões do cateter e de interesse para as distâncias correspondentes em função das escalas de cada região. O procedimento se repete para a posição do outro cursor. Conhecendo-se as distâncias radiais para cada posição dos cursores e o ângulo formado entre os segmentos de reta que unem o centro da imagem a cada uma das posições, então pela Lei dos Cossenos calcula-se a distância entre os dois cursores.

A parte do programa em *LabVIEW™* que determina a distância entre os cursores é mostrada no Anexo I.

3.2.4.7. Aquisição de dados referentes aos sinais de eco

Para o funcionamento da placa de aquisição, a mesma é, primeiramente, inicializada. Em seguida, faz-se a configuração vertical, informando o intervalo de valores que a placa deve receber, assim como seu *offset* (variável de controle). Também são fornecidos o nome do canal e o tipo de acoplamento (AC ou DC). No bloco seguinte, a impedância de entrada é configurada.

O próximo bloco realiza a configuração horizontal. A ele é entregue o número de vetores (linhas do modo-A) e a quantidade de pontos por vetor. O mesmo bloco recebe também a frequência de amostragem.

Em seguida é informado, apenas, o número de pontos adquiridos pela placa. Por último, tem-se a configuração do *trigger*. Suas entradas são o nível do *trigger* e a opção de *trigger* pelo próprio canal de entrada de sinal ou um *trigger* externo, além do seu acoplamento (DC).

O digrama dessa configuração está mostrado na Figura 3.48:

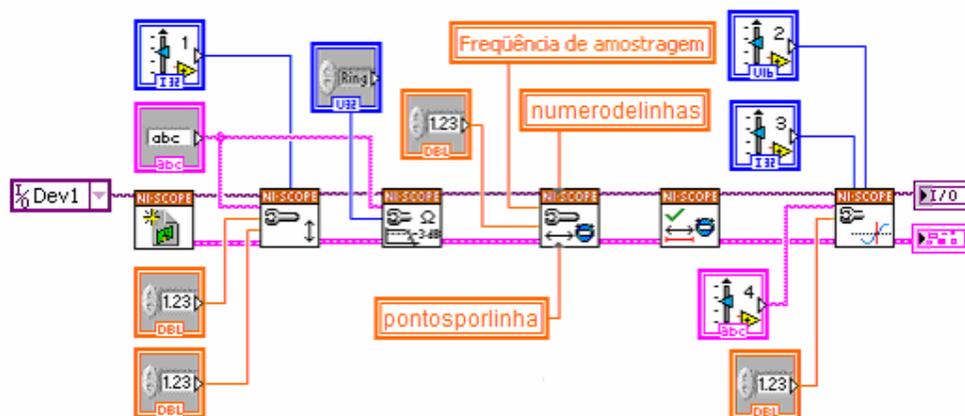


Figura 3.48 - Diagrama de blocos da programação em *LabVIEW™* para a configuração da placa de aquisição.

Depois de configurada a placa, a aquisição é iniciada e em seguida os dados adquiridos são enviados para a entrada “testData” do bloco da DLL. Uma vez que os dados na entrada da DLL representam uma matriz de valores, a saída do bloco de leitura também é configurada para uma matriz.

Os dados fornecidos pela placa são configurados para variarem de -128 a 127 . É necessário que os mesmos variem entre 0 e 255 antes de passarem para a DLL. Por isso, adiciona-se 128 a cada um dos dados da matriz na saída do bloco de leitura da placa.

A saída do bloco somador se torna a entrada do bloco da DLL que faz a interpolação, substituindo o “testData”. A configuração de entrada da DLL é preparada para receber dados de uma matriz com duas dimensões na variável “testData”.

Após o término da leitura dos dados, a execução da placa de aquisição é finalizada.

3.2.4.8. Relação entre *pontosporlinha* e *xlinha*

A escolha de valores para *pontosporlinha* e *xlinha* é independente. Seja qual for o número de pontos amostrados, o *software* os apresenta em uma imagem de *xsize* colunas e *ylinha* linhas (com $xlinha = ylinha$). Entretanto, a relação entre estas variáveis não é tão independente assim. Para explicar serão considerados três exemplos. Em todos eles será desprezado o espaço vazio no centro da imagem final.

Sejam *pontosporlinha* e *xlinha* tais que:

$$pontosporlinha = 0,5 \cdot xlinha . \quad (3.25)$$

Este é o caso ideal. Para cada ponto amostrado existe um apresentado na imagem final (Figura 3.49). Entretanto, forma uma imagem com tamanho muito grande. Se forem obtidos 1000 pontos pela placa para uma linha em modo-A, por exemplo, a imagem será $(2000 + ec) \times (2000 + ec)$, por representar o diâmetro do vaso. Além disso, deixa o programa bastante lento.

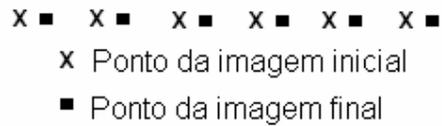


Figura 3.49 - Um pixel para cada ponto amostrado ao longo da linha do modo-A.

Seja agora a seguinte situação:

$$\text{pontosporlinha} = x\text{linha} . \quad (3.26)$$

É um caso aceitável, ainda sem perda de informação devido à interpolação, já que esta considera os pontos mais próximos no cálculo do valor do *pixel* (Figura 3.50). A imagem não fica tão grande e o programa fica mais rápido.

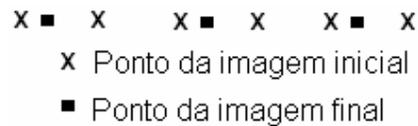


Figura 3.50 - Um pixel para cada dois pontos amostrados ao longo da linha do modo-A.

Diminuindo ainda mais o tamanho da imagem final: seja então:

$$\text{pontosporlinha} = \frac{3}{2} \cdot x\text{linha} . \quad (3.27)$$

É um caso inaceitável, com perda de informação. Existem pontos amostrados ao longo da linha do modo-A que não são associados a nenhum *pixel* da imagem final (Figura 3.51).

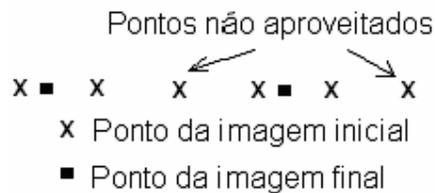


Figura 3.51 - Um pixel para cada três pontos amostrados ao longo da linha do modo-A.

Por meio desta análise, a fim de não desperdiçar nenhum ponto amostrado nem deixar o programa com o tempo de execução muito alto, foi escolhido igualar os valores de *pontosporlinha* e *xlinha*.

3.2.4.9. Diagrama de blocos final do programa em *LabVIEW™*

Ao longo da redação da dissertação foram explicadas as partes do programa de maneira didática. Não foi respeitada a ordem cronológica de execução do *software*. Algumas lógicas foram apresentadas sem se esclarecer que as mesmas ficam dentro de *frames* ou *loops* ou ainda ativadas por botões do painel frontal. Será mostrado, a seguir, um resumo esquemático de todo o programa, em ordem cronológica de execução.

O programa é formado por um grande “*Sequence Structure*” composto por cinco *frames*. No primeiro é encontrado outro “*Sequence Structure*”, formado por dois *frames*, mostrados na Figura 3.52:

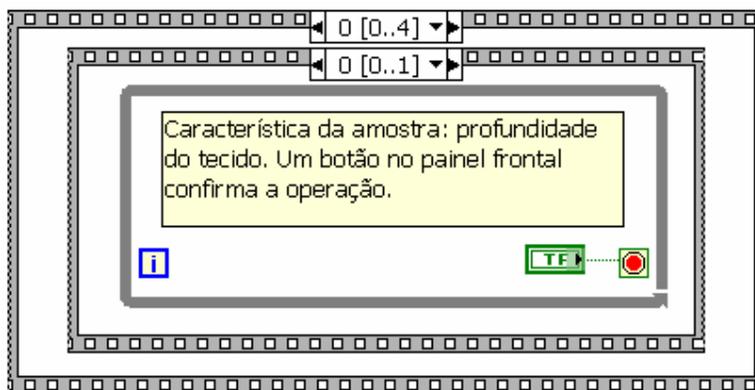


Figura 3.52 - Profundidade máxima na imagem lida do painel frontal.

O botão da imagem confirma as características da amostra, e possui como ação mecânica tornar a variável verdadeira por pouco tempo após o mesmo ser pressionado e solto. No próximo *frame* é calculado o valor *pontosporlinha* e definida a profundidade de penetração do feixe de ultra-som, Figura 3.53.

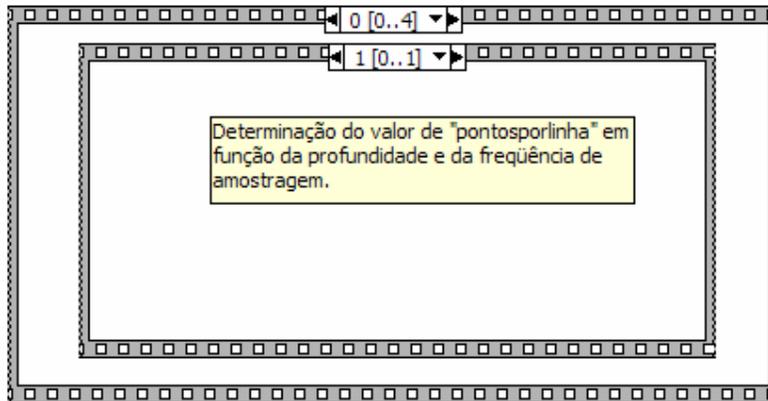


Figura 3.53 - Determinação do valor de *pontosporlinha* .

Em seguida, no *frame* 1 (Figura 3.54), *xsize* e *ysize* assumem o valor de *pontosporlinha* . No *frame* 2 (Figura 3.55) se configura a placa de aquisição e com um botão confirmam-se essas configurações.

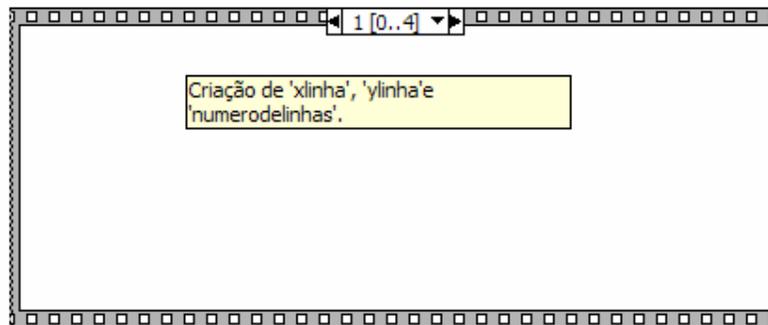


Figura 3.54 - Definição de *xlinha* e *ylinha* .

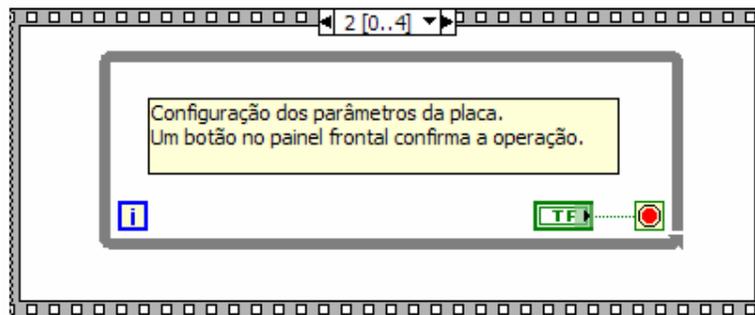


Figura 3.55 - Configuração da placa de aquisição.

A ação mecânica do botão é de tornar a variável verdadeira enquanto o mesmo está pressionado.

O “frame 3” do “*Sequence Structure*” mais externo contém outro “*Sequence Structure*”; este com 9 *frames*, de acordo com a Tabela 3.4:

Tabela 3.4 – Conteúdo do *frame 3*.

<i>Frame</i>	Característica
0	Criação das outras variáveis: <i>metnumlinha</i> , <i>metylinha</i> , <i>metxlinha</i> , <i>linhapangulo</i> , <i>ec</i> , <i>zrelativo</i> , <i>scale</i> e <i>cordefundo</i>
1	Criação dos vetores “ <i>mag_int</i> ”, “ <i>angle_int</i> ”, “ <i>mag_frac</i> ” e “ <i>angle_frac</i> ”.
2	Criação da “ <i>matrizescalonamento</i> ”
3	Criação da “ <i>matriztranslacao</i> ”
4	Criação da <i>posconversao</i>
5	Criação da <i>preconversao</i>
6	Geração dos elementos da imagem final. Mudança para coordenadas polares. Ajuste das coordenadas polares. <i>Lookup Table</i> .
7	Criação da matriz de saída

O *frame 8* na Figura 3.56 abaixo merece maior atenção.

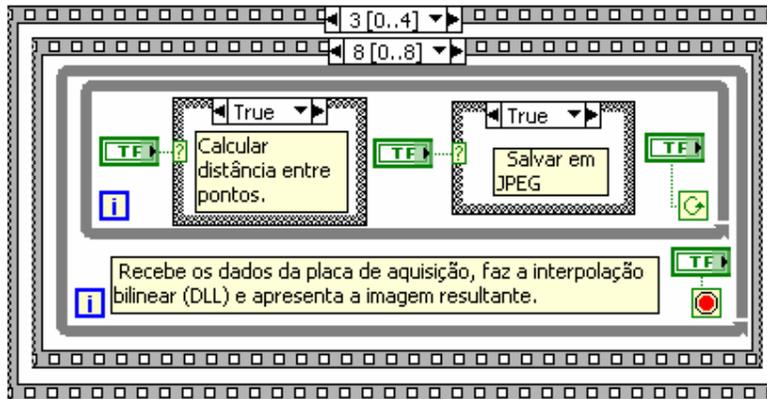


Figura 3.56 - Interpolação bilinear, medida da distância entre cursores e conversão para o formato JPEG.

No interior do mesmo existe um “*While Loop*” que só termina quando o usuário pressiona o botão para finalizar o programa. Neste bloco o *software* recebe os dados da placa, os envia para a DLL realizar a interpolação bilinear e apresenta a imagem em um gráfico. O usuário pode, ainda, pausar as atualizações da imagem (“*While Loop*” mais interno, com *loop condition* “*Continue if True*”). As funções de calcular distância entre cursores e salvar a imagem em JPEG estão dentro de um “*Case Structure*” cada, acionados também por botões no painel frontal. Essas funcionalidades só são possíveis quando o programa está em pausa.

O último *frame* apenas encerra a utilização da placa (Figura 3.57).

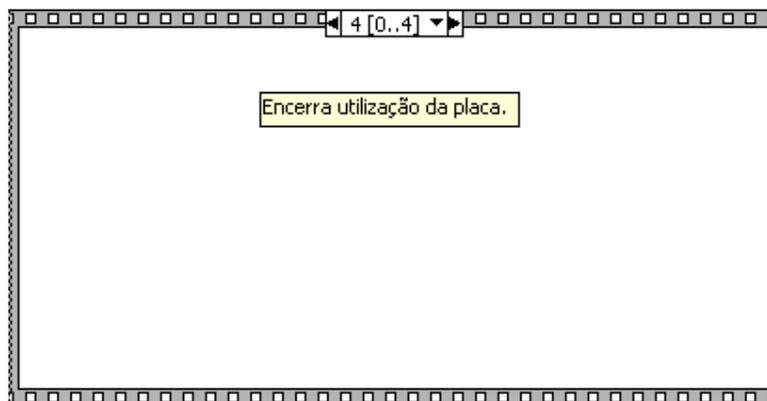


Figura 3.57 - Encerra a utilização da placa.

3.2.4.10. Painel frontal

A configuração do painel frontal ficou dividida em três partes: “Iniciar e salvar”, “Configurações” e “Imagem”, cada uma em uma aba de um “*Tab Control*”.

Na aba “Iniciar e Salvar” o usuário pode configurar as propriedades iniciais do programa, como escolher o diretório onde quer salvar as imagens, bem como seus nomes. Existe, ainda, o botão que encerra a utilização do programa, cujo terminal encontra-se na Figura 3.58.

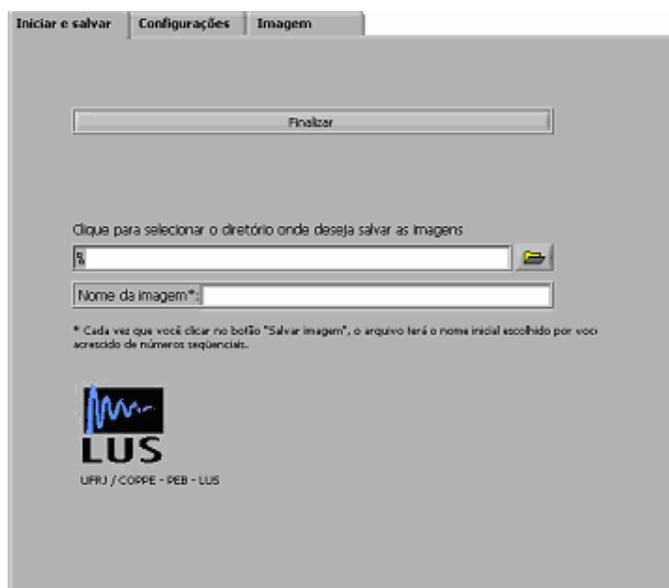


Figura 3.58 - Painel frontal do programa exibindo a aba “Iniciar e salvar”.

Na aba “Configurações” (Figura 3.59) o usuário informa a característica da amostra (profundidade da imagem) e também da placa de aquisição (faixa dinâmica e *trigger*).

The image shows a software interface with three tabs: "Iniciar e salvar", "Configurações", and "Imagem". The "Configurações" tab is selected and contains the following elements:

- Amostra**
 - Profundidade da amostra: 0 mm
 - Confirmar características da amostra
- Placa**
 - Amplitude**
 - Offset [V]: 0,00
 - Range [V]: 10,00
 - Trigger**
 - Nível de trigger: 0,00
 - Confirmar configurações da placa

Figura 3.59 - Aba “Configurações”, onde se fornece dados da amostra e se configura a placa digitalizadora.

A aba “Imagem” mostra o “*Intensity Graph*” com os cursores, além dos botões “Pausar”, “Salvar imagem” e “Medir distância”. Mostra, ainda, o valor em milímetros da distância entre os cursores. Os terminais desses botões estão todos na Figura 3.60.

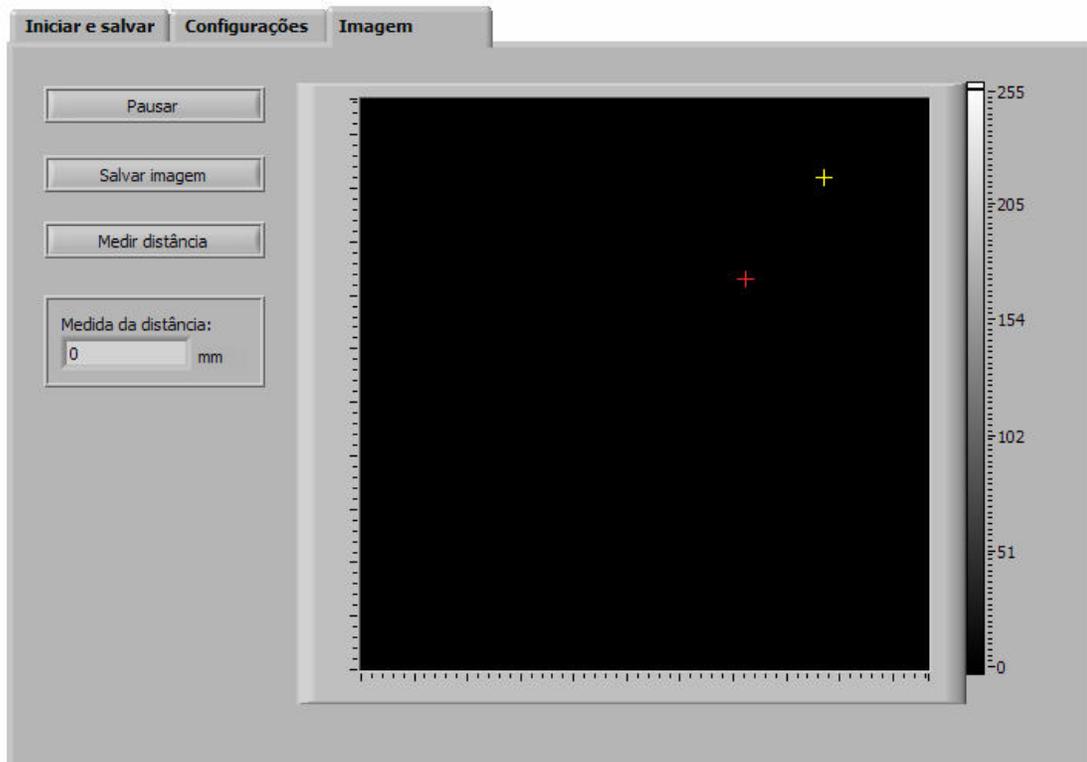


Figura 3.60 - Aba "Imagem" exibindo suas funcionalidades e a imagem do vaso.

3.3. Phantom

Com o sistema de ultra-som desenvolvido, foi necessário realizar alguns testes de funcionamento, e para isso utilizou-se um *phantom*, o qual é um composto sintético que para ser útil nos testes deve mimetizar as principais características acústicas dos tecidos, tais como a velocidade do som, atenuação e retroespalhamento.

Para o teste do sistema de BMU endoscópico foram desenvolvidos três modelos de *phantoms*: sendo um deles constituído apenas por um tubo de vidro cilíndrico com diâmetro interno de 8 mm, o outro pelo mesmo tubo cilíndrico preenchido com um material sintético que possui as propriedades acústicas semelhantes às dos vasos, além de ser vasado na região central, assim como uma cavidade; e o último deles formado apenas por um bloco desse mesmo material sintético.

Um pequeno molde foi confeccionado utilizando um tubo de vidro com 8 mm de diâmetro interno e ainda 3 fios, um com 3 mm de diâmetro e 2 com 0,25 mm, para simularem a região da cavidade e lesões ou bolhas de ar, na parede lateral do *phantom*,

respectivamente. A base da montagem foi uma lâmina de vidro e para auxiliar na fixação do tubo de vidro sobre a lâmina utilizou-se graxa de silicone. O tubo foi preenchido com gelatina e coberto com plástico filme para então o fio com 3 mm de diâmetro ser inserido no conjunto, assim criando um vazio na região central do phantom. A seguir foram inseridos os outros dois fios na sua parede, como mostra a Figura 3.61.

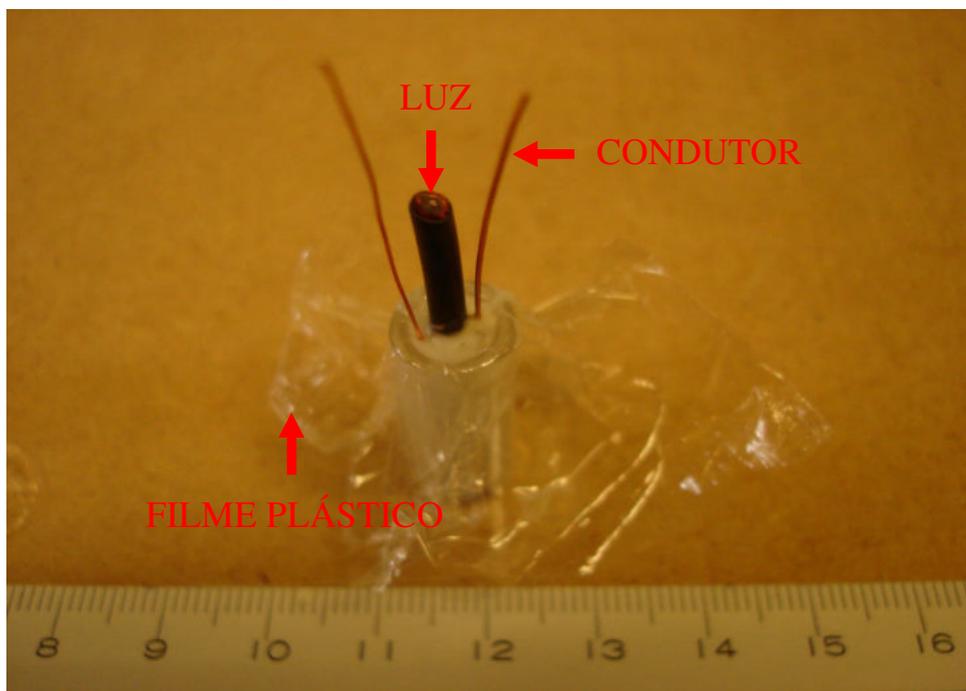


Figura 3.61 - Montagem do *Phantom*.

O condutor identificado por “Luz” na imagem acima (3 mm de diâmetro) foi retirado da montagem, assim que a gelatina endureceu, e seu lugar ficou representando luz da cavidade. Os outros dois condutores, cada um com 0,25 mm, foram usados para simular uma lesão ou um pequeno vazio nas paredes do *phantom*. O processo de construção foi repetido mais 3 vezes.

Logo após a construção dos *phantoms*, os mesmos foram colocados na geladeira por cerca de 12 horas para acelerar o processo de endurecimento da gelatina. Passado o tempo de cura, o filme de PVC foi removido e os condutores retirados ou aparados, resultando na imagem apresentada na Figura 3.62.

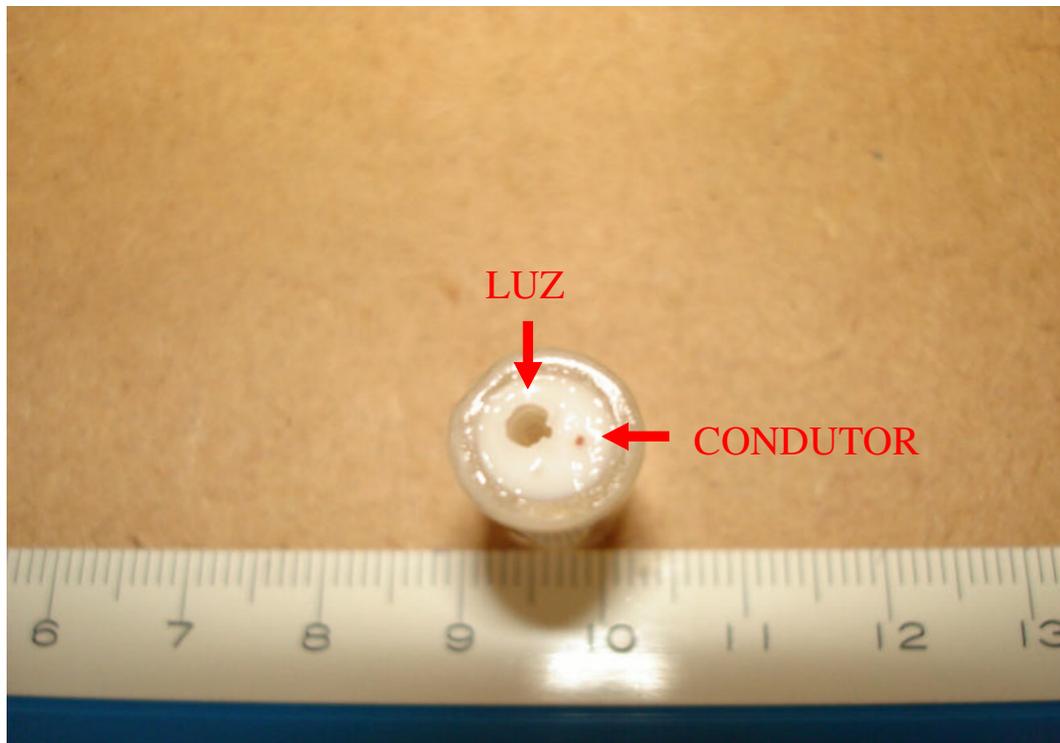


Figura 3.62 - Phantom com região central vasada simulando a luz do cavidade.

Para preparar o material que preencheu o tubo de vidro, seguiu-se a seguinte metodologia: o pó de gelatina (*Type A: from porcine skin, G-2500, Sigma Chemical Co., Saint Louis, Missouri, EUA*) foi dissolvido em água destilada, temperatura controlada de 50°C, na concentração de 15% em peso até que não houvessem grumos. Como espalhador foi utilizada a sílica (*S-5631, Sigma Chemical Co., Saint Louis, Missouri, EUA*), numa concentração de 2% em peso. Assim, utilizaram-se 15 ml de água destilada para dissolver 2,25 g de gelatina e ainda 0,9 ml de água destilada para dissolver 0,3 g de sílica. A mistura foi preparada e então colocada em suas formas (tubo de vidro), como explicado anteriormente. Esperou-se cerca de 12 h na geladeira para após submergí-los em uma solução de formol a 9% (*Rioquímica, Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil*), por 5 minutos, a fim de prolongar a vida útil dos *phantoms* (RYAN e FOSTER, 1997).

3.4. Montagem do gabinete

Foram montados dois gabinetes; um para abrigar as fontes de alimentação e outro para abrigar a parte de *front end* da instrumentação. O gabinete das fontes, construído em aço, é mostrado em forma de leiaute na Figura 3.63 e por meio de uma

foto de sua parte frontal (alumínio) na Figura 3.64. As placas de circuito impresso das fontes foram parafusadas sob uma placa de PVC e então colocadas dentro do gabinete.

Um ponto importante é a segurança. O gabinete teve sua carcaça aterrada para evitar a possibilidade de choque-elétrico de qualquer natureza, seja de alta tensão vinda da rede ou de corrente de fuga.

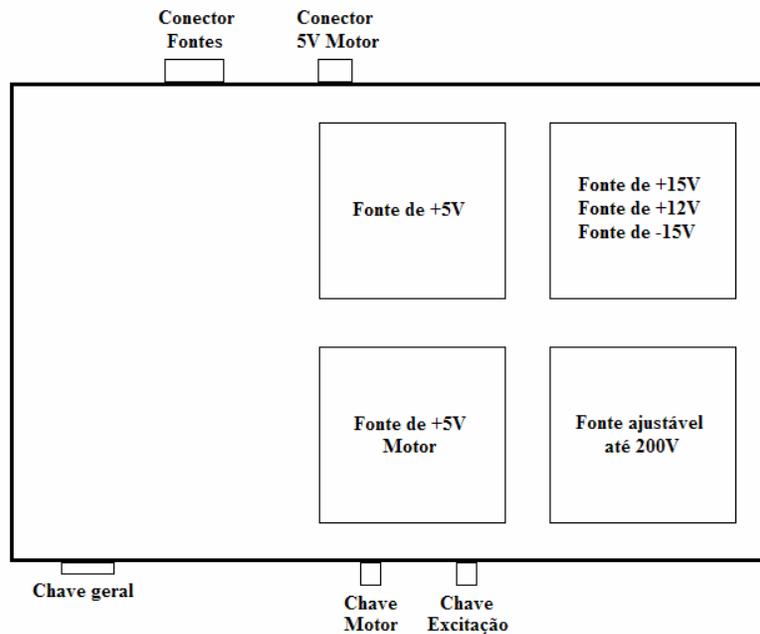


Figura 3.63- Leiaute do gabinete e disposição das fontes de alimentação.

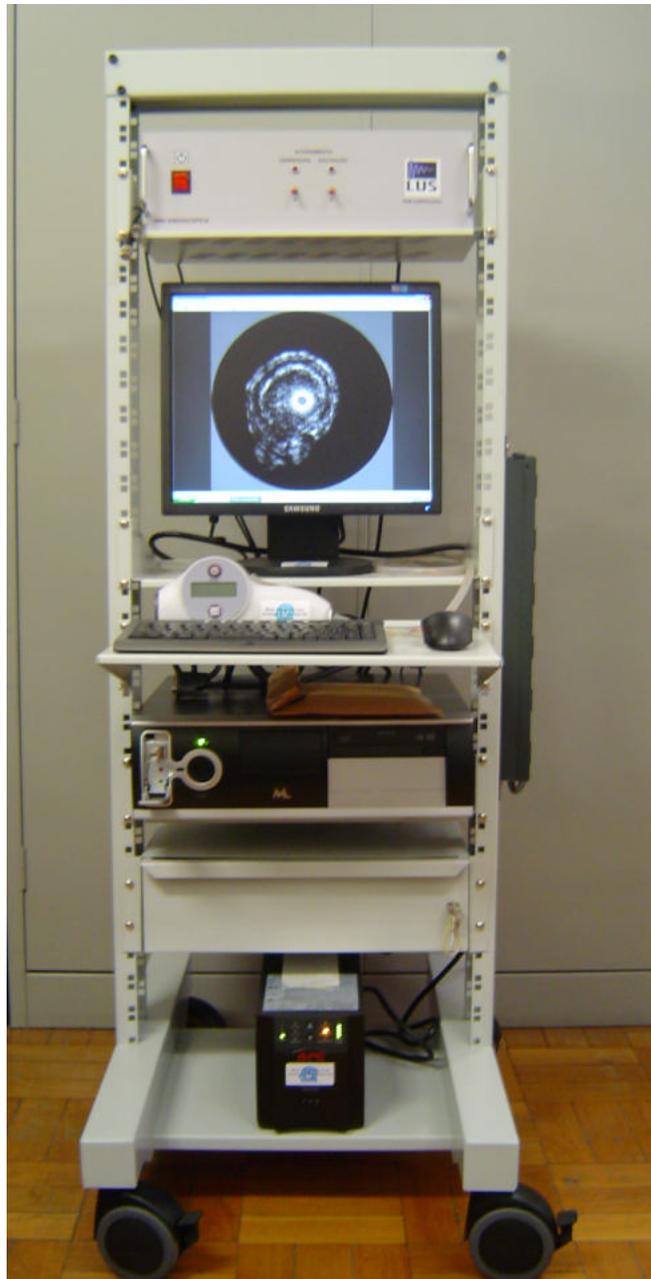


Figura 3.64 – Sistema de BMU Endoscópica.

O gabinete contendo a parte de *front end* é parte da unidade *motordrive* (MD5 - *Boston Scientific Corporation*, Natick, Massachusetts, EUA) que é utilizada em conjunto com a instrumentação de IVUS (Galaxy²TM, *Boston Scientific Corporation*, Natick, Massachusetts, EUA). Uma foto lateral do gabinete é mostrada na Figura 3.65. Também uma imagem do gabinete aberto mostrando o motor, o *encoder*, as placas de circuito e o soquete estão na Figura 3.66.



Figura 3.65 - Gabinete original do *Motordrive*, fabricado pela *Boston Scientific*.

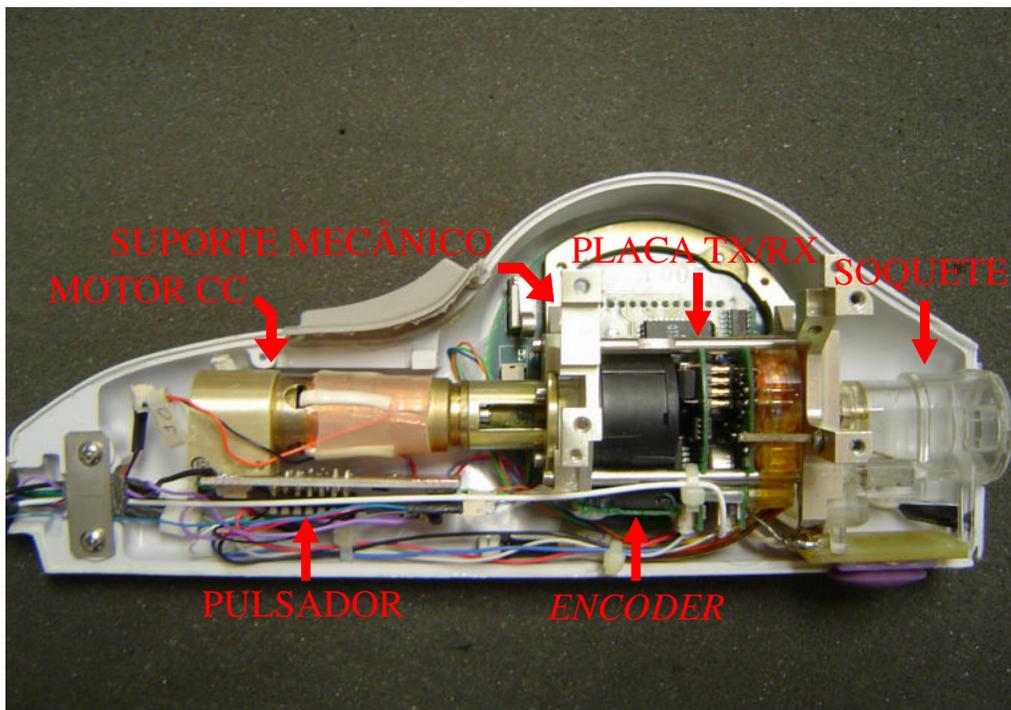


Figura 3.66 - Gabinete do *motordrive* aberto mostrando o motor, o *encoder*, as placas de circuito impresso e o soquete para conexão do cateter.

CAPÍTULO 4

RESULTADOS

Foram realizados inúmeros testes com o sistema. Inicialmente verificou-se o funcionamento adequado do *software* utilizando um sinal, na forma de pulsos, obtido de um gerador de sinais (HP 8116A *Pulse/Function generator* 50 MHz; *Hewlett-Packard*, Palo Alto, Califórnia, EUA), que foi inserido na entrada da placa de aquisição. Com isso foram obtidos os resultados ilustrados pelas Figuras 4.1 e 4.2.



Figura 4.1 - Imagem correspondente a um sinal na forma de pulso (duração de 55 ns, frequência de 1,5 MHz) inserido na entrada da placa de aquisição.



Figura 4.2 - Imagem correspondente a um sinal na forma de pulso (duração de 55 ns, frequência de 750 kHz) inserido na entrada da placa de aquisição.

Esses sinais foram adquiridos com uma frequência de amostragem de 200 MHz, com *trigger* externo e impedância de entrada da placa de aquisição de 50 Ω .

Uma vez testada a programação, foi realizado um teste com o sistema real, porém sem o cateter conectado ao sistema de ultra-som. O circuito foi energizado e o motor cc acionado, além da alta tensão de excitação para o transdutor. A imagem gerada pela instrumentação é mostrada na Figura 4.3. Observa-se que surgiram manchas radiais escuras na imagem. A razão da presença destas manchas será explicada na próxima seção.

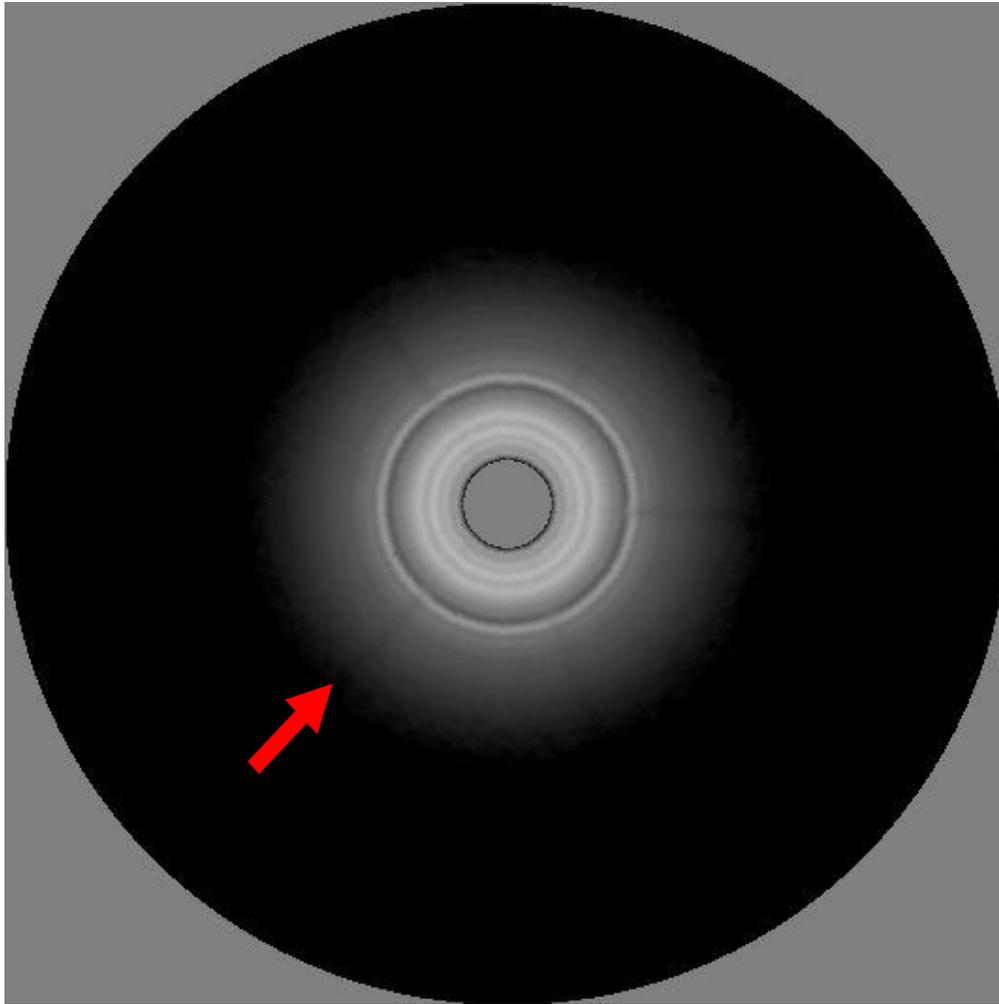


Figura 4.3 - Imagem sem transdutor. Os anéis brancos concêntricos representam reflexões de pulsos elétricos no soquete onde se encaixa o cateter, causadas pela ausência do cateter. A seta evidencia uma das manchas radiais.

A seguir, o cateter foi conectado ao sistema e os *phantoms* utilizados para os testes. Primeiramente obteve-se a imagem do *phantom* preenchido apenas com água, estando a imagem na Figura 4.4. Observa-se na imagem o traçado circular correspondente à parede do tubo de vidro. Na região entre 12 e 18 horas aparecem sinais de reverberação na parede de vidro.

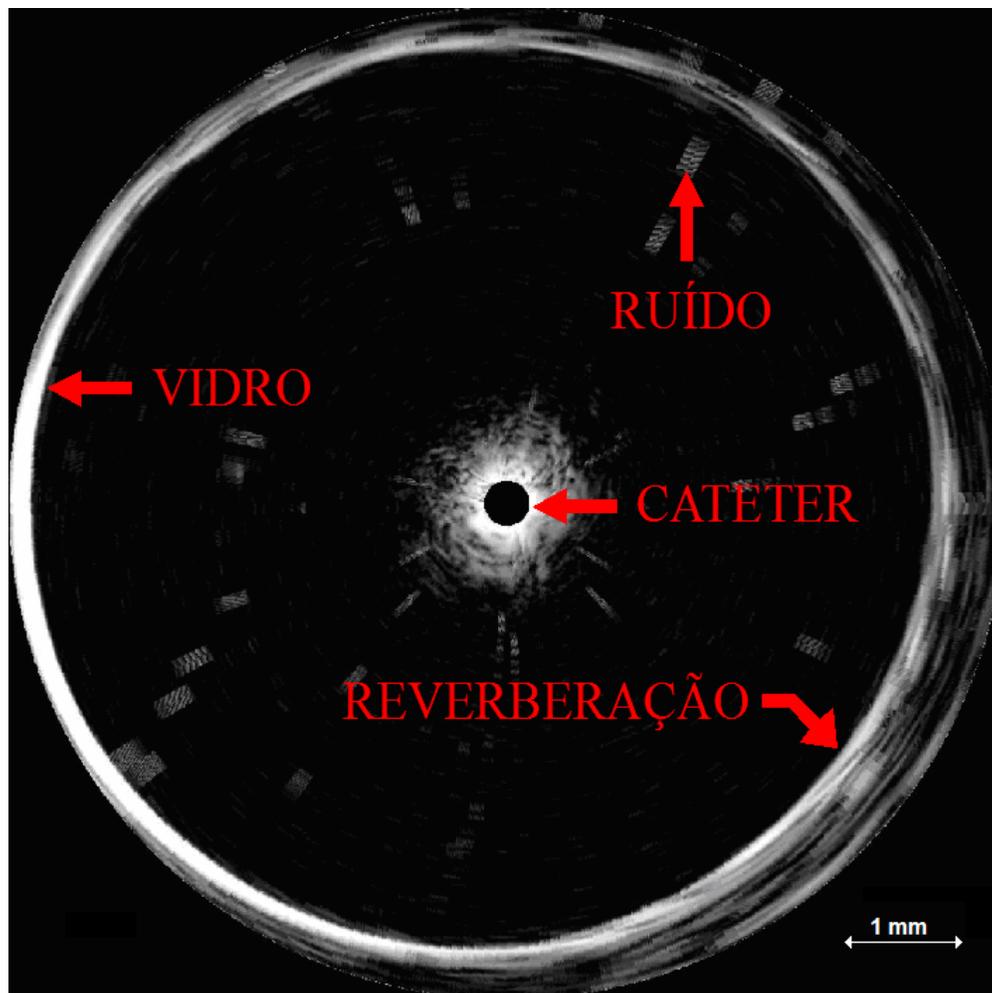


Figura 4.4 - Imagem do *phantom* preenchido apenas com água. As setas indicam a parede de vidro, o espaço do cateter, a reverberação e ainda um sinal de ruído. O diâmetro do tubo é de 8 mm.

Ainda, o sistema foi testado com o *phantom* que mimetiza a luz central do vaso e que possui o fio de cobre para simular uma lesão. Esse porém, também possuía um furo, mas que acabou sendo fechado pelo fato do material do *phantom* ter cedido. Na Figura 4.5 pode ser notado, mais uma vez, a parede do vidro (borda branca mais externa) e também o condutor inserido. Além disso, é observado que o transdutor não foi colocado concentricamente com o *phantom*, dessa forma sua luz e a parte central, dado pela sonda, também não estão alinhados. Observe ainda a irregularidade da luz.

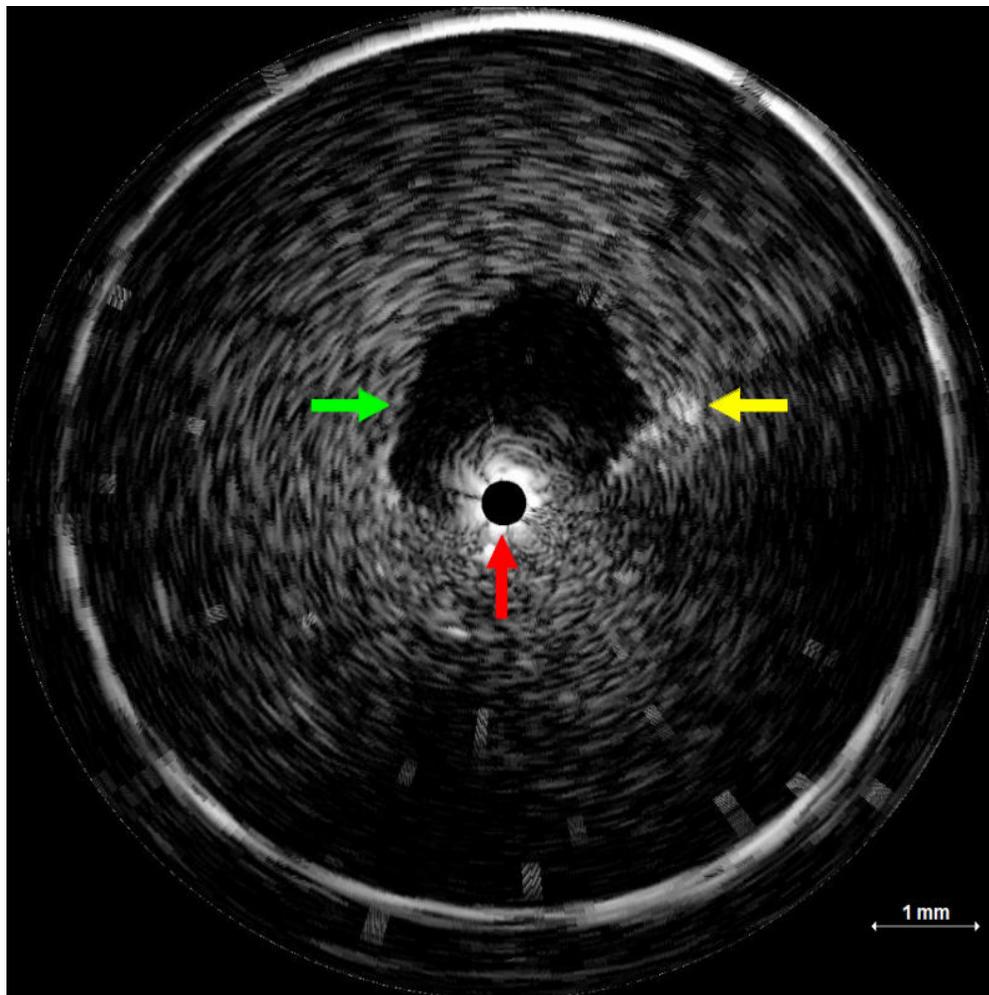


Figura 4.5 - Imagem do *phantom* preenchido com gelatina para simular um vaso sanguíneo. A imagem apresenta o alvo formado por um fio de cobre (diâmetro de 0,25 mm), indicado pela seta amarela, inserido longitudinalmente no *phantom* e a parede de vidro. A seta verde mostra a luz do *phantom*, e a vermelha o cateter.

A imagem apresentada na Figura 4.6 foi obtida de um *phantom* formado apenas por um bloco contendo a mistura de gelatina e pó de sílica. Neste *phantom* foi realizado um furo com diâmetro igual ao do cateter e paralelamente a este um outro furo de diâmetro menor (0,8 mm). O cateter foi introduzido no furo com diâmetro maior para a obtenção da imagem deste *phantom*. Observa-se na imagem a presença da cavidade contendo apenas líquido.

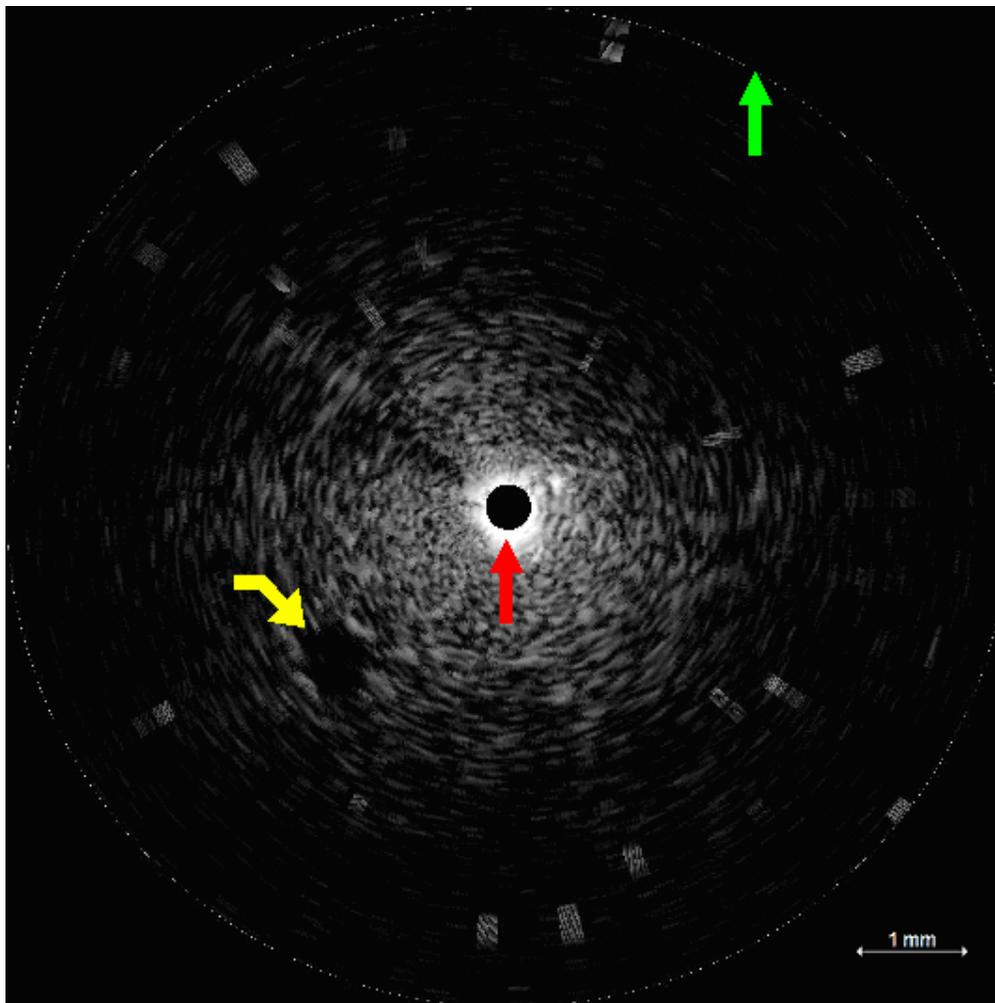


Figura 4.6 - Imagem de um phantom formado com um bloco de gelatina misturada com pó de sílica e contendo uma cavidade preenchida com água. O tracejado circular da imagem indicado pela seta verde mostra a profundidade máxima configurada na instrumentação para a obtenção da imagem. A seta amarela mostra a cavidade e a vermelha o espaço do cateter.

Como resultado adicional foram obtidas imagens do cólon de rato (*Rattus norvegicus*; Berkenhout, 1769) que pesava 423 g. O cólon foi retirado e utilizou-se a parte distal do mesmo, ilustrada na Figura 4.7. O cateter de ultra-som foi inserido na extremidade correspondente ao reto, estando toda a peça preenchida com água mineral de pH 7,7 e imerso no banho de água mineral. Uma das imagens adquiridas está exibida na Figura 4.8, na qual percebem-se algumas das camadas do tubo gástrico (mucosa, muscular e serosa) e ainda a membrana meso. Todavia não foi possível a visualização de mais camadas, pois o cólon colabou devido à falta de pressão interna para mantê-lo constantemente aberto.

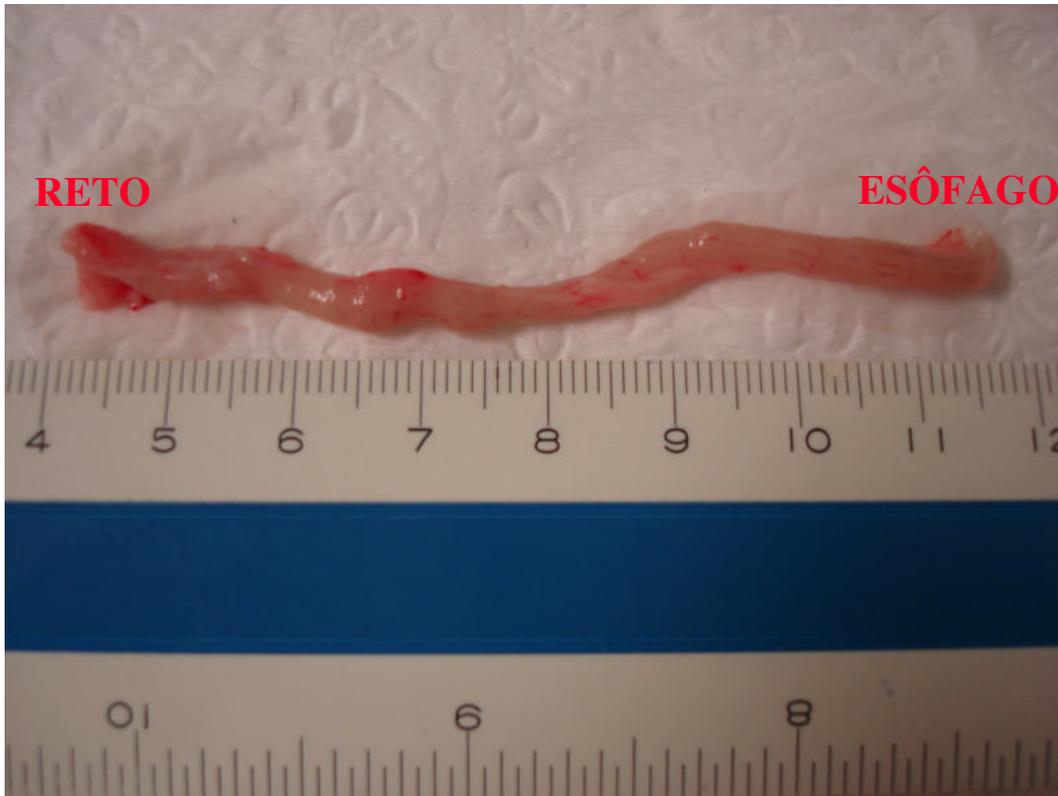


Figura 4.7 – Cólon de um rato mostrando a região do reto e do esôfago.

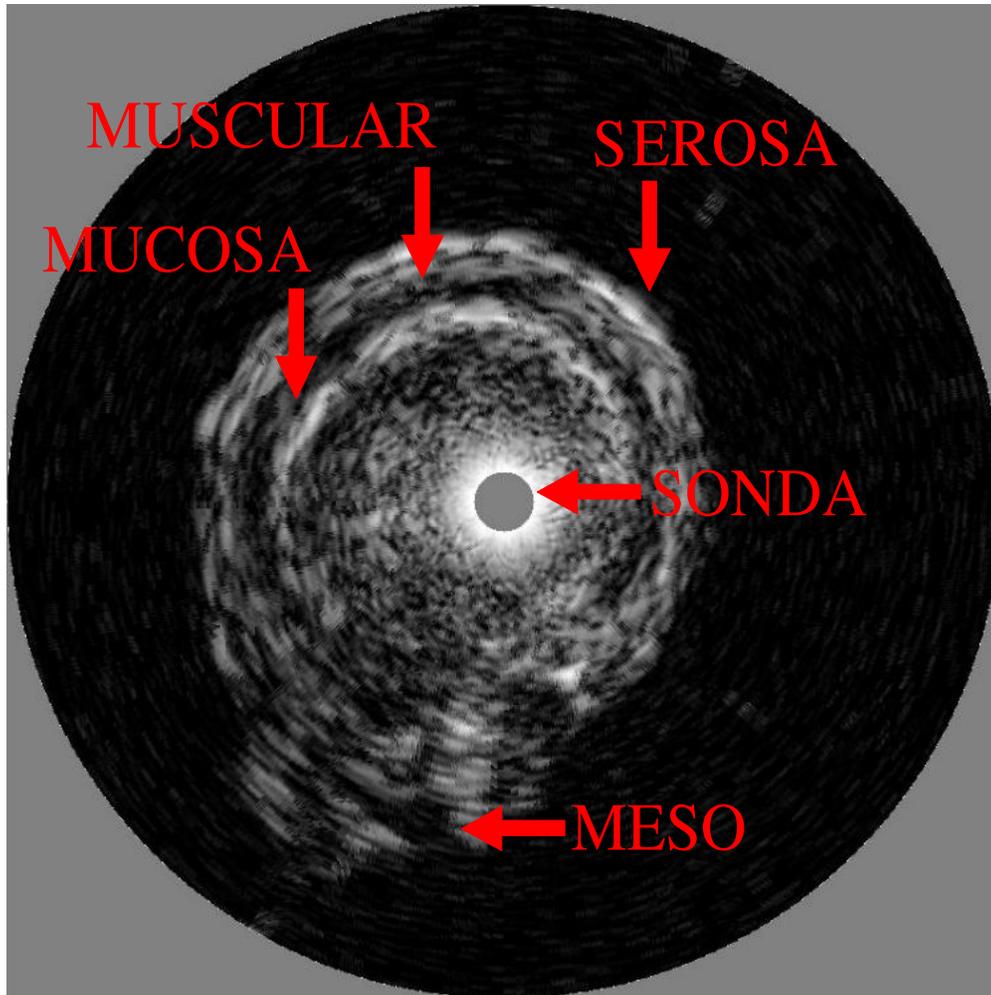


Figura 4.8 – Imagem obtida com o sistema de BMUE mostrando algumas das camadas do túbulo gástrico do cólon do rato. A mucosa é a camada mais interna, há a muscular (hipoecóica) e a serosa (hiperecóica). A membrana meso também é visualizada.

CAPÍTULO 5

DISCUSSÃO

O sistema de BMU endoscópico foi desenvolvido em duas partes: *hardware* e *software*. Dentro dessas categorias ainda ocorreram divisões, sendo todo o *hardware* e *software* desenvolvidos por blocos e sistematicamente testados. Quando um determinado bloco apresentava funcionamento satisfatório, passava-se para o seguinte até se chegar na obtenção das imagens de *phantom* que foram apresentadas como resultados do trabalho. As imagens geradas pelo sistema de BMU endoscópico podem ser ainda melhoradas através de modificações a serem introduzidas no sistema.

No capítulo de resultados foram exibidas imagens finais obtidas com um gerador de sinais, onde os anéis circulares brancos mostram o nível alto da forma de onda, enquanto a parte preta define o nível baixo. Para conferir o resultado fez-se o cálculo de quantos períodos da forma de onda do gerador são possíveis inserir no intervalo da “Profundidade da amostra” e também verificou-se a largura do nível alto, com base na frequência de amostragem utilizada no sistema e com a ferramenta “Medida de distância” do *software*. Também, o furo indicado na Figura 4.6 feito no bloco de *phantom*, criado com uma agulha de 0,8 mm de diâmetro, teve sua medida conferida e confrontada com o resultado da ferramenta “Medida de distância”, garantindo exatidão nas medidas de distância.

Ainda no *software*: seria interessante a possibilidade do usuário adquirir também um vídeo, além de imagens congeladas, para análise posterior. Para isso é necessário um pacote adicional do *LabVIEW: IMAQ Vision 7.X*, o qual possui IVs para trabalhar com criação e leitura de arquivos do tipo AVI (*Audio Video Interleave*).

Na parte de *hardware* enfrentou-se um problema de ruído, que se reflete nas imagens na forma de traços radiais, como apontado na Figura 4.3. Procurou-se saber se esse ruído era causado por algum erro na conversão de varredura ou por algum problema de *hardware*. Chegou-se à conclusão que o ruído advém da parte de *hardware*, e mais precisamente, pela fonte de alta tensão. Para se chegar a esta

conclusão, foi gerada uma imagem sem a presença do cateter. A imagem é apresentada na Figura 5.1, não na forma circular, mas sim na forma linear. Para isto as 256 linhas do modo-A foram alinhadas. O ruído aparece como manchas escuras na vertical, estando igualmente espaçadas. Com a fonte de alta tensão desligada, o ruído desaparece. Um quadro da imagem na Figura 5.1 possui 256 linhas (verticais) e as manchas estão espaçadas de 45 linhas. As 256 linhas são adquiridas durante 45 ms e portanto, o período entre as manchas é da ordem de 8 ms ($45 \cdot 45 \times 10^{-3} / 256$) o que representa uma frequência de 125 Hz.

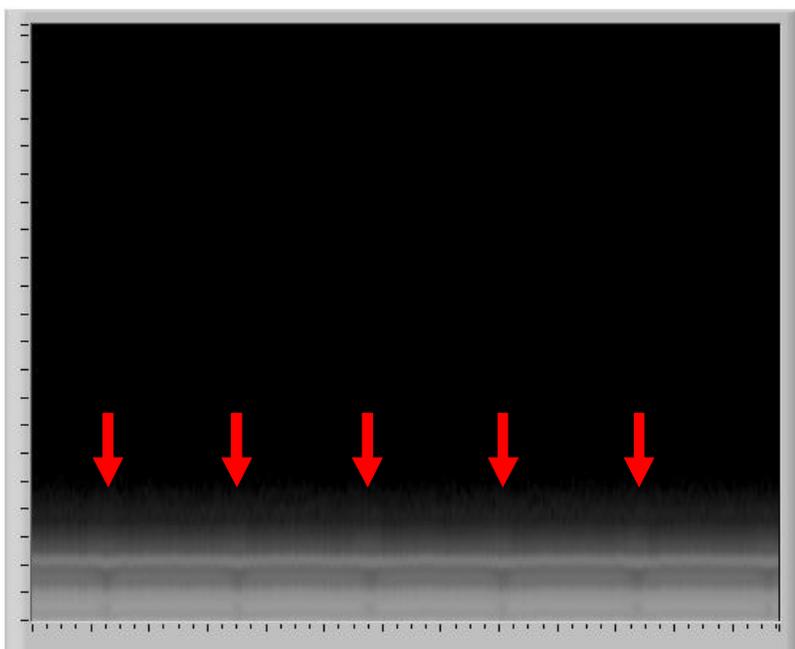


Figura 5.1 - Imagem dos dados adquiridos pela placa de aquisição sem a presença do cateter e com a fonte de alta tensão acionada. Observa-se a presença de ruído na forma de manchas escuras radiais indicadas pelas setas.

Logo, sabendo que o ruído surge apenas quando a fonte de excitação do transdutor é acionada, e que o intervalo entre as manchas tem uma frequência em torno de 120 Hz, chegou-se à conclusão que o ruído advém da fonte de alta tensão. O registro, AC, do sinal da fonte de alta tensão registrado no osciloscópio (apresentado na Figura 5.2) mostra, de fato, um *ripple* com período da ordem de 8,27 ms (120 Hz) e amplitude da ordem de 19,2 mV. A frequência do *ripple* corresponde com a retificação de onda completa da tensão da rede elétrica, usada no circuito da fonte de alta tensão.

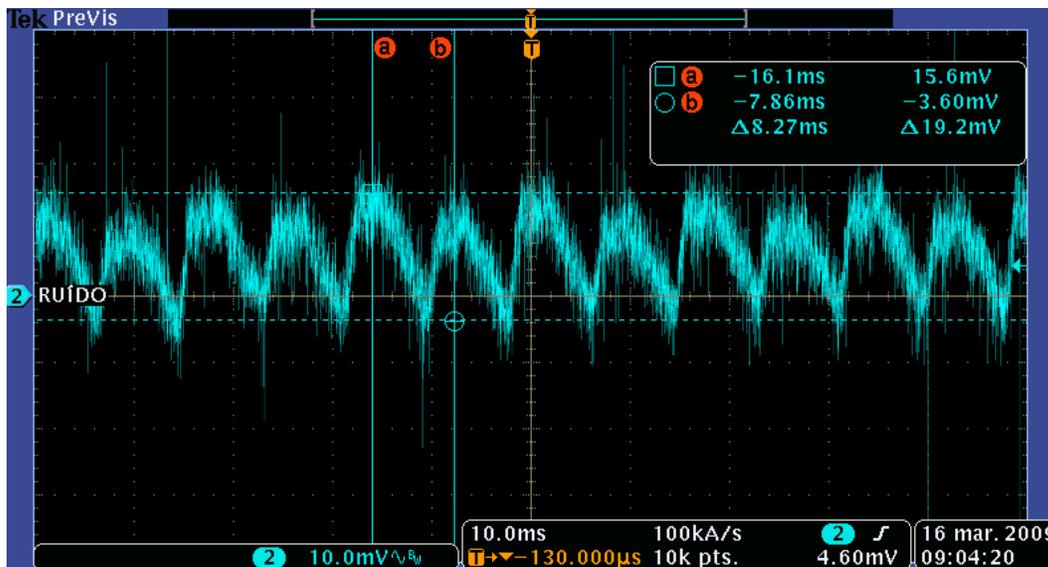


Figura 5.2 – Ripple de 120Hz gerado pela fonte de alta tensão que ocasiona o ruído na imagem.

Para amenizar esse efeito é sugerido que seja melhorada a fonte de alta tensão, retirando o *ripple*.

Outro fato importante é a frequência de amostragem da placa de aquisição. Sabendo que o sinal de envoltória é detectado por meio do filtro passa-baixa de 15 MHz, seguindo o Critério de Nyquist a frequência de amostragem utilizada poderia ser reduzida para 30 MHz. Porém, isso afetaria a qualidade da imagem final. Supondo que o *software* não estivesse sendo executado com a velocidade mínima de 20 quadros/s, a frequência poderia ser reduzida, reduzindo também o número de dados adquiridos e consequentemente o tempo de execução do programa.

Da mesma forma, verificou-se que não é necessário utilizar as 256 linhas de imagem oferecida pelo *encoder*. A constatação do fato vem do seguinte cálculo: sabendo que as 256 linhas preenchem os 360° da imagem, o comprimento do arco de circunferência correspondente para um raio de 3 mm e subtendido por um ângulo, em graus, de 360/256 é de aproximadamente 76 μm. Em contrapartida, o transdutor trabalha na região de campo próximo, e como nessa região o feixe de ultra-som é colimado, então tem-se que o menor arco que pode ser obtido com o transdutor é da ordem do diâmetro do mesmo, 400 μm. Ou seja, tanto para o caso da frequência de amostragem da placa digitalizadora, quanto para o número de linhas de dados

adquiridas, verifica-se que há excesso na quantidade de dados adquiridos, mas que não atrapalham o sistema, muito pelo contrário, aumentam a qualidade da imagem final.

CAPÍTULO 6

CONCLUSÃO

Com este trabalho de dissertação conclui-se que foi possível desenvolver um sistema de biomicroscopia ultra-sônica operando em 40 MHz, na forma endoscópica, em tempo real e baseado numa arquitetura de um microcomputador pessoal. Também foi confirmado que o sistema é capaz de detectar alvos menores que 250 μm de diâmetro e mostrar as camadas do tubo digestivo, com espessura da ordem dos micrômetros.

Ainda, as imagens obtidas dos *phantoms* apresentam uma visualização de *speckle* semelhante ao que se observa nas imagens obtidas com equipamentos comerciais que representam o estado da arte em termos de instrumentação para IVUS. Observando a Figura 1.3 de um sistema comercial, nota-se a imagem um pouco borrada, diferente do que acontece com o sistema desenvolvido nessa dissertação. Também, o sistema pode ser apresentado como um produto final, capacitado para ser utilizado em pesquisas clínicas - fato comprovado pelas imagens obtidas do cólon do rato.

O presente trabalho contribuiu para a expertise do Laboratório de Ultra-som na aplicação da técnica da biomicroscopia ultra-sônica para a detecção precoce de câncer de cólon, reto e esôfago.

CAPÍTULO 7

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADRAIN, A. L., TER, H., CASSIDYM, J. *et al.*, 1997, "High-Resolution endoluminal sonography is a sensitive modality for the identification of Barrett's metaplasia", *Gastrointestinal Endoscopy*, v. 46, n. 2, pp. 147-151.
- BASOGLU, C., KIM, Y., CHALANA, V., 1996, "A Real-Time Scan Conversion Algorithm on Commercially Available Microprocessors", *Ultrasonic Imaging*, v. 18, n. 4, pp. 241-260.
- BERKHOFF, A. P., HUISMAN, H. J., THIJSEN, J. M. *et al.*, 1994, "Fast scan conversion algorithms for displaying ultrasound sector images", *Ultrasonic Imaging*, v. 16, pp. 87-108.
- BOM, N., LANCÉE, C. T., VAN EGMOND, F. C., 1972, "An Ultrasonic Intracardiac Scanner", *Ultrasonics*, v. 10, n. 2, pp. 72-76.
- BOM, N., TEN HOFF, H., LANCEE, C. *et al.*, 1989, "Early and Recent intraluminal udevicesUltrasound devices", *International Cardiology Imaging*, v. 4, pp. 79-88.
- BRICK, I. B. e PALMER, E. D., 1955, "Comparison of esophagosopic and roentgenologic diagnosis of esophageal varices in cirrhosis of the liver", *American Journal Roentgenology Radium Therapy and Nuclear Medicine*, v. 73, n. 3, pp. 387-389.
- BROWN, J. A. e LOCKWOOD, G. R., 2002, "A Low Cost, High-Performance Pulse Generator for Ultrasound Imaging", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control*, v. 49, n. 6, pp. 848-851.
- CIESZINSKY, M., 1960, "Intracardiac Method for Investigation of Structure of the Heart With the Aid of Ultrasonics", *Archiwun Immunologi I Terapii Doswiadezalnej*, v. 8, pp. 551-557.

- FOSTER, F. S., PAVLIN, C. J., HARASIEWICZ, K. A. *et al.*, 2000, "Advances in Ultrasound Biomicroscopy", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 26, n. 1, pp. 1-27.
- FRITSCH, C., PARRILLA, M., MARTÍNEZ, O. *et al.*, 2000, "A multirate scan conversion method", *Ultrasonics*, v. 38, pp. 179-182.
- GATZOULIS, L., WATSON, R. J., JORDAN, L. B. *et al.*, 2001, "Three-dimensional forward-viewing vascular ultrasound imaging of human arteries *in vitro*", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 27, n. 7, pp. 969-982.
- GIOVANNINI, M. e ARDIZZONE, S., 2006, "Anorectal ultrasound for neoplastic and inflammatory lesions", *Best Practice & Research Clinical Gastroenterology*, v. 20, n. 1, pp. 113-135.
- GOLDBERG, B. B., STEINER, R. M., LIU, J. B. *et al.*, 1994, "US-Assisted Bronchoscopy with Use of Miniature Transducers-Containing Catheter", *Radiology*, v. 190, n. 1, pp. 233-237.
- GRESS, F., LEE, R. S., YENGPRUKASAWAN, A., 1992, "Endoscopic ultrasound evaluation of Barrett's esophagus patients with displasic changes", *American Journal of Gastroenterology*, v. 87, p.1248.
- GULDIKEN, R., ZAHORIAN, J., BALANTEKIN, M. *et al.*, 2006, "Dual annular-ring CMUT array for forward-looking IVUS imaging" *ULTRASONICS SYMPOSIUM*, pp. 698-701.
- HOFFMANN, K., JUNG, J., EL GAMMAL, S. *et al.*, 1992, "malignant melanoma in 20MHz B scan sonography", *Dermatology*, v. 185, pp. 49-55.
- HURLSTONE, D. P., ANALYSIS, ADAM, I. *et al.*, 2004, "Efficacy of high magnification chromoscopy colonoscopy for the diagnosis of neoplasia in flat and depressed lesions of the colorectum: a prospective analysis", *An International Journal of Gastroenterology and Hepatology*, v. 53, pp. 284-290.

- ITZKOWITZ, S. H. e YIO, X., 2004, "Inflammation and cancer IV. Colorectal cancer in inflammatory bowel disease: the role of inflammation", *American Journal of Physiology Gastrointestinal Liver Physiology*, v. 1, n. 287, p.G7-G17.
- KAMAL, E. e BAYAN, K., 2008, "Columnar-lined (Barrett's) esophagus: Future perspectives", *Journal of Gastroenterology and Hepatology*, v. 23, n. 2, pp. 178-191.
- KESSLER, L. W., KORPEL, A., PALERMO, P. R., 1972, "Simultaneous acoustic and optical microscopy", *nature*, v. 239, pp. 111-112.
- KONDABOLU, S., KHAN, S. A., WHYARD, J. *et al.*, 2003, "The role of endoluminal ultrasonography in urology: current perspectives.", *International Brazilian Journal of Urology*, v. 30, n. 2, pp. 96-101.
- KURIMOTO, N., MURAYAMA, M., YOSHIOKA, S. *et al.*, 199, "Assessment of Usefulness of Endobronchial Ultrasonography in Determination of Depth of Tracheobronchial Tumor Invasion", *Chest*, v. 115, n. 6, pp. 1500-1506.
- LEAVITT, S. C. e HUNT, F. B., 1983, "A Scan Conversion Algorithm for Displaying Ultrasound Images", *Hewlett-Packard Journal*, v. 34, n. 10, pp. 30-38.
- LEMONS, R. A. e QUATE, C. F., 1974, "acoustic microscopy: scanning version", *Applied Physics Letters*, v. 4, pp. 163-165.
- LIU, J. B., MILLER, L. S., GOLDBERG, B. B. *et al.*, 1992, "Transnasal US of the Esophagus: Preliminary Morphologic and Function Studies", *Radiology*, v. 184, n. 3, pp. 721-727.
- LIU, J. B., MILLER, L. S., FELD, R. I. *et al.*, 1993, "Gastric and Esophageal Varices: 20-MHz Transnasal Endoluminal US", *Radiology*, v. 187, n. 2, pp. 363-366.
- LIU, J. B. e GOLDBERG, B. B., 1995, "Endoluminal Vascular and Nonvascular Sonography: Past, Present and Future", *American Journal of Roentgenology*, v. 165, n. 4, pp. 765-774.

- MS - INCA, 2005, "Estimativa 2006: Incidência de câncer no Brasil", *Instituto Nacional de Câncer, Coordenação de Prevenção e Vigilância*,
- MS - INCA, 2008, "Estimativa | INCa 2008 ", *Instituto Nacional de Câncer, Coordenação de Prevenção e Vigilância*,
- MURATA, Y., NAPOLEON, B., ODEGAARD, S., 2003, "High Frequency Endoscopic Ultrasonography in the Evaluation of Superficial Esophageal Cancer", *Endoscopy*, v. 35, n. 5, pp. 429-436.
- OMOTO, R., 1967, "Ultrasonic tomography of the heart: an intracardiac scan method", *Ultrasonics*, v. 5, pp. 80-83.
- PATHIRANA, A. e POSTON, G. J., 2001, "Lessons from Japan - endoscopic management of early gastric and oesophageal cancer", *European Journal of Surgical Oncology*, v. 27, pp. 9-16.
- PAVLIN, C. J., SHERAR, M. D., FOSTER, F. S., 1997, "subsurface imaging of the eye by ultrasound biomicroscopy", *Ophthalmology*, v. 97, pp. 244-250.
- REID, B. J., BLOUNT, P. L., RUBIN, C. E. *et al.* , 1992, "Flow-cytometric and histological progression to malignancy in Barrett's esophagus: prospective endoscopic surveillance of a cohort", *Gastroenterology*, v. 102, n. 4, pp. 1212-1219.
- ROSENFELD, K., LOSORDO, D. W., RAMASWANY, K. *et al.*, 1991, "Three-dimensional reconstruction of human coronary and peripheral arteries from images recorded during two-dimensional intravascular ultrasound examination", *Circulation*, v. 84, n. 5, pp. 1938-1956.
- RYAN, L. K. e FOSTER, F. S., 1997, "Tissue Equivalent Vessel Phantoms for Intravascular Ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 23, n. 2, pp. 261-273.

- SANGHVI, N. T., WIERSEMA, M. J., REILLY, C. R. *et al.*, 1990, "PC-Based, High-Resolution, High-Frequency Ultrasound System for Gastroenterology", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control*, v. 3, pp. 1477-1479.
- SOKOLOV, S. J., 1935, "Ultrasonic oscillations and their applications", *Soviet Physics - Technical Physics*, v. 2, pp. 522-534.
- SPECHLER, S. J., 2001, "Screening and Surveillance for Complications Related to Gastroesophageal Reflux Disease", *American Journal of Medicine*, v. 111, n. 8, pp. 130-136.
- WICKRAMASINGHE, K. S., CHANDRASOMA, P. T., CHANDRARATNA, P. A., 2002, "Detection of Barrett's Epithelium By Acoustic Microscopy", *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 28, n. 2, pp. 203-207.
- WIERSEMA, M. J., REILLY, C. R., SANGHVI, N. T. *et al.*, 1993, "25 megahertz gastrointestinal ultrasonography", *Gastrointestinal Endoscopy*, v. 39, n. 4, pp. 499-504.
- WILD, J. J. e REID, J. M., 1956, "Diagnostic Use of Ultrasound", *Journal of Physical Medicine*, v. 19, pp. 248-257.
- WILD, J. J. e REID, J. M., 1957, "Progress in the techniques of soft tissue examination by 15MC pulsed ultrasound", *Ultrasound in Medicine and Biology*, pp. 30-48.
- XIE, S. P., TANABE, M., TAGAWA, N. *et al.*, 2006, "Development of an ultrasonic probe for rotating type IVUS incorporated coil stator USM", *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1301-1304.

ANEXOS

ANEXO I.....	98
Programação em <i>LabVIEW</i> TM	98
ANEXO II	105
Como criar DLL em <i>LabVIEW</i> TM	105
ANEXO III.....	108
Programa em <i>LabVIEW</i> TM	108

ANEXO I

Programação em LabVIEW™

Toda parte de software foi desenvolvida em LabVIEW™, porém durante o texto não foi dito como declarar variáveis, criar matrizes ou mesmo realizar operações mais complexas como utilizar um programa em outra linguagem dentro do LabVIEW™. Esse é o objetivo do Anexo I.

Inicialmente definem-se as variáveis declaradas na Tabela 3.2 e Tabela 3.3, que serão utilizadas no programa, como mostrado nas Figuras I.1A, I.1B e I.1C a seguir.

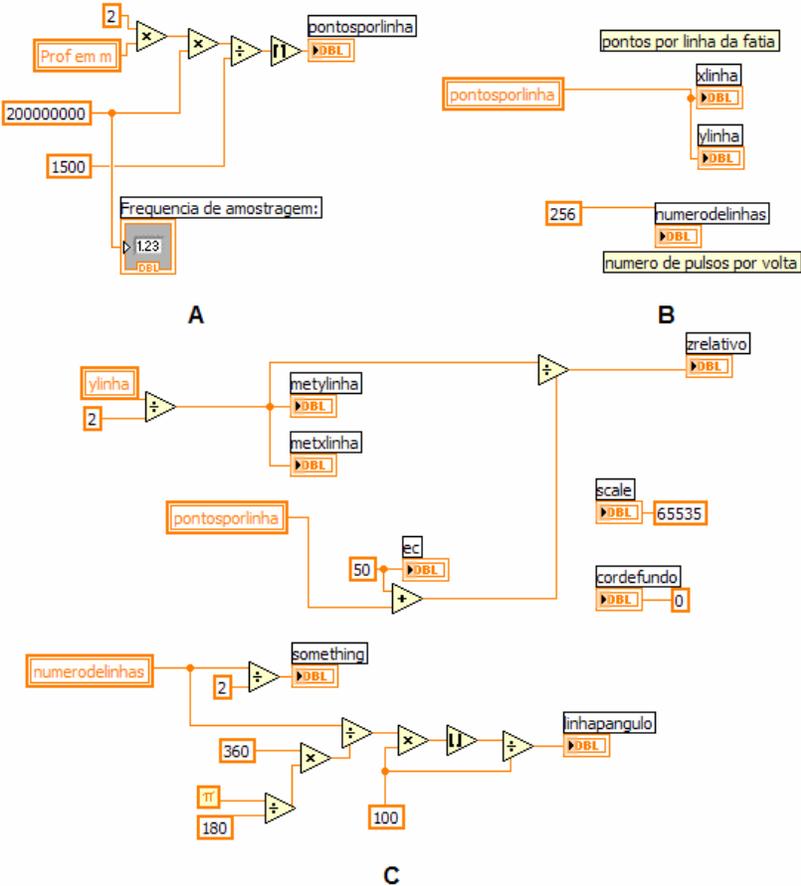


Figura I.1 - Declaração de variáveis (A), variáveis auxiliares (B) e variáveis auxiliares calculadas a partir das variáveis declaradas.

Em seguida parte-se para o processo de interpolação, iniciando pela matriz de translação *matriztranslacao*. Para criar essa matriz no *LabVIEW™* foram usados dois *For Loops*, cada um com três *loops*, um *Case Structure* e uma lógica de controle para o mesmo. Cada *case* adiciona um elemento na matriz. O “zero” adiciona o 1, o “um” adiciona o 0, o “dois” adiciona o *metylinha*, e assim sucessivamente, como mostra a Figura I.2.

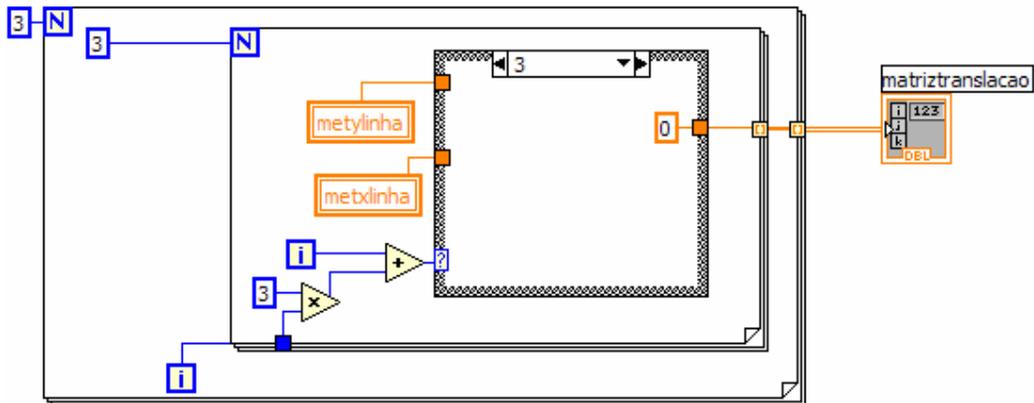


Figura I.2 - Criação da *matriztranslacao*.

Agora, a matriz de escalonamento, *matrizescalonamento*, que corrige o tamanho da imagem a ser exibida é criada de forma análoga a anterior (Figura I.3):

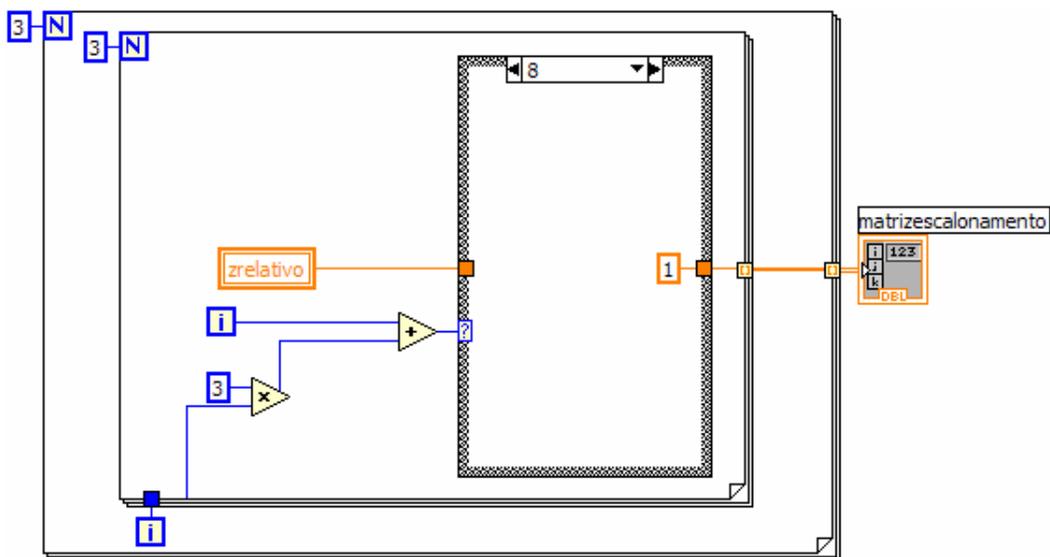


Figura I.3 - Criação da *matrizescalonamento*.

linha deixa de representar o eixo x e passa a ser o módulo, enquanto a segunda deixa de ser o eixo y e passa a representar a fase. Esta operação é mostrada na Figura I.6.

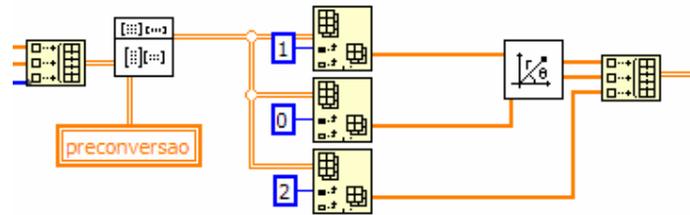


Figura I.6 - Mudança dos eixos para coordenadas polares.

Após a conversão de varredura é preciso ajustar o formato circular da imagem final. Subtrai-se a região da *ec* e faz-se a distribuição de todos os vetores de forma homogênea ao longo da circunferência. Para este fim utiliza-se a variável chamada de *linhapangulo*, que informa quantos vetores (linhas da imagem inicial) existem por radiano. Note que ao multiplicar todos os valores de fase por *linhapangulo*, a dimensão do eixo circular muda, deixa de ser radiano e se torna número de vetores. A operação de ajustes nas coordenadas polares é constituída por: subtração da *ec* no eixo da magnitude, multiplicação do eixo da fase por *linhapangulo* e adição de *metnumlinha* ao resultado. Esse conjunto de operações foi realizado de uma só vez com a criação da matriz *posconversao*, que como próprio nome sugere, é aplicada após a conversão de varredura. Veja na Figura I.7.

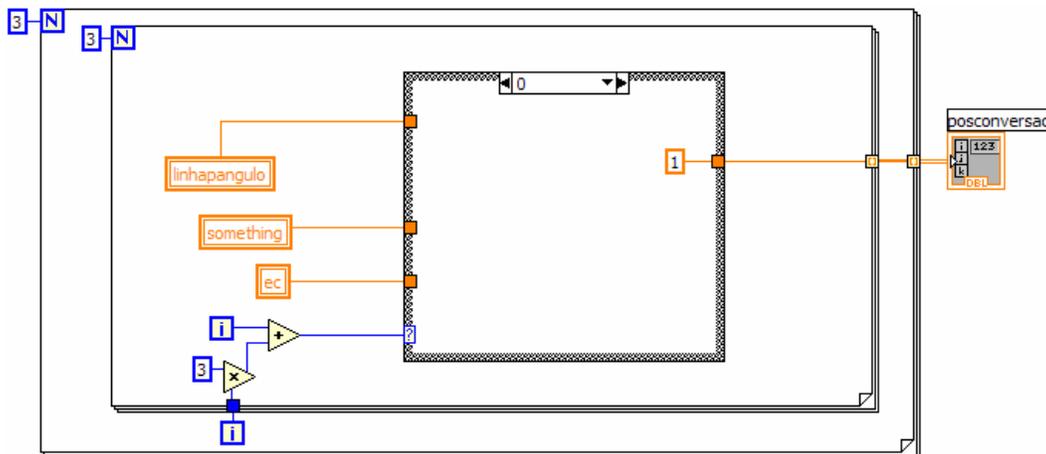


Figura I.7 - Ajuste do formato circular com distribuição de vetores e região da roc.

Como foi visto anteriormente, após a mudança para coordenadas polares os índices dos elementos deixam de ser números inteiros. Por isso, é preciso separar suas partes inteira e fracionária. A parte inteira seria responsável pelo *lookup table*, enquanto a fracionária pela interpolação.

Por isso, é necessário criar vetores, mostrados na Figura I.8 para armazenar esses valores. O tamanho corresponde ao número de elementos da imagem final.

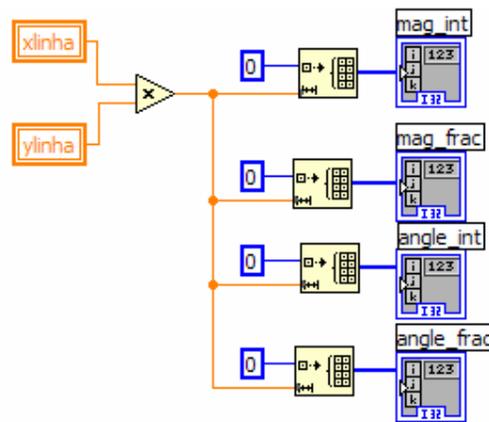


Figura I.8 - Vetores que armazenam os valores dos índices da matriz final.

Os vetores que terminam com “int” são análogos ao “Matriz de Linhas” e “Matriz de Colunas” da seção explicativa de *lookup table*, enquanto os que terminam com “frac” são análogos aos números “x” e “y” da seção sobre interpolação.

Para fazer a separação entre as partes inteira e fracionária dos índices da matriz foi usado o “Fórmula Node”, cujas entradas estão mostradas na Figura I.9.

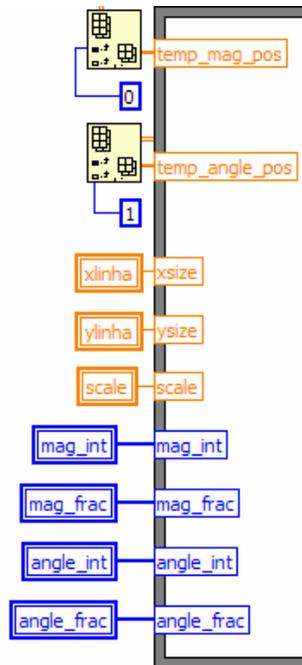


Figura I.9 - Entradas para o *Formula Node*.

Após a criação das DLLs para realizar a interpolação bilinear e para modificar a matriz de dados para que seja possível utilizar o IV que realiza a conversão da imagem para o formato JPEG, foi criado um algoritmo para renomear as imagens que possuem o mesmo nome sem que seja custoso para o usuário e que realiza o processo de transformação da imagem. Ele está mostrado na Figura I.10 a seguir.

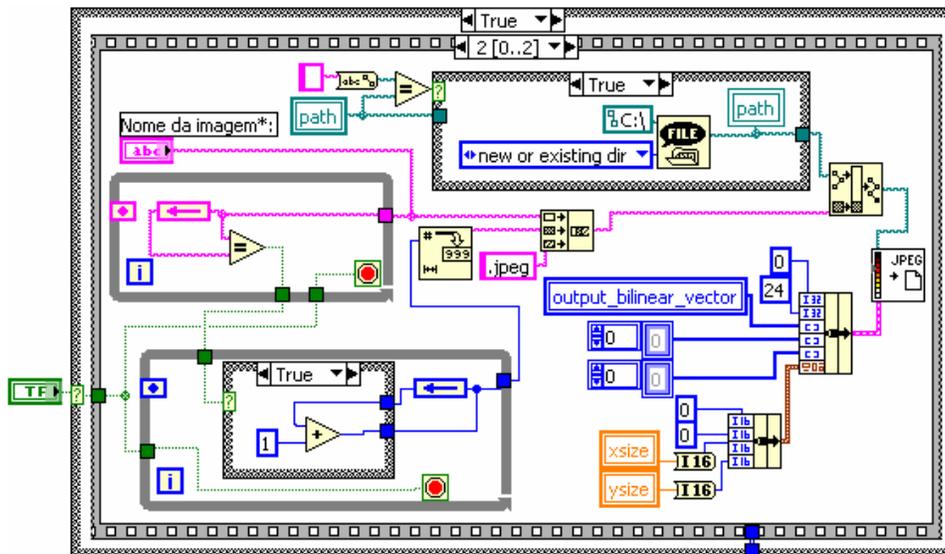


Figura I.10 - Bloco que salva imagem da tela e renomeia os arquivos automaticamente.

Outra ferramenta importante no *software* é a medida da distância. Com ela pode-se medir lesões, espessuras de placas ou qualquer anormalidade que se queira. Para isso foi implementado em *LabVIEW™* o seguinte bloco (Figura I.11):

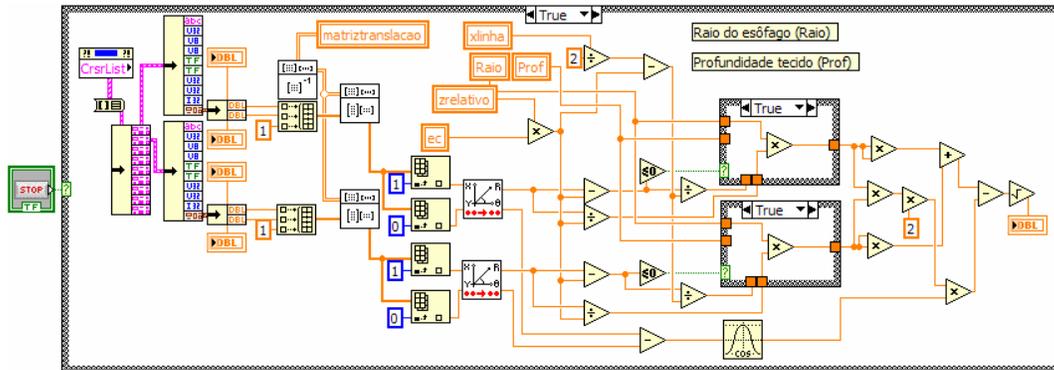


Figura I.11 - Software para medida da distância entre os cursores.

Inicialmente obtêm-se as coordenadas dos cursores, transformam-se as coordenadas para o formato polar e verifica-se se os cursores estão dentro da região da *ec*. Se não, utiliza-se a Lei dos Cossenos para calcular a distância; se sim, resolve-se o problema com uma simples regra de três entre a luz do vaso e a medida em pixels dada pela *ec*.

Essa etapa finaliza o anexo do *software*. Os detalhes da configuração da placa estão descritos da dissertação.

ANEXO II

Como criar DLL em *LabVIEW™*

Como foi dito na dissertação, é necessário que o *software* tenha o tempo de processamento minimizado para possibilitar a exibição da imagem em tempo-real e para isso utilizou-se uma DLL. Para utilizar uma DLL no *LabVIEW™*, há um bloco na aba *Advanced* chamado *Call Library Function Node*. Arraste-o para o diagrama de blocos. Configurando essa função uma janela abrirá para ajustar seus parâmetros. O nome dado foi “bilinear”. Na aba *Parameter* foram adicionados os parâmetros de entrada, em *Add Parameter After* são adicionados mais entradas. Em cada um, deve ser dado o nome e o tipo do parâmetro. O primeiro parâmetro foi o “mag_int”. Em *Type*, selecionado *array*, em *Data Type*, *Signed 32-bit Integer*; *Dimensions*, 1; e assim em todos com todos os parâmetros. Conforme os dados vão sendo acrescentados, a “*Function Prototype*” vai sendo criada.

As entradas deste bloco foram: “mag_int”, “mag_frac”, “angle_int”, “angle_frac”, *xlinha*, *ylinha*, *numerodelinhas*, *pontosporlinha*, “testData”, *scale*, *outputBilinear* e *cordefundo*.

Em seguida, também na janela de propriedades, vai-se em *create .c file*. O nome do arquivo deve ser trocado para “interpolacaoBilinear.c” e em seguida salvo. Agora, a DLL será criada.

Com o Microsoft Visual C++ 6.0 (*Microsoft*, EUA) a DLL foi criada. Na aba *File*, *New*, *Projects*, *Win32 Dynamic-Link Library* (Figura II.1) escolhe-se um nome para o projeto (no caso: *interpolacaoBilinear*), especifica-se o seu diretório (de preferência, o mesmo onde foi salvo o arquivo .c) e em seguida, *OK*. Selecione *An empty DLL project*, depois, *Finish* e *OK*.

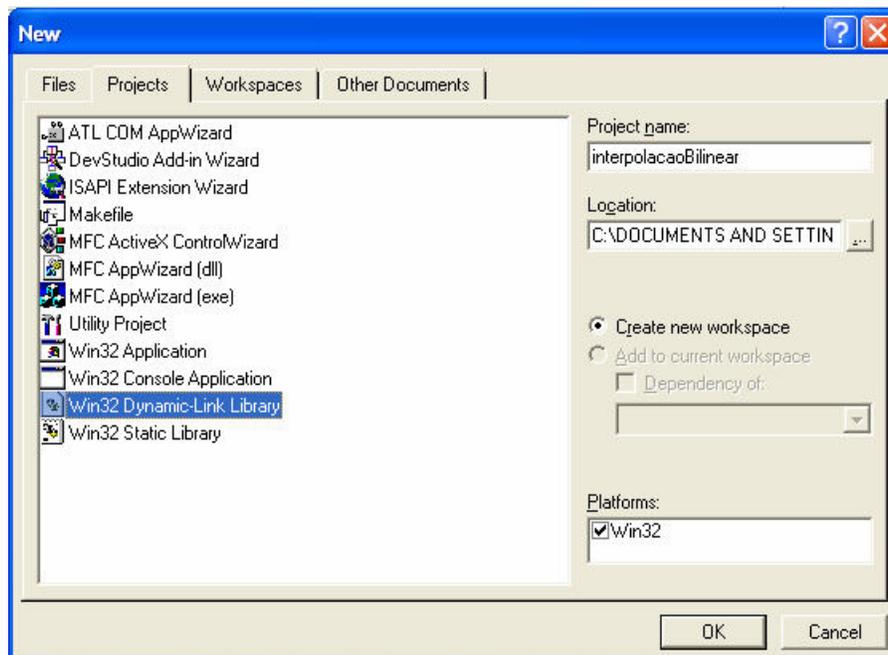


Figura II.1 - Criação da DLL com o “Microsoft Visual C++ 6.0”.

Em *Project, Add to Project, File* se encontra o arquivo `.c` criado pelo *LabVIEW™* e clique em *OK*. Agora ele já está adicionado (Figura II.2):



Figura II.2 - Arquivo adicionado ao projeto.

No código fonte, comenta-se o “`#include “extcode.h”`”. Acrescenta-se antes da definição e da declaração da função “`bilinear`” o texto “`_declspec (dllexport)`”.

Relembrando: têm-se quatro vetores (“`mag_int`”, “`mag_frac`”, “`angle_int`” e “`angle_frac`”) que indicam as coordenadas polares de cada ponto da imagem final. A parte fracionária está multiplicada por um fator de escala *scale*. Então, para cada ponto da imagem final, é necessário analisar se está ou não no interior da região onde deve ficar a imagem. Caso positivo, procuram-se os quatro pontos mais próximos e realiza-se a interpolação bilinear, caso contrário, atribui-se a cor de fundo ao *pixel*.

Os últimos ajustes para DLL: na guia *Project, Settings*. Na aba *C/C++* (Figura II.3), categoria *Code Generation*, mude o *Use run-time library* para *Debug Multithreaded DLL* e *Struct member alignment* para *1 Byte*. Em seguida, *OK*.

Depois, *Build*, “*Build interpolacaoBilinear.dll*”. Se tudo estiver conforme explicado acima, não será acusado nenhum erro e nenhum *warning*. A janela dos últimos ajustes está apresentada abaixo.

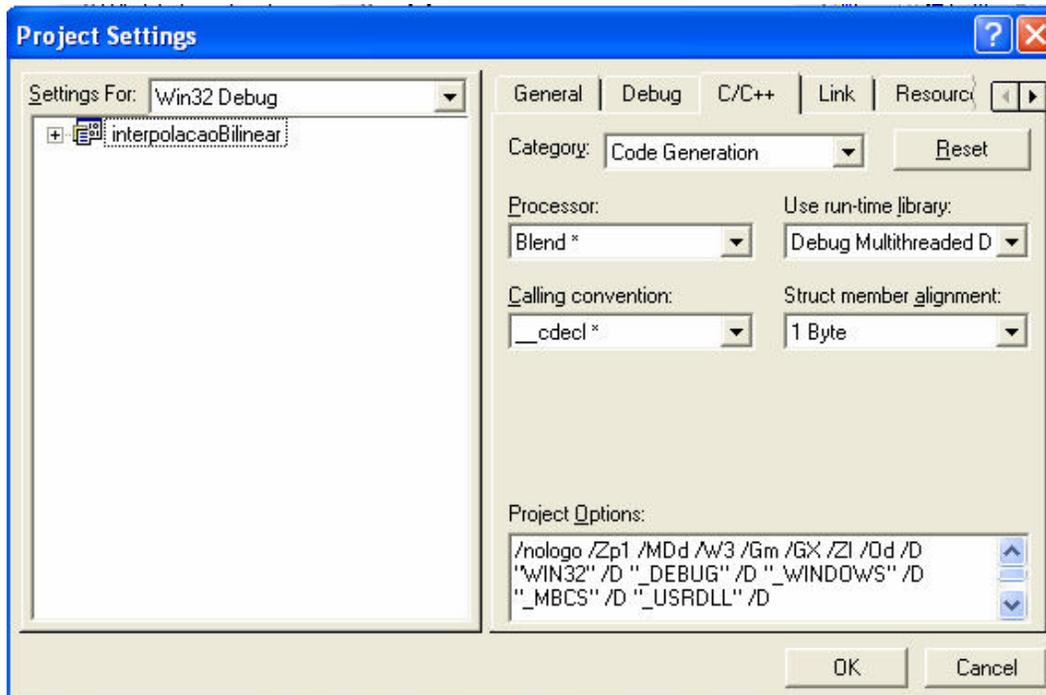


Figura II.3 - Últimos ajustes na DLL para poder adicioná-la ao LabVIEW™.

ANEXO III

Programa em *LabVIEW™*