

CONSTRUÇÃO DE TRANSDUTOR MATRICIAL BIDIMENSIONAL
DE ULTRA-SOM PARA APLICAÇÕES EM REGIME CONTÍNUO

Moris Alkabes

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DA COORDENAÇÃO DOS
PROGRAMAS DE PÓS-GRADUAÇÃO DE ENGENHARIA 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. Marco Antônio von Krüger, Ph.D.

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. José Antonio Eiras, Ph.D.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

MARÇO DE 2006

ALKABES, MORIS

Construção de Transdutor Matricial
Bidimensional de Ultra-som para
Aplicações em Regime Contínuo [Rio
de Janeiro] 2006

xii, 137 p. 29,7 cm (COPPE/UFRJ,
M. Sc., Engenharia Biomédica, 2006)

Dissertação - Universidade Federal
do Rio de Janeiro, COPPE

1. Transdutores Ultra-sônicos

I. COPPE/UFRJ II. Título (série)

DEDICATÓRIA

Aos 53 anos de idade, apesar de não me encontrar literalmente aposentado, estou residindo em uma cidade paradisíaca, distante 170 km da paranóia, porém a apenas duas horas e meia das facilidades da cidade do Rio de Janeiro, onde acumulei sólida bagagem profissional. A idéia de fazer o mestrado surgiu da insatisfação adquirida, proveniente deste tipo de mudança: trocar a ação da participação na evolução tecnológica por uma mera monitoração, um observador atento dos acontecimentos. Apesar de estar onde sonhara, não me sentia satisfeito. Sonia, minha amante, companheira e esposa, preocupada com o meu bem estar, sugeriu carinhosa, porém resolutamente, que eu fizesse mestrado. A idéia em princípio me pareceu absurda devido às limitações que advêm com a idade. Apesar de nunca ter abandonado os estudos, como voltar a estudar formalmente? Não obstante, a idéia tomou força e, devido ao meu temperamento questionador, decidi que deveria ser na COPPE, pois além de estar à altura de minhas exigências, havia um histórico mal resolvido de vinte e oito anos atrás, quando circunstâncias adversas, que hoje já perderam sua importância, impediram que eu obtivesse meu título de mestrado.

Após este pequeno prólogo, agora sim, sinto que pude transmitir a intensidade do bem que esta pessoa maravilhosa me propiciou. Para mim, apenas palavras como amor, companheirismo, dedicação, incentivo e provação, apesar de literalmente corretas, não teriam a ênfase merecida que gostaria de mostrar aqui.

Sonia. A você dedico esta obra.

*“Vida é o que acontece a você enquanto
você está ocupado, fazendo outros planos”*

*“Life is what happens to you while
you're busy making other plans”.*

- John Lennon

AGRADECIMENTOS

Ao professor e orientador Marco Antônio von Krüger, pelo seu comportamento entusiástico e contagiante, vendo sempre o lado bom das coisas, permitindo que o orientado evolua em suas idéias, mesmo sabendo de antemão que, as vezes, elas seriam mais válidas como benefício para o desenvolvimento do aluno, que como evolução do trabalho específico para sua dissertação de mestrado.

Ao professor João Carlos Machado, colega há 32 anos desde a graduação, pelo auxílio na fase de aquisição de material e pelas informações úteis, que contribuíram para o desenvolvimento da expressão analítica do campo gerado pelo elemento piezelétrico (anexo D).

Aos colegas, alunos do curso de mestrado, pela amizade espontânea e espírito de companheirismo, advindos principalmente das dificuldades passadas na etapa de formação dos créditos das disciplinas.

Aos professores do Programa de Engenharia Biomédica – PEB/COPPE, pela assistência positiva com seus ensinamentos, que permitiram levar a cabo este trabalho.

À CAPES pela concessão da bolsa de estudos.

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

CONSTRUÇÃO DE TRANSDUTOR MATRICIAL BIDIMENSIONAL DE ULTRA-SOM PARA APLICAÇÕES EM REGIME CONTÍNUO

Moris Alkabes

Março/2006

Orientador: Marco Antônio von Krüger

Programa: Engenharia Biomédica

A proposta da presente dissertação consiste no desenvolvimento de um transdutor matricial bidimensional. Este deverá ser empregado em um velocímetro Doppler ultrassônico inteligente, capaz de realinhar seu feixe de recepção, de forma a compensar pequenas alterações da posição do transdutor causadas pela movimentação do paciente.

O acompanhamento de um pós-operatório ou a administração de medicamentos poderiam se beneficiar da monitoração do fluxo sanguíneo, para um determinado órgão ou membro, em médio ou longo prazo. Presentemente, entretanto, esta monitoração é grandemente dificultada pela ocorrência freqüente do desalinhamento entre transdutor e vaso, causado pela movimentação do paciente. O transdutor matricial aqui proposto consiste em uma matriz três por três, na qual o elemento central atua como transmissor, enquanto os oito elementos periféricos atuam como receptores. O realinhamento entre feixe receptor e vaso pode se dar pelo somatório dos sinais recebidos pelos elementos receptores aplicando-lhes atrasos relativos de fase.

O desenvolvimento do transdutor foi precedido da simulação computacional do campo acústico gerado, o que permitiu o dimensionamento da matriz: nove elementos quadrados com 1mm de lado e espaçamento de 0,15mm. O corte da cerâmica foi efetuado com serra circular diamantada. Os elementos da matriz foram fixados apenas na camada de acoplamento do transdutor, o que permitiu ter-se ar na retaguarda e entre elementos, reduzindo a interferência mecânica cruzada. Especial atenção foi dada à impedância elétrica dos elementos e também ao seu casamento. De forma a reduzir o carregamento dos elementos, foram empregadas quantidades mínimas de solda e fios de conexão bem finos.

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

CONSTRUCTION OF A TWO DIMENSIONAL ULTRASOUND ARRAY TRANSDUCER FOR CONTINUOUS WAVE APLICATIONS

Moris Alkabes

Março/2006

Supervisor: Marco Antonio von Krüger

Department: Biomedical Engineering Program

This thesis is aimed towards the development of a bidimensional array transducer. Such transducer will be employed in an intelligent Doppler ultrasonic velocimeter capable of tracking the blood vessel in order to correct misalignment between transducer and vessel caused by patient movement. Both cirurgical follow-up and drug administration can be helped by medium and long term monitoring of blood flow to a limb or organ. Presently however such monitoring is prevented by frequent misalignment between transducer and vessel caused by patient movement.

The transducer here proposed consists of a 3 x 3 array where the central element acts as transmitter and the remaining eight elements act as receive. The realignment between reception field and vessel is achieved by a proper phase adjustment of the signals received by each element followed by their sum. A computer simulation enabled the array dimensioning: nine square elements measuring 1mm and spaced 0.15mm. The dicing was made by a circular diamond saw. By sticking the elements only to the coupling layer it was possible have air between them and air backing and this lead to the mechanical cross-talk reduction. Special attention was taken to minimize differences between the electrical impedances of elements. This was achieved employing minimal amounts of solder and light connection wires in order to reduce ceramic load.

ÍNDICE

Folha de rosto	i
Ficha catalográfica	ii
Dedicatória	iii
Agradecimentos	iv
Resumo	v
Abstract	vi
Índice	vii
Lista de símbolos	x

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

I.1	Introdução	1
I.2	Objetivo	3

CAPÍTULO II

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

II.1	Introdução	4
II.2	Histórico	4
II.3	Medição do Fluxo Sangüíneo Cerebral	10
II.4	Conclusões	11

CAPÍTULO III

FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

III.1	Introdução	13
III.2	Efeito Doppler	13
III.3	Camada de Retaguarda	15
III.4	Camada de Acoplamento	17
III.5	Material Inter-elementos	19
III.6	Cálculo e Simulação Computacional do Campo Distante de Pressão	20
	III.6.1 Metodologias Consideradas	20

III.6.2	Campo Devido a uma Linha Finita - Alternativa 1	21
III.6.3	Campo Devido a um Cilindro Finito - Alternativa 2	23
III.6.4	Observações sobre o Campo Formado por Matriz	26
III.6.5	Campo Devido a um Elemento Retangular Finito - Alternativa 3	26
III.6.6	Campo Devido a Matriz 3 x 3 – Alternativa 4	28

CAPÍTULO IV

PROCEDIMENTO PARA A MONTAGEM DE MATRIZES COM ELEMENTOS TRANSDUTORES ULTRA-SÔNICOS

IV.1	Introdução	34
IV.2	Histórico Recente	34
IV.3	Objetivo	35
IV.4	Materiais e Métodos	35
IV.5	Protocolo Numérico para a Construção de Matrizes	37

CAPÍTULO V

MEDIÇÕES REALIZADAS

V.1	Introdução	71
V.2	Medidas da Impedância	71
V.3	Medidas do Campo Acústico	76

CAPÍTULO VI

DISCUSSÃO 85

CAPÍTULO VII

CONCLUSÕES 87

REFERÊNCIAS BIBIOGRÁFICAS 89

ANEXO A

AJUSTE DA MÁQUINA DE SERRA CIRCULAR

A.1	Introdução	94
-----	------------	----

A.2	Materiais e Métodos	95
A.3	Medição e Ajuste dos Parâmetros Mais Importantes	95
A.4	Verificação do Corte de um Transdutor Piezelétrico	102
A.5	Conclusão	103
ANEXO B		
CURVAS DE IMPEDÂNCIA DE TODAS AS MATRIZES		104
ANEXO C		
PROGRAMA DO CÁLCULO DO CAMPO DEVIDO À MATRIZ 3X3		109
ANEXO D		
CÁLCULO DO CAMPO DE ULTRA-SOM		
D.1	Campo Devido a uma Linha Finita - Alternativa 1	121
D.2	Campo Devido a um Cilindro Finito - Alternativa 2	124
D.3	Campo Devido a um Elemento Retangular Finito - Alternativa 3	127
D.4	Elemento Quadrado	131
D.5	Janela de Amplitude Retangular	132
ANEXO E		
CIRCUITO ELÉTRICO DE UM SOLDADOR PONTUAL		136
ANEXO F		
SUGESTÃO PARA A ARTE FINAL DA NOVA PLACA DA BASE DE ENCAPSULAMENTO		137

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

A'	Amplitude da fonte de pressão
AM	Amplitude modulada
A_{NR}'	Amplitude resultante normalizada
A_R'	Amplitude resultante
$A_T(f, \mathbf{r}_0)$	Resposta de frequência complexa, na localização \mathbf{r}_0
BMI	Base de Montagem Individual
BMP	Base de Montagem Provisória
c	Velocidade de propagação do ultra-som no meio (m/s)
COPPE	Coordenação dos Programas de Pós-Graduação em Engenharia.
CTI	Centro de terapia intensiva
d	Distância entre duas fontes acústicas pontuais
dS	Elemento de superfície infinitesimal
$D_N(f, \theta, \varphi)$	Forma da distribuição do campo de pressão no espaço em função da frequência e em coordenadas polares.
$D_T(f, \alpha)$	Função <i>diretividade</i> ou o formato do feixe da função da frequência e da abertura complexa transmitida
dV_0	Elemento de volume infinitesimal ($dx \, dy \, dz$)
e	Número irracional 2,718... (base neperiana)
f	Frequência.
f_0	Frequência da onda transmitida (Hz)
f_x	Frequência espacial na direção X.
f_y	Frequência espacial na direção Y.
f_z	Frequência espacial na direção Z.
f'	Frequência do feixe refletido (Hz)
FSC	Fluxo sanguíneo cerebral
j	Número imaginário $\sqrt{-1}$
k_i	Número de onda do meio i
L	Espessura de camada, comprimento de cilindro ou largura de retângulo
n	Número de fontes acústicas de pressão
$p_a(t, \mathbf{r})$	Expressão da pressão transmitida do meio I ao meio II em função do tempo e espaço

$p_b(t, \mathbf{r})$	Expressão da pressão refletida na superfície delimitadora dos meios II e III, para o meio II, em função do tempo e espaço
PEB	Programa de Engenharia Biomédica
$p_i(t, \mathbf{r})$	Expressão da pressão incidente em função do tempo e espaço
P_i	Amplitude de p_i
PI	Índice de Pulsabilidade (Pulsability Index)
$p_r(t, \mathbf{r})$	Expressão da pressão refletida em função do tempo e espaço
P_r	Amplitude de p_r
$p_t(t, \mathbf{r})$	Expressão da pressão transmitida em função do tempo e espaço
P_t	Amplitude de p_r
PZ 29	Cerâmica transdutora de titanato zircanato de chumbo
PZT	Titanato zircanato de chumbo
$p(r, \theta, t)$	Pressão no plano polar em função do tempo
$p(t, \mathbf{r})$	Pressão em função do tempo e espaço
Q	<i>Strength</i> da fonte esférica. Definida por $Q = \int_S \mathbf{U} \cdot d\mathbf{S}$
r	Comprimento delimitador entre campo próximo e distante. Distância entre a fonte e o ponto monitorado
R	Coefficiente de reflexão da pressão para incidência normal à superfície
Rayl	Unidade de medida da impedância característica
\mathbf{r}_a	Vetor posição espacial que descreve a posição da abertura espacial.
r_i	Impedância acústica característica do meio i
t	tempo
T	Coefficiente de transmissão da pressão para incidência normal à superfície
TAMV	Velocidade média no tempo-eficaz (Time-averaged mean velocity)
u	Co-seno diretor no eixo X
U	Amplitude do vetor velocidade de um elemento de superfície infinitesimal dS
U_0	Velocidade da partícula no eixo X
v	Velocidade do objeto a ser monitorada (m/s). Co-seno diretor no eixo Y
w	Co-seno diretor no eixo Z

$x_M(t, \mathbf{r}_T)$	Sinal acústico introduzido no meio fluido, na unidade 1/s. Representa a taxa de fluxo de volume pela unidade de volume no tempo t e na posição $\mathbf{r}(x, y, z)$
x_p	Ordenada do ponto monitorado na direção X
$x(t, \mathbf{r}_T)$	Sinal elétrico aplicado em um elemento de volume infinitesimal dV
$X(f, \boldsymbol{\alpha})$	Frequência complexa e o espectro angular do sinal elétrico transmitido
y_p	Ordenada do ponto monitorado na direção Y
y_{pma}	Ordenada máxima do ponto monitorado na direção Y
y_{pmi}	Ordenada mínima do ponto monitorado na direção Y
z_p	Ordenada do ponto monitorado na direção Z
z_{pma}	Ordenada máxima do ponto monitorado na direção Z
z_{pmi}	Ordenada mínima do ponto monitorado na direção Z
$Z(s)$	Transformada de Laplace da impedância elétrica
$\boldsymbol{\alpha}$	Espectro angular
$\alpha_T(t, \mathbf{r}_T)$	Resposta ao impulso do elemento infinitesimal de volume elementar dV
δ	Defasagem linear entre duas fontes adjacentes
Δf	Diferença entre as frequências da onda transmitida e do feixe refletido
θ	Ângulo entre o vetor velocidade e a reta observador-objeto (rd) Ângulo entre a reta definida pela fonte de pressão e o objeto, com a normal à linha definida pelas fontes que passa pela fonte considerada; todos coplanares. Complemento do ângulo vertical
λ_0	Comprimento de onda do feixe transmitido (m)
ρ_i	Densidade específica do meio i em repouso
$\varphi(t, \mathbf{r})$	Potencial de velocidade no tempo t e na posição $\mathbf{r}(x, y, z)$ nas unidades m^2/s
ϕ	Defasagem angular entre duas fontes adjacentes. Ângulo horizontal
ω	Frequência angular do feixe de ultra-som

CAPÍTULO I

Introdução

I.1 Introdução

A presente dissertação descreve o desenvolvimento de um transdutor matricial bidimensional para operação em modo contínuo. Este transdutor vai de encontro à necessidade de conformação do campo acústico gerado por um transdutor Doppler ultra-sônico, que operado por uma eletrônica adequada, pode conferir ao fluxômetro a capacidade de redirecionar seu feixe, de forma a corrigir eventuais desalinhamentos entre o feixe ultra-sônico e vaso sanguíneo. A utilização de transdutores ultra-sônicos matriciais em Medicina, data do final dos anos 70. Entretanto, em quase que na totalidade dos casos, tais transdutores destinam-se à geração de imagem e não para a medição do fluxo sanguíneo por efeito Doppler.

A aplicação pretendida para o transdutor aqui desenvolvido, seria a monitoração de longo prazo, do fluxo sanguíneo a membros ou órgãos. A utilização do ultra-som como ferramenta de monitoração de diversos órgãos internos e satisfaz ao requisito básico de ser não invasivo. O procedimento, no entanto, requer a presença constante de um profissional durante o exame. Por outro lado, em situações que envolvam a monitoração de períodos maiores como 72 horas, é necessária a utilização de equipamento apropriado, que permita a liberação do profissional para outras atividades. Relatos de equipamentos que apresentaram dificuldade em monitorar uma artéria ou outro ponto qualquer do organismo, a curto e médio prazo, sem a intervenção humana, são conhecidos na literatura (FENTON et al 1990).

Um equipamento capaz de monitorar o fluxo sanguíneo continuamente, deve possuir um transdutor de ultra-som, que tenha a característica de captar o campo de pressão em uma região pertencente a um plano paralelo à face deste transdutor. Mais especificamente, para que o nível do campo captado situe-se acima do nível de ruído inerente, é necessário que o transdutor possua também a característica de discriminar apenas uma sub-região desta região, e acentuar o seu sinal em relação aos demais. O transdutor matricial bidimensional apresenta estas características. Caso ocorra um desalinhamento parcial do transdutor durante a sua utilização no paciente, é possível provocar um realinhamento automático. Um velocímetro Doppler, capaz de operar tal transdutor, pode ser construído com a tecnologia atual. A característica especial deste equipamento seria possuir a capacidade de, literalmente, procurar pelo maior sinal

refletido. Esta procura se dá em duas direções ortogonais, percorrendo parte de um plano paralelo à face da matriz transdutora, distando alguns centímetros. O funcionamento básico de um protótipo, em fase de desenvolvimento no Programa de Engenharia Biomédica da COPPE, é explicado a seguir.

O transdutor ultra-sônico matricial é constituído por nove elementos quadrados dispostos em três linhas e três colunas. A escolha desta geometria baseou-se em simplicidade e simetria. Apesar de haver pelo menos duas geometrias mais simples, formada por um elemento central e quatro simetricamente posicionados em volta, a solução com nove elementos apresentou maiores facilidades construtivas. O elemento central, por questões desta simetria, é utilizado para converter o sinal elétrico, proveniente do gerador, em feixe de ultra-som. É o transmissor de ultra-som. Também por simplicidade no tratamento dos sinais refletidos, optou-se por um sinal transmitido contínuo.

Os sinais de ultra-som, provenientes da reflexão do feixe transmitido na artéria monitorada, são convertidos em sinais elétricos pelos oito elementos transdutores. Uma vez amplificados nos receptores, atrasados e somados, seu efeito resultante é o de discriminar o sinal proveniente de uma sub-região. Este é o coração de todo o processo. Uma eletrônica que gera pulsos de fase de controle, para discriminar uma sub-região, e uma matriz ultra-sônica, com diversos elementos, que possui a capacidade para efetivar esta discriminação.

O contínuo avanço da tecnologia vem permitindo ao ser humano enfrentar novos desafios. Em Medicina, uma dentre muitas necessidades, é obter-se um procedimento não invasivo que monitore o fluxo sanguíneo. Há dois campos básicos de atuação. Em curto prazo, em intervenções clínicas e atividades físicas e em médio prazo, em centros de terapia intensiva (CTI). A monitoração do fluxo sanguíneo pode ser útil para observar a resposta a drogas, arritmias cardíacas, variação da pressão arterial intracraniana, etc.

O uso de ultra-som em Medicina já está difundido e sua extensão para este caso é uma consequência natural.

I.2 Objetivo

O objetivo deste trabalho é obter-se um procedimento detalhado para a construção de transdutor matricial bidimensional de ultra-som, para aplicações em regime contínuo, para ser usada na monitoração do fluxo arterial. Esta matriz faz parte do equipamento mencionado no item anterior, sendo que a parte eletrônica é motivo de trabalho de mestrado (ALVES, 2006) apresentada neste período, pelo Programa de Engenharia Biomédica (PEB), especificamente pelo Laboratório de Ultra-som (LUS).

As principais características desejadas da matriz ultra-sônica são:

- Frequência de operação: Cerca de 1,5 MHz. Esta frequência foi determinada, baseada em trabalhos anteriores no LUS (BELASSIANO, KRÜGER, 2004).
- Modo de operação: Contínuo. Baseado em maior simplicidade de implementação da parte eletrônica que em modo pulsado.
- Número de elementos: Nove. Dispostos em matriz de 3x3.
- Elemento transmissor: Elemento central da matriz.
- Elementos receptores: Todos com exceção do transmissor.
- Reflexão maximizada da energia de ultra-som na camada posterior.
- Transmissão maximizada da energia de ultra-som na camada de acoplamento.
- Intermodulação cruzada minimizada entre os elementos.
- Encapsulamento ergonômico.

CAPÍTULO II

Revisão Bibliográfica

II.1 Introdução

A construção de uma matriz ultra-sônica bidimensional de elementos piezelétricos na região de 1,5 MHz, que seja útil no auxílio à detecção de distúrbios no fluxo sanguíneo, foi o trabalho proposto nesta dissertação. Ela envolve muitos tópicos, com uma infinidade de parâmetros e diversas aplicações. Essa empreitada se torna menos difícil, quando se procura conhecer o que foi realizado, quais foram os sucessos e fracassos encontrados. Muitas propostas de opções a serem trilhadas são factíveis de se seguir, outras já foram tentadas e seus resultados encontram-se descritos na literatura. Portanto, esta é a razão deste capítulo. Conhecer-se o que tem sido tratado sobre o assunto e, apoiando-se tanto nos métodos que obtiveram sucesso em alguns tópicos, como nos que resultaram em experiências que levaram às impossibilidades tecnológicas do momento, tentar acrescentar-se alguma contribuição ao desenvolvimento da matriz proposta.

II.2 Histórico

Sabe-se, atualmente, que alterações no fluxo sanguíneo cerebral (FSC) podem representar diversas patologias. Inclusive, mudanças no FSC são consideradas os maiores fatores nos distúrbios cerebrais perinatais (GREISEN et al., 1984). A asfixia altera a pressão arterial e causa a perda da auto-regulação do FSC (PAPE, WIGGLESWORTH, 1979 apud GREISEN et al, 1984). A hipotensão pode causar decréscimo no FSC abaixo das necessidades metabólicas (GREISEN et al, 1984). A hipertensão pode resultar em hiperperfusão, aumento da pressão capilar e hemorragia periventricular (GREISEN et al, 1984). Métodos de medição do FSC em crianças ainda não alcançaram seus plenos objetivos (GREISEN et al, 1984). A maior parte das falhas em enxertos de passagem em artérias femoro-distais, ocorre nos primeiros trinta dias após a cirurgia (THRUSH, EVANS, 1990). Uma informação sobre o valor de pico da velocidade sistólica e do valor do fluxo diastólico no vaso, foi reportada como sendo

válida para diagnosticar o estado do desenvolvimento pós-operatório do paciente (BANDIK et al, 1985 apud THRUSH, EVANS, 1990).

DAHNOUN et al (1990) apresentaram uma das primeiras preocupações com as dimensões físicas do equipamento ultra-sônico Doppler, com vistas a sua utilização ambulatorial em casos de distúrbios vasculares periféricos, em exercícios físicos e em casos específicos, quando o examinado se encontra dormindo ou se alimentando. Algumas simplificações, em termos de circuitos eletrônicos, foram implementadas, quase não restringindo o desempenho do equipamento. Mesmo assim, tornando-o portátil, ainda foi reportada dificuldade devido ao movimento durante os exercícios físicos.

BRENNAN et al (1991) desenvolveram um equipamento de medição de parâmetros básicos, para a determinação do estado do fluxo sanguíneo em enxertos venosos femorodistais, utilizando-se ultra-sonografia Doppler em períodos de 8 até 72 horas, logo após a cirurgia. Neste estudo, consideraram dois parâmetros importantes e seus limites de normalidade, o *índice de pulsabilidade* (PI) < 2 e a *time average mean velocity* (TAMV) > 10 cm/s. Os problemas observados foram subdivididos em duas classes, oclusão do vaso sanguíneo em até 24 horas após a cirurgia e oclusão após 24 horas da cirurgia. A primeira classe é caracterizada pelo rápido fluxo pulsátil, com a elevação rápida do PI e decaimento na TAMV, antes da completa oclusão do vaso. A segunda classe não apresenta uma definição segura para os parâmetros. BRENNAN et al (1991) também relatam altos níveis de ruído elétrico, causados pelo equipamento de monitoração cardíaca, sempre presente nesses ambientes.

Em artigo posterior, BRENNAN et al (1992) acrescentaram importantes detalhes entre os valores de PI e TAMV e as suas relações com a patologia do paciente. O equipamento poderia monitorar estes parâmetros durante um minuto, a cada quinze ou trinta minutos, por um período de sete dias. Este último foi escolhido por observarem casos de trombose em cinco e dez dias. A fixação da ponta transdutora passou a ser feita com fita adesiva dupla-face no formato de anel, recobrindo o conjunto com fita adesiva. A convergência do alinhamento transmissor-receptor se dá a dois centímetros dos transdutores.

FENTON et al (1990) descrevem um equipamento que realiza medições da pressão e da velocidade do fluxo sanguíneo cerebral em neonatos, mais precisamente na artéria média cerebral, em um período médio de quatro horas (2 a 8 h). A ponta transdutora fora projetada com peso e dimensões físicas reduzidas que, fixada à pele,

diminuiu a frequência de acompanhamento regular por parte do corpo médico. Segundo os autores, o sistema é aplicável também em fetos, para largo espectro de peso (750 a 3510 g) e período gestacional (24 a 41 semanas). Diversas informações úteis são apresentadas. As mais relevantes e relativas ao equipamento são:

- Mudanças crônicas ocorrem em períodos de várias horas.
- Ponta transdutora pequena e leve, com 11 mm de diâmetro e 7 mm de altura.
- Operação do equipamento tipo Doppler configurado em modo pulsado em 4 MHz.
- Intensidade de ultra-som com média temporal do pico espacial abaixo de 50 mW/cm².
- Utiliza-se de colódio para o acoplamento da ponta transdutora na pele.

Algumas outras considerações são apresentadas como condição crítica do posicionamento e fixação da ponta transdutora para conseguir coletar dados por até 48 horas seguidas. Degradação da qualidade do sinal recebido e, conseqüentemente, perda de dados devido a movimentos, tanto causados pelo próprio neonato como pelo corpo de enfermagem, durante o manuseio do recém-nascido.

TURNBULL e FOSTER (1992), em seu artigo versando sobre a construção de matrizes bidimensionais para uso em imagens, ressaltam que o valor da relação mínima entre espessura e largura do elemento transdutor, para que sejam reduzidos os acoplamentos cruzados devido a modos de vibração laterais, deve ser de pelo menos 2. Isto torna os elementos com uma base pequena em relação a altura. No caso do artigo, a base é quadrada com 100 µm de lado e a altura maior que 420 µm. Como fixação mecânica, utilizaram Epóxi entre os elementos, o que aumenta o acoplamento cruzado entre eles. Para a camada de retaguarda também utilizaram Epóxi, uma vez que o Doppler é em modo pulsado e requer grande atenuação na reflexão do ultra-som nesta camada, o que foi conseguido com uma impedância característica mais próxima do material transdutor utilizado (PZT). Outro fator a se considerar, é que o hidrofone, utilizado na medição do campo gerado pela matriz, possui uma abertura de 6 mm, que devido às pequenas dimensões da matriz e profundidade da região monitorada, considera-se que esteja trabalhando em campo distante, justificando pois esta abertura. Com isso, o sinal elétrico possui um nível mais alto em relação a um hidrofone bem menor, apesar de ter sido amplificado para a realização das medições.

SMITH et al (1992) construíram matrizes bidimensionais ultra-sônicas para uso em Medicina. As dimensões dos elementos quadrados eram 0,5 mm de lado por 0,6 mm

de profundidade. Isso vai de encontro ao relatado por TURNBULL e FOSTER (1992), como mencionado no parágrafo anterior. Neste caso porém, esta atitude não apresenta maiores conseqüências, uma vez que o espaçamento entre os elementos é deixado com ar, ou seja, após serrarem a cerâmica em formato de matriz bidimensional, eles não preencheram o espaço gerado com micro-esferas de vidro, como realizado anteriormente (SMITH et al, 1991 apud SMITH et al, 1992). SMITH et al (1992) utilizaram o medidor de impedância vetorial para determinar a presença de modos de vibração indesejáveis e monitorar a impedância do elemento na região das ressonâncias principais série e paralela. LAMBERTI e PAPPALARDO (1995) apresentaram um modelo aproximado bidimensional dos elementos matriciais. Resultados computacionais da impedância dos elementos que descreviam este modelo mostraram uma segunda ressonância, indicativa da presença de um modo de propagação acústico na direção transversal ao feixe principal.

MICHEL et al (1993) fazem, em seu artigo, uma excelente revisão bibliográfica com relação ao tema de fixação de pontas sensoriais em crânio de recém-nascidos. A partir de então, desenvolveram um fixador de pontas sensoriais semelhante a uma touca. Consideraram que bastavam apenas quatro tamanhos para abranger todo o universo de crânios de recém-nascidos (22 a 38 cm de circunferência). As características deste fixador são as seguintes:

- Não traumático.
- Flexível.
- Não tóxico.
- Facilidade de ajuste rápido da ponta transdutora.
- Estabilidade volumétrica de longo tempo.
- Baixo custo.
- Facilidade de monitoração de diversos pontos
- Não utiliza adesivos.
- Pressão aplicada na pele quase nula.
- Ajuste para diferentes superfícies de crânio.
- Desinfecção com álcool.
- Tempo de colocação e ajuste típico de 1,5 minutos.
- A fixação permanece estável por horas.
- Reutilizável.

- Capacidade de adaptação para outros tipos de pontas sensoras.

Dentre os diversos usos desta “touca fixadora”, é prevista sua utilização com sensores ultra-sônicos do tipo Doppler, para monitoração da artéria média cerebral.

GREENSTEIN et al (1996) construíram uma matriz de 2500 (50x50) elementos, apropriada para utilização em imagens. Uma das características desta matriz é que os elementos são envoltos, na sua lateral, com material isolante sobre uma camada, também isolante de Epóxi com micro-esferas de vidro. Sem a aplicação deste recurso, havia suscetibilidade de dano à matriz durante sua construção. Na camada de acoplamento foi empregado Epóxi com grafite para compatibilizar a transferência da energia de ultra-som com as características elétricas necessárias. Na camada de retaguarda utilizaram Epóxi com pó de tungstênio para obterem grande atenuação nesta região, reduzindo assim a reflexão, característica necessária para transmissão e recepção de pulsos estreitos. Como resultado interessante de acoplamento cruzado, obtiveram um nível de -42 dB no elemento imediatamente vizinho em relação ao que transmitia.

GORI et al (2000) tratam da influência do material inter-elementos na ocorrência de modulação cruzada. O material inter-elementos é utilizado para garantir a robustez mecânica da matriz, evitando que os elementos piezelétricos se desprendam durante a montagem e utilização da mesma. Em contrapartida, este mesmo material contribui para transmitir a energia ultra-sônica de um elemento ativo para os seus elementos vizinhos. Esta energia tanto é proveniente do modo de vibração transversal, como devido ao modo de vibração principal, quando o material inter-elementos também sofre as deformações que são captadas pelos outros elementos. As camadas de acoplamento e retaguarda também contribuem para este tipo de sinal indesejável. Experimentos mostraram (LARSON, 1979, apud, GORI et al, 2000) que a camada de retaguarda é uma forte contribuinte de acoplamento cruzado.

GORI et al (2000) relatam que a camada de acoplamento é normalmente composta por dois elementos, com a finalidade de melhorar o casamento de impedâncias acústicas e aumentar a largura de banda do sistema. Esta última sendo importante para transmissões sob a forma de pulsos, encontradas em imagens geradas por ultra-som. Concluem que, para o caso de uma matriz linear, com camada de retaguarda e sem a camada de acoplamento, usando algumas matrizes comerciais, a presença do material inter-elementos reduz a geração de acoplamento cruzado. Tal conclusão, apoiada por medições realizadas, é surpreendente e vai de encontro ao aceito pela comunidade, conforme relatos apresentados. Esta condição, de ausência da camada

de acoplamento fora do normal, foi necessária para a realização dos testes e talvez possa explicar os resultados inesperados.

Segundo KRÜGER e EVANS (2002), o uso de ultra-som Doppler mostrou ser útil em diversas áreas médicas, tais como na monitoração transcraniana, durante anestesia e cirurgia (LAM, NEWELL 1996, KOFKE 1999, apud KRÜGER, EVANS 2002), em adultos (CHAN et al 1993, apud KRÜGER, EVANS 2002) e em neonatos (EVANS et al, 1989, FENTON et al, 1990, apud KRÜGER, EVANS 2002), em unidades de tratamento intensivo, e na monitoração de alterações do fluxo sanguíneo em enxertos na região femoral (DAHNOUN et al, 1990, BRENNAN et al, 1991, AYDIN, EVANS,1995, apud KRÜGER, EVANS 2002). Apesar destes fatos e de ser não invasivo, o ultra-som não é largamente utilizado na técnica de monitoração da velocidade do fluxo sanguíneo. Raras exceções ocorrem em medidas transcranianas. A razão mais significativa está associada à dificuldade em fixar a ponta ultra-sônica na pele e manter um sinal recebido com boa relação sinal-ruído, apesar do movimento do paciente. KRÜGER e EVANS (2002) apresentaram um protótipo de equipamento ultra-sônico, utilizando efeito Doppler em modo contínuo. Este equipamento é composto basicamente por uma ponta ultra-sônica formada por dois conjuntos de elementos em formato de barras longas, um atuando como transmissor e outro como receptor, um equipamento transceptor matricial com controle de fase, e de dois computadores. Um para processar o sinal recebido, proveniente do transceptor, e outro para atuar no transceptor, como controle de desvio do feixe transmitido. A característica principal deste equipamento é a de poder desviar o feixe ultra-sônico em $\pm 12^\circ$ em um sentido. Por meio de monitoração contínua e uma realimentação negativa, o ângulo do feixe é constantemente corrigido para um máximo de sinal. O sistema Doppler contínuo foi escolhido por simplicidade de realização em relação ao pulsado, melhor relação sinal-ruído e, finalmente, por minimizar a potência de ultra-som transmitida ao paciente, fator importante nos casos de monitoração durante longos períodos.

Segundo os autores, este protótipo foi construído para avaliação dos conceitos, uma vez que o feixe produzido só varia em uma direção. É esperado porém, que sirva de base para o desenvolvimento futuro, com o intuito de poder-se variar o feixe em dois planos ortogonais. O trabalho desta dissertação tem este objetivo. Ele apresenta a implementação do transdutor matricial ultra-sônico bidimensional utilizando o efeito Doppler em modo contínuo.

RATSIMANDRESY et al (2002) construíram uma ponta transdutora ultra-sônica matricial bidimensional, de fase, com 4096 elementos (64x64), apropriada para utilização em imagens cardíacas.

As características desejadas estão fortemente ligadas ao tipo de sinal envolvido na operação. No caso de imagens, o sinal de operação é pulsado, com um espectro de frequências mais largo que o contínuo. Isto implica em que a camada de retaguarda deva ter pouca reflexão, que é o oposto do desejado em modo contínuo, caso desta dissertação. Porém, duas informações relevantes ao escopo desta dissertação são fornecidas. Em imagens, é necessária uma matriz contendo muitos elementos. Para a utilização em profundidades de alguns centímetros, a frequência principal está restrita a alguns megahertz.

Uma boa dimensão para os elementos é de meio comprimento de onda, para obterem-se imagens de qualidade e feixes acústicos apontados em direções desejadas (RATSIMANDRESY et al, 2002). A segunda informação é que os eletrodos são obtidos com técnicas de deposição física a vácuo.

II.3 Medição do Fluxo Sangüíneo Cerebral

Alguns métodos de medição do fluxo sangüíneo cerebral são descritos na literatura. O método de Kety-Smith (SETTERGREN, et al, 1976 apud GREISEN et al, 1984), o método intra-arterial xenônio 133 (LOU, et al, 1979 apud GREISEN et al, 1984) e o método pletismografia da obstrução venosa (COOKE, et al, 1978 apud GREISEN et al, 1984), foram tentados fornecendo algumas informações. O método da impedância elétrica cerebral (WEINDLING, et al, 1982 apud GREISEN et al, 1984), em desenvolvimento a partir da década de 1980. O método de liberação de xenônio, após injeção intravenosa ou inalação, baseado em firmes princípios físicos e matemáticos, aplicados em recém-nascidos (MENT, et al, 1981 apud GREISEN et al, 1984), (YOUNKIN et al, 1982 apud GREISEN et al, 1984) e (GREISEN et al, 1982 apud GREISEN et al, 1984), limitado pela exposição à radiação. Trabalhos sobre ultra-som Doppler intracraniano têm sido publicados (VOLPE et al, 1982 apud GREISEN et al, 1984), correlacionados com outros métodos na medida do FSC em adultos (RISBERG, SMITH, 1980 apud GREISEN et al, 1984) e (BES et al, 1980 apud GREISEN et al, 1984) e em animais recém-nascidos (BATTON, HELLMANN, 1982 apud GREISEN et

al, 1984) e (HANSEN, et al, 1982 apud GREISEN et al, 1984). A grande vantagem destes últimos métodos, que utilizam ultra-som aliado ao efeito Doppler, é que não são invasivos e tanto as pontas transdutoras como a parte eletrônica do equipamento, têm recebido grande atenção por parte dos pesquisadores, provocando uma rápida evolução em seu campo de atuação.

II.4 Conclusões

As informações obtidas com o conhecimento dos trabalhos existentes na literatura são consideradas úteis para o desenvolvimento da matriz a ser montada. Em capítulo posterior (Fundamentação Teórica) são apresentados cálculos que contribuem para ratificar alguns conceitos básicos apresentados aqui. Têm-se, a seguir, as principais características que nortearam o trabalho de construção da matriz ultra-sônica.

- É imperativo que se possa monitorar o FSC para detectarem-se patologias com vistas a um diagnóstico seguro.
- Medições do *índice de pulsabilidade* (PI) < 2 e a *time average mean velocity* (TAMV) > 10 cm/s atestam casos de normalidade.
- É necessário que o equipamento tenha a capacidade de se auto-ajustar para captar o maior nível de sinal possível. Em outras palavras, o dispositivo transdutor ultra-sônico deve poder discriminar uma sub-região específica dentre as possíveis consideradas; semelhante a um dedo apontando o desejado. Caso esta sub-região possa ser discriminada sem o auxílio de movimentos mecânicos, é de se prever uma maior durabilidade e redução no tamanho do equipamento. Outra característica é que os circuitos eletrônicos devem possuir blocos que possam comandar o transdutor ultra-sônico e, monitorando o sinal recebido de algumas regiões pré-estabelecidas, ajustar-se para a região que apresente o maior sinal recebido.
- Por ser um equipamento trabalhando com ultra-som tipo Doppler em modo contínuo, a camada de retaguarda deverá ser altamente refletiva em contra-fase para aumento de eficiência.
- Apesar de uma das referências relatar redução do acoplamento cruzado com a inclusão de material inter-elementos (GORI et al., 2000), será considerado o contrário,

aceito pela comunidade (SMITH et al 1992, GREENSTEIN et al., 1996), uma vez que os resultados relatados referem-se ao caso de matriz sem a camada de acoplamento.

- A matriz deve ser montada em base de montagem que permita estabilidade e facilidade de fixação. As dimensões da base maiores que sua altura.
- A espessura do transdutor utilizado não está otimizada para um acoplamento cruzado reduzido. Utilizou-se a cerâmica transdutora disponível.

CAPÍTULO III

Fundamentação Teórica

III.1 Introdução

Este capítulo tem o objetivo de apresentar o embasamento teórico aplicável ao transdutor matricial de ultra-som. Seu conteúdo é necessário à compreensão da metodologia empregada e decisões tomadas na construção destes tipos de transdutores. São abordados os seguintes tópicos:

- Efeito Doppler Contínuo
- Camada de Retaguarda
- Camada de Acoplamento
- Material Inter-elementos
- Cálculo e simulação computacional do campo devido a uma linha finita
- Cálculo e simulação do campo devido a um cilindro
- Cálculo e simulação do campo devido a um retângulo
- Simulação computacional do campo da matriz devido a fontes pontuais esféricas em uma região afastada, além de apresentar o resultado de medições do campo de pressão realizadas na matriz M5m.

III.2 Efeito Doppler

O efeito Doppler foi descoberto pelo físico austríaco Christian Doppler (1803-1853) e publicado nos anais da “Royal Bohemian Society of Learning” (EVANS *et al.*, 1989). Este fenômeno pode ser descrito simplificadaamente, como a percepção do aumento ou diminuição nas frequências captadas por um observador, devido ao espectro gerado por uma fonte que se aproxima ou se afasta respectivamente. Uma das constatações mais populares do efeito Doppler consiste em permanecer parado na calçada de uma rua, ouvindo a buzina de um automóvel ou sirene de ambulância, que se aproxima. À medida que a distância do veículo diminui, percebe-se uma determinada frequência ou grupo de frequências. Após passar, percebe-se que o som produzido

apresenta uma diminuição nestas frequências. Este exemplo considera que o veículo possui a fonte de som. Três detalhes devem ser ressaltados. O objeto monitorado não precisa conter a fonte sonora. O mesmo princípio ocorre para o caso da fonte ser refletida no objeto. A fonte de sinal não precisa ser necessariamente acústica, podendo ser mecânica ou sob a forma de onda eletromagnética. Será tratado o caso em que a fonte emite um sinal harmônico e contínuo, por representar o comportamento que deseja-se estudar.

Direcionando-se o estudo do efeito Doppler em ultra-som, tem-se os seguintes parâmetros:

- f_0 Frequência da onda transmitida (Hz)
- c Velocidade de propagação do ultra-som no meio (m/s)
- λ_0 Comprimento de onda do feixe transmitido (m)
- v Velocidade do objeto a ser monitorado (m/s)
- θ Ângulo entre o vetor velocidade e a reta observador-objeto (rd)
- f' Frequência do feixe refletido (Hz)

Considerando-se o caso da figura III.1 (a), em que a fonte está localizada no objeto, e que este se movimenta em direção ao observador, ou seja, $\theta = 0^\circ$, tem-se:

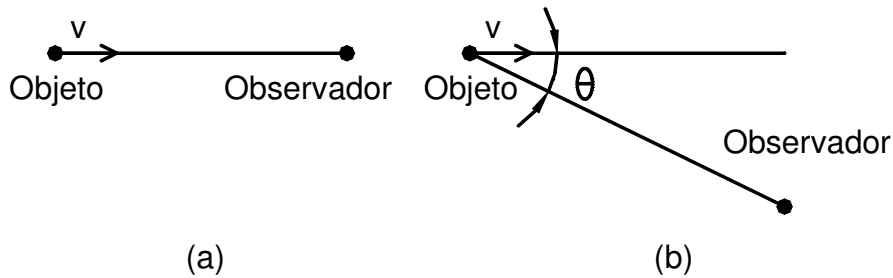


Figura III.1 – Objeto com o vetor velocidade alinhado com o observador (a). Objeto com o vetor velocidade fazendo um ângulo θ com o observador (b).

$$\left. \begin{array}{l} f_0 = \frac{c}{\lambda_0} \\ f' = \frac{c-v}{\lambda_0} \end{array} \right\} \Delta f = f' - f_0 = \frac{c-v}{\lambda_0} - \frac{c}{\lambda_0} = \frac{-v}{\lambda_0} \rightarrow \boxed{\Delta f = \frac{-vf_0}{c}}, \text{ que expressa o}$$

desvio de frequência de um objeto emitindo uma frequência f_0 . Quando a fonte encontra-se no observador, caso de um transdutor de ultra-som, o desvio de frequência é o dobro da anterior, ou seja:

$$\boxed{\Delta f = \frac{-2vf_0}{c}} \quad (1)$$

O sinal negativo considera que o objeto se aproxima do observador. Finalmente, no caso em que o movimento do objeto faz um ângulo θ com o observador, como na figura III.1 (b), tem-se a seguinte expressão para o desvio de frequência:

$$\boxed{\Delta f = \frac{-2vf_0 \cdot \cos(\theta)}{c}} \quad (2)$$

Esta última expressão, associada à figura III.1 (b), é utilizada para determinar a velocidade do sangue dentro de vasos sanguíneos. O valor de θ é determinado pelo ângulo entre o transdutor e o vaso sanguíneo. Como o caso da velocidade v do sangue é variável com a pulsação do batimento cardíaco e com a distância da parede do vaso, Δf não será constante, apresentando um espectro de frequências que varia no tempo.

III.3 Camada de Retaguarda

Quando uma onda de ultra-som, percorrendo um meio, atinge outro meio com características acústicas diferentes, parte da energia do feixe incidente atravessa esta junção, sendo transmitida, e parte da energia é refletida para o meio original. Quando o ângulo de incidência do feixe de ultra-som é normal à superfície delimitadora dos dois meios, não ocorre refração no sentido de desvio angular. O feixe transmitido é colinear ao feixe incidente. Em termos práticos, para o caso a ser estudado, pode-se considerar que isso ocorra.

Considere-se o caso da figura III.2, onde tem-se um feixe de onda de ultra-som se propagando perpendicularmente do meio I para o meio II. Suas impedâncias características são r_1 e r_2 , definidas genericamente por $r_i = \rho_i \cdot c_i$, onde ρ_i é a densidade volumétrica do meio em repouso. O número de onda do i -ésimo meio é definido por $k_i = \frac{\omega}{c_i}$, e ω é a frequência angular do feixe de ultra-som.

De acordo com KINSLER e FREY (1962), o coeficiente de transmissão da pressão para incidência normal à superfície, é dado por:

$$T = \frac{2}{1 + r_1/r_2} \quad (3)$$

e o coeficiente de reflexão da pressão é dado por:

$$R = \frac{1 - r_1/r_2}{1 + r_1/r_2} \quad (4)$$

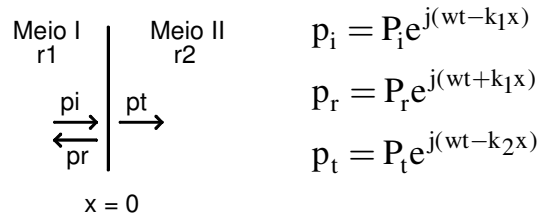


Figura III.2 – Reflexão e transmissão de ondas de ultra-som incidentes em uma superfície plana normal, delimitada por dois meios com impedâncias características diferentes.

Para uma excitação com onda contínua, deseja-se que o feixe de ultra-som seja refletido totalmente e defasado de 180° , para que este seja acrescentado de forma construtiva ao feixe refletido no interior do elemento piezelétrico. Com este pensamento em mente, sabe-se que a impedância acústica da cerâmica piezelétrica, utilizada na construção das matrizes, vale 30 MRayl ($r_1 = 30 \cdot 10^6$). A densidade específica do ar vale $1,29 \text{ kg/m}^3$ ($\rho_2 = 1,29$) (RESNICK & HALLIDAY, 1970) e a velocidade da onda de ultra-som no ar vale 347 m/s ($c_2 = 347$). A impedância acústica do ar vale aproximadamente $0,448 \text{ kRayl}$. A razão entre as duas impedâncias vale:

$$\frac{r_1}{r_2} = \frac{30 \cdot 10^6}{0,448 \cdot 10^3} = 67,0 \cdot 10^3 \quad (5)$$

Aplicando-se este valor às equações (3) e (4), têm-se os seguintes valores para os coeficientes de pressão de transmissão e reflexão:

$$\boxed{T \simeq 0} \quad \boxed{R = -1}$$

Não há praticamente transmissão na camada posterior, o que condiz com o comentado por SILK (1983), e todo o feixe de ultra-som é refletido e defasado de 180° em relação ao feixe incidente, o que contribui para aumentar o nível de pressão de ultra-som do feixe refletido. Portanto, a camada de retaguarda deverá ser envolvida apenas com ar, ou seja, a conexão elétrica nesta face do transdutor deverá ser praticamente pontual. O ideal seria que toda energia de ultra-som gerada pelo transdutor fosse transmitida pela camada frontal. Este caso é estudado a seguir.

III.4 Camada de Acoplamento

Devido à grande diferença entre as impedâncias acústicas características dos dois meios (transdutor-pele), a maior parte da energia do feixe incidente é refletida, resultando que pouca energia, relativa à incidente, seja transmitida. Vide *Camada de Retaguarda*, contendo a explicação para tal fato. Este fato vem de encontro à necessidade de transferir-se o máximo de energia para o meio exterior através da pele. Por esta razão, a transferência de energia de ultra-som entre o transdutor e o meio exterior se faz via uma camada denominada de acoplamento. A camada de acoplamento é, basicamente, composta por um meio com características ultra-sônicas intermediárias entre as camadas adjacentes.

Considere-se uma camada de acoplamento de espessura L , indicada na figura III.3 como meio II, situada entre dois meios I e III, cerâmica piezelétrica e pele respectivamente. Cada meio possuindo sua impedância acústica característica r_1 , r_2 e r_3 .

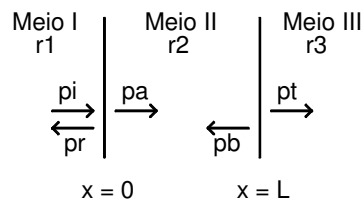


Figura III.3 – Diagrama esquemático das características de transmissão e reflexão devido a uma camada de acoplamento, de espessura L , entre dois meios distintos.

De acordo com KINSLER e FREY (1962), o coeficiente de transmissão da pressão para incidência normal à superfície, é dado por:

$$T = \frac{4}{2 + \left(\frac{r_3}{r_1} + \frac{r_1}{r_3} \right) \cdot \cos^2(k_2 L) + \left(\frac{r_2^2}{r_1 r_3} + \frac{r_1 r_3}{r_2^2} \right) \cdot \sin^2(k_2 L)} \quad (6)$$

onde $k_2 = \frac{\omega}{c_2}$ é o número de onda do meio II, e ω é a frequência angular do feixe de

ultra-som.

Se o material da cerâmica piezelétrica for o titanato zircanato de chumbo (PZT), o valor de sua impedância acústica característica é de aproximadamente 30 MRayl ($r_1 = 30 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$). Já o valor da impedância acústica característica da pele (KAYE & LABY, 1995), é de aproximadamente 2 MRayl ($r_3 = 2 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$). Para se obter máxima transmissão do feixe de ultra-som, correspondendo a $T = 1$, deve-se satisfazer às seguintes condições:

$$k_2 L = n \cdot \pi/2 \rightarrow \boxed{L = n \cdot \lambda/4}, \quad n \rightarrow \text{impar} \quad (7)$$

$$\text{e } \boxed{r_2^2 = r_1 r_3} \quad (8)$$

Procedendo-se assim, o valor do coeficiente de transmissão da equação (6) é maximizado.

Caso a camada de acoplamento seja feita de vidro (na realidade um vidro com características específicas para este tipo de aplicação), tem-se $c_2 \simeq 5500 \text{ m/s}$ (KAYE & LABY, 1995). Considerando-se que a frequência do feixe de ultra-som seja de 1,5 MHz, ter-se-ia para a espessura da camada de acoplamento o valor de $L \simeq 1 \text{ mm}$. O valor da impedância acústica do vidro (r_2) seria 7,8 MRayl. A seguir, na tabela III.1, tem-se os valores dos parâmetros calculados para uma transmissão total, e os valores dos parâmetros da camada de acoplamento disponíveis no laboratório e efetivamente utilizada na montagem das matrizes.

Observa-se na tabela III.1, que apenas 27% da pressão do feixe de ultra-som é transmitida para a pele, quando que, caso fosse disponível uma camada com os parâmetros exatos, a transmissão seria total. Na realidade, com a reflexão total do feixe de ultra-som na camada de retaguarda, a quantidade transmitida corresponderia à soma de um número ilimitado de termos de uma progressão geométrica decrescente. Isso equivaleria a uma transmissão total na camada de acoplamento. Devido às perdas existentes, pelo fato de que a reflexão na camada de retaguarda não ser total, existência de atenuação do feixe de ultra-som na cerâmica e outras, a quantidade transmitida é menor que 100%.

Valores dos parâmetros calculados e disponíveis da camada de acoplamento:

Parâmetro	Calculado	Supostos/Disponível	Unidade
r_1 (PZT)	30	30	MRayl
r_2 (vidro)	7,8	16,5	MRayl
r_3 (pele)	2	2	MRayl
ρ_2	-	2,2-4,0	kg/ m ³
c_2	-	5,26-5,66	km/s
c_3	-	1,729	km/s
L	1	0,25	mm
T	100	27	%

Tabela III.1 – Valores dos parâmetros necessários para uma transferência integral da pressão do feixe de ultra-som. Valores aproximados dos parâmetros dos materiais disponíveis no momento.

III.5 Material Inter-elementos

De acordo com o exposto na camada de retaguarda, quando a diferença entre as impedâncias acústicas entre dois meios adjacentes aumenta, a energia de ultra-som transmitida para o outro meio diminui e a energia refletida para o meio da onda incidente aumenta, se $\rho_1 > \rho_2$. O que se deseja, é que seja reduzida a energia de ultra-som transmitida através das faces laterais dos elementos que compõem a matriz. Isto reduziria a interferência mecânica cruzada, ou seja, a percepção de energia de ultra-som em um elemento da matriz, devido a um acoplamento mecânico direto, através do meio existente entre as paredes laterais dos elementos. Como o ar apresenta uma grande diferença de impedância característica com o material cerâmico empregado para a construção de matrizes, e também é um excelente isolante mecânico, nada mais imediato, que concluir que este seja o material utilizado para a camada inter-elementos.

III.6 Cálculo e Simulação Computacional do Campo Distante de Pressão

O conceito de campo distante está intimamente ligado ao fato de que as dimensões físicas do elemento piezelétrico são pequenas, quando comparadas à distância entre este e o ponto monitorado. Mais especificamente, se o elemento piezelétrico for aproximado por um círculo equivalente de raio a , emitindo uma pressão de onda harmônica com comprimento de onda λ , a distância r , a partir da qual o campo pode ser considerado distante será dada pela inequação $r > 2a^2/\lambda$. A partir deste r , o decaimento do campo pode ser aproximado como sendo proporcional ao inverso da distância (FISH, 1990, KINSLER, 1962). Em decorrência, algumas aproximações poderão ser aceitáveis, simplificando em muito os cálculos.

A simulação computacional baseia-se em deduções teóricas e conceitos básicos da fonte de ultra-som.

III.6.1 Metodologias Consideradas

Para chegar-se à simulação de elementos quadrados que formam a matriz, consideraram-se quatro alternativas.

1. ‘Campo Devido a uma Linha Finita – Alternativa 1’ parte de uma quantidade de fontes pontuais próximas entre si e alinhadas, de modo a se obter uma linha finita equivalente. Como resultado tem-se a equação analítica do campo devido a esta linha (FEYNMAM, 1977). Sua dedução encontra-se no anexo D.
2. ‘Campo Devido a um Cilindro Finito – Alternativa 2’ parte de uma quantidade de anéis próximos entre si e alinhados, de modo a se obter um cilindro fino e finito equivalente. Como resultado tem-se a equação analítica do campo devido a este cilindro. Nesta alternativa, a amplitude resultante está expressa em função de parâmetros físicos (KINSLER, 1962). Sua dedução encontra-se no anexo D.

Ambas as deduções devem ser trabalhadas para formar um quadrado. Para isso, devem-se reunir as linhas ou os cilindros, à pequena distância entre si, paralelos e coplanares. Ao introduzirem-se elementos paralelos, há a necessidade de incluir-se uma nova variável angular. Este tratamento encontra-se na alternativa 3.

3. ‘Campo Devido a um Retângulo – Alternativa 3’ (ZIOMEK, 1995). Uma vez obtido o campo devido a um elemento quadrado, deve-se simular a matriz 3×3 . O campo devido à matriz pode ser obtido somando-se vetorialmente o campo produzido por cada um de seus elementos em suas posições relativas. As diferenças de fase entre as fontes devem ser consideradas. Sua dedução encontra-se no anexo D.

Para intensificar-se ou amplificar-se o campo em uma sub-região, deve-se alterar a fase das fontes. Cada elemento deverá possuir fontes com a mesma fase, podendo haver diferença de fase entre as fontes pertencentes a elementos distintos. A terceira alternativa não prevê tal condição.

4. A quarta alternativa, e que foi a utilizada, parte de fontes esféricas pontuais, dispostas regularmente de modo a formar a matriz desejada. Sua concepção é semelhante à da alternativa um, porém utiliza-se modelagem computacional a partir dos pontos e não a partir da equação de uma linha, cilindro ou quadrado, como as alternativas 1, 2 e 3 respectivamente.

Um programa de computador é empregado para visualizar-se a imagem do campo em um plano sob vários aspectos, tais como, defasagem nula entre os elementos, defasagem lateral e defasagem diagonal. Estas duas últimas implicam em um desvio do feixe na direção lateral e diagonal à matriz, respectivamente. Para estes casos, mediu-se o campo de pressão gerado por uma das matrizes construídas. As figuras dos campos calculados, cujos valores das defasagens coincidem com os medidos, contêm informações da localização dos máximos; o calculado e o medido.

III.6.2 Campo Devido a uma Linha Finita - Alternativa 1

Considere-se n fontes pontuais, senoidais, em fase, alinhadas e igualmente espaçadas. Todas possuindo a mesma amplitude A' . A distância entre cada duas fontes adjacentes é d . Vide figura III.4.

Seja um observador situado a uma distância suficientemente longe, tal que as linhas entre cada fonte cosenoidal e o observador possam ser consideradas praticamente paralelas. Suponha-se que o ângulo entre a normal à reta pertencente às fontes e o observador seja θ . Vide figura III.4.

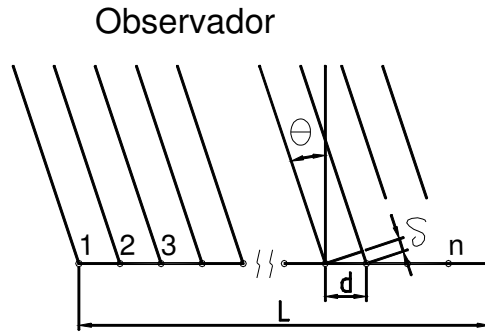


Figura III.4 – As fontes co-senoidais e com a mesma fase encontram-se nos pontos de 1 a n . O observador encontra-se longe das fontes, a um ângulo θ e as linhas entre as fontes e o observador são consideradas paralelas.

Seguindo-se o desenvolvimento apresentado no anexo D, chega-se à equação (9).

$$A_R = A' \cdot \frac{\text{sen}(n\phi/2)}{\text{sen}(\phi/2)} \quad (9)$$

Onde A_R' corresponde à contribuição das n fontes pontuais, co-senoidais e com a mesma fase (nula), para um observador a um ângulo θ . A relação entre o ângulo θ e a defasagem angular observada, entre duas fontes adjacentes ϕ , é dada por $\phi = \frac{2\pi \cdot d}{\lambda} \cdot \text{sen}(\theta)$, em que λ é o comprimento de onda no meio. O gráfico normalizado da equação (9) é mostrado na figura III.5. O máximo em zero, corresponde ao observador na normal ($\theta = 0$). O primeiro nulo ocorre quando $n\phi = 2\pi$ radianos. Outros nulos ocorrerão em $n\phi/2\pi = m$, onde m é inteiro.

Considere-se agora que as fontes tratadas são de pressão de ultra-som e a amplitude A' na equação (9) não é mais constante, ela varia com o inverso da distância ao observador. Caso de ondas esféricas. Pode-se escrever que a pressão resultante e normalizada, para um observador a uma distância r , é dada por:

$$p = \frac{r_{\text{min}}}{r} \cdot \frac{\text{sen}(n\phi/2)}{n \cdot \text{sen}(\phi/2)} \quad (10)$$

Onde r_{min} corresponde à menor distância dentre todas as consideradas, quando for desejado variar-se a distância r .

Esta equação pode ser utilizada, para o cômputo da pressão em um ponto distante, r unidades de medida, devido a uma fonte em formato de linha de comprimento L .

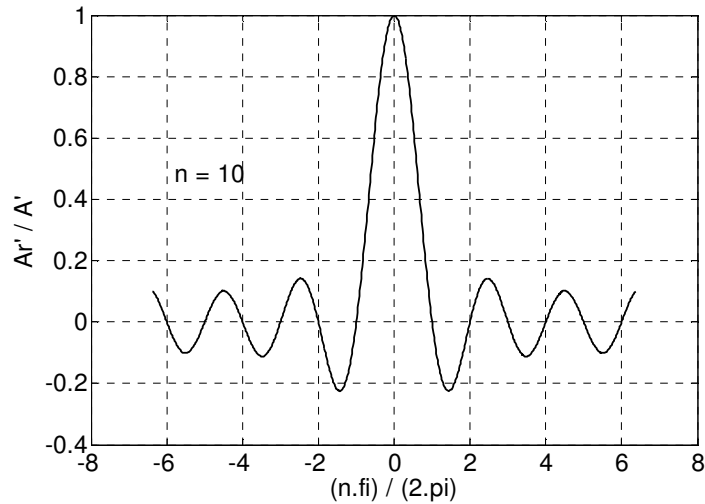


Figura III.5– Gráfico normalizado da equação (9). Representa a contribuição de todas as fontes em um observador situado a um ângulo θ . Neste exemplo $n = 10$.

III.6.3 Campo Devido a um Cilindro Finito - Alternativa 2

No tópico anterior calculou-se a equação, que fornece a pressão em um ponto devido a uma linha finita L . Muito pouco foi acrescentado com relação ao fator A' que escala a razão entre as duas senóides da equação (9). Aqui será dada ênfase a este fator e acrescentada a influência do tempo na equação.

Considere-se um cilindro de comprimento L e raio a constantes, tal que $L \gg a$. A superfície deste cilindro apresenta uma vibração radial. Por simplicidade dos cálculos, apresentados no anexo D, algumas aproximações foram realizadas, o que limita a equação final ao campo distante. A figura III.6 apresenta um desenho que servirá como base de entendimento.

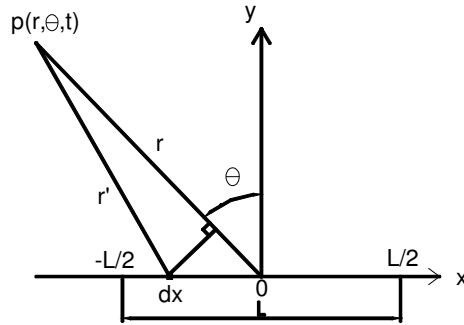


Figura III.6 – Geometria utilizada para o cálculo do campo distante de pressão devido a um cilindro de comprimento L .

Da figura III.6, e acompanhando-se a dedução apresentada no anexo D, tem-se que:

A pressão total no ponto p é dada por:

$$p(r, \theta, t) = j \frac{\rho_0 c U_0 k a L}{2r} \left[\frac{\text{sen}\left(k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)} \right] e^{j(\omega t - kr)} \quad (11)$$

Onde:

- ρ_0 - Densidade do meio.
- c - Velocidade da onda de ultra-som no meio.
- U_0 - Velocidade da partícula que compõe o meio.
- k - $2\pi/\lambda$
- λ - Comprimento de onda de ultra-som.
- a - Raio do cilindro.
- L - Comprimento do cilindro.
- r - Distância entre o meio do cilindro e o observador.
- ω - $2\pi f$
- f - Frequência da onda de ultra-som.

Na equação (11) pode-se concluir que a pressão p está adiantada de 90° em relação à velocidade da partícula U_0 . O módulo da amplitude da pressão no campo distante ($P(r, \theta)$), costuma ser separado em duas partes. Uma que depende exclusivamente da distância r ($P(r)$), e outra que depende exclusivamente do ângulo θ ($P(\theta)$), como mostrado nas expressões (12), (13) e (14).

$$P(r) = \frac{1}{2} \rho_0 c U_0 \frac{a}{r} kL \quad (12)$$

$$P(\theta) = \frac{\text{sen}\left(k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)} \quad (13)$$

$$P(r, \theta) = \left[\frac{1}{2} \rho_0 c U_0 \frac{a}{r} kL \right] \cdot \left[\frac{\text{sen}\left(k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta)} \right] \quad (14)$$

A figura III.7 contém o gráfico da equação (13). Observar que o gráfico é limitado em $-\pi/2 \leq \theta \leq \pi/2$, como concluído no tópico anterior, quando chegou-se a $m = 1$. Para valores de θ , além dos limites apresentados nesta figura, ocorre uma sobreposição na curva existente.

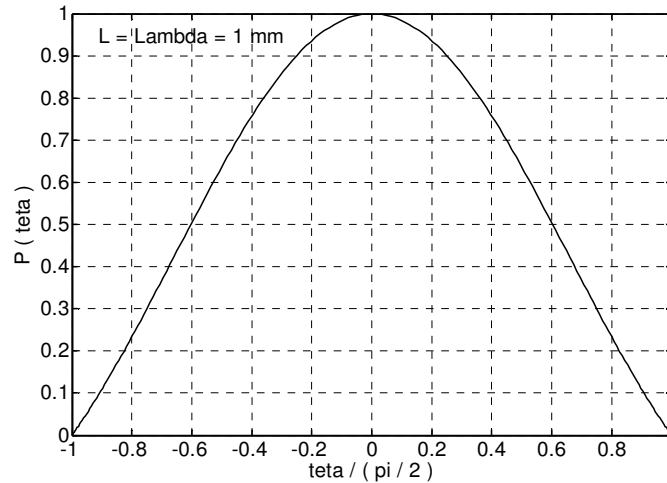


Figura III.7 – Gráfico normalizado da equação (13). Representa a contribuição do campo de pressão, produzido pelo cilindro, em um observador situado a um ângulo θ . Este exemplo possui os mesmos valores de L e λ do exemplo anterior, ou seja 1 mm.

Como observado na equação (14), a pressão varia inversamente proporcional com a distância. Comparando-se as expressões (9) e (14), pode-se relacionar a amplitude da primeira com os parâmetros físicos da segunda.

Neste tópico mostrou-se que resultados semelhantes são obtidos utilizando-se dois meios distintos, partindo-se de uma seqüência alinhada de pontos formando uma linha finita (item III.6.2) e partindo-se de uma seqüência alinhada de anéis cilíndricos com raio a e comprimentos infinitesimais dx .

III.6.4 Observações sobre o Campo Formado por uma Matriz.

O passo seguinte para chegar-se ao campo de pressão em uma região distante, produzido por uma matriz quadrada, partindo-se das deduções apresentadas, é proceder-se a uma transformação da linha de pressão da alternativa um, ou do cilindro de pressão da alternativa dois, para o formato de um quadrado, que constitui um dos nove elementos iguais da matriz. A partir deste ponto é necessário introduzir-se uma outra variável angular, que considera a defasagem entre linhas ou cilindros. A alternativa três, a seguir, foi concebida para apresentar o campo devido a um retângulo.

III.6.5 Campo Devido a um Elemento Retangular Finito - Alternativa 3

A terceira alternativa para obter-se o campo de pressão segundo ZIOMEK (1995), considera um sistema representado pela figura III.8(a) e esquematizado em III.8(b), em que:

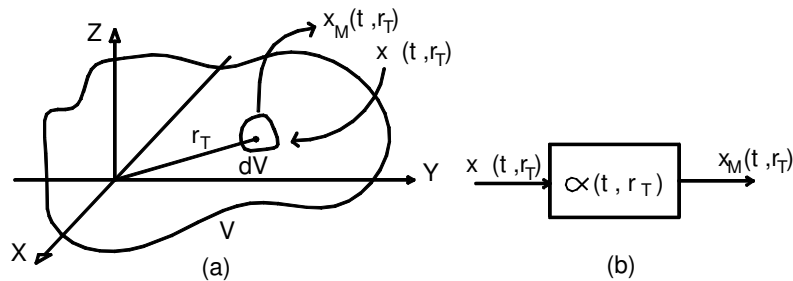


Figura III.8 – Representação de um sistema nos eixos cartesianos (a). Representação esquemática (b).

$$x_M(t, \mathbf{r}_T) = \int_t x(t, \mathbf{r}_T) * \alpha_T(t, \mathbf{r}_T) \quad (15)$$

onde:

- $\alpha_T(t, \mathbf{r}_T)$ É a resposta ao impulso do elemento infinitesimal de volume dV.
- x_M É o sinal de saída acústico para o meio fluido.
- $x(t, \mathbf{r}_T)$ É o sinal de entrada elétrico transmitido para o volume dV, em função do tempo.

O anexo D contém o desenvolvimento detalhado desde a expressão (15) até a expressão (17), que fornece o campo de pressão de um elemento piezelétrico retangular, em função dos diversos parâmetros descritos no anexo. A expressão (16) fornece a forma da distribuição do campo de pressão. A figura III.9 mostra a localização do elemento piezelétrico retangular de lados L_x e L_y nos eixos cartesianos, e a localização genérica de um ponto (r, θ, φ) onde é calculada a pressão acústica.

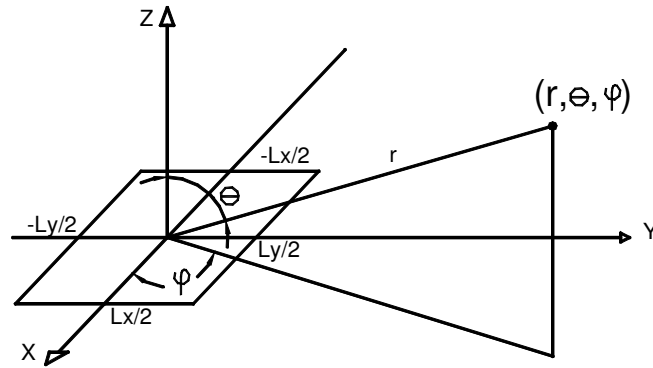


Figura III.9 – Geometria considerada para o cálculo do campo distante.

$$D_N(f, \theta, \varphi) = \sin c\left(\frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi) L_X}{\lambda}\right) \cdot \sin c\left(\frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi) L_Y}{\lambda}\right) \quad (16)$$

$$p(t, \mathbf{r}) = -\frac{\rho_0 f_0 L_X L_Y}{2r} \cdot \frac{\text{sen}\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi) L_X}{\lambda_0}\right)}{\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi) L_X}{\lambda_0}\right)} \cdot \frac{\text{sen}\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi) L_Y}{\lambda_0}\right)}{\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi) L_Y}{\lambda_0}\right)} \cdot e^{j\pi[2f_0(t-r/c)-1/2]} \quad (17)$$

A figura III.10 apresenta a curva da equação (16) normalizada, em função dos cossenos diretores u e v para $\lambda_0 = 1E-3$ m e $L_x = L_y = 1E-3$ m.

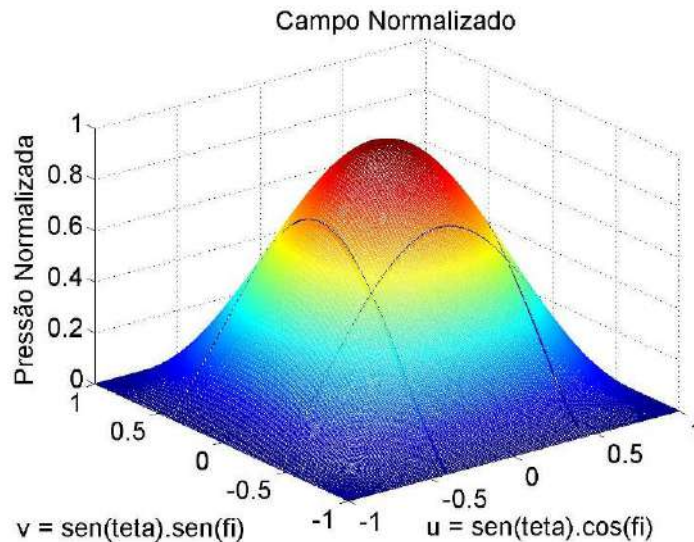


Figura III.10 – Curva da equação (16) normalizada em função dos co-senos diretores u e v para $\lambda_0 = 1E-3$ m e $L_x = L_y = 1E-3$ m. As linhas sobre a superfície valem $|u| = |v| = 0,408$, delimitando um plano com ± 25 mm a uma distância de 50 mm do elemento piezelétrico.

A utilização desta equação é útil, quando se deseja obter o campo devido a um elemento quadrado, ou devido a uma matriz de elementos quadrados. Para o caso em que ocorre a defasagem entre elementos, a equação (16) não pode ser utilizada.

III.6.6 Campo Devido à Matriz 3 x 3 – Alternativa 4

A quarta alternativa para se obter o campo de pressão em uma região, considera um grupo de fontes pontuais, senoidais, esféricas, em fase e próximas entre si, de modo a formar um elemento quadrado. Cada fonte contribuindo com um componente de pressão em um ponto. Pode-se simular computacionalmente a matriz desejada, tomando-se os diversos elementos quadrados dispostos na localização apropriada. Caso seja conveniente, pode-se também alterar a fase relativa entre os elementos, de modo a estudar-se a interação entre as fontes de ultra-som. Com relação a este fato, a alteração da fase em um elemento quadrado poderia ser implementada facilmente. A figura III.11 apresenta o formato do campo normalizado, produzido por um elemento quadrado com um milímetro de lado, em um plano paralelo à face do elemento e a uma distância de 50

mm. O elemento encontra-se centralizado na origem dos eixos cartesianos, no plano $x = 0$. Suas arestas estão posicionadas paralelamente aos eixos Y e Z. O campo se encontra no plano $x = 50$ mm. Vide figura III.12.

Um detalhe a ser mencionado refere-se à diferença entre as figuras III.11 e III.10. Na figura III.10, os eixos cartesianos são u e v , que estão parametrizados em função dos ângulos φ e θ , sendo que seus limites valem $|u|=|v|=1$, $|\varphi|=\pi$ e $|\theta|=\pi/2$. Já na figura III.11, a região do campo de pressão abrangida tem os limites $|y|=|z|=25$ mm, que corresponde a $|\varphi|=\pi/2$ e $|\theta|=35,26^\circ$ (vide figura III.9). Desta forma, para se fazer a figura III.10 com os mesmos limites da figura III.11, que permitiria uma comparação entre elas, seria necessário um número infinito de pontos, pertencentes a um plano localizado em $x = 50$ mm, uma vez que para $|\theta| \rightarrow \pi/2$, o vetor posição tenderia ao módulo infinito, partindo da origem, e inclinação paralela ao plano monitorado. Mesmo que se fizesse a monitoração do campo em um plano maior, em que θ fosse, por exemplo, 60° , também seria necessário um número proibitivo de pontos, acarretando um tempo de computação inviável, dentre outros problemas igualmente insolúveis. A figura III.11 poderia ter seus limites igualados aos da figura III.10, porém haveria perda de detalhes. Estes foram os motivos que levaram a escolher-se limites distintos para as duas figuras. A figura III.10 representando uma expressão analítica, podendo apresentar os limites ao infinito e a figura III.11 representando um resultado computacional prático, portanto limitado ao tempo de computação e abrangendo a região desejada. As linhas existentes na superfície da figura III.10, indicam os limites da superfície da figura III.11. Um último detalhe com relação às figuras, é que, pelo fato do valor da distância r variar muito na figura III.10 e praticamente apenas 20% na figura III.11, não considerou-se o decaimento da pressão com a distância na figura III.10. Já na figura III.11, para um efeito mais próximo à realidade, a atenuação com a distância foi considerada.

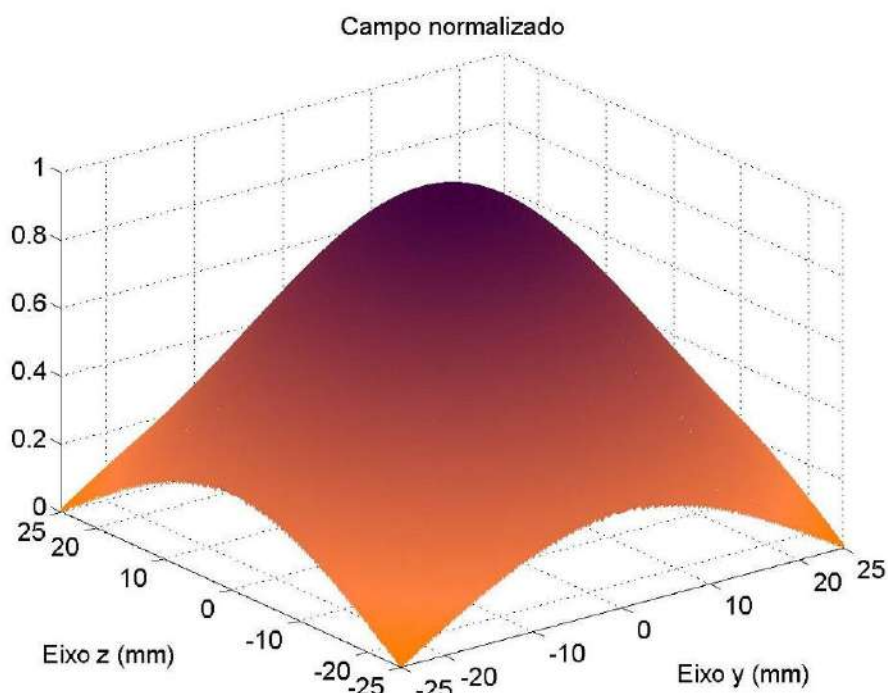


Figura III.11 – Campo de pressão normalizado, simulado computacionalmente, devido a um elemento quadrado com 1 mm de lado, em um plano paralelo, quadrado, com 50 mm de lado e situado a 50 mm de distância. Delimitado pelas linhas da figura III.10.

A matriz ultra-sônica deve ser capaz de monitorar o campo em uma sub-região específica. Uma forma de realizar-se esta monitoração é emitir-se uma onda contínua por meio do elemento central e monitorar-se o campo formado pela reflexão da onda que atinge os outros oito elementos. Defasando-se convenientemente os sinais recebidos, pode-se amplificar seletivamente o campo refletido desta sub-região em relação às demais. Baseando-se no *Princípio da Reciprocidade Acústica* (KINSLER, FREY, 1962), trocou-se a fonte produzida pelo elemento central da matriz, com os oito receptores dos elementos restantes. A defasagem agora, será produzida pela defasagem entre os oito elementos transmissores. Utilizou-se este artifício no cálculo computacional do campo. A figura III.12 contém o desenho do conjunto formado pela matriz e pelo quadrado, onde situam-se os pontos de cálculo da pressão. Nas figuras III.13 a III.17, tem-se o formato do campo obtido, devido a diversas defasagens entre os oito elementos. Os programas computacionais foram produzidos utilizando-se os recursos do MATLAB (2002).

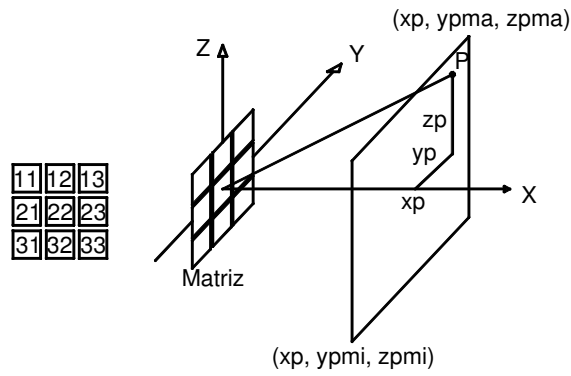


Figura III.12 – Direita. Disposição espacial da matriz ultra-sônica e do plano onde é calculada a pressão. Esquerda. Identificação dos elementos na matriz. A face frontal, que contém os números dos índices dos elementos, está voltada para o plano onde o campo de pressão é calculado.

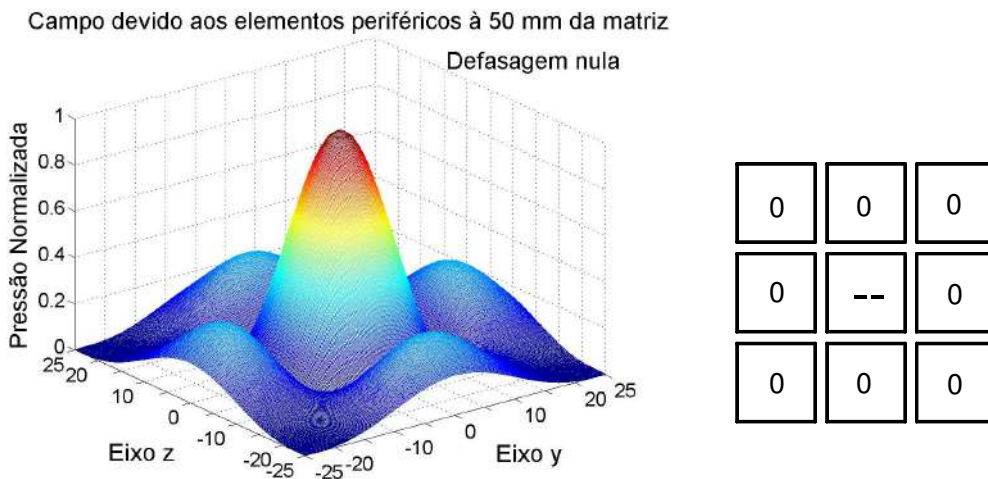


Figura III.13 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo a 50 mm da matriz 3 x 3. Os oito elementos quadrados periféricos emitem em fase. O máximo encontra-se em $y = z = 0$ mm.

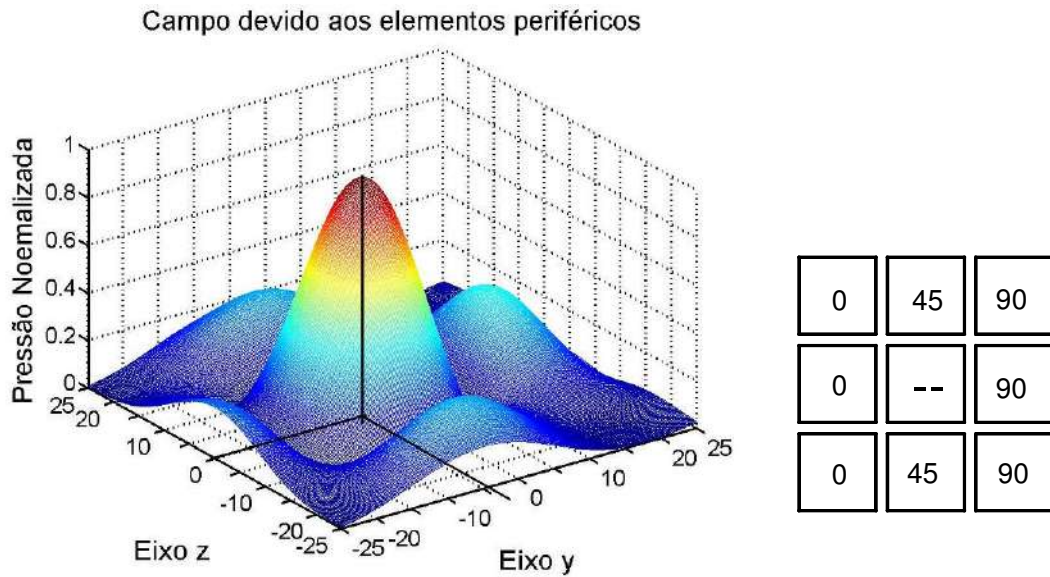


Figura III.14 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo a 50 mm da matriz 3 x 3. Os elementos 11, 21 e 31 emitem com defasagem de 0 graus. Os elementos 12 e 32 emitem com defasagem de 45 graus. Os elementos 13, 23 e 33 emitem com defasagem de 90 graus. Notar o deslocamento do máximo para cerca de $y = -4$ mm. Valores de defasagens utilizados nas medições do campo acústico da matriz M5m.

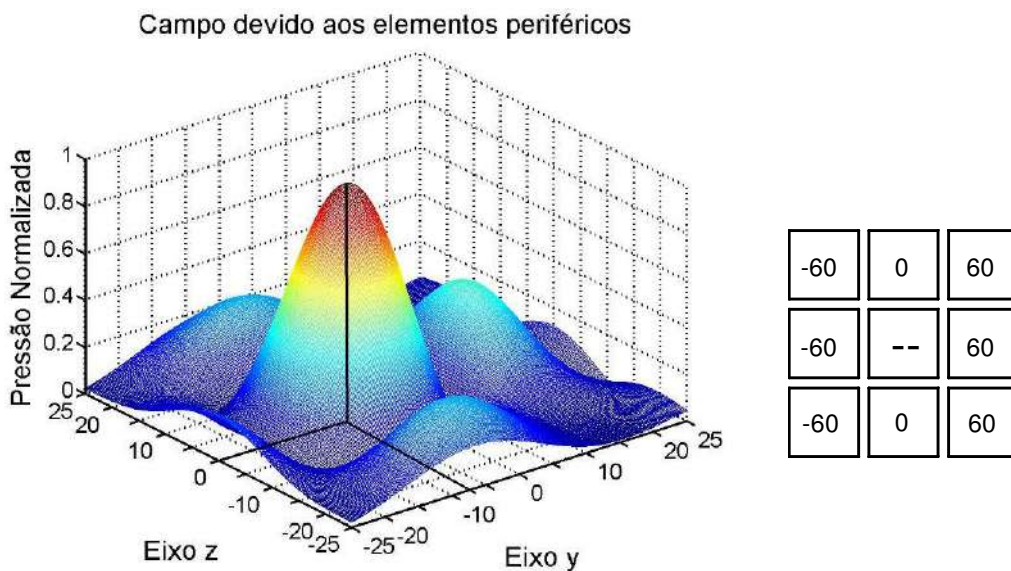


Figura III.15 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo a 50 mm da matriz 3 x 3. Os elementos 11, 21 e 31 emitem com defasagem de menos 60 graus. Os elementos 12 e 32 emitem com fase nula. Os elementos 13, 23 e 33 emitem com defasagem de 60 graus. Notar o deslocamento do máximo para cerca de $y = -7$ mm.

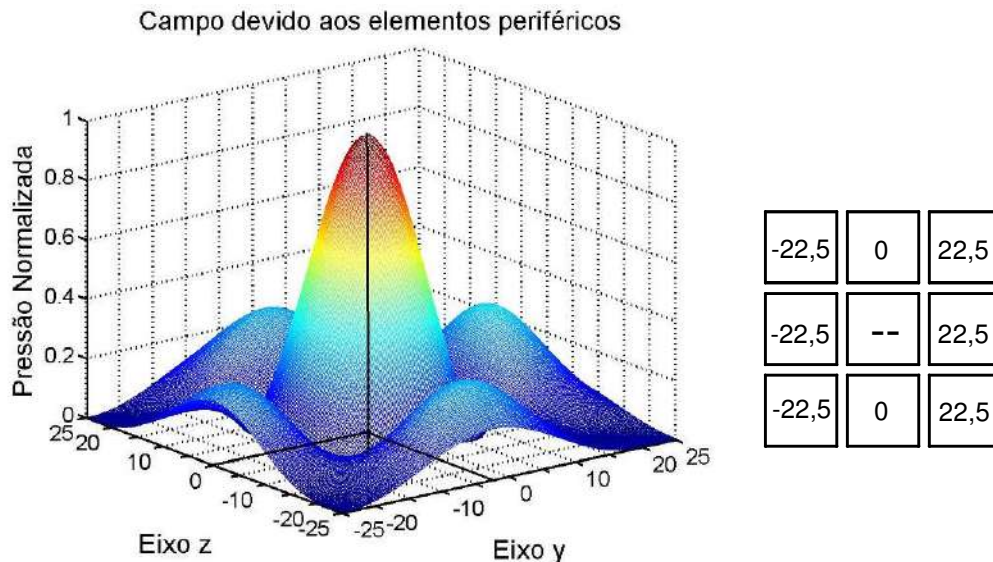


Figura III.16 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo a 50 mm da matriz 3 x 3. Os elementos 11, 21 e 31 emitem com defasagem de menos 22,5 graus. Os elementos 12 e 32 emitem com fase nula. Os elementos 13, 23 e 33 emitem com defasagem de 22,5 graus. Notar o deslocamento do máximo para cerca de $y = -3$ mm.

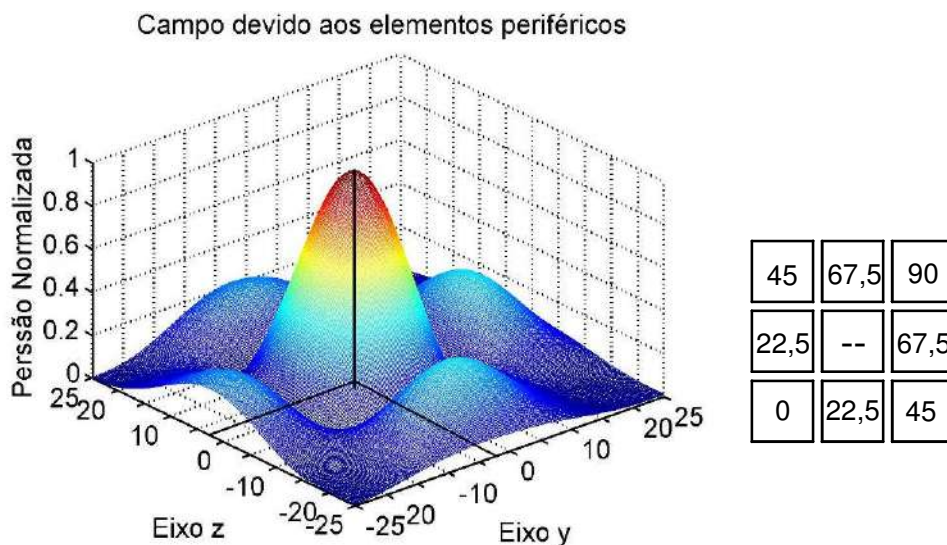


Figura III.17 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo a 50 mm da matriz 3 x 3. O elemento 31 emite com defasagem de zero graus. Os elementos 21 e 32 emitem com defasagem de 22,5 graus. Os elementos 11 e 33 emitem com defasagem de 45 graus. Os elementos 12 e 23 emitem com defasagem de 67,5 graus. O elemento 13 emite com defasagem de 90 graus. Notar o deslocamento do máximo para cerca de $y = -3$ mm e $z = 3$ mm. Valores utilizados nas medições do campo acústico da matriz M5m.

CAPÍTULO IV

Procedimento para a Montagem de Matrizes com Elementos Transdutores Ultra-sônicos

Este capítulo contém informações necessárias para construção de matrizes formadas por elementos piezelétricos cerâmicos com características ultra-sônicas. Será dada ênfase às matrizes que apresentem funcionamento em modo contínuo de propagação da onda de ultra-som.

IV.1 Introdução

A técnica de construção de matrizes ultra-sônicas segue uma contínua evolução. Métodos elaborados e ricos em detalhes construtivos são apresentados com o objetivo de alcançar repetibilidade nas características desejáveis para os diversos parâmetros. Dificuldades relatadas em se manter a qualidade dimensional do corte das cerâmicas (BELASSIANO, KRÜGER, 2004) foram sanadas.

IV.2 Histórico Recente

A partir da disponibilidade de se realizar cortes na cerâmica piezelétrica com melhor precisão (vide anexo A), iniciou-se o procedimento de construção de matrizes. À medida que o trabalho avançava, verificou-se que havia a possibilidade de seguirem-se seqüências distintas em determinado momento. Em certas circunstâncias, quando os elementos que formam a matriz são produzidos já em sua posição final, ocorreria que um ou mais destes elementos descolavam de seu local original. A reposição individual não satisfazia a precisão existente entre os outros elementos. O resultado prático deste fato levava à inutilização da matriz. Conhecendo-se o trabalho e tempo empregado, além do custo de produção necessário para repetir-se o procedimento, procurou-se minimizar o problema. Desta forma implementou-se também um segundo procedimento para construir-se matrizes a partir dos elementos ainda sem vínculos mecânicos entre si. Tal procedimento torna-se útil, considerando-se que após o corte da peça cerâmica, são obtidos diversos elementos, que também não encontram-se agrupados, de modo a

formar uma matriz, porém podem perfeitamente ser utilizados na construção de matrizes.

IV.3 Objetivo

Como comentado anteriormente, chegou-se a dois procedimentos para construir-se matrizes ultra-sônicas. O objetivo deste capítulo resume-se em apresentar tais procedimentos para construir-se matrizes. Cada um deles apresenta técnicas diferentes, podendo-se avaliar o trabalho envolvido.

Um dos métodos apresentados permite que se montem matrizes coplanares, com o número de elementos e distribuições desejados, facilitando a pesquisa do comportamento de matrizes com novas disposições.

IV.4 Materiais e Métodos

Os dois procedimentos empregados aqui, para a montagem de matrizes, apresentam partes comuns e específicas. Para entender-se claramente o trabalho realizado, primeiramente decidiu-se mostrar um diagrama em blocos geral, contendo as duas opções integradas para a construção das matrizes (figura IV.1). Evoluindo a partir do diagrama em blocos, são mostrados diversos detalhes, tais como: diagramas de construção de ferramentas e procedimentos utilizados, fotografias das ferramentas construídas e comprovação fotográfica dos resultados intermediários alcançados na seqüência de montagem das matrizes. Finalmente, incluíram-se alguns resultados preliminares de medições, que nortearam a decisão de abandonar-se determinada técnica de montagem em favor de outra, alcançando-se assim resultados mais satisfatórios.

As dimensões indicadas nos desenhos das figuras encontram-se em milímetros e a escala é arbitrada para uma melhor visualização do detalhe em questão.

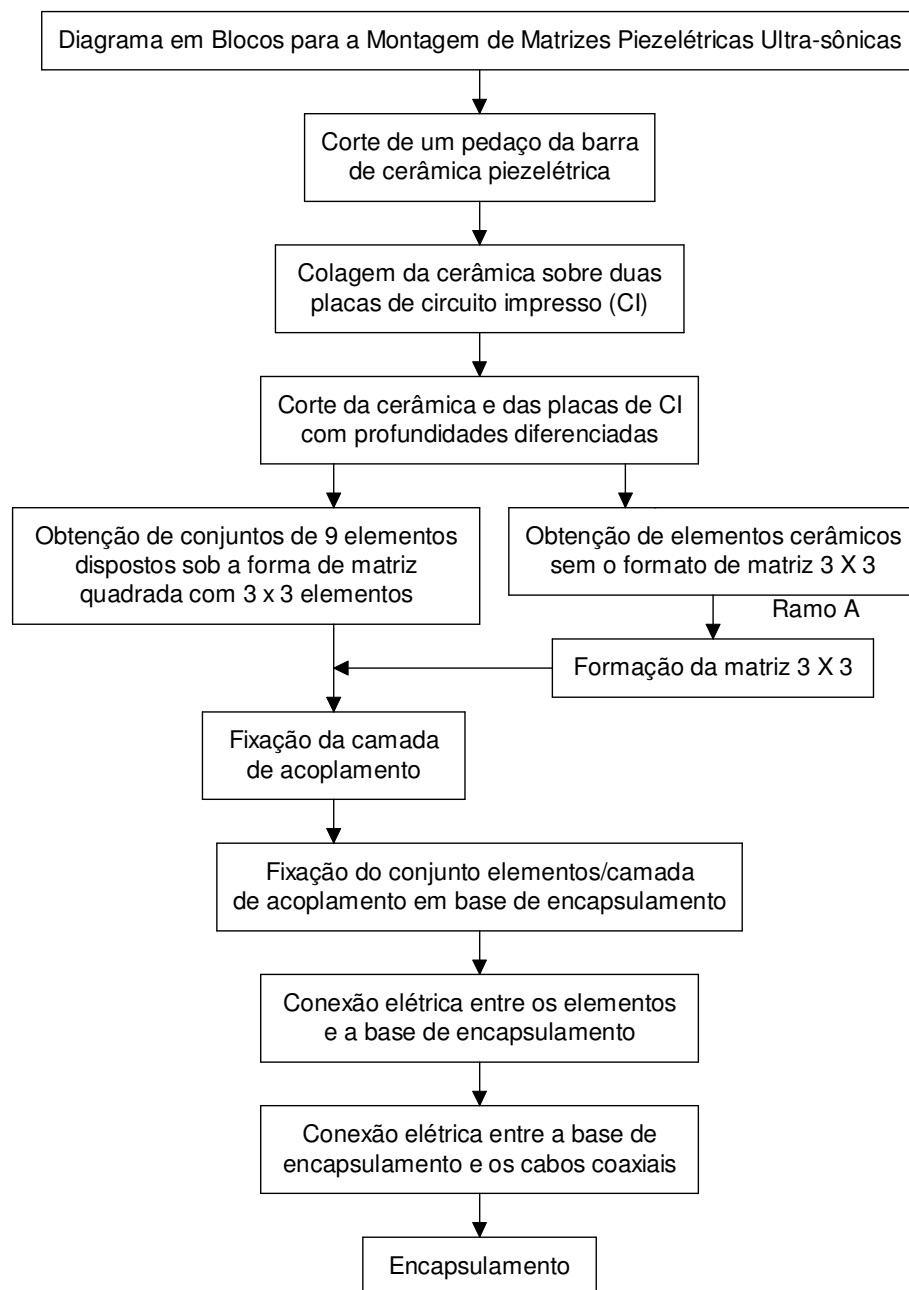


Figura IV.1 – Diagrama esquemático geral, contendo as duas opções integradas para a construção de matrizes. A segunda opção, referente ao ramo A, é na realidade uma forma encontrada de aproveitar-se a grande quantidade de elementos, sem vinculação mecânica para formar a matriz 3 x 3. Este procedimento permite também, que se formem desenhos com os elementos, sempre situados na junção de linhas e colunas da matriz. A nomenclatura CI refere-se a circuito impresso.

IV.5 Protocolo Numérico para a Construção de Matrizes

As etapas a seguir, apresentam os procedimentos para a construção de matrizes já com um nível de detalhamento final, seguindo-se uma evolução sistemática e regular.

1. A barra original da cerâmica empregada na confecção da matriz pode ser visualizada no desenho (a) da figura IV.2. Seu material é a cerâmica PZ 29 e a espessura aproximada é de 0,6 mm. Cortar um pedaço com cerca de 12 mm x 10 mm, conforme o desenho (b) da figura IV.2. O corte foi realizado com o auxílio de um riscador com ponta de vídia, mostrado na figura IV.3. Após riscar-se a barra cerâmica, deve-se apoiá-la sobre um fio fino e reto com cerca de 200 μm de diâmetro, coincidindo com o risco voltado para cima, e aplicar-se pressão uniforme, com os dedos, em ambos os lados do risco. Este procedimento, aliado à prática, conduz a cortes perfeitos, mesmo que nesta etapa tal necessidade seja dispensável.
2. Marcar uma das faces da cerâmica com o auxílio de tinta. Utilizou-se tinta para retroprojektor conforme desenho (c) da figura IV.2. Este procedimento é justificado pelo fato de haver orientação molecular discriminando as faces da cerâmica.

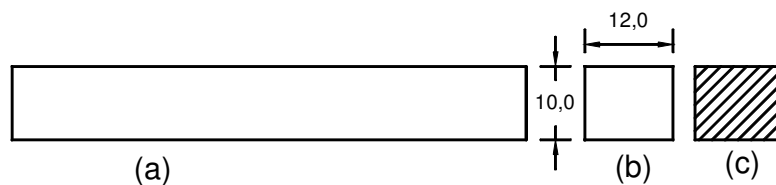


Figura IV.2 – Desenho da barra de cerâmica piezolétrica PZ 29 utilizada na construção das matrizes (a). Corte de um pedaço de 12 mm x 10 mm (b). Uma face pintada para conhecimento posterior da polarização relativa entre elementos da matriz (c).

3. Obter a função impedância, composta de módulo e fase versus a frequência, $|Z(f)|$ e $\phi_z(f)$ respectivamente. Estas funções são obtidas utilizando-se o Medidor de Impedância Vetorial HP 4139A – Vector Impedance Meter 0.4 – 110 MHz da Hewlett Packard.

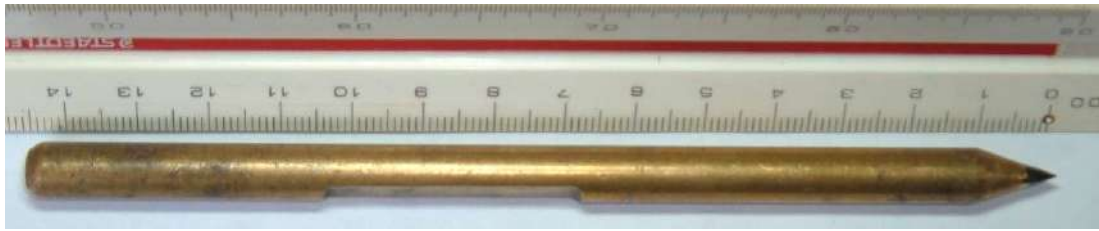


Figura IV.3 – Riscador tipo lapiseira com ponta de vídia. Utilizado para riscar pastilha de cerâmica e camada de acoplamento, referenciada mais adiante.

4. Confeção da Base de Montagem Provisória

O procedimento de corte da cerâmica piezelétrica envolve o trabalho com a máquina de serrar Logitech, modelo 15 SAW (vide anexo A). A fixação da cerâmica na máquina é realizada por meio de um conjunto mecânico, formado por uma base de montagem provisória (BMP) e duas placas de fenolite utilizadas em circuitos impressos (CI). A BMP deverá ser confeccionada, suas características geométricas e foto encontram-se na figura IV.4.

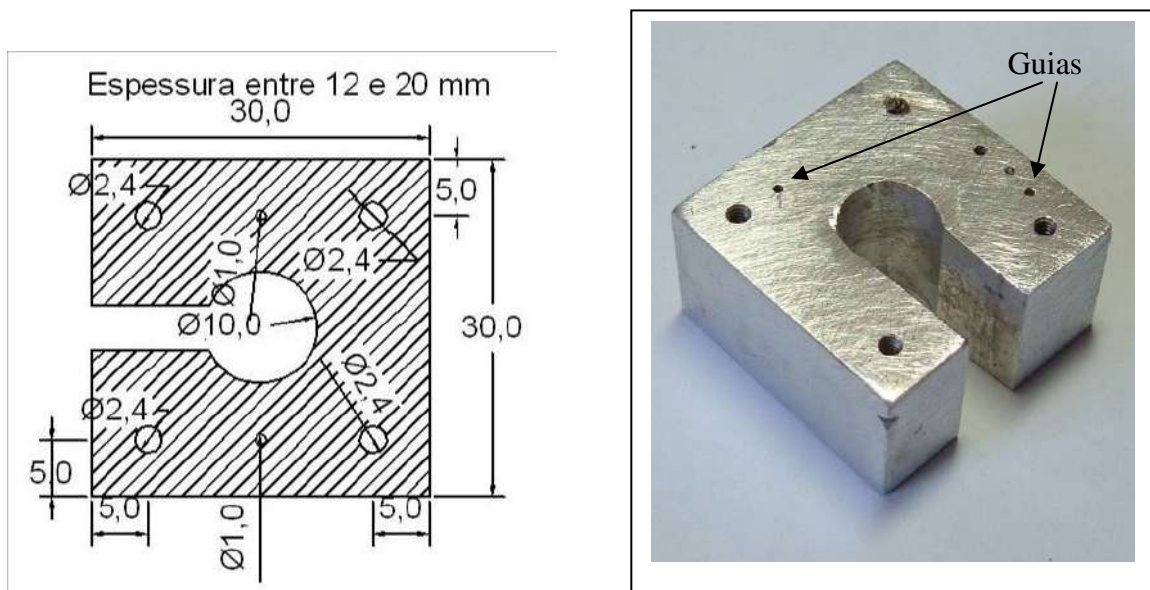


Figura IV.4 – Desenho da base de montagem provisória (BMP), dimensões em milímetros (esquerda). Foto da BMP, confeccionada em alumínio (direita). Os dois furos com diâmetro menor, que se encontram mais próximos dos furos maiores, são os efetivamente utilizados como guia para as placas de CI. Os quatro furos rosqueados, com diâmetros maiores, destinam-se à fixação das placas de CI.

5. Obter duas placas quadradas, com 30 milímetros de lado, de fenolite ou outro material com dureza semelhante. A espessura pode variar de um a dois milímetros. As placas poderão ser do tipo utilizado para CI. Deverão encontrar-se isentas de gordura. Furá-las de acordo com a figura IV.5. As placas poderão conter uma ou duas superfícies cobreadas, ou mesmo não possuir nenhuma. Aqui será utilizada a placa que contém apenas uma superfície cobreada, por ser mais facilmente encontrada no mercado. Placas contendo fibra de vidro não poderão ser usadas, pois além de desgastar o disco de serra com maior intensidade, levariam mais tempo para serem serradas, além de deixarem filetes de vidro que dificultariam a medição das dimensões obtidas, acarretando em perda de acurácia.

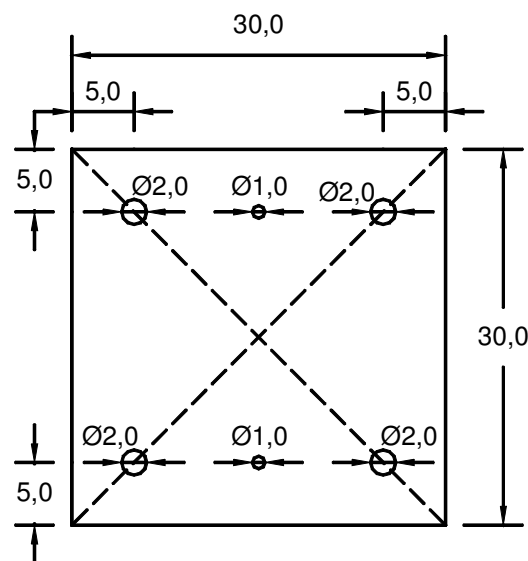


Figura IV.5 – Placa de CI para o suporte da cerâmica piezelétrica. Pode ser de fenolite, com uma, duas ou sem superfície cobreada.

6. Limpar e unir com cola de contato para motores a explosão, as duas placas de CI de fenolite, que servirão de interface entre a cerâmica e a BMP, conforme o desenho (a) da figura IV.6.

7. Fixar as duas placas de fenolite na BMP, conforme o desenho (b) da figura IV.6. Aparafusar o conjunto com parafusos de latão, com 3/32 de polegada de diâmetro e comprimento entre cinco e dez milímetros.

8. Colar a cerâmica nas placas de fenolite, conforme o desenho (c) da figura IV.6. Usar a mesma cola de contato mencionada anteriormente.

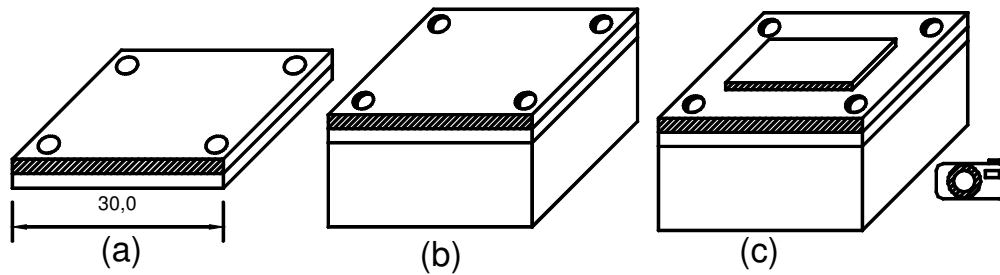


Figura IV.6 – Placas de fenolite, do tipo usado em circuito impresso (a). Placas fixadas, por meio de quatro parafusos, na Base de Montagem Provisória (b). Cerâmica fixada ao conjunto (c). A fixação entre as placas e da cerâmica é realizada com cola usada em juntas para motores à explosão (composição: Borracha, resinas sintéticas e solvente orgânico).

9. Fazer dois furos guias com 1 mm de diâmetro nas placas de CI. A profundidade destes furos deverá ser tal que a broca seja introduzida cerca de 5 mm na BMP. A figura IV.7 contém foto do conjunto fixado, compreendendo a BMP, as duas placas de CI e a cerâmica já com a face superior pintada.

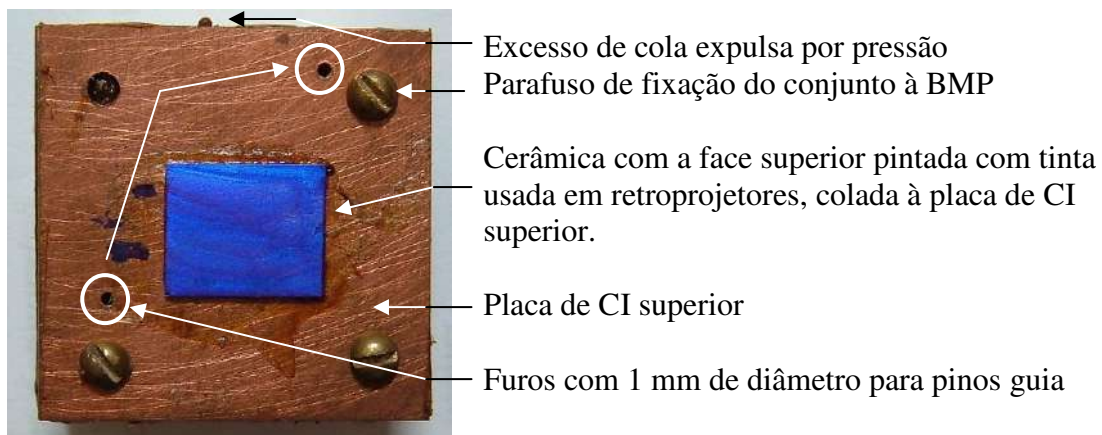


Figura IV.7 – Cerâmica colada à placa de CI superior, que se encontra colada à placa de CI inferior (não visível). Todo o conjunto se encontra aparafusado à BMP (também não visível).

10. Fixar o conjunto da BMP na “base de fixação do material”, pertencente à máquina de serrar Logitech.

11. Fazer um risco, com a serra em funcionamento, na placa de CI superior, paralelo ao lado da cerâmica, para formar uma referência. A profundidade da serra na placa de

CI deve ser menor que 1 mm e afastado da cerâmica em cerca de um a dois milímetros, conforme a foto da figura IV.8. Cuidar para não atingir os parafusos e danificar a serra.

12. Com o auxílio de um paquímetro, medir a distância máxima entre a linha de referência e a borda lateral mais próxima da cerâmica. Deslocar a “base de movimento transversal” da máquina de serrar, aproximando-a da serra, em uma distância de meio a um milímetro superior à medida realizada. Isto garantirá um corte atingindo a cerâmica de lado a lado e bem próximo a sua borda, o que economiza material e possibilita obter-se maior número de elementos cerâmicos por pastilha. Este corte deverá atingir a placa de CI inferior, nem mais, nem menos. Não deverá atingir a BMP e deverá cortar toda a placa de CI superior. Anotar o valor lido no micrômetro pertencente à máquina de serrar, que regula a profundidade do corte. Este valor será utilizado para fazer cortes posteriores com a mesma profundidade. Verificar e anotar a espessura do corte. Deve ser pouco superior à espessura da serra. Todos os cortes seguintes deverão ter um espaçamento da largura do elemento cerâmico (1 mm), somado à espessura do corte. No caso deste procedimento, a distância total do desvio transversal foi de 1,15 mm. Os cortes deverão possuir duas profundidades distintas. Uma delas já se encontra determinada. A outra deve atingir apenas a placa de CI superior. Anotar o valor lido no micrômetro pertencente à máquina de serrar, que regula a profundidade do corte. Este valor será utilizado para fazer cortes com a mesma profundidade.

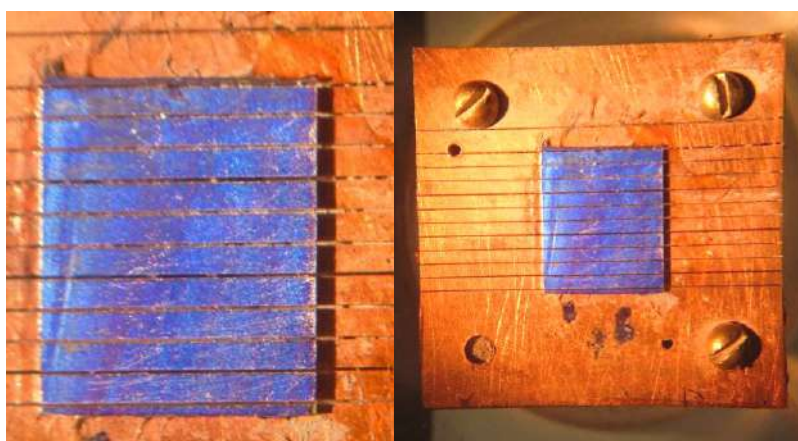


Figura IV.8 – Foto contendo detalhe dos cortes (esquerda). Notar o primeiro corte para referência na parte superior (ambas as fotos). Foto mostrando os cortes tanto na cerâmica como na placa de CI (direita). Notar ainda que, o 2º, 5º, 8º e 11º cortes à esquerda, apresentam tonalidade diferente dos outros devido a sua maior profundidade.

13. A profundidade dos cortes é função de dois fatores; para as bordas da matriz, deve-se atingir a metade da espessura da placa de CI inferior, já para o interior da matriz, deve-se atingir a metade da espessura da placa de CI superior. Como resultado dos cortes obtém-se pequenas tiras de cerâmica com um milímetro de lado. A figura IV.9 contém o desenho da vista lateral dos cortes. As figuras IV.8 e IV.10 contêm fotos com detalhes dos cortes realizados. O desenho da figura IV.11 (a) apresenta os cortes em uma direção.

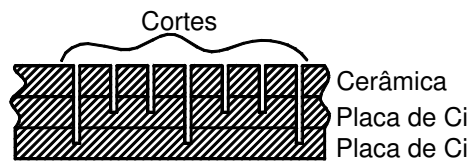


Figura IV.9 – Desenho da vista lateral do detalhe dos cortes.

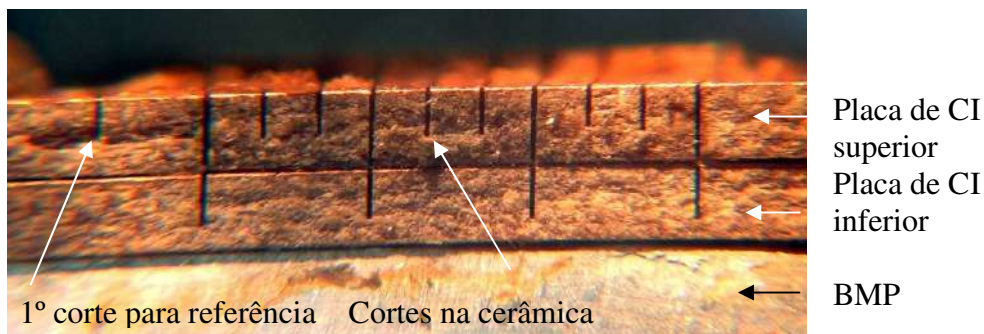


Figura IV.10 – Foto contendo detalhe da profundidade dos cortes e corte de referência. A cerâmica não está visível, apenas as placas de CI superior e inferior, e parte da BMP. Apenas esta foto é meramente ilustrativa e visa mostrar os cortes. As matrizes produzidas não pertencem ao material mostrado na foto.

14. Retirar a BMP, gira-la em 90° e fixa-la novamente na “base de fixação do material”. Repetir as operações dos itens 11, 12 e 13. Vide desenho (b) da figura IV.11 e foto da figura IV.12.

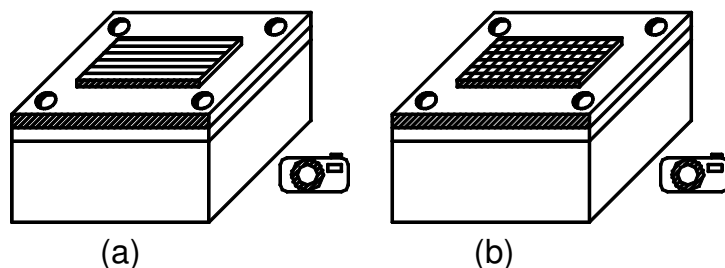


Figura IV.11 – Detalhe do corte da cerâmica em um sentido (a), e em outro sentido com rotação de 90° (b). Verificar a diferença com a foto da figura IV.8. Na realidade os cortes alcançam as placas de CI, porém não estão mostrados para enfatizar os cortes na cerâmica.

15. Desparafusar as placas da BMP e descolar cuidadosamente, com o auxílio de uma lâmina fina e bem afiada, as partes laterais da placa de CI superior, conforme mostrado na figura IV.13. A figura IV.14 contém maiores detalhes de vistas laterais.

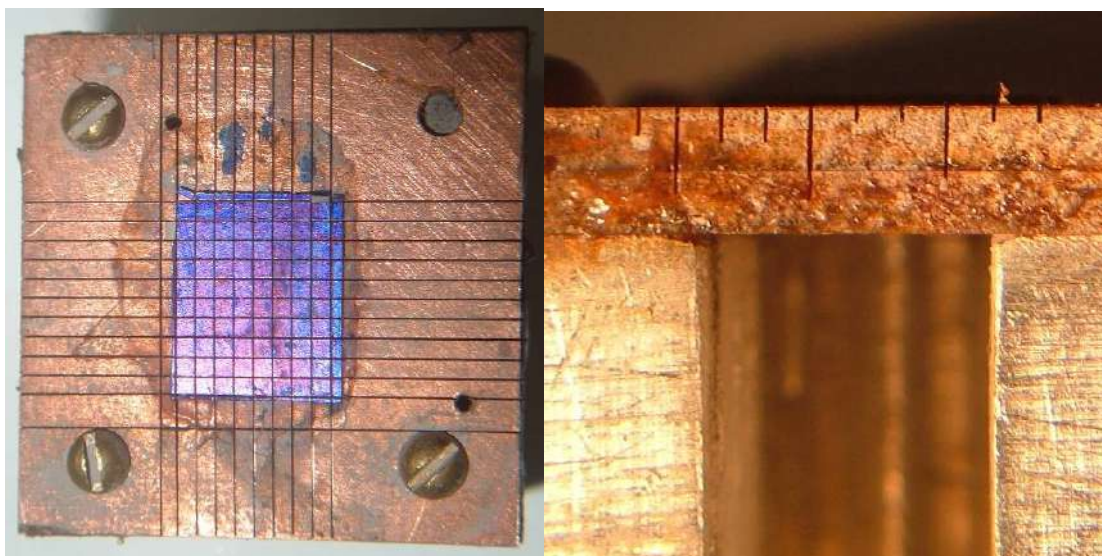


Figura IV.12 – Foto da cerâmica piezelétrica após ter sido serrada (esquerda). Para manter a compatibilidade entre as duas fotos girou-se a da esquerda de 180° em relação à foto da figura IV.8. Detalhes da profundidade dos cortes (direita). Comparar a foto com a figura IV.10. Os cortes mais profundos delimitam as matrizes 3 x 3 formadas. O tamanho inicial da cerâmica permitiu obterem-se seis matrizes completas e 26 elementos independentes. O foco mostrando os cortes (direita) não permite a visualização dos elementos cerâmicos. Notar o corte guia na lateral esquerda. O material, mostrado nestas fotos, foi efetivamente o utilizado na confecção das matrizes.

16. Com o auxílio de uma pinça com pontas finas, separar as matrizes com a placa de CI superior, da placa de CI inferior, e os elementos, que não constituem matrizes, dos pedaços da placa de CI superior. Nesta operação deve-se tomar cuidado. Qualquer movimento involuntário que separe a ponta da pinça do elemento cerâmico, aplica a este grande aceleração devido a pequenas massas envolvidas, podendo-se verificar deslocamentos de até um metro em direções inesperadas, podendo-se perder o elemento. A retirada prematura da cola restante na face posterior da placa de CI que contém as matrizes, pode provocar o deslocamento de algum elemento da matriz, portanto deve-se evitar tocar com os dedos as matrizes formadas. A figura IV.15 contém fotos relativas a este item.

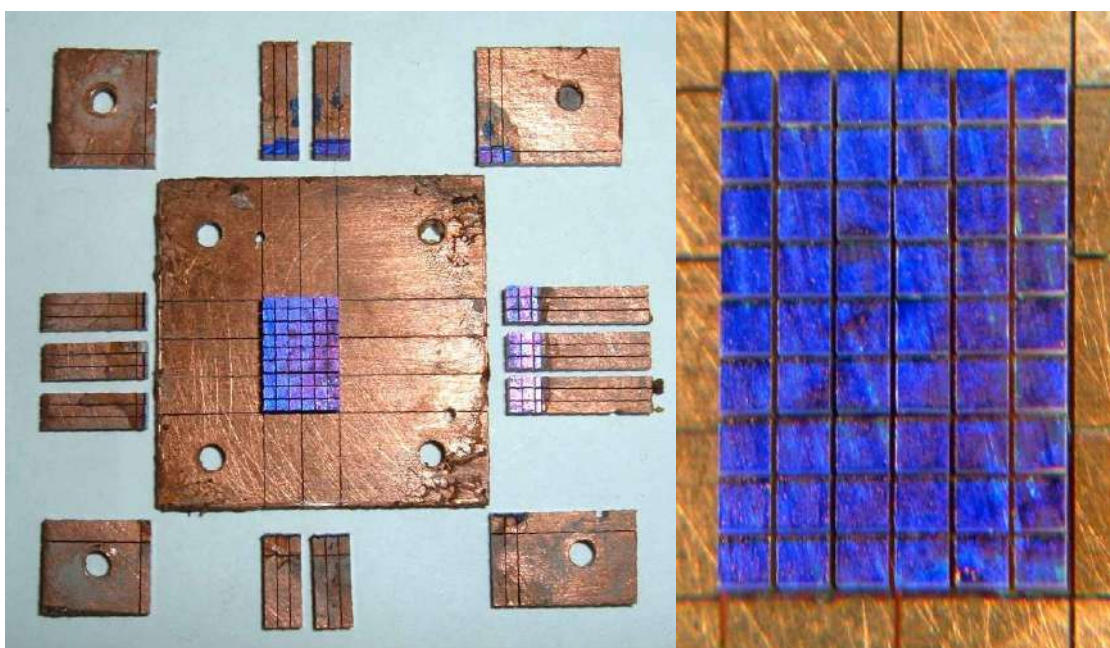


Figura IV.13 – Esquerda. Parte da placa de CI superior, separada da placa de CI inferior, contendo 26 elementos cerâmicos quadrados. Na parte central, sob as seis matrizes formadas pela interseção das três linhas de cobre com as duas colunas de cobre, encontra-se ainda colado, o complemento da placa de CI superior. Notar que os cortes que não fazem parte das bordas das matrizes, não atingiram a placa de CI inferior. Direita. Ampliação, com alguma deformação ótica, mostrando detalhes das matrizes.

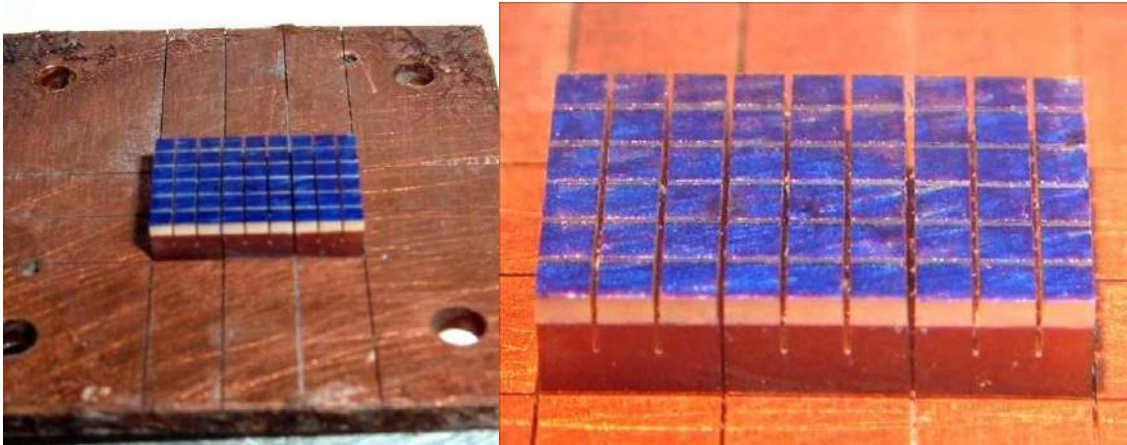


Figura IV.14 – Esquerda. Vista lateral inclinada mostrando a face superior da cerâmica, a cerâmica, a placa de CI superior e a inferior. Direita. Ampliação mostrando maiores detalhes.

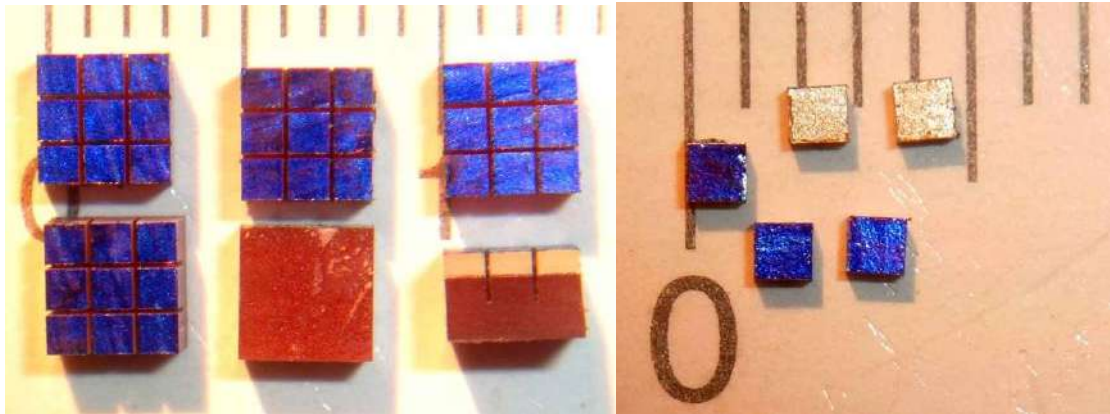


Figura IV.15 – Esquerda. As seis matrizes intactas, separadas da placa de CI inferior. Direita. Cinco dos vinte e seis elementos obtidos. Três com a face pintada para cima e dois com a face pintada para baixo. Comparar dimensões com as divisões milimetradas.

Notar que obteve-se dois grupos de cortes em cerâmica. O grupo formado por nove elementos, geometricamente agregados entre si por meio da placa de CI superior, formando matrizes 3 x 3, e o grupo formado por elementos cerâmicos sem vínculo mecânico desejado entre si, porém com as dimensões dos elementos do grupo anterior. A partir desta etapa ocorre a bifurcação das atividades. Vide figura IV.1. A seguir, consta o procedimento do ramo A da figura IV.1. Após tal procedimento alcança-se a evolução da montagem existente no outro ramo da figura IV.1, voltando a seguir as mesmas etapas.

Para obter-se matrizes 3 x 3 a partir de elementos individuais, é necessário montar os elementos com o auxílio de um dispositivo, que convirja cada elemento à sua posição final, além de mantê-los em tal posição enquanto outros elementos são acrescentados. Com a diminuição do tamanho dos elementos, seu peso reduz-se seguindo uma função cúbica. Para as dimensões consideradas, torna-se inviável o posicionamento manual e sua manutenção no local sem o auxílio deste tipo de dispositivo. Denominou-se a este dispositivo de “Base de Montagem Individual” ou BMI. O desenho para sua construção encontra-se na figura IV.16. O desenho para montagem de matrizes encontra-se na figura IV.17 e a figura IV.18 contém a foto da BMI.

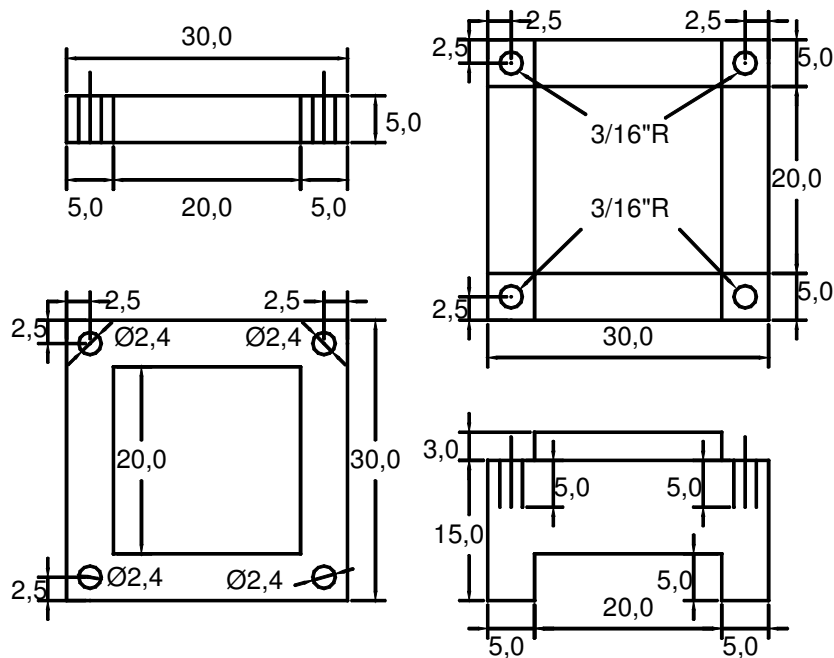


Figura IV.16 – Desenho da Base de Montagem Individual (BMI), utilizada na montagem de matrizes ultra-sônicas a partir de elementos transdutores.

À medida que o tamanho da BMI aumenta, podem-se construir matrizes com mais elementos. Deve-se evitar, porém, construir-se BMIs com possibilidades bem superiores às necessidades, como foi o caso. Por mais que se aumente a tensão nos fios, há dificuldade em se manter uma força de união adequada entre os elementos. Por esta razão os elementos foram montados próximos à periferia da BMI, ou seja, próximo às guias dos fios.

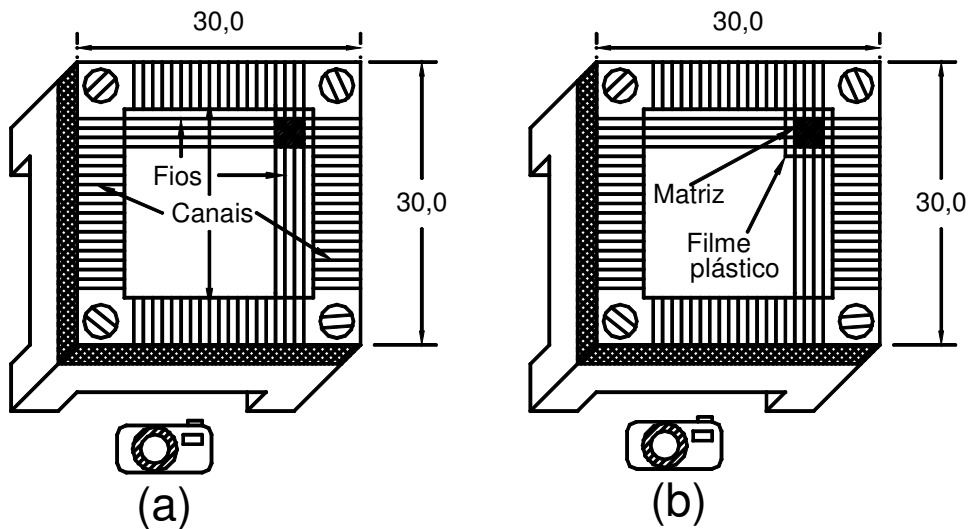
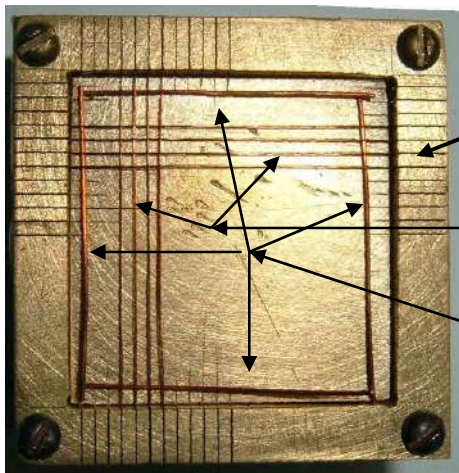


Figura IV.17 – Os elementos permanecem enquadrados pelos fios direcionados pelos canais (a). Um filme plástico, situado entre a base e os elementos cerâmicos, elimina o problema da irregularidade da base (causada por bolhas no material), além de elevar os elementos acima dos fios (b).



Canais com espessura de 150 µm, espaçados de 1,15 mm

Fios de cobre com 150 µm de diâmetro.

Fios com 500 µm de diâmetro, atuando como espaçadores para elevar os fios de cobre que delimitam a matriz.

Figura IV.18 – Base de montagem individual (BMI). Os elementos permanecem enquadrados pelos fios direcionados pelos canais. Atentar para as possíveis diversidades de formas e dimensões da matriz, que podem ser implementadas.

17. Obter um pedaço (20 cm) de fio de cobre para transformadores, com um diâmetro de aproximadamente meio milímetro. Cortar quatro pedaços com três a cinco milímetros menores que o lado do quadrado interior da BMI. Fixa-los provisoriamente, nas bordas do quadrado interior.

Obter alguns metros de fio com a medida do diâmetro idêntica à largura do corte. O fio ideal seria o de aço, porém nem sempre é encontrado neste diâmetro. A alternativa é o emprego de fio de cobre, utilizado em enrolamento de transformadores. Para este caso, empregou-se um fio com 150 μm de diâmetro.

Passar o fio, bem esticado, pelas guias da BMI, preenchendo sempre a guia adjacente, até o necessário para montar a matriz, ou seja, preencher quatro guias conforme a foto da figura IV.18. Preencher outras quatro guias. Transversais às primeiras, delimitando os quadrados onde serão inseridos os elementos. Passar novamente o fio pelas mesmas quatro guias preenchidas inicialmente e prender a saída do fio para que este não afrouxe. O resultado desta operação é que a partir de uma altura de meio milímetro haverá três cruzamentos de fios com 150 μm de diâmetro cada.

Colocar um pedaço quadrado e plano de filme plástico, de 2 cm x 2 cm, com 0,3 mm de espessura, entre os fios direcionadores e a face da BMI. A distância entre este filme e os fios é de 0,2 mm. Os fios inferiores não deverão tocar no plástico. A altura entre o plástico e o fio mais alto deverá ser menor que a altura do elemento cerâmico. Estas precauções facilitarão a inserção dos elementos em seus lugares.

18. Preparar os elementos piezelétricos para a montagem das matrizes na BMI. Colocar um pedaço retangular de 6 cm x 4 cm, de lixa d'água número 600 sobre uma superfície plana. Cortar um pedaço de fita adesiva com cerca de 10 cm e unir as duas pontas, de modo a formar uma circunferência com o adesivo voltado para fora. Fixar um pouco menos do semiperímetro na bancada de trabalho, permanecendo o restante formando uma curva no ar. Pegar um elemento com o auxílio de uma pinça de pontas finas. Apoiá-lo sobre a lixa, de modo que a face pintada fique para cima. Com uma das pontas da pinça sobre a face pintada e a outra encostada em uma das faces laterais, arrastar o elemento por cerca de 4 cm. O rastro deixado na lixa deverá ser homogêneo, indicando que toda a superfície está sendo lixada. Este procedimento é insuficiente para deixar a cerâmica exposta, permanecendo a camada condutora ainda cobrindo toda a face. Testar a resistência entre dois pontos desta face. Deverá acusar menos que 1 Ω . Fixar a face lixada sobre a fita adesiva. Com a pinça sobre a face pintada, pressionar o elemento contra a bancada. Com a pinça posicionada em duas faces laterais opostas, afastar o elemento da fita adesiva, de modo a que seu descolamento ocorra sempre iniciando por um vértice do quadrado, e terminando no vértice oposto. A face agora está limpa e desoxidada. Colocar o elemento entre os fios direcionadores da BMI com a face

limpa para baixo. Repetir o procedimento para todos os elementos. A figura IV.19 contém foto da BMI já com os elementos em seus lugares.

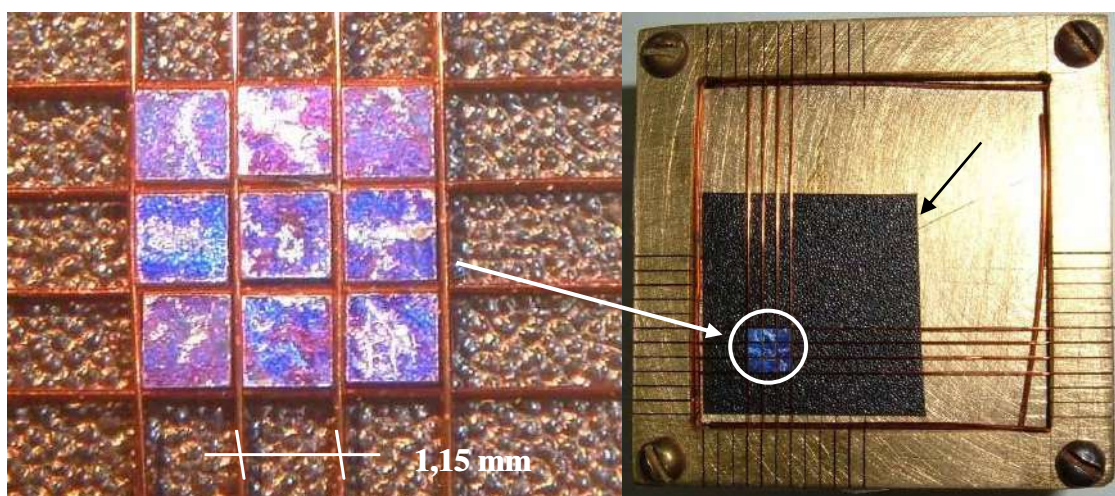


Figura IV.19 – Elementos cerâmicos montados na BMI. Detalhe da matriz à esquerda. Vista geral, com pequena deformação ótica, mostrando o quadrado plástico espaçador entre a matriz e a face da BMI à direita. A face pintada da cerâmica situa-se acima dos fios.

19. Cortar um pedaço de fita adesiva com 7 cm e posiciona-la na região próxima a um dos cantos sobre a matriz. A face adesiva deve estar voltada para baixo. Delicadamente, pressionar levemente a fita sobre a matriz com o dedo. O movimento deve ser o mais normal possível à face da matriz, não podendo haver deslocamentos laterais. Após algumas tentativas passa a ser fácil. Uma vez posicionada, pressionar a fita sobre a matriz com mais força. Procurar evitar que a fita adira em mais algum lugar. Caso isso ocorra não há problema, apenas deve-se tomar mais cuidado na operação seguinte. Suspender a fita pelo seu lado livre, mantendo o filme de plástico em seu lugar, até que todos os elementos saiam junto com a fita. A foto da figura IV.20 contém o resultado desta operação.

A partir deste ponto os elementos já possuem uma ligação mecânica com a geometria igual à fixada pela placa de CI. A menos da retirada da placa de CI, todo o procedimento restante é comum aos dois processos.

20. Limpar a superfície exposta da cerâmica de cada matriz ainda fixada pela placa de CI. Umedecer um guardanapo macio com álcool e encosta-lo nas superfícies expostas das cerâmicas. Repetir a operação até que a parte úmida do guardanapo permaneça

limpa. Caso ainda haja vestígios de tinta nas cerâmicas, talvez seja necessário utilizar um pincel achatado com cerdas macias, com cerca de cinco milímetros de comprimento e largura. Unta-lo no álcool e aplica-lo sobre a tinta. Uma força um pouco maior pode deslocar o elemento da matriz. Um procedimento eficaz é obtido, movendo-se o pincel axialmente até as cerdas atingirem normalmente a face a ser limpa. Secar a matriz e verificar se toda a tinta foi retirada. Repita a operação até que não haja mais vestígio de tinta. Com um multímetro com ponteiros de bico fino, verificar se a resistência entre dois pontos, na face condutora exposta de cada elemento é menor que um Ohm.



Figura IV.20 – Diversas matrizes formadas via base de montagem individual. A base de alumínio, com 1/8 de polegada de espessura, protege os elementos da matriz. As fitas adesivas foram fixadas de modo a passarem pela abertura da outra face, selando as matrizes.

Fixação das matrizes na camada de acoplamento.

O Procedimento seguinte trata da fixação da matriz cerâmica na camada de acoplamento. Um detalhe a ser observado, é que para as matrizes obtidas via montagem individual de seus elementos, a camada de acoplamento será fixada nas faces que não foram pintadas. Já para as matrizes obtidas via placa de CI, a camada de acoplamento será fixada nas faces que foram pintadas. Caso seja necessário manter a camada de acoplamento nas mesmas faces, devem-se montar os elementos na BMI com as faces pintadas para baixo.

Preparar a camada de acoplamento. A camada de acoplamento apresenta o aspecto vítreo. Possui 150 μm de espessura e é extremamente quebradiça. Para esta montagem dispõe-se de pastilhas comercializadas em quadrados de uma polegada de lado.

21. Depositar um destes quadrados sobre a superfície plana de um vidro grosso, como o utilizado por dentistas. Com o instrumento da figura IV.3, riscar a camada de acoplamento ao meio com cerca de doze milímetros de largura. Coincidir o risco na face superior, sobre um fio com aproximadamente 250 μm de diâmetro. Pressionar a região do fio com uma borracha macia. Repetir o processo anterior para os retângulos obtidos, de forma a chegar-se a quatro quadrados com meia polegada de lado. Deve-se repetir todo o processo até que se consiga o número necessário de quadrados para as montagens. Experiências posteriores comprovaram, que cortes formando quadrados com 8 mm de lado são mais interessantes, por eliminar uma etapa mais adiante (item 27). Vide figura IV.21.

22. Fixar as camadas de acoplamento sobre o vidro grosso, com fita adesiva comum. As fitas devem passar apenas dois milímetros das bordas. Todas as quatro bordas têm que possuir fita adesiva. Sua aderência deverá impedir a migração de cola condutora para baixo da camada de acoplamento. Tal ocorrência é certa, caso não seja comprimida sobre o vidro, principalmente na região de cruzamento das fitas. Limpar antes, as faces das camadas de acoplamento com cotonetes embebidos com pouco de álcool, para não descolar as fitas adesivas.

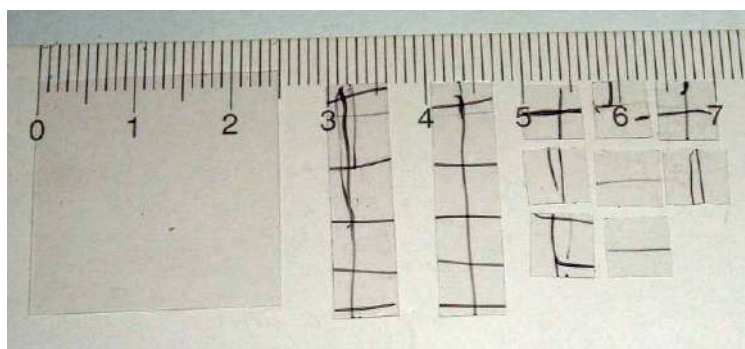


Figura IV.21 – Cortes realizados na camada de acoplamento. Na forma original (esquerda). Tiras com um quarto de polegada de largura (centro). Quadrados com um quarto de polegada de lado (direita). Os cortes foram realizados com o riscador da figura IV.3. As marcas, feitas com caneta para retroprojeter, facilitam a visualização durante a operação de localização do riscado. Cortes com quadrados de meia polegada também foram realizados, porém sem fotos deste estágio da montagem.

23. Aplicar uma fina camada de cola Epóxi condutora sobre a camada de acoplamento.

Neste ponto da montagem é necessário discorrer sobre diversos aspectos da cola Epóxi condutora. Ela vem acondicionada em duas pequenas bisnagas plásticas. Na embalagem encontra-se o prazo de validade da mesma. Esta cola é importada, devendo-se considerar o período desde a aquisição até seu recebimento. Alguns detalhes encontram-se listados a seguir, com esclarecimentos úteis.

- Uma cola com prazo de validade vencido há mais de um ano foi utilizada com sucesso. Um de seus componentes encontrava-se endurecido. Aplicando-se álcool ou acetona à mistura dos dois elementos, a consistência não somente retornou à original, como também pôde-se torná-la mais fluida, atendendo aos propósitos deste item. A figura IV.22 apresenta o aspecto de uma cola com prazo de validade vencido a mais de um ano, quando acrescenta-se acetona ou álcool. Para o caso do álcool, apenas uma marca testada apresentou problemas. O tempo de trabalho, antes de iniciar seu endurecimento, aumenta dos dez minutos originais para quinze minutos, detalhe muito importante para a montagem de matrizes.



Figura IV.22 – Esquerda. Cola depositada com pincel, diluída em álcool e em acetona. Com muito diluente a condutibilidade diminui ainda para valores aceitáveis, além de curar e endurecer. Centro. Cola diluída com uma marca de álcool. A superfície encontra-se mais regular e suave. Direita. Cola diluída com outra marca de álcool. A superfície encontra-se irregular. Estas colas apresentavam prazos de validade vencidos há cerca de um ano.

- Cola Epóxi condutora, no início do prazo de validade, apresentou problemas de condutibilidade elétrica. Ao preparar-se a cola, uma das bisnagas expeliu um líquido

de aspecto semitransparente e brilhoso, semelhante ao verniz, quando deveria expelir uma pasta prateada opaca e sem brilho. Este fato, desconhecido até então, causou a inutilização de cinco das seis matrizes obtidas, mostradas na foto esquerda da figura IV.15. A migração e endurecimento de parte da prata no interior de uma das bisnagas causaram a saída apenas de cola da bisnaga, aumentando drasticamente a resistividade da cola. A figura IV.23 contém foto do ocorrido.

A figura IV.24 apresenta a comparação entre colas, aspectos físicos e elétricos. Sua compreensão torna-se necessária em qualquer trabalho envolvendo cola Epóxi condutora.

Com a experiência adquirida com a cola Epóxi condutora, repetiu-se todo o procedimento até este ponto, para a verificação das reais possibilidades de construção de matrizes, provenientes de elementos agregados pela placa de CI superior. A figura IV.25 contém fotos destas matrizes fixadas à camada de acoplamento. A figura IV.26 apresenta foto de detalhe na região da junção das cerâmicas com a camada de acoplamento. Observar que a fina camada de cola não migrou para o espaço interior entre os elementos.

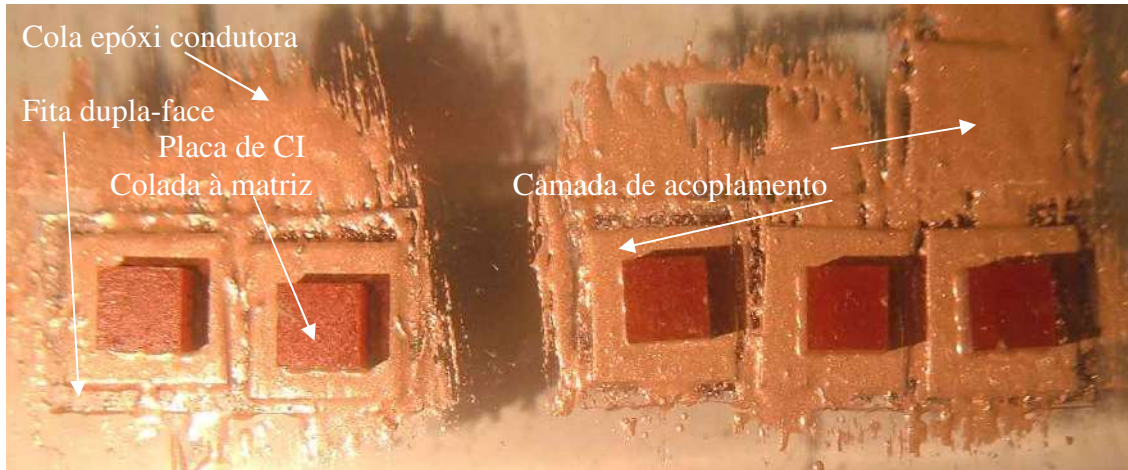
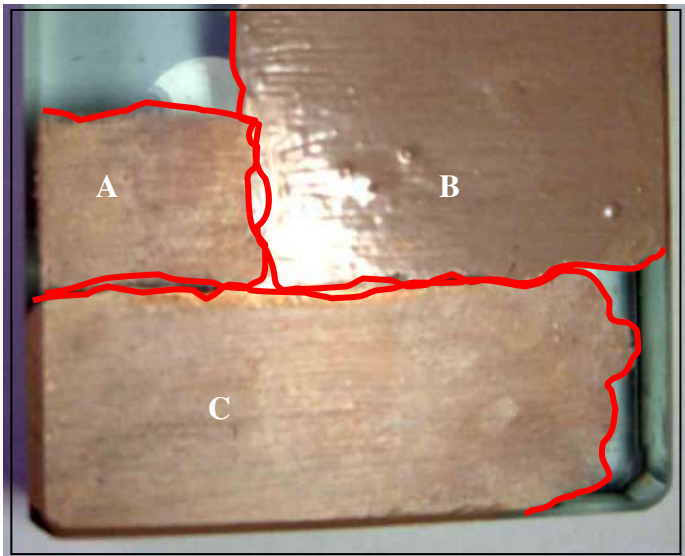


Figura IV.23 – Matrizes coladas sobre as camadas de acoplamento. As cerâmicas (não visíveis) encontram-se sob os pedaços da placa de CI em primeiro plano. A sexta matriz teve um de seus elementos descolados devido a um procedimento de limpeza impróprio da camada de tinta. Ocorreram dois problemas básicos nesta etapa. A cola apresentou alta resistência elétrica e o procedimento dificultava a separação da matriz com a base de vidro, devido a utilização de fita adesiva de dupla-face. Notar o brilho na superfície da cola.



A – Cola com prazo de validade vencido, com algumas gotas de acetona. $R < 1 \Omega$ (Concentração normal).

B – Cola dentro da validade, sem diluente. R aleatoriamente mutante entre **150 e 2000 Ω** .

C - Cola com prazo de validade vencido, com muitas gotas de álcool. $R \approx 2 \Omega$ (bem diluída).

Figura IV.24 – Apesar da cola em B encontrar-se no início do prazo da validade, a falta de homogeneidade no interior da bisnaga provocou a saída de excesso de fluido de um dos dois tubos. A consequência foi a diminuição da concentração de prata, elevando a resistência a valores proibitivos. Notar o reflexo da lâmpada na região de proximidade das três colas. A redução da quantidade de prata em B tornou a superfície mais lisa e refletora que em A e C. A região ilumina as três colas com valores de intensidades aproximadamente iguais.

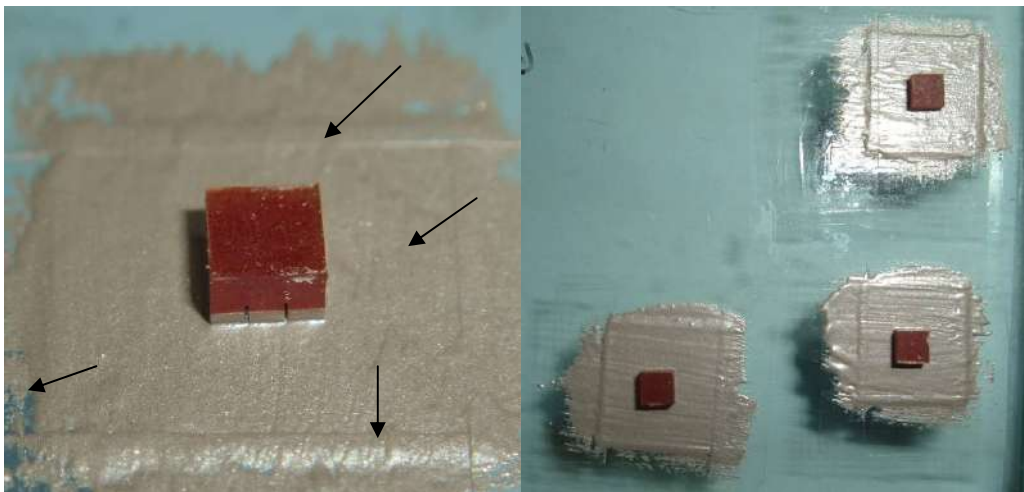


Figura IV.25 – Foto de uma matriz cerâmica colada à camada de acoplamento (esquerda). A placa de CI superior ainda encontra-se colada à cerâmica. Repetiu-se todo o processo até chegar-se a este ponto. Notar as fitas adesivas fixando a camada de acoplamento ao vidro base. A cola Epóxi condutora semi-fosca apresentou uma resistência menor que um Ohm. A camada de acoplamento quadrada possui cerca de 12 mm de lado. Obtiveram-se três matrizes por meio deste processo (direita).

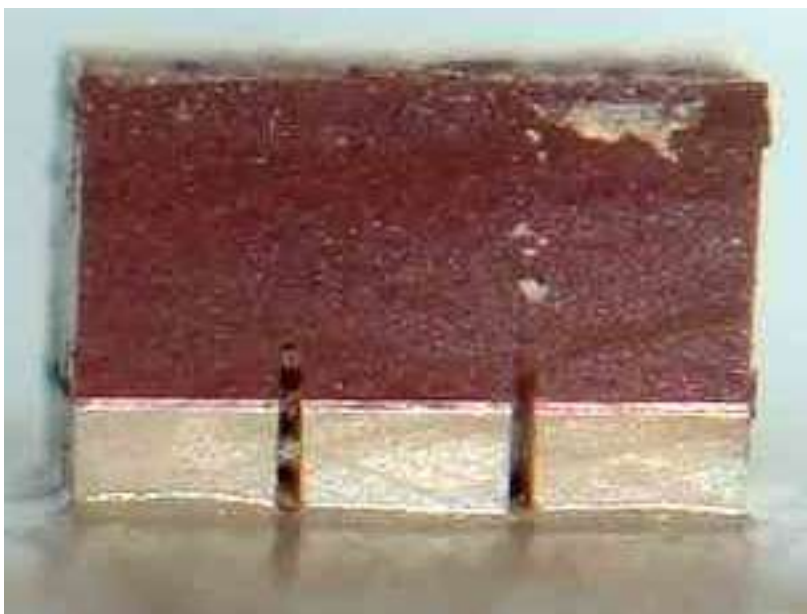


Figura IV.26 – Detalhe dos espaços de 150 µm criados pela serra. Durante a fixação da matriz na camada de acoplamento, a cola condutora deve encontrar-se bem fluida. Observar que a cola não migrou para o espaço entre as paredes laterais dos elementos. Posteriormente serão retirados restos de material solto entre os elementos.

24. Retirar cuidadosamente as fitas adesivas que fixam as camadas de acoplamento na base de vidro. Puxar a fita sempre rente ao vidro e de modo a formar um ângulo de 45° entre as fitas.

25. Retirar as placas de CI das matrizes da figura IV.25 e as fitas adesivas das matrizes montadas com elementos individuais. Aguarda-se que a cola tenha alcançado a dureza final para retirar-se a placa de CI. Submergem-se estas matrizes em solvente para ceras por alguns minutos e, ocasionalmente, aplicam-se movimentos giratórios na placa de CI em relação às cerâmicas, com as pontas da pinça, até que a placa de CI seja removida. A cola de contato possui elasticidade, o que facilita a remoção da placa de CI. Para as matrizes montadas individualmente, basta retirar a fita adesiva.

26. Proceder à limpeza das faces expostas dos elementos cerâmicos. Para a matriz colada com a placa de CI, é necessário retirar antes as rebarbas de cola de contato. Isso é conseguido por inspeção e com o auxílio da pinça de ponta fina. O complemento da limpeza é realizado em duas etapas. Retirar as sobras existentes entre as cerâmicas, com pincel mencionado no item 20 embebido em álcool. Limpar as superfícies expostas com palitos de ponta fina (para dentes), enrolados em pouquíssimo algodão. Embebê-lo em álcool. Marcar um ponto, com uma caneta para retro projetor, próximo a um dos

vértices. Este ponto identificará o elemento 11, primeira linha, primeira coluna da matriz. A figura IV.27 contém o desenho para identificação de cada elemento da matriz. O aspecto das matrizes neste ponto é apresentado nas fotos das figuras IV.28 e IV.29.

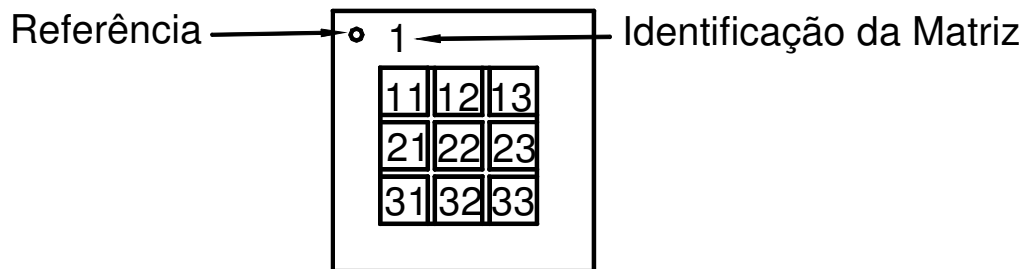


Figura IV.27 – A referência é necessária para a discriminação entre os elementos da matriz. A identificação da matriz associa a matriz a um número.

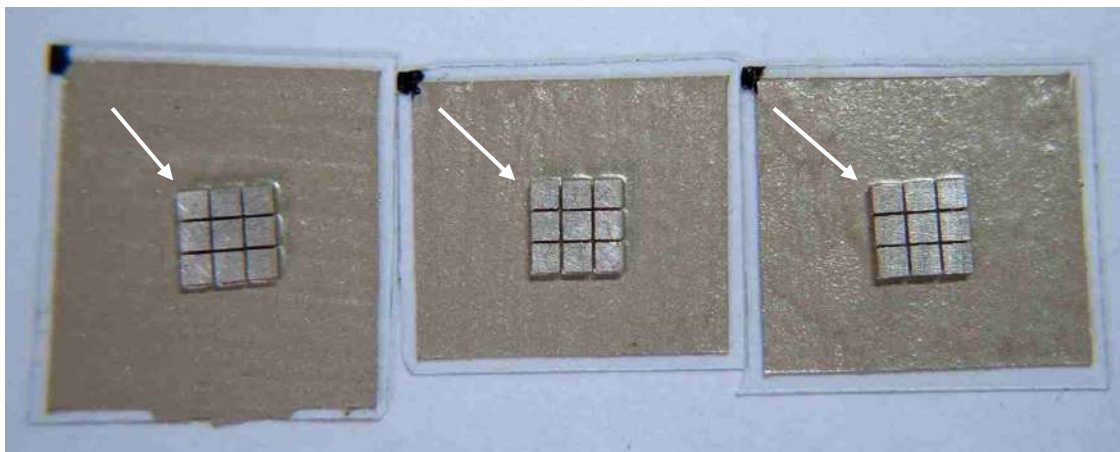


Figura IV.28 – Detalhes das matrizes já fixadas e limpas na camada de acoplamento. Estas matrizes são provenientes do grupo fixado em placa de CI. Notar a tonalidade das faces das cerâmicas, indicando que as faces, além de paralelas, pertencem ao mesmo plano. O ponto serve de referência para discriminar os elementos entre si.

27. Cortar o excesso lateral das camadas de acoplamento até formarem quadrados com cerca de sete a nove milímetros de lado.

- Colocar o conjunto formado pela camada de acoplamento e matriz cerâmica, sobre a superfície lisa de uma borracha dura. A cerâmica deve estar voltada para cima.
- Posicionar uma régua com cerca de cinco centímetros, paralela a uma das faces dos elementos cerâmicos e afastados entre dois e três milímetros.

- Com o auxílio do riscador, riscar a camada de acoplamento. Primeiramente riscar a cola Epóxi condutora e posteriormente o vidro da camada de acoplamento.

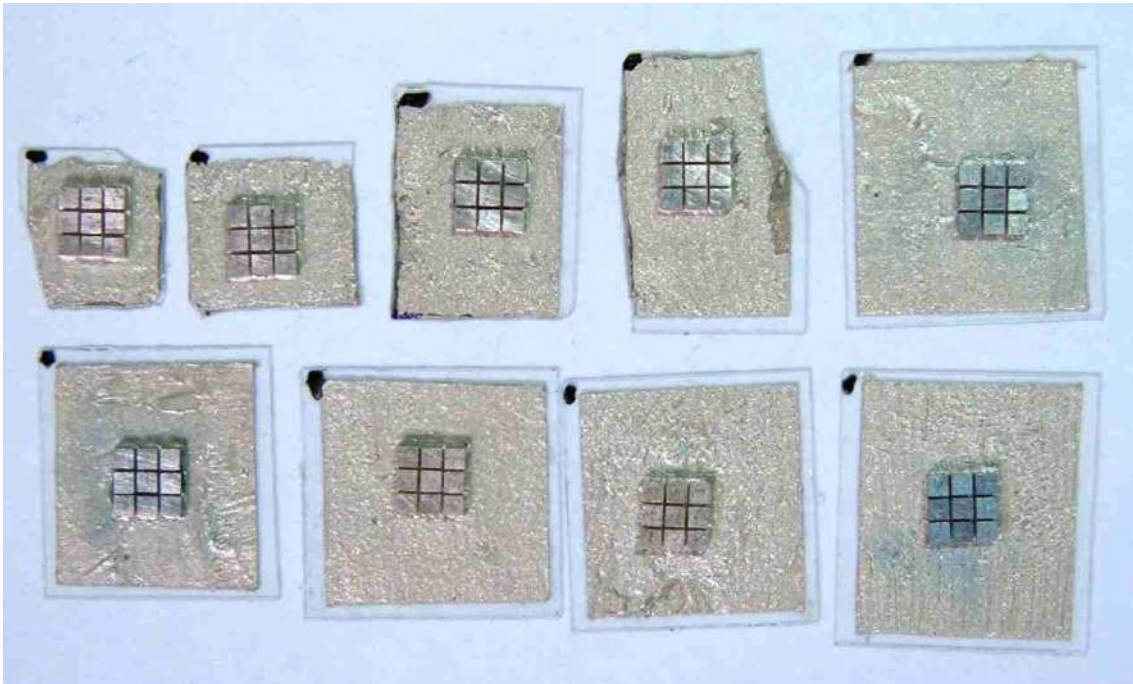


Figura IV.29 – Foto de matrizes obtidas via montagem individual dos elementos. Nesta etapa já se encontram coladas sobre a camada de acoplamento. O ponto indica a localização do elemento matricial 11. Notar a diferença entre as tonalidades das faces destas matrizes com relação às da figura IV.27. Apesar deste fato, após sua conclusão, estas matrizes estarão aptas a realizar a tarefa a que foram programadas.

- Colocar sob a camada de acoplamento, coincidindo com o risco, um pedaço de fio de cobre reto, com diâmetro aproximado de 250 μm .
- Exercer pressão gradativa, com a ponta do dedo sobre o conjunto, até que a camada de acoplamento se rompa exatamente sobre o risco. A precisão do corte não é muito importante, desde que não atinja as cerâmicas.
- Retirar cerca de um a dois milímetros de cola condutora da periferia da camada de acoplamento.

28. Construção da base de encapsulamento.

- A base de encapsulamento deverá ser construída com placa de CI, com apenas uma face cobreada e com o substrato em fibra de vidro. O desenho da base de encapsulamento encontra-se na figura IV.30.
- Preparar a face cobreada para a distribuição das conexões elétricas.

- Há programas aplicativos, disponíveis para utilização gratuita na internet, que gerenciam a tarefa de produção, edição e geração da arte final, necessária para a confecção de circuitos em placas de CI.
- Na foto da figura IV.31 pode ser visualizada uma placa de CI com quatro circuitos a serem empregados na confecção de matrizes. A área maior de cobre corresponde ao ‘terra’ elétrico e será utilizada na conexão das faces anteriores das cerâmicas, junto à camada de acoplamento. As nove ‘ilhas’ de cobre, dispostas lado a lado, fixam a conexão elétrica entre as faces expostas das cerâmicas (camadas de retaguarda) e os cabos coaxiais de transferência de sinais para o meio externo.

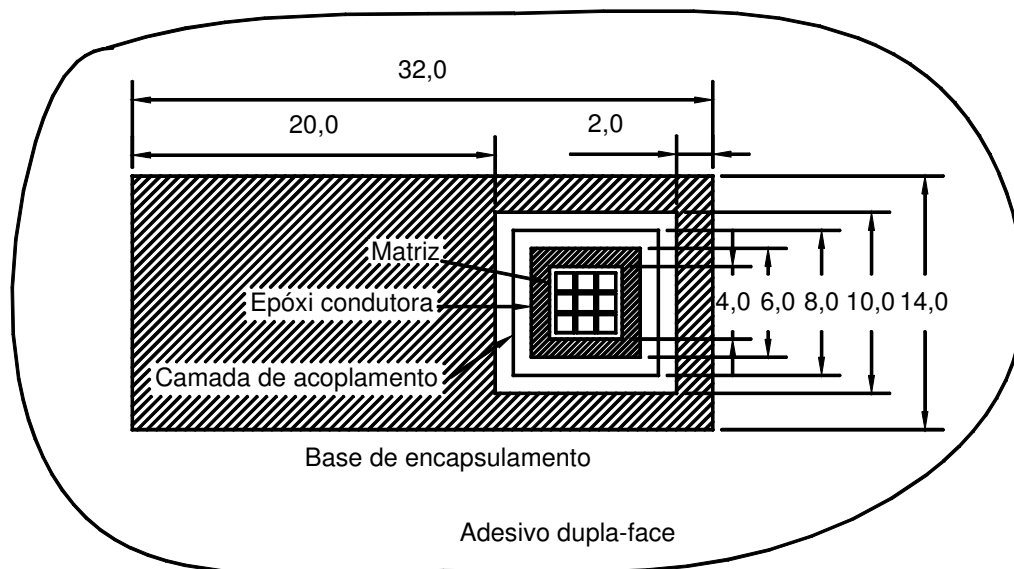


Figura IV.30 – Disposição da camada de acoplamento com as cerâmicas, na base de encapsulamento. A base é formada por placa de CI, com uma face cobreada e substrato de fibra de vidro. As medidas encontram-se em milímetros.

- Obter as bases de encapsulamento. Cortar a placa de CI junto às linhas de cobre delimitadoras da base de encapsulamento.
- Retirar o substrato identificado pelo quadrado delimitado pelo cobre, de acordo com a figura IV.30.

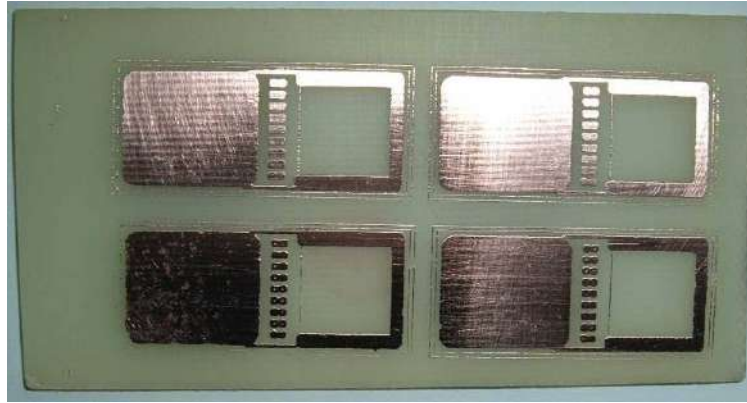


Figura IV.31 – Placa de CI contendo quatro circuitos para construção de quatro bases de encapsulamento.

29. Fixação do conjunto obtido no item anterior na base de encapsulamento.

- Fixar um pedaço de fita adesiva dupla-face em uma base plana. Utilizou-se um vidro espesso usado por dentistas.
- Fixar a camada de acoplamento da matriz na fita adesiva dupla-face.
- Fixar a base de encapsulamento na fita adesiva, de acordo com a figura IV.30.
- Aplicar cola Epóxi (Araldite) entre a camada de acoplamento e a base de encapsulamento. O aspecto pode ser visualizado na foto da figura IV.32. A finalidade da cola Epóxi é de acoplar mecanicamente a base de encapsulamento com a camada de acoplamento, compor a geometria no local, promover o isolamento elétrico entre a região interior e exterior, além de promover a vedação contra fluidos entre estas mesmas regiões.
- Após o endurecimento da cola, retirar a camada de cola que tenha transbordado, que se encontra em contato com o cobre, permitindo uma posterior conexão elétrica.

28. Conexão elétrica entre a face anterior, junto à camada de acoplamento, e o terra. Preparar um pouco de cola Epóxi condutora com álcool ou acetona como diluente. Com um palito de ponta fina, cobrir a cola recém posta. Fazê-lo de modo a atingir tanto a cola condutora da camada de acoplamento, como o cobre que circunda a cola não condutora. A foto da figura IV.33 apresenta o exposto.



Figura IV.32 – Visão geral de quatro matrizes fixadas nas respectivas bases de encapsulamento (à esquerda). Na foto da direita encontram-se detalhes, como a cola Epóxi unindo a matriz na base de encapsulamento.

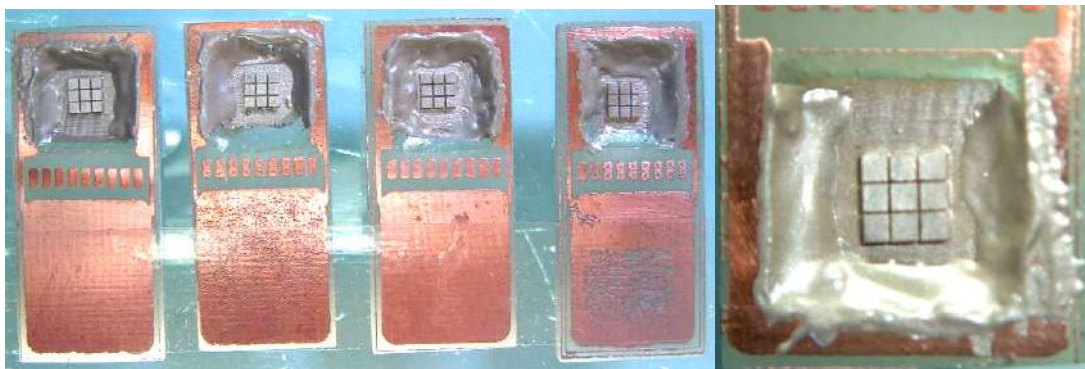


Figura IV.33 – À esquerda têm-se as quatro matrizes com a cola condutora fazendo a ligação elétrica entre o terra da face cobreada e a camada anterior, junto à de acoplamento. À direita têm-se o detalhe da conexão. Observar que a cola condutora não alcança as faces expostas da matriz.

30. Determinação do tipo de conexão elétrica entre a face exposta da cerâmica e a base de encapsulamento.

Este item compreende um trabalho mais detalhado que o normalmente esperado. Determinou-se três métodos de implementar a conexão elétrica na face posterior das cerâmicas. Os dois primeiros alteraram as características de impedância elétrica das cerâmicas a ponto de inviabilizá-los, devido à dispersão obtida entre estas curvas. A título de informação, os dois métodos serão expostos para que não sejam utilizados em matrizes pequenas. Tais métodos porém, poderão ser perfeitamente utilizados em casos

de sensores formados por apenas um elemento ou no caso de elementos maiores. O terceiro método foi escolhido por não apresentar tal problema.

- Métodos cola condutora e solda.

As conexões elétricas e mecânicas apresentadas nestes dois métodos são excelentes. Caso se puxe o condutor, este romperá antes de ocorrer a desconexão na interface cola/cerâmica ou solda/cerâmica. A figura IV.34 apresenta foto dos dois tipos de conexão.



Figura IV.34 – Peça da matriz M1m. Elementos M1m11, M1m12 e M1m13 (acima). Três conexões realizadas, por meio de solda utilizada em eletrônica. Abaixo. Elementos M1m21, M1m22 e M1m23. Três conexões realizadas, por meio de cola Epóxi condutora com bastante álcool como solvente.

Mediu-se o módulo da impedância elétrica em função da frequência de todos os seis elementos mostrados na figura IV.34. As medições foram realizadas antes e depois da conexão com os fios. Os resultados encontram-se nas figuras IV.35 e IV.36.

Como pôde ser concluído, estes dois tipos de conexão não são apropriados para matrizes com mais de um elemento pequeno. Considere-se que um pulso elétrico estreito seja aplicado ao elemento transmissor. A frequência fundamental da energia transmitida de ultra-som se localizará próximo a sua ressonância série. Considere-se também, que a ressonância série ou paralela dos elementos receptores, situem-se em regiões diferentes das ressonâncias do transmissor. Como resultado, cada receptor apresentará um ganho diferente, independentemente do meio monitorado. Concluiu-se também, que o fator preponderante, causador do fenômeno de dispersão, é o relativamente grande depósito de massa de solda e/ou cola empregado na conexão.

Observa-se que os desvios de frequência são sempre no sentido de redução da frequência.

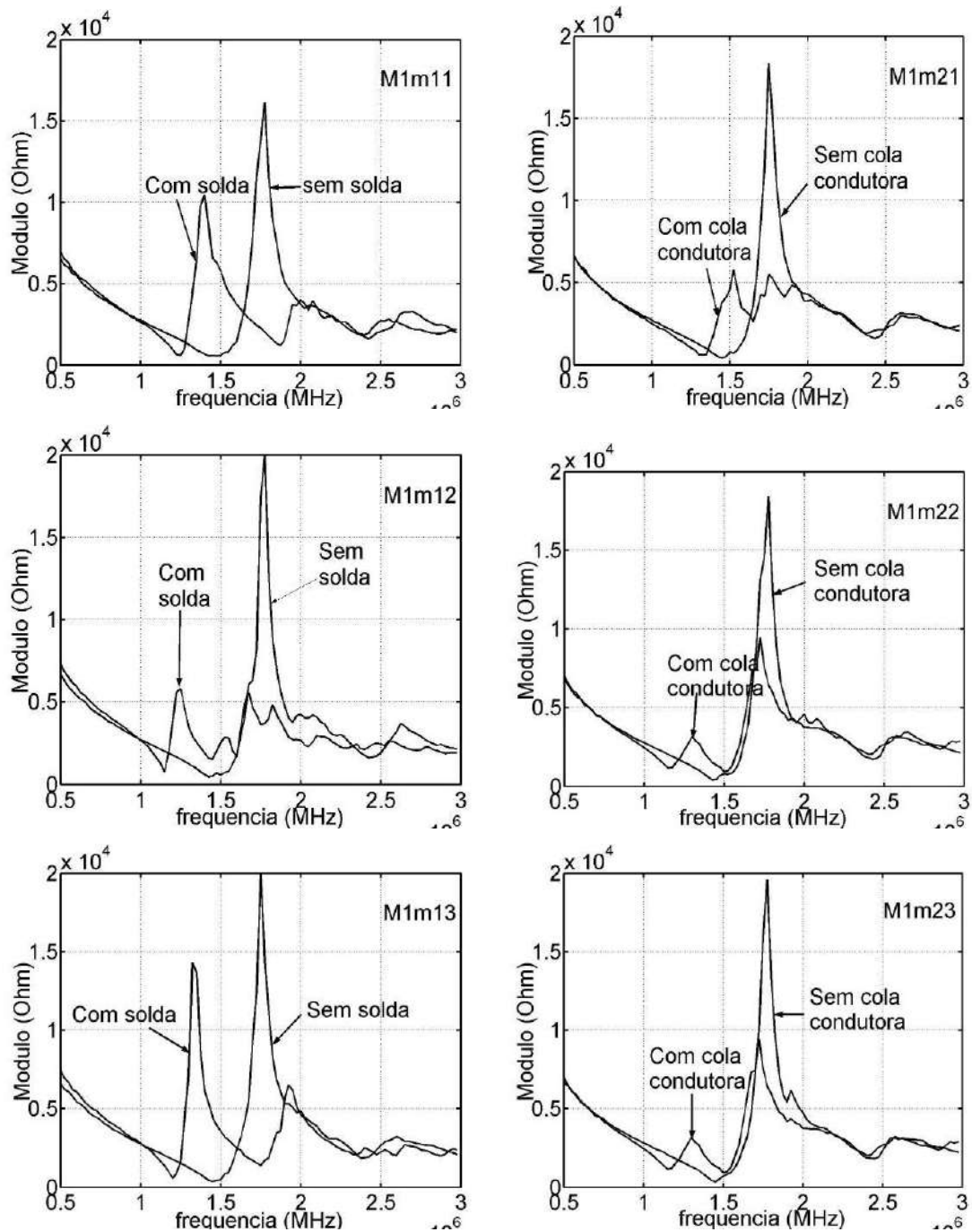


Figura IV.35 – Medidas realizadas nos elementos cerâmicos de pedaço da matriz M1m (Matriz 1 montada). Cada gráfico apresenta duas curvas da resposta em frequência do módulo da impedância de um mesmo elemento da matriz. Observar o desvio de frequência, antes e depois da conexão, nos pontos notáveis das curvas; tanto nos máximos (ressonância paralela), como nos mínimos (ressonância série).

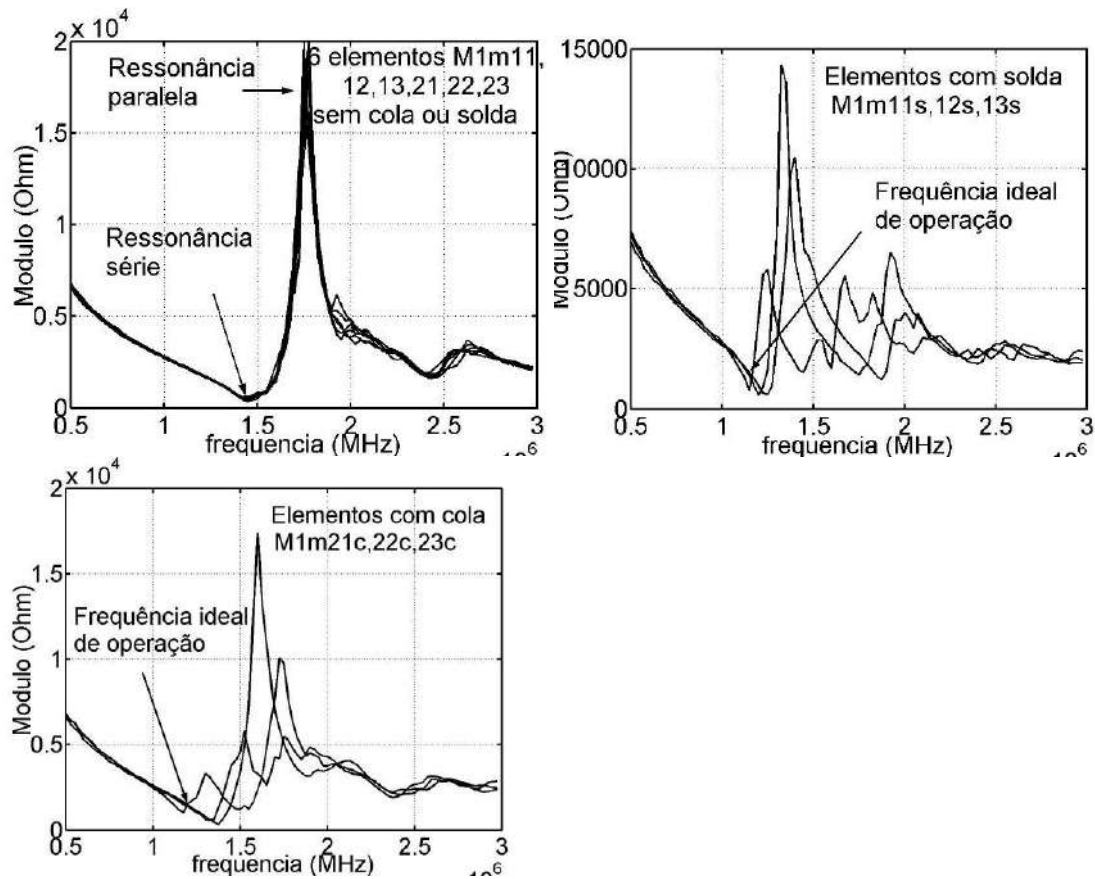


Figura IV.36 – Medidas realizadas nos elementos cerâmicos de pedaço da matriz M1m (Matriz 1 montada). Cada gráfico apresenta curvas da resposta em frequência do módulo da impedância. Acima à esquerda. Todos os seis elementos antes da conexão elétrica. Observar uma dispersão praticamente nula entre os elementos, tanto em amplitude como em frequência, Acima à direita. Alta dispersão após a conexão por meio de solda, tanto em amplitude como em frequência, Abaixo. O mesmo ocorre quando a conexão é por cola condutora. Os complementos ‘c’ e ‘s’ após a identificação dos elementos, referem-se a ‘cola’ e ‘solda’ respectivamente.

- Método solda pontual.

O método de solda pontual é semelhante ao método de solda empregado no procedimento anterior. A única e crucial diferença é a redução da quantidade de solda a um mínimo possível, utilizando-se o processo manual. A figura IV.37 contém fotos de duas matrizes soldadas por este processo. A figura IV.38 contém as respectivas curvas de impedância.

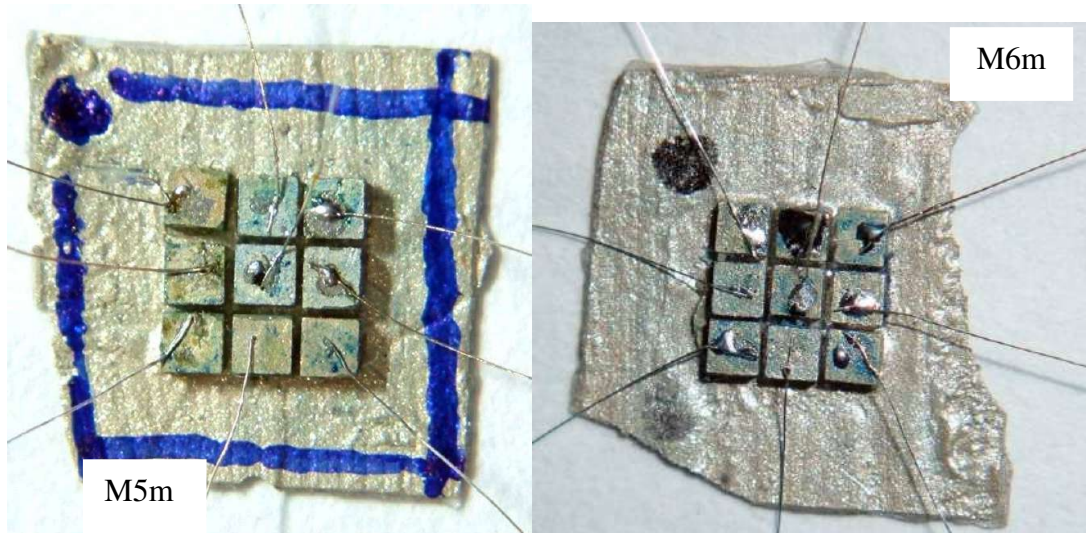


Figura IV.37 – Matrizes M5m e M6m (montadas elemento a elemento) com pouquíssima solda nos contatos. O elemento M5m11 deslocou-se durante a soldagem do fio, apesar de ter-se aquecido o mínimo possível para a operação de soldar. O mesmo não ocorreu com a matriz M6m. Todos os elementos das duas matrizes receberam aproximadamente a mesma quantidade de calor.

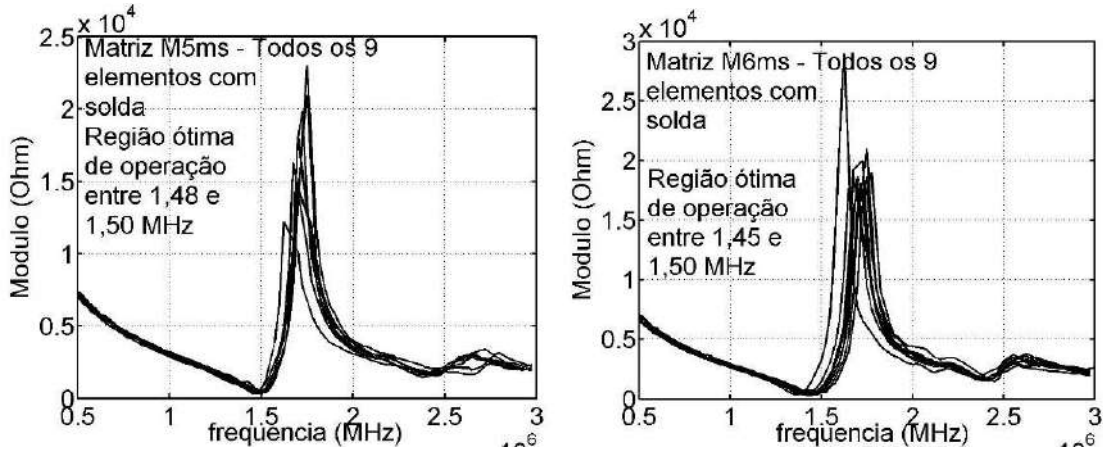


Figura IV.38 – Curvas do Módulo de impedância com a frequência das duas matrizes da figura IV.37. Observar a dispersão relativa, em frequência, praticamente nula entre os elementos. Esquerda. Matriz M5ms. Direita. Matriz M6ms (matriz 6 montada e com solda de ponto).

31. Conectar as cerâmicas com fios de cobre estanhado com cerca de 70 micrômetros de diâmetro. Tal fio é encontrado na malha de blindagem de cabo coaxial de 1,2

milímetros de diâmetro externo. Utilizar o processo de solda de ponto. As figuras IV.39 e IV.40 contêm as matrizes efetivamente soldadas com este processo.

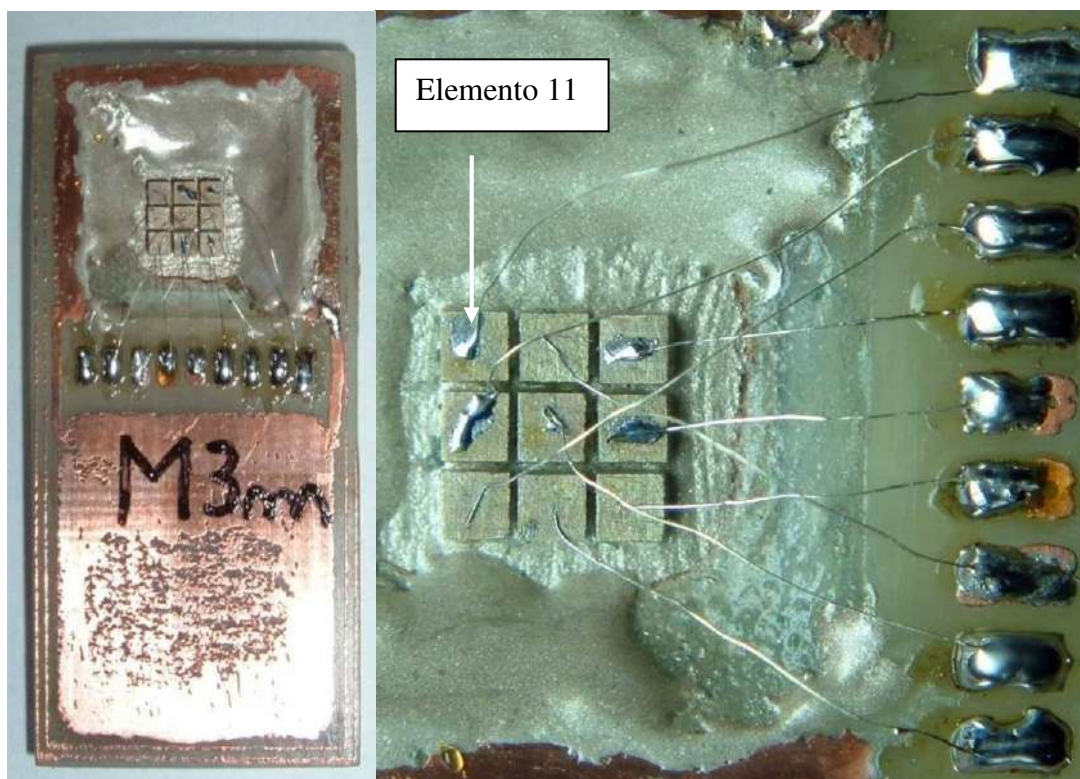


Figura IV.39 – Matriz M3m soldada e montada na base de encapsulamento. Esquerda. Visão geral. Direita. Detalhe da soldagem da fiação entre os elementos e ilhas de cobre. Observar alguns cruzamentos aéreos dos fios.

32. Conectar os fios às ilhas da base de encapsulamento. As figuras IV.39 e IV.40 contêm as matrizes efetivamente soldadas com este processo. Na figura IV.39 utilizou-se um modo de distribuição dos fios, que apresentam cruzamentos suscetíveis a curto entre elementos. Na figura IV.40 alterou-se o modo de distribuição dos fios. Pode-se observar que há menos cruzamentos aéreos.

33. Confeccionar as bases de encapsulamento laterais e interna. A figura IV.41 contém o desenho das faces. As dimensões encontram-se em milímetros. A figura IV.42 contém a foto das placas. Apenas a placa interior é de dupla face de cobre, as demais possuem apenas uma face cobreada.

34. Preparar a extremidade de nove cabos coaxiais, com as características de acordo com a figura IV.43. Os cabos serão empregados na conexão elétrica da matriz com o meio exterior.

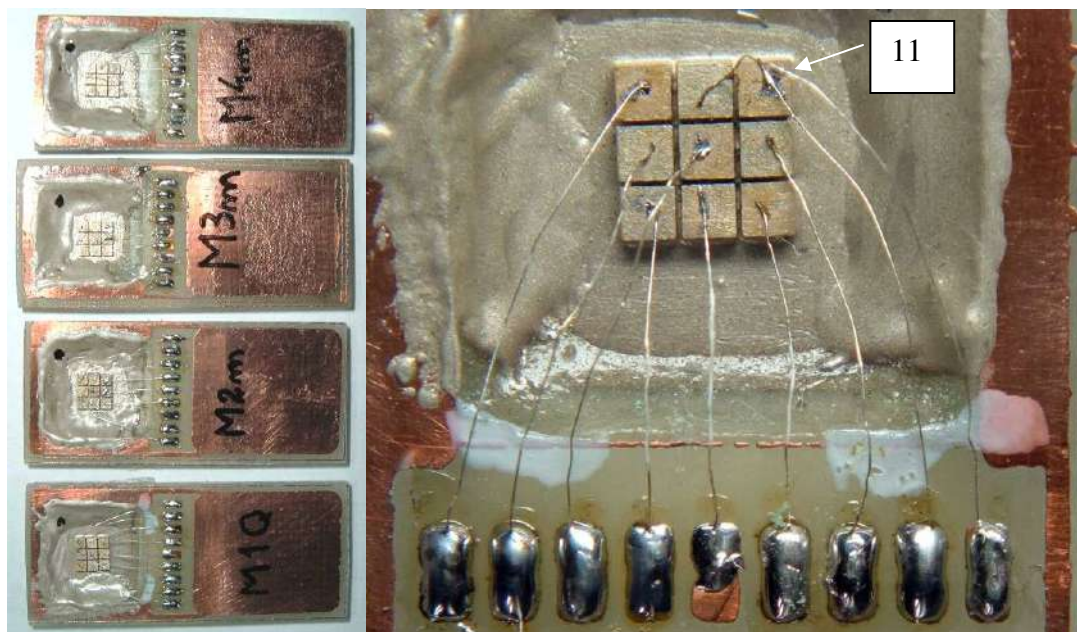
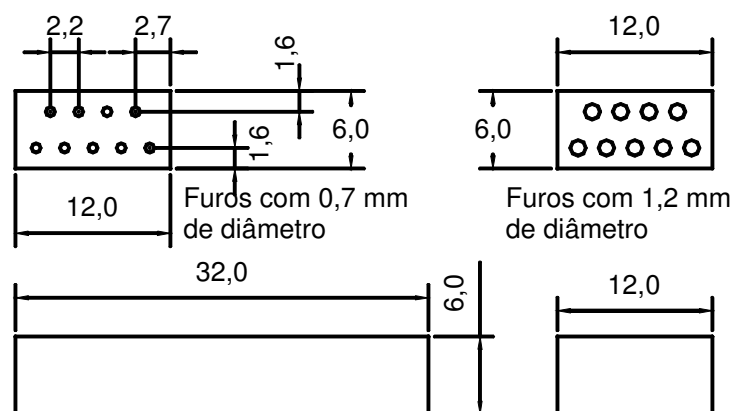


Figura IV.40 – Esquerda. Matrizes M1Q (matriz 1 obtida pelo acoplamento via placa de CI), M2m, M3m e M4m, conectadas às respectivas bases de encapsulamento. Direita. Detalhe da soldagem da fiação entre os elementos e ilhas de cobre da matriz M1Q. As ligações das matrizes M1Q, M2m e M4m apresentaram uma distribuição diferente da encontrada na matriz M3m. Tal disposição facilitou tanto no trabalho de soldagem como diminuiu o risco de contato elétrico entre os fios, devido a uma disposição quase sem cruzamentos de fiação.



Placa de CI com uma face cobreada

Figura IV.41 – Esquerda acima. Placa de CI interna ao encapsulamento. Direita acima. Placa de CI posterior, com furos para a saída dos cabos coaxiais. Esquerda abaixo. Placas (2) de CI laterais. Direita abaixo Placa de CI anterior.

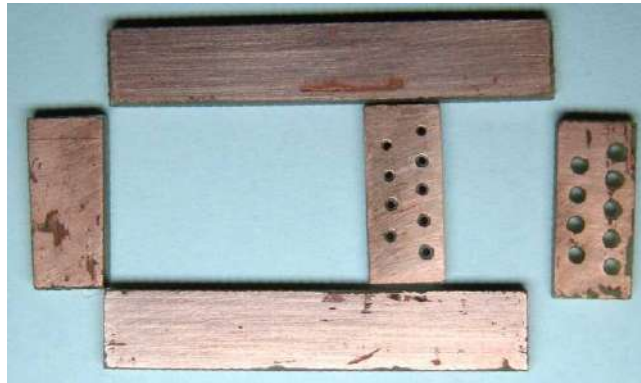


Figura IV.42 – Foto das placas anterior, posterior e laterais de encapsulamento confeccionadas com CI face de cobre simples e fibra de vidro. Placa interior confeccionada com dupla face cobreada.

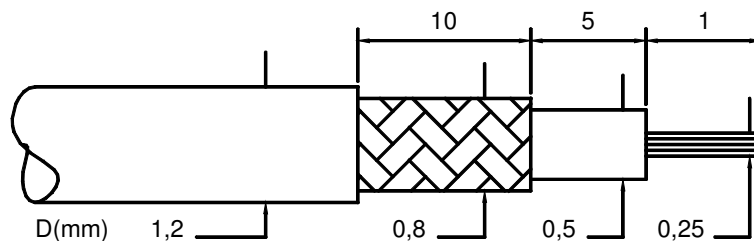


Figura IV.43 – Características do cabo coaxial empregado na conexão da matriz com o meio exterior. Os diâmetros identificam o cabo, e as dimensões lineares são apropriadas para facilitar o trabalho de fixação e soldagem. Desenho fora de escala.

35. Soldar, através do terra, a placa de CI interior à base de encapsulamento. A soldagem deve ser feita em ambas as faces cobreadas da placa de CI interior. Soldar em toda a região, onde o cobre das duas placas se encontram. Sua localização relativa pode ser observada na figura IV.44.

36. Soldar, através do terra, a placa posterior à base de encapsulamento. Soldar em toda a região, onde o cobre das duas placas se encontram. Sua localização relativa pode ser observada na figura IV.44.

37. Neste ponto será realizada a fixação e soldagem dos cabos coaxiais no encapsulamento e ilhas de cobre, respectivamente. O procedimento é semelhante para todos os nove cabos. As diferenças encontram-se apenas na ordem da montagem. Os cabos mais próximos à base de encapsulamento devem ser montados primeiramente.

Isso permite uma menor dificuldade no trabalho. A figura IV.45 apresenta um diagrama das conexões e a ordem de montagem dos cabos em relação aos furos das placas.

Passar a extremidade preparada do cabo coaxial pelo orifício da placa posterior, até que a capa do cabo ultrapasse cerca de 10 cm.

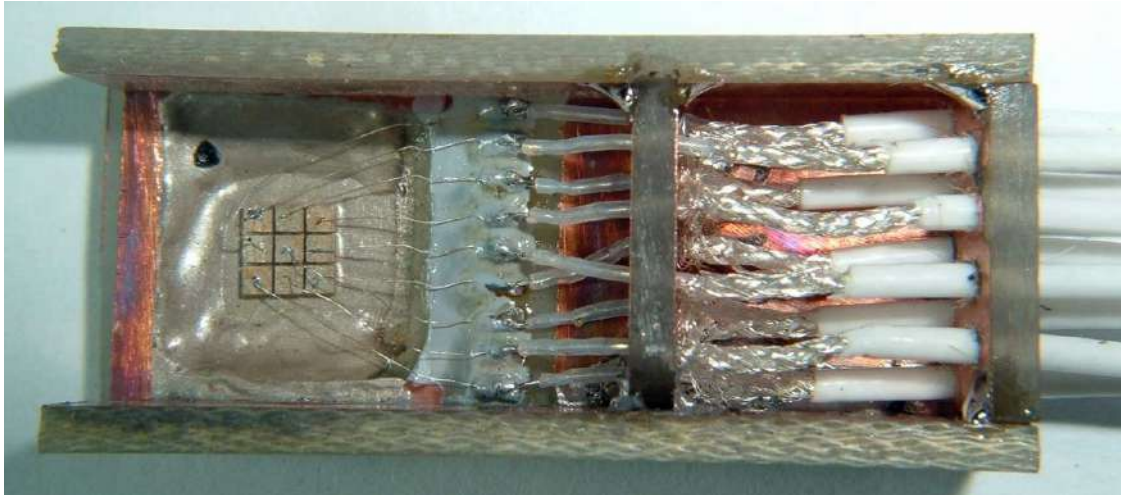


Figura IV.44 – Matriz M1Q já com os cabos coaxiais posicionados pela placa interior e posterior, conectados às ilhas da base de encapsulamento. As placas laterais, interior e posterior encontram-se fixadas e soldadas por meio de seus terras. Ainda não há vedação entre as placas.

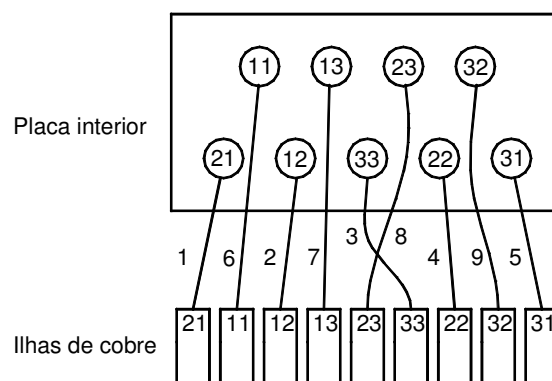


Figura IV.45 – Seqüência e ordem de montagem dos cabos coaxiais.

39. Passar a ponta preparada do mesmo cabo através do orifício à frente da placa interior. Os eixos dos dois furos por onde passa o cabo devem coincidir.
40. Soldar a ponta do cabo na ilha correspondente. Vide figura IV.44.

41. Esticar o cabo e sua malha de terra. Repetir o procedimento dos itens 38 a 41, até que todos os nove cabos estejam soldados, esticados e com suas malhas esticadas, de acordo com a figura IV.44.

42. Soldar as placas laterais de encapsulamento nas placas interior e posterior. Soldar a placa anterior nas placas laterais, ao longo da junção dos cobres. Deve-se atentar para:

- Não aquecer excessivamente a região, a ponto de amolecer o material que constitui o isolamento dos cabos e formar um curto-circuito.
- Manter as placas com as extremidades laterais e inferiores bem juntas umas às outras, a ponto de não permitir a passagem de cola Epóxi condutora que será inserida a seguir.
- Não provocar um curto-circuito entre os terras das placas laterais e as ilhas de cobre próximas.
- As placas laterais devem permanecer paralelas. Não deixar formar um ângulo entre elas, a ponto da placa anterior não caber em seu local final, ou ficar com folga.

43. Confinar as rebarbas das malhas dos cabos no interior do encapsulamento. Preparar um pouco de cola Epóxi condutora, bem fluida, com acetona ou álcool como solvente, e introduzi-la na região das malhas aparentes. Impedir que a cola passe entre as placas. Pode-se minimizar o problema, passando antes um filete de cola condutora menos fluida, com a ponta de uma agulha, sobre as junções das placas. Uma quantidade pequena não passa pelas diminutas frestas. Quando começar a endurecer então, pode-se complementar preparando-se outra mistura com cola, até que os cabos coaxiais fiquem submersos. Em alguns locais, será necessário forçar a cola a fluir entre as blindagens. Vide figura IV.46.

Montou-se um total de três matrizes, a M1Q, a M2Q e a M5m. As duas primeiras pelo processo de montagem a partir dos nove elementos agregados à placa de CI, a terceira pelo processo de montagem individual dos elementos. Pelo fato de se tratarem de protótipos, não se incluiu a placa superior.

Conforme mostrado, o procedimento apresentado neste capítulo trata da construção de matrizes com três linhas e três colunas. Outras configurações também são permitidas, desde que contidas em um mesmo plano. A qualificação mínima exigida para o profissional que pretende montar as matrizes, é de técnico em eletrônica básica, acompanhada de um pouco de bom senso e muita paciência.

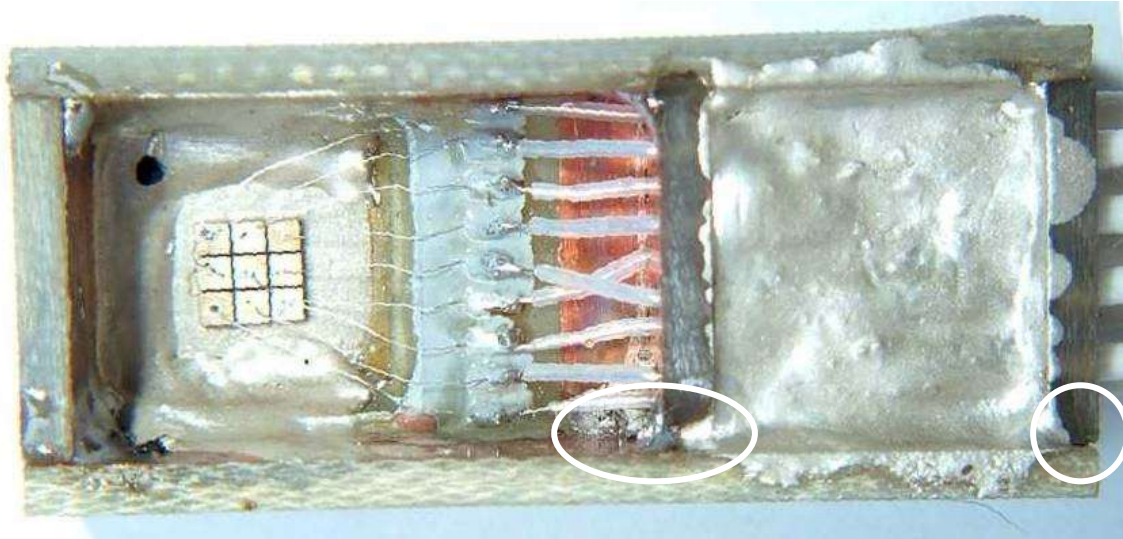


Figura IV.46 – Matriz M1Q. Aspecto da montagem já com as faces laterais soldadas às placas interior e posterior, e a placa anterior soldada às placas laterais e base de encapsulamento. Observar pequeno espaço entre a placa posterior e a lateral inferior. O mesmo acontece entre a placa interior e a lateral inferior. Em ambos os casos a cola não chegou a atravessar. A mancha do que poderia ser a cola derramada junto ao fio inferior é, na verdade, solda entre a placa lateral inferior e a base de encapsulamento.

CAPÍTULO V

Medições Realizadas

V.1 Introdução

Este capítulo trata das medições realizadas nas matrizes transdutoras de ultra-som. São elas, medições da impedância elétrica e do campo acústico.

As medições de impedância tiveram dois objetivos; de orientar no desenvolvimento de uma metodologia para a construção de matrizes e determinar a frequência fundamental de ressonância.

As medições do campo acústico tiveram o objetivo de verificar, se o nível de pressão produzido era suficiente para situar-se acima do nível de ruído e se o comportamento do desvio lateral e diagonal do feixe era compatível com o calculado, em função das defasagens do sinal elétrico aplicado aos elementos.

V.2 Medidas da impedância

A medida do módulo da impedância elétrica de um elemento em função da frequência, ou simplesmente impedância, permite extrair informações importantes sobre a cerâmica piezelétrica. O circuito aproximado, equivalente elétrico do comportamento da impedância elétrica, é mostrado a seguir na figura V.1.

Figura V.1 – Circuito elétrico aproximado, equivalente de um transdutor de ultra-som.

O cálculo da impedância elétrica é apresentado a seguir (CLOSE, 1966).

$$Z(s) = \frac{1}{\frac{1}{R+sL} + \frac{1}{sC}} = \frac{1}{\frac{sC}{(R+sL) \cdot sC + 1} + sC} = \frac{(R+sL) \cdot sC + 1}{sC + sC_1 \cdot [(R+sL) \cdot sC + 1]}$$

$$Z(s) = \frac{s^2 LC + sRC + 1}{s^3 LCC_1 + s^2 RCC_1 + s(C + C_1)} = \frac{s^2 LC + sRC + 1}{s(s^2 LCC_1 + sRCC_1 + (C + C_1))}$$

$$Z(s) = \frac{1}{C_1} \cdot \frac{s^2 + s \frac{R}{L} + \frac{1}{LC}}{s \left[s^2 + s \frac{R}{L} + \left(\frac{C + C_1}{C \cdot C_1} \right) \cdot \frac{1}{L} \right]} = \frac{1}{C_1} \cdot \frac{s^2 + s \frac{R}{L} + \frac{1}{LC}}{s \left[s^2 + s \frac{R}{L} + \frac{1}{C_2 L} \right]}, \quad C_2 = \left(\frac{C \cdot C_1}{C + C_1} \right)$$

$$\text{Zeros: } s_{1,2} = \frac{-R/L \pm \sqrt{(R/L)^2 - 4/LC}}{2} = -R/2L \pm \sqrt{(R/2L)^2 - 1/LC}$$

$$\text{Raízes reais: } (R/2L)^2 - 1/LC > 0 \rightarrow R > \sqrt{4/LC}$$

$$\text{Raízes iguais: } (R/2L)^2 - 1/LC = 0 \rightarrow R = \sqrt{4/LC}$$

$$\text{Raízes complexas e conjugadas: } (R/2L)^2 - 1/LC < 0 \rightarrow R < \sqrt{4/LC}$$

$$\text{Polos: } s_3 = 0, \quad s_{1,2} = \frac{-R/L \pm \sqrt{(R/L)^2 - 4/LC_2}}{2} = -R/2L \pm \sqrt{(R/2L)^2 - 1/LC_2}$$

$$\text{Raízes reais: } (R/2L)^2 - 1/LC_2 > 0 \rightarrow R > \sqrt{4/LC_2}$$

$$\text{Raízes iguais: } (R/2L)^2 - 1/LC_2 = 0 \rightarrow R = \sqrt{4/LC_2}$$

$$\text{Raízes complexas e conjugadas: } (R/2L)^2 - 1/LC_2 < 0 \rightarrow R < \sqrt{4/LC_2}$$

$$|Z(jw)| = \frac{1}{C_1} \cdot \frac{\sqrt{\left(\frac{1}{LC} + w^2 \right)^2 + \left(w \cdot R/L \right)^2}}{\sqrt{\left(w^2 R/L \right)^2 + \left(w/LC_2 - w^3 \right)^2}}$$

Exemplo para os seguintes parâmetros e configuração na figura V.2:

$R = R_1 = 20 \, \Omega$, $C_1 = 200\text{pF}$, $C = C_2 = 250\text{pF}$ e $L = L_1 = 50\mu\text{H}$

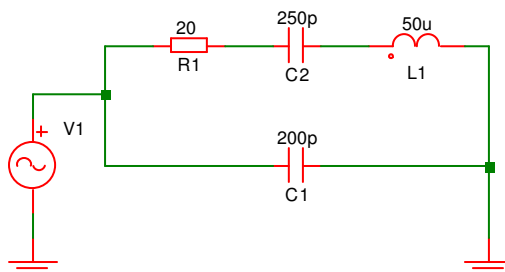


Figura V.2 – Circuito elétrico equivalente com valores dos parâmetros.

A figura V.3 apresenta a curva de impedância do circuito da figura V.2.



Figura V.3 – Curva de impedância do circuito equivalente do elemento cerâmico. Circuito “aberto” para frequências baixas, “curto” para frequências altas, ressonância série em 1,45 MHz e ressonância paralela em 2,1 MHz.

As curvas de impedância medidas para todos os elementos das matrizes M3m e M4m encontram-se na figura V.4. O equipamento utilizado para medir a impedância foi o HP 4139A – Vector Impedance Meter 0.4 – 110 MHz – Hewlett.Packard. As curvas de impedância de todas as matrizes montadas, até a fixação dos elementos na camada de acoplamento, encontram-se no anexo B.

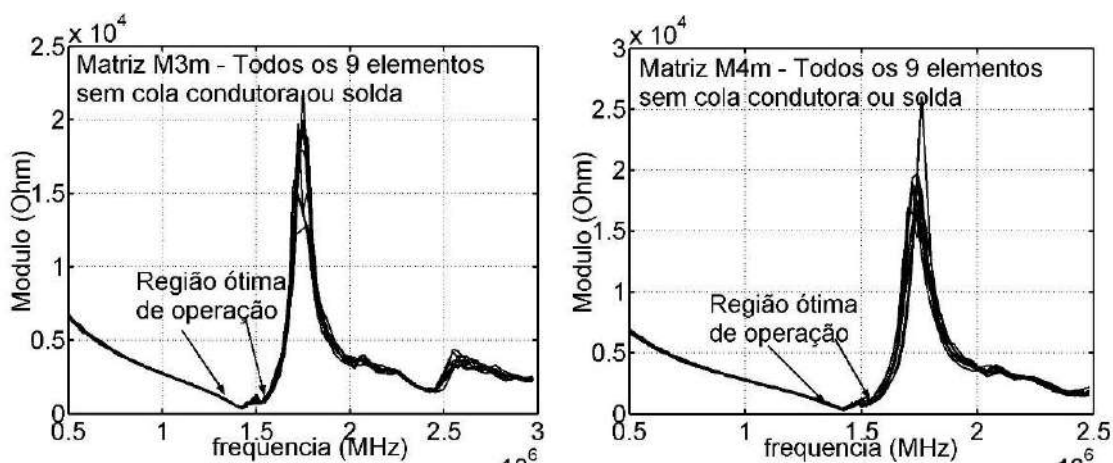


Figura V.4 – Curvas de impedância medidas nos nove elementos da matriz M3m e M4m. Observar a baixíssima dispersão existente entre as nove curvas. Medidas realizadas com conexão por contato pontual nas faces posteriores; sem conexão definitiva.

As informações obtidas pela observação da figura V.4 são:

- Baixíssima dispersão entre as nove curvas. Na realidade, esta característica manteve-se para todas as matrizes confeccionadas. Desejado.
- Repetibilidade. Todas as matrizes apresentaram as mesmas curvas de impedância, com baixa dispersão entre as matrizes. Desejado.
- Ressonância série. Valor semelhante para todos os elementos de todas as matrizes. Fator de qualidade médio. A maior parte da energia elétrica transferida para os elementos encontra-se nesta região. Valor baixo da impedância na região de operação; cerca de $0,7 \text{ k}\Omega$. Permite baixos valores de tensão de excitação. Desejado.
- Ressonância paralela. Valores próximos entre si. Não há utilização prática nesta região.

Com relação à determinação dos procedimentos para montagem de matrizes, a curva de impedância permitiu identificar os problemas ocasionados com a conexão das ligações nas faces posteriores. Dois procedimentos que asseguravam uma excelente ligação elétrica, tais como, com cola Epóxi condutora e um tipo de soldagem com liga de chumbo-estanho, mostraram-se desaconselháveis devido à dispersão dos pontos notáveis e deformação na curva de impedância. Na figura V.5 tem-se a fotografia das conexões com solda e com cola. Na figura V.6 tem-se os gráficos das curvas de impedância, após os elementos terem sido conectados com estes dois tipos de fixação.



Figura V.5 – Fixação das conexões elétricas não aproveitadas. Acima. Três conexões, com um procedimento específico, com solda chumbo-estanho. Abaixo. Três conexões com cola Epóxi condutora. Elementos com um milímetro de lado.

As identificações do tipo de conexão apropriadas, juntamente com as curvas de impedância, estão mostradas na figura V.7.

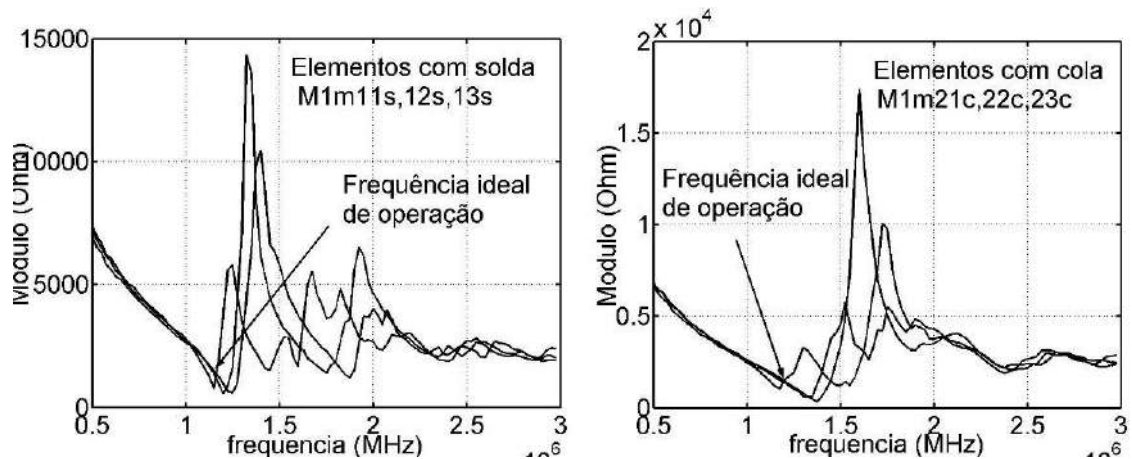


Figura V.6 – Esquerda. Curvas dispersas de impedância, dos três elementos soldados. Direita. Curvas dispersas de impedância, dos três elementos colados.

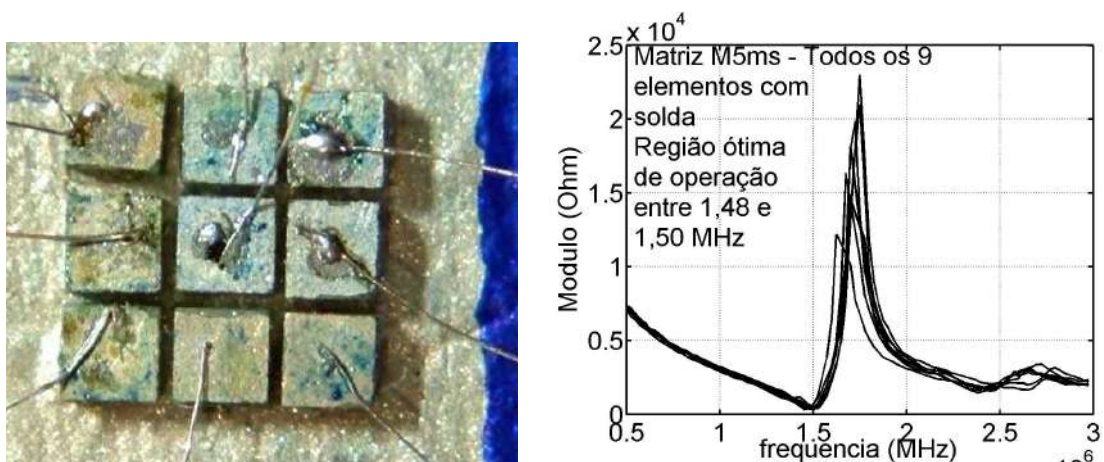


Figura V.7 – Fixação das conexões elétricas aproveitadas. Esquerda. Nove conexões da matriz M5m com “pouquíssima” solda chumbo-estanho. Notar que apesar da irregularidade na quantidade de solda entre elementos, as curvas de impedância não apresentam dispersão na região da ressonância série.

A figura V.8 apresenta as curvas de impedância dos mesmos elementos, após a sua ligação com o meio externo à matriz. Tais conexões são ligadas por meio de cabos coaxiais com impedância característica de 50Ω . Observar a principal consequência devido à influência dos cabos coaxiais nas curvas. Primeiramente houve uma redução na variação da impedância ao longo de toda a frequência. Comparar os valores das ordenadas nas figura V.7 e V.8. Com isso, a impedância após a região de 2,3 MHz

reduziu a ponto de aproximar-se do valor na ressonância série. Esta frequência por sua vez, dispersou-se um pouco, aumentando o valor da impedância na frequência de transmissão. A energia do sinal de transmissão vai se redistribuir, aumentando um pouco mais a partir de 2,3 MHz. Os elementos receptores receberão maior nível de sinal nesta região. Resumindo. Haverá maior distorção nas ondas senoidais recebidas, o que dificultará a obtenção de valores mais precisos durante a medição do campo acústico.

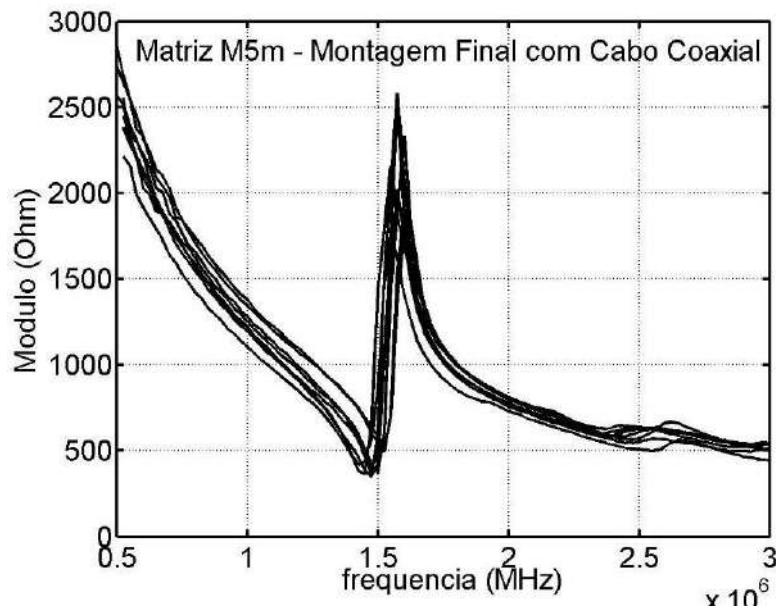


Figura V.8 – Curvas da impedância dos nove elementos após a conexão dos cabos coaxiais, necessários para a conexão com os circuitos eletrônicos externos, tais como transmissor e receptores.

V.3 Medidas do Campo Acústico

Após a conclusão da montagem de diversas matrizes ultra-sônicas, elegeu-se a matriz de código M5m para efetuar medições do campo de pressão. Esta matriz, que corresponde a quinta matriz montada pelo processo de agrupamento de nove elementos, utilizando-se a Base de Montagem Individual (BMI), foi eleita por apresentar maior nível de campo emitido dentre todas as outras. Este fato contribui para uma relação sinal-ruído mais alta, diminuindo-se o erro de medição. As outras matrizes obtidas também apresentaram um nível de sinal maior que 50 % do nível de sinal da melhor.

Por coerência, com a sua utilização na artéria cerebral média, mediu-se o campo de pressão a uma distância de 50 mm, idêntica à utilizada no cálculo computacional. As

medições foram realizadas por meio de processo manual, não automático. Cada um dos dois campos medidos é composto por cerca de 2600 pontos, espaçados de meio milímetro entre si. Primeiramente mediu-se apenas o campo em duas linhas ortogonais, com o centro passando aproximadamente pelo máximo. O transmissor foi o elemento central ou o 22 da matriz M5m. A figura V.9 apresenta o gráfico do campo obtido. Os dois máximos servirão como pontos de referência e situam-se em aproximadamente 12,7 mm para o horizontal e 13,5 mm para o vertical.

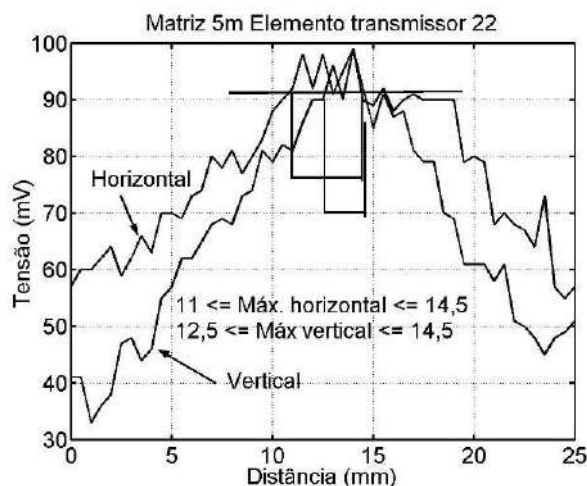


Figura V.9 – Campo normalizado de pressão acústica em um plano paralelo à face do elemento 22, a 50 mm de distância. O plano possui cerca de $\pm 12,5$ mm de extensão ao longo dos máximos horizontal e vertical. Tomada uma medida a cada 0,5 mm.

Materiais e Métodos

Utilizaram-se os seguintes equipamentos e dispositivos para a realização da medição.

- Osciloscópio Scopex, modelo 14D-15, número de série 23096.
- Transmissor Doppler Ultrasound Phased Array Transceiver, fabricado por Medical Physics – Leicestershire, número de série 585.1.
- Posicionadores x, y e z, séries: M360-90, M426 (três unidades) e M481, fabricado por Newport.
- matriz M5m.
- Transformador 110/220V, encomendado pelo Laboratório de Ultra-som (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB) da COPPE. Sem maiores especificações.
- Hidrofone de PZT, com 0,5 mm de diâmetro, para ultra-som montado no LUS.

- Base de montagem maior formada por perfis metálicos. Sem maiores especificações.
- Base de vidro, do tipo “aquário”, com janela lateral para ultra-som. Sem maiores especificações.
- Elementos absorvedores de ultra-som, constituídos por retângulos de tapetes que reduziram substancialmente a reflexão da onda nas paredes laterais e inferior da base de vidro.

Como relatado anteriormente, observou-se que o sinal recebido não era puramente senoidal. Como o sinal elétrico aplicado ao elemento transmissor trata-se de um sinal contínuo, introduziu-se um amplificador sintonizado com alto fator de qualidade, para medir-se exclusivamente o valor da onda fundamental. Este amplificador tem a peculiaridade de praticamente eliminar o ruído. A figura V.10 contém o diagrama esquemático com os valores dos componentes. A figura V.11 contém a curva da função de transferência computada e posteriormente confirmada.

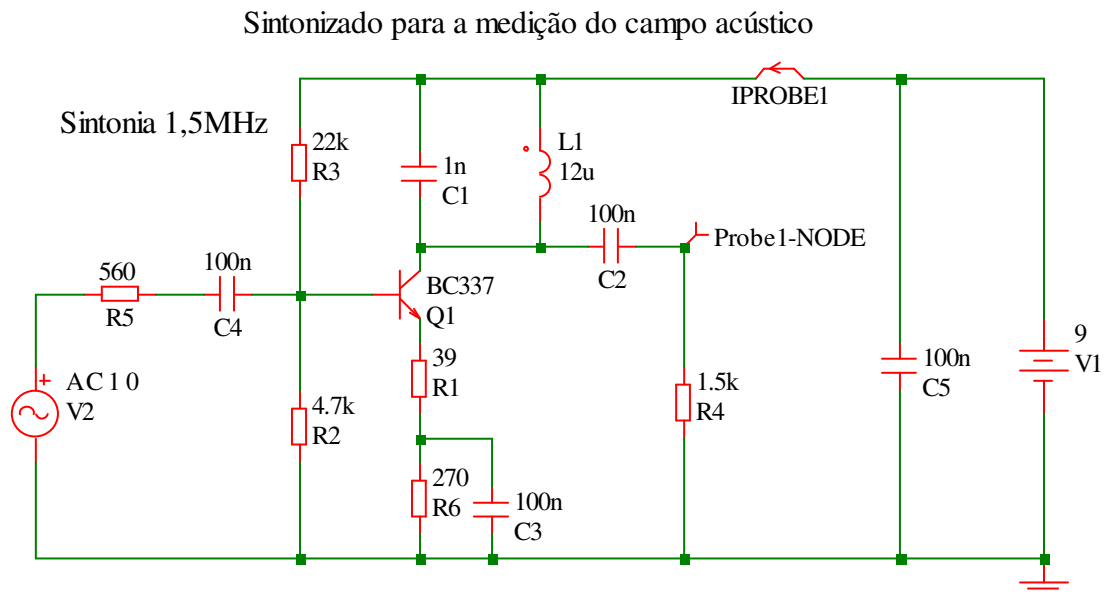


Figura V.10 – Diagrama esquemático do amplificador sintonizado utilizado nas medições do campo acústico. O indutor L1 foi obtido pela alteração do número de espiras de um transformador de frequência intermediária para 455 kHz, encontrado em rádios AM. A sintonia em cerca de 1,45 MHz é ajustada em L1 para um máximo de sinal.

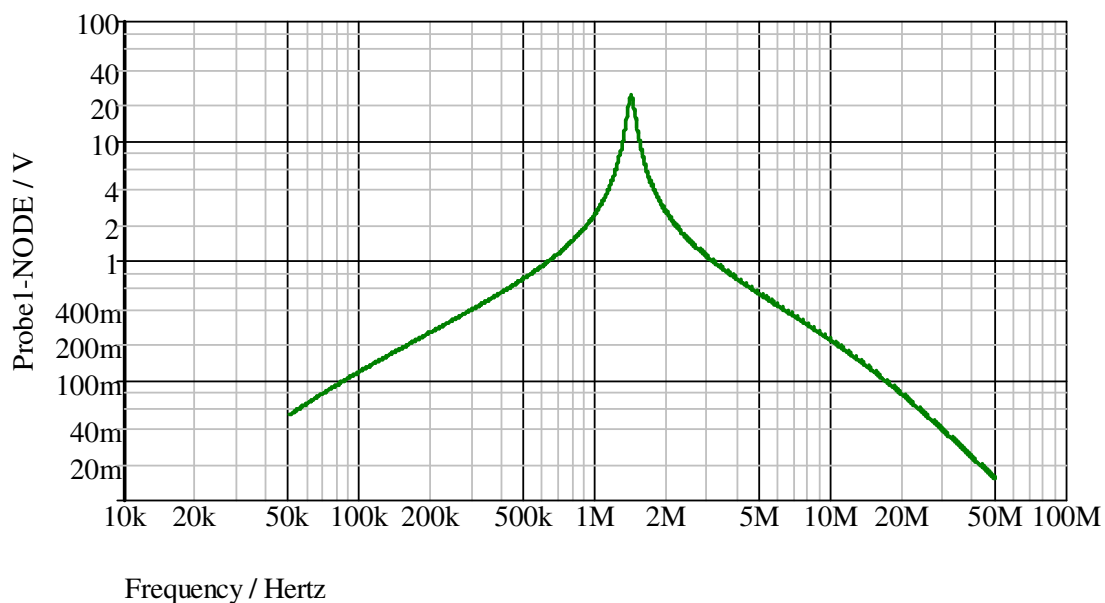


Figura V.11 – Gráfico da função de transferência do amplificador sintonizado mostrado na figura V.10. Para efeito de cálculos, a fonte de entrada V2 vale 1 Volt, significando que os valores das ordenadas representam o ganho do circuito.

A introdução do amplificador sintonizado permitiu realizarem-se medições com ondas senoidais, bem mais fáceis de serem medidas em qualquer osciloscópio que responda a frequência de 1,5 MHz. Outro fator importante foi a amplitude do sinal após o amplificador, bem acima do limite inferior prático da capacidade de medição dos osciloscópios. Com estas duas potenciais fontes de erros praticamente eliminadas, o problema maior passou a ser a influência das reflexões da energia de ultra-som no hidrofone. O pedaço de material absorvedor de energia de ultra-som retangular, existente no laboratório, é pequeno para ser utilizado na medição. Não deve ser cortado, pois é utilizado em outras experiências, e seu custo é elevado. A solução encontrada foi experimentar diversos tapetes. O que apresentou maiores absorções foi um tapete com base de tela de cânhamo, fixando fios finos de material sintético, com uma espessura de aproximadamente 1,5 centímetros. Forraram-se as paredes laterais, com exceção da que continha a janela para o ultra-som, e inferior. A superfície da água também apresentou alguma influência no resultado das medições, não permitindo a inclusão do absorvedor, devido à presença do fio do hidrofone e da haste de sustentação do mesmo. Essa influência, porém, é bem reduzida com a presença dos absorvedores. As figuras V.12 e V.13 contêm fotografias da montagem.



Figura V.12 – Fotografia da montagem da realização das medições do campo acústico. O amplificador sintonizado está encima do osciloscópio. O posicionador XYZ encontra-se à direita. O tanque encontra-se entre os dois últimos

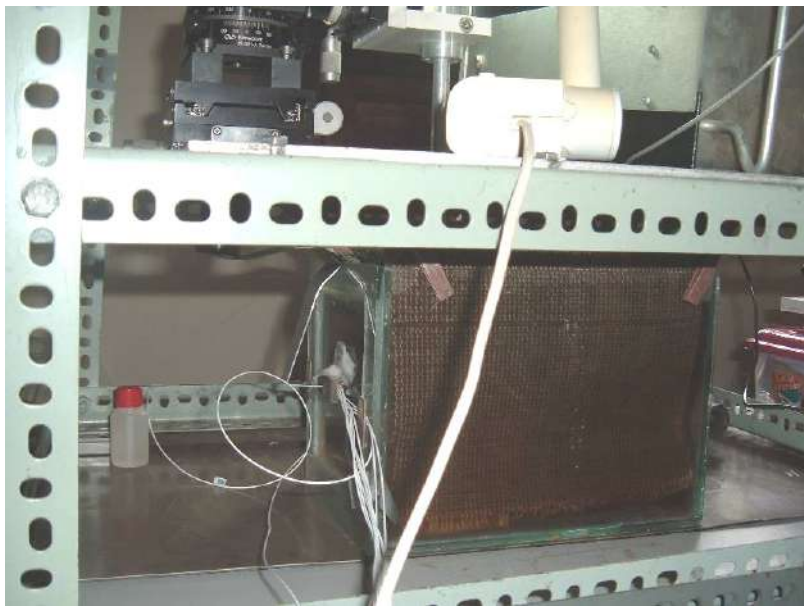


Figura V.12 – Fotografia da montagem da realização das medições do campo acústico. Embaixo pode-se ver o tanque com um dos tapetes absorvedores, e a sua esquerda a matriz de ultra-som envolvida com algodão mantido constantemente molhado.

Alguns detalhes devem ser acrescentados, encontrando-se listados a seguir, para uma perfeita compreensão do procedimento:

- O tempo para a medição do campo em uma área quadrada de 25 mm por 25 mm de lado, formada por pontos espaçados de 0,5 mm é de aproximadamente 10 a 12 horas.
- Após o acionamento da haste que fixa o hidrofone, deve-se esperar alguns instantes para a estabilização da onda.
- Devido à evaporação, o nível da água no interior do tanque deve ser mantido constante, com uma precisão melhor que um milímetro. Observaram-se alterações no sinal recebido devido a este fato.
- Uma vez fixada a matriz na janela de ultra-som, sua posição deve ser a mesma para todas as medições, tais como; na determinação dos máximos horizontais e verticais, na determinação dos desvios laterais e diagonais. Isso exige que o gel de acoplamento não seque e endureça. Um chumaço de algodão deve ficar permanentemente molhado sobre a junção da matriz com a janela.

O campo de pressão acústica produzido pela matriz M5m, devido a uma defasagem lateral é mostrado na figura V.13. Apesar do deslocamento do máximo ser perfeitamente visível, seu valor quantizado não é aparente. A figura V.14 contém um trecho das medições realizadas, que geraram o campo da figura V.13. Na figura V.14 pode-se observar duas regiões com sombreamento diferentes. A exterior representa a região em que o valor do campo é superior ou igual a 90% do seu valor máximo. A interior representa a região em que o valor do campo é superior ou igual a 99% do seu valor máximo.

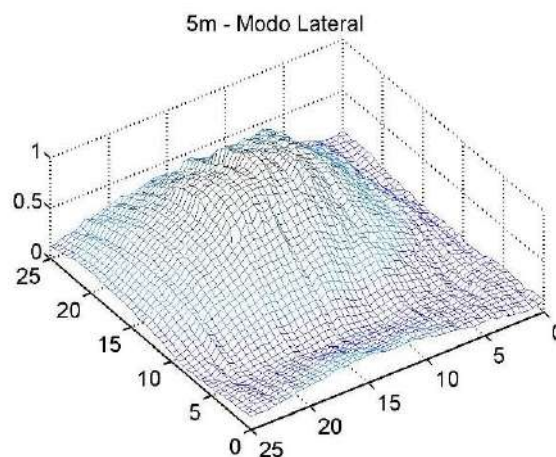


Figura V.13 – Campo de pressão devido à defasagem lateral. Vide figura III.16. Elementos 11, 21 e 31 com 0°. Elementos 12 e 32 com 45° e elementos 13, 23 e 33 com 90°.

	14	14,5	15	15,5	16	16,5	17	17,5	18	18,5	19	19,5	20
7	275	295	300	310	322	328	340	332	328	343	342	338	325
7,5	298	305	320	342	342	350	352	358	362	370	360	358	342
8	274	280	310	320	340	350	350	362	370	382	378	375	355
8,5	302	335	350	355	372	370	375	380	378	400	370	368	342
9	340	350	378	378	390	392	395	397	392	390	380	375	355
9,5	358	382	395	385	395	390	395	380	378	368	360	360	345
10	382	435	442	442	460	442	442	440	436	420	410	396	365
10,5	400	415	415	415	420	435	435	400	390	400	380	372	342
11	438	478	480	480	480	480	480	470	450	440	420	412	350
11,5	415	440	440	455	455	460	460	442	440	420	380	372	360
12	420	445	450	475	480	475	480	480	460	450	445	435	415
12,5	420	440	445	465	480	480	485	480	485	480	450	420	390
13	430	445	480	500	515	520	520	500	500	480	460	450	435
13,5	440	475	480	505	515	510	515	515	510	490	480	475	455
14	440	465	480	480	490	485	480	475	445	430	415	400	320
14,5	460	478	480	490	490	480	475	460	387	375	360	340	330
15	465	475	485	490	495	500	500	490	475	475	445	435	420
15,5	465	478	480	480	480	480	480	470	455	440	430	390	375
16	450	460	480	482	482	480	475	465	455	440	440	425	405
16,5	436	448	460	460	470	470	460	460	450	445	435	420	400
17	415	440	445	450	455	460	460	445	450	440	430	406	400
17,5	400	410	410	420	435	440	440	430	435	420	420	380	350
18	350	375	378	385	400	430	435	420	415	415	400	395	320
18,5	322	336	340	348	345	340	360	340	345	340	338	332	325

Figura V.14 – Tabela de tensão (em mVpp) devido à defasagem lateral da figura V.13. O sombreamento externo delimita níveis de campo superiores a 90% do máximo, enquanto o sombreamento interior delimita níveis de campo superiores a 99% do máximo. A primeira linha e coluna fornece a abscissa e ordenada em milímetros, respectivamente, do ponto monitorado.

Para que todas as medições do campo de ultra-som, tais como, determinação dos máximos horizontais e verticais, determinação dos desvios laterais e determinação dos desvios diagonais, possam ser realizadas, possuindo a mesma referência para a origem, nem a matriz, nem o hidrofone podem ser movidos durante os períodos entre estas três medições. Para satisfazer esta condição, foi necessário impedir que o gel, utilizado no acoplamento entre a janela do tanque e a matriz, ressecasse. Além deste fato, o hidrofone foi mantido imóvel e submerso. Devido às medições não serem realizadas automaticamente, por duas vezes ocorreu um problema durante as medições do campo com defasagem transversal ou diagonal. Após ter-se chegado a cerca de 1300 das 2600 medições, foi necessário interromper a continuidade das medições, para serem reinicializadas no dia seguinte. Durante este último intervalo, após algumas centenas de medições, notou-se que o nível do sinal recebido caía. Repetido todo o processo de medição do campo transversal, o problema reapareceu. Desta vez, porém, decidiu-se repetir a medição da última linha de dados e continuar as medições até o final. Considerando-se que na região próxima ao máximo principal não há transições bruscas do valor do campo, aplicou-se um fator de correção nas medições complementares. O

fator de correção foi determinado pela razão entre as duas medições realizadas em um mesmo ponto específico. Este ponto correspondia ao máximo obtido na última linha de dados do dia anterior, ou seja,

$$Fator = \frac{\text{Valor máximo} (xp=50 \text{ mm}, yp=12,5 \text{ mm}, zp=13,5 \text{ mm}, t=\text{dia anterior})}{\text{Valor} (xp=50 \text{ mm}, yp=12,5 \text{ mm}, zp=13,5 \text{ mm}, t=\text{dia atual})} = \frac{360}{190} = 1,90$$

A figura V.15 contém a superfície do campo de pressão destas duas partes. Nela, assim como na figura V.13, não é possível identificar-se a localização do valor máximo.

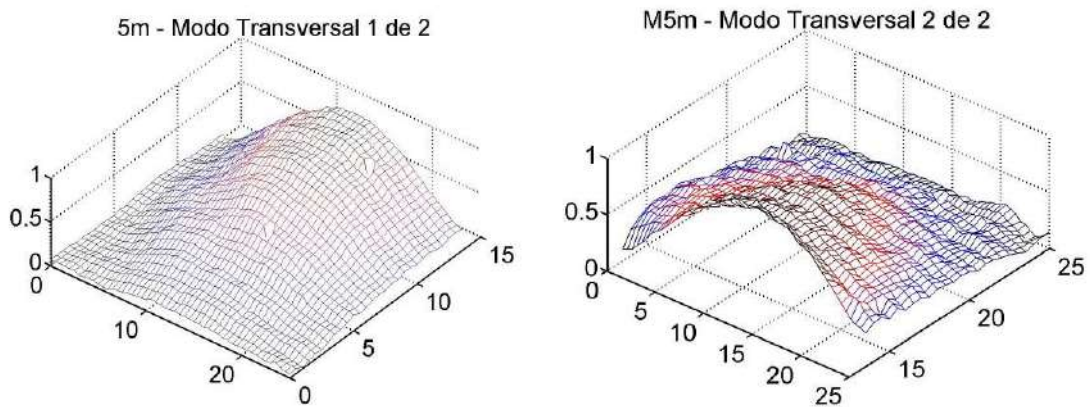


Figura V.15 – Duas partes do campo de pressão normalizado devido à defasagem diagonal ou transversal. Elemento 31 com fase 0° . Elementos 21 e 32 com fase $22,5^\circ$. Elementos 11 e 33 com fase 45° . Elementos 12 e 23 com fase $67,5^\circ$. Elemento 13 com fase 90° .

A figura V.16 contém um trecho da tabela, com as medições realizadas, que geraram o campo da figura V.15. Na figura V.16 pode-se observar duas regiões com sombreamento diferentes. A exterior representa a região em que o valor do campo é superior ou igual a 90% do seu valor máximo. A interior representa a região em que o valor do campo é superior ou igual a 99% do seu valor máximo.

	10	10	11	11	12	12	13	13	14	14	15	15	16	16	17	17	18	18
9	270	278	280	288	300	302	305	310	310	315	307	300	300	295	293	280	275	270
9	280	285	295	310	318	320	330	340	335	330	330	322	318	300	300	288	282	274
10	285	295	305	310	320	325	330	338	334	338	338	326	322	318	316	300	290	280
10	282	294	300	315	322	330	332	332	335	332	338	328	325	320	320	305	296	288
11	290	295	308	318	320	325	338	338	338	338	338	338	330	322	320	300	294	280
11	307	310	320	335	336	338	328	348	348	348	342	348	340	336	320	300	294	286
12	310	320	325	332	338	340	354	350	350	352	360	360	358	350	340	325	320	200
12	295	305	316	325	338	340	342	350	350	352	354	360	355	348	340	320	308	300
13	296	310	325	330	342	352	350	358	360	355	350	355	355	345	340	320	310	292
13	300	320	330	340	345	358	360	358	362	362	360	360	360	346	340	330	320	300
14	290	305	320	338	340	350	360	358	362	364	362	360	358	350	340	325	320	305
14	172	175	180	182	190	192	190	188	190	192	190	190	186	180	180	178	171	161
14	161	168	173	175	177	184	186	188	182	180	175	170	170	170	160	152	149	140
15	144	150	152	152	154	160	160	158	153	152	151	150	145	149	142	135	135	129
15	135	138	140	144	150	150	149	150	146	143	142	140	139	134	137	130	122	121
16	141	140	141	147	150	149	150	150	148	150	142	142	140	134	135	130	122	119
16	132	132	137	140	142	140	138	140	142	140	141	135	132	130	129	123	122	116

Figura V.16 – Tabela de pressão devido à defasagem diagonal ou transversal. Elemento 31 com fase 0°. Elementos 21 e 32 com fase 22,5°. Elementos 11 e 33 com fase 45°. Elementos 12 e 23 com fase 67,5°. Elemento 13 com fase 90°. Sombreamento externo delimita níveis de campo superiores a 90% do máximo, enquanto o inferior delimita níveis de campo superiores a 99% do máximo. A primeira linha e coluna fornece a abscissa e ordenada em milímetros, respectivamente. A cada segundo valor repetido nas coordenadas, deve-se acrescentar meia unidade de milímetro.

CAPÍTULO VI

Discussão

Em comparação com transdutores matriciais descritos na literatura direcionados para geração de imagem (SMITH et al, 1992, TURNBULL, FOSTER, 1992, GREENSTEIN et al., 1996), a matriz desenvolvida no presente trabalho é direcionada para Doppler contínuo, o que requer pouco amortecimento na camada de retaguarda, razão pela qual utilizou-se apenas de ar. Além disso, o número de elementos empregados deve ser muito menor, para poder direcionar o feixe para uma região restrita. Não há matrizes comerciais com estas características, a não ser protótipos construídos em outro trabalho (BELASSIANO, KRÜGER, 2004).

A experiência alcançada com o desenvolvimento de um projeto, sempre faz com que novas idéias sejam estabelecidas. As principais, que considera-se relevantes à melhoria das características da ponta ultra-sônica, são apresentadas a seguir:

- Cabo coaxial.

Pequenas alterações na especificação dos cabos coaxiais utilizados poderão propiciar benefícios tais como:

- A redução do diâmetro e aumento na flexibilidade do cabo causariam a redução do momento mecânico aplicado à ponta ultra-sônica, contribuindo para manter a fixação no paciente.
- Cabos coaxiais com impedância característica de 50 Ohms degradam a qualidade da curva de impedância dos elementos piezelétricos, fazendo com que frequências superiores à de ressonância série tenham impedância com a mesma ordem de grandeza. Isso produz sinais indesejáveis. O ideal seria utilizar cabos coaxiais com impedância característica próxima a 600 Ohms, o que propiciaria maior transferência de energia do sinal.
- Solda de ponto. A conexão elétrica na região posterior dos elementos piezelétricos foi realizada com materiais tais como ferro de soldar para 40 W e solda com diâmetro de 1 mm, normalmente encontrados em lojas de eletrônica. Nesta operação foi imprescindível que o soldador tivesse proficiência, para aplicar um mínimo de solda e não sobre-aquecer a superfície do elemento. Como sugestão para montagens futuras,

visando maior repetibilidade nesta operação e menores qualificações técnicas, é necessário que seja utilizado um equipamento que facilite o processo de soldagem. O diagrama esquemático do circuito eletrônico, bem como a sugestão para o desenho da arte final da placa de CI (fora de escala) é mostrado no anexo E.

- Uma significativa melhoria, que evitaria o cruzamento aéreo de fiação entre a face posterior dos elementos e a placa da base de encapsulamento, seria conseguida com a alteração da arte final desta última. O anexo F contém o desenho da arte final da placa da base de encapsulamento e fotografia de um protótipo.

CAPÍTULO VII

Conclusões

A técnica empregada para a construção de matrizes ultra-sônicas bidimensionais de fase, provou ser efetiva e reprodutível. Com ela foi possível a obtenção de transdutores capazes de direcionar seu feixe de recepção dentro de um ângulo sólido, o que seria conveniente para a utilização na monitoração do fluxo sanguíneo transcraniano.

Pode-se afirmar que o objetivo principal deste trabalho, de apresentar uma metodologia para a construção de transdutor bidimensional de ultra-som para aplicações em regime contínuo, foi atingido integralmente. Conseguiu-se inclusive aproveitar os elementos quadrados, provenientes da operação de serragem da cerâmica piezelétrica, que normalmente seriam descartados, na construção das matrizes. Outro detalhe interessante, é que uma das metodologias permite que se montem matrizes com outras distribuições. Isso pode ser conseguido apenas preenchendo ou não, o cruzamento de linhas e colunas, com elementos quadrados piezelétricos na base de montagem individual. Juntamente com as duas metodologias de montagem de matrizes ultra-sônicas apresentadas, considerou-se importante atingir os seguintes objetivos, apresentados a seguir.

- Ergometria do transdutor.

Objetivando maior facilidade de fixação da ponta ultra-sônica e estabilidade de posição após sua fixação no paciente, optou-se pela geometria do paralelogramo retangular, com base maior que sua espessura. Outro detalhe importante refere-se à saída dos nove cabos coaxiais da ponta ultra-sônica. Foi sugerido, e efetivado, que estes cabos deixassem a ponta ultra-sônica alinhados com a pele. Isso reduz a força, causada pelo momento mecânico, que os cabos introduziriam na ponta, caso a deixassem perpendicularmente à pele.

- Redução da modulação cruzada.

Técnicas de fixação dos elementos cerâmicos apenas na camada de acoplamento, permitiram que tanto a região entre os elementos como a região posterior fossem deixadas com ar, livres de material que pudesse transmitir eficientemente ultra-som.

- Eficiência do transdutor em transmissão e recepção.

Mesmo que a espessura da camada de acoplamento não esteja otimizada, a reflexão do ultra-som na camada posterior é alta, devido à presença de ar, isso aumenta a eficiência do transdutor tanto em transmissão quanto em recepção.

- Dispersão dos pontos notáveis da curva de impedância entre elementos

O emprego de fios de pequeno diâmetro soldados à face posterior da cerâmica com quantidade mínima de solda de estanho e chumbo, permitiu a manutenção da alta regularidade e baixa dispersão nas curvas de impedância dos elementos cerâmicos. Com isso todos os elementos podem ser utilizados de maneira mais apropriada, ou seja, todos possuirão parâmetros ultra-sônicos e elétricos semelhantes.

- Monitoração de sub-região com a mudança de fase.

A aplicação de sinais elétricos defasados entre si em determinados elementos, permitiu que o feixe ultra-sônico fosse direcionado, tanto lateralmente como diagonalmente, para regiões desejadas, provando que a matriz construída segundo as técnicas apresentadas pode ser utilizada para recepção direcionada, finalidade para a qual foi projetada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALVES, E. T. de A., KRÜGER, M. A. v., Desenvolvimento de Um Velocímetro Doppler Ultra-sônico Integrado a PC para Controle e Aquisição de Sinal. Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ. 2006.
- AYDIN, N., EVANS, D. H., 1995, “A Computerised Arterial Graft Monitoring System”, *J. Vasc. Invest.* v. 1, pp. 68-74.
- BANDIK, D. F., CATO, R. F., TOWNE, J. B., 1985, “A Low Flow Velocity Predicts Failure of Femoropopliteal ad Femorodistal Bypass Grafts”, *Surg.*, v. 98, 799-809.
- BATTON, D. G., HELLMANN, J., 1982, “Hemodynamic significance of the pulsability index: A comparison of Doppler ultrasound with regional cerebral blood flow in the newborn dog”. *Second Special Ross Laboratories Conference on Perinatal Intracranial Hemorrhage*. Washington, DC.
- BELASSIANO, E., KRÜGER, M. A. v., Desenvolvimento de um Transdutor Ultra-sônico Doppler Matricial Bidimensional. Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ. 2004.
- BES, A., GUELL, A., BARRERE M., et al., 1980, “Doppler carotid velocity measurements as an index of total cerebral blood flow”. In: Bes, A., Geraud, G., editors: *Cerebral circulation and neurotransmitters*. Amsterdam, *Excepta Medica*, pp. 93.
- BRENNAN, J. A., THRUSH, A. J., EVANS, D. H., et al., 1991, “Perioperative Monitoring of Blood Flow in Femorofemoral Vein Grafts with Doppler Ultrasonography: A Preliminary Report”. *Journal of Vascular Surgery*, v. 13, n. 4, (Apr), pp. 468-474.
- BRENNAN, J. A., THRUSH, A. J., EVANS, D. H., et al., 1992, “Intensive Blood Flow Monitoring Femoro-distal Bypass: Can Early Outcome be Reliably Predicted?”. *Journal of Vascular Surgery*, v. 6, (Mar), pp. 148-152.
- CHAN, K. H., DEARDEN N. M., MILLER J. D., et al 1993, “Multimodality Monitoring as a Guide to Treatment of Intracranial Hypertension After Severe Brain Injury”, *Neurosurg.* v. 32, pp. 547-553.

- CLOSE, C. M., *The Analysis of Linear Circuits*. Harcourt, Brace & World, Inc., New York, 1966.
- COOKE, R. W. I., COESTELOE, K., ROLFE, P., et al., 1978, "Measurement of cerebral blood flow in the newborn". In: Stern, L., ed., *Intensive care of the newborn*. New York, Masson.
- DAHNOUN, N., THRUSH, A. J., FOTHERGILL, J. C., et al., 1990, "Portable Directional Ultrasonic Doppler Blood Velocimeter for Ambulatory Use", *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 28, (Mar), pp. 474-482.
- EVANS, D. H., MCDICKEN, W. N., SKIDMORE, R., et al., *Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation, and Clinical Applications*. John Wiley & Sons, Inc., 1989.
- EVANS, D. H., SCHLINDWEIN F. S., LEVENE, M. I., 1989, "An Automatic System for Capturing and Processing Ultrasonic Doppler Signals and Blood Pressure Signals", *Clin. Phys. Physiol. Meas.* v. 10, pp. 241-251.
- FENTON, A. C., EVANS, D. H., LEVENE, M. I., 1990, "On Line Cerebral Blood Flow Velocity and Blood Pressure Measurements in Neonates: A New Method". *Archives of Disease in Childhood*, v. 65, pp. 11-14.
- FEYNMAM, R. P., LEIGHTON, R. B., SANDS, M., *The Feynmam Lectures on Physics Mainly Mechanics, Radiation, and Heat*. Addison-Wesley Publishing Company, 1977.
- FISH, P., *Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound*. John Wiley & Sons, Inc., 1990.
- GORI, P., LAMBERTI, N., ESPINOSA, F. M., et al., 2000, "Influence of the Inter-element Coupling on Ultrasound Array Radiation Patterns", *Journal of Computational Acoustics*, v. 9, n. 3 (Sep), pp. 773-778.
- GREENSTEIN, M., LUM, P., YOSHIDA, M. S., et al., 1996, "A 2.5 MHz 2D Array with Z-Axis Backing". *IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1513-1516.
- GREINSEN, G., FREDERIKSEN, P. S., FRIIS-HANSEN, B., 1982, "CBF in the ill newborn: Is it adequately described by a single parameter?". *8th European Congress of Perinatal Medicine*, Brussels, Belgium.
- GREINSEN, G., JOHANSEN, K., ELLISON, P. H., et al., 1984, "Cerebral blood flow in the newborn infant. In: Comparison of Doppler ultrasound and 133xenon clearance". *The Journal of Pediatrics*, v. 104, n 3, pp 411-418, Mar.
- HANSEN, N. B., ROSENKRANTZ, T. S., STONESTREET, B. S., et al., 1982, "The validity of Doppler measurements of anterior cerebral artery blood flow velocity:

Correlation with brain blood flow in piglets". *Second Special Ross Laboratories Conference on Perinatal Intracranial Hemorrhage*. Washington, DC.

KAYE, G. W. C., LABY, T. H., *Tables of Physical and Chemical Constants*. 16 ed. Essex, Longman., 1995.

KINSLER, L. E., FREY, A. R., *Fundamentals of Acoustics*. 2 ed. John Wiley & Sons, Inc., 1962.

KOFKE, W. A., 1999, "Transcranial Doppler Ultrasonography in Anesthesia". In: Babikian V. L., Wechsler, L. R., ed.s. *Transcranial Doppler Ultrasonography*, 2nd ed. Boston, MA: *Butterworth Heinmann*, pp. 203-230.

KRÜGER, M. A. V., EVANS, D. H., 2002, "Doppler Ultrasound Tracking Instrument for Monitoring Blood Flow Velocity", *Ultrasound in Med. & Biol.* v. 28, n. 11/12, pp. 1499-1508.

LAM, A. M., NEWELL, D. W., 1996, "Intraoperative Use of Transcranial Doppler Ultrasonography", *Neurosurg. Clin. North Am.*, v. 7, pp. 709-722.

LAMBERTI, N., PAPPALARDO, M., 1995, "A General Approximated Two-dimensional Model for Piezoelectric Array Elements", *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 42, n. 2, (Mar), pp. 243-252.

LARSON, J. D., "A New Vibration Mode in Tall, Narrow Piezoelectric Elements", 1979, *IEEE Ultrasonic Symposium Proceedings*, pp. 108-113.

LOGITECH LTD - Materials Technologists & Engineers., *Equipment Manual for the Operation and Maintenance of the Model 15 Diamond Wire and Saw.*, Ref: BE-02-2-10.

LOU H. C., LASSEN N. A., FRIS-HANSEN B., 1979. "Impaired autoregulation of cerebral blood flow in the distressed newborn infant". In: *J Pediatr* 94:118.

MATLAB. *The Language of Technical Computing*. Version 6.5.0.1 R13. The MathWorks, Inc., 2002. 2 CD-ROM.

MENT, L. R., EHRENKRANZ, R. A., LANGE, R. C., et al., 1981. "Alterations in cerebral blood flow in preterm infants with intraventricular hemorrhage". In: *Pediatrics* 68:763.

MICHEL, E., ZERNIKOW, B., RABE, H., et al., 1993, "Adaptive Multipurpose Probe Fixation Device for Use on Newborns", *Ultrasound in Med. & Biol.* v. 19, n. 7, pp. 581-586.

PAPE K. E., WIGGLESWORTH J. S., 1979, "Haemorrhage, ischaemia and the perinatal brain". In: *Clin. Dev Med* 69-70:39-54.

RATSIMANDRESY, L., MAUCHAMP, P., DINET, D., et al., 2002, “A 3MHz Two Dimensional Array based on Piezocomposite for Medical Imaging”, *IEEE Ultrasonics Symposium Proceedings* (a ser publicado).

RESNICK, R., HALLIDAY, D., *Física parte 1*. 1 edição, 4 reimpressão. Ao Livro Técnico S.A. 1970.

RISBERG, J., SMITH, P., 1980, “Prediction of hemispheric blood flow from carotid velocity measurements”. In: *Stroke*.11:399.

SETTERGREN G., LINDBLAD B. S., PERSSON B., 1976, “Cerebral blood flow and exchange of oxygen, glucose, ketone bodies, lactate, pyruvate and amino acids in infants”. In: *Acta Paediatr Scand* 65:343.

SILK, M. G., 1983, “Predictions of the Effect of some Constructional Variables on the Performance of Ultrasonic Transducers”, *Ultrasonics* (Jan), pp. 27-33.

SMITH, S. W., PAVY, H. E., VON RANN, O. T., 1991, “High Speed Ultrasound Volumetric Imaging System Part I: Transducer Design and Beam Steering”, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, UFFC-38, pp. 100-108.

SMITH, S. W., TRAHEY, G. E., VON RAMM, O. T., 1992, “ Two-dimensional Arrays for Medical Ultrasound”, *Ultrasonic Imaging*, v. 14, pp. 213-233.

THRUSH, A. J., EVANS, D. H., 1990, “Simple System for Automatic Intermittent recording of Blood Flow in Femoro-distal Bypass Grafts Using Doppler Ultrasound”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, v. 28, (Mar), pp. 193-195.

TURNBULL, D. H., FOSTER, F. S., 1992, “Fabrication and Characterization of Transducer Elements in Two-Dimensional Arrays for Medical Ultrasound Imaging”. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, v. 39, n. 4, (Jul), pp. 464-475.

VOLPE, J. J., PERLMAN, J. M., HILL, A., et al.,1982. “Cerebral blood flow velocity in the human newborn: The value of its determination”. In: *Pediatrics* 70:148.

VON KRÜGER, M. A., Tema de tese de Mestrado: Doppler Inteligente. Linha de pesquisa: Ultra-som em Medicina e Biologia. Programa de Engenharia Biomédica – COPPE/UFRJ. Não publicado. 14/07/2004.

WEINDLING, A. M., ROLFE, P., TARASSENKO, L., et al., 1982, “Pletismografia Neonatal cerebral blood flow studied by electrical impedance”. *8th European Congress of Perinatal Medicine*, Brussels, Belgium.

YOUNKIN, D. P., REIVICH, M., JAGGI, J., et al., 1982, "Noninvasive method of estimating human newborn regional cerebral blood flow". In: *J.Cereb Blood Flow Metab* 2:415.

ZIOMEK, L. J., *Fundamentals of Acoustic Field Theory and Space-time Signal Processing*. Press, Inc., 1995.

ANEXO A

Ajuste da Máquina de Serra Circular

A.1 Introdução

Uma das primeiras etapas para a construção do transdutor matricial envolve cortes em transdutor cerâmico, para que seja formada a matriz de transdutores menores. Para este trabalho, os cortes foram realizados com o auxílio da máquina de corte Logitech, modelo 15 SAW, acionando uma serra circular, com espessura de 100 μm . A figura A.1 apresenta uma fotografia da máquina.



Figura A.1 – Fotografia com vista frontal da máquina para serrar o transdutor cerâmico.

Problemas observados na confecção de matriz ultra-sônica (BELASSIANO, 2004, BELASSIANO, VON KRÜEGER, 2004), utilizando-se esta máquina de serrar, induzem a pensar, que alguns parâmetros da máquina encontravam-se fora das especificações, aparentemente provocados pelo uso e falta de manutenção.

Medições preliminares confirmaram o desalinhamento no eixo da serra, que juntamente com folgas e desalinhamentos na base que suporta o elemento piezelétrico, causaram três problemas distintos; cortes com cerca de 350 μm de desgaste, ou seja, 250 μm além da espessura do disco de serra, cortes em linhas curvas, perceptíveis

visualmente, e cortes com deslocamentos paralelos, ou seja, o corte ocorre em uma linha paralela à desejada.

Este anexo descreve os procedimentos seguidos para medir-se e ajustar-se os parâmetros mais relevantes, com vistas a minimização dos problemas descritos. Ao final é apresentada fotografia de cerâmica cortada, comprovando os resultados obtidos.

A.2 Materiais e Métodos

Para que se possa compreender o funcionamento da máquina, procedeu-se à leitura do manual de operação e manutenção que a acompanha. A partir desta fase, passou-se, efetivamente, à medição dos parâmetros mais importantes.

A.3 Medição e Ajuste dos Parâmetros Mais Importantes

Primeiramente procurou-se estabelecer quais parâmetros seriam importantes. A figura A 2 contém o desenho esquemático de parte da máquina.

Observando-se o movimento de rotação do disco de serra em baixa velocidade, identificou-se um movimento equivalente ao de desalinhamento entre o eixo geométrico do disco de serra e o eixo do motor. Este movimento provocava um desvio transversal periférico do disco de 55 μm . As possíveis causas deste desvio são:

- a) Desalinhamento no eixo do motor.
- b) Desalinhamento no flange fixo, de aço inoxidável, ou seja, entre o eixo do motor e o flange interno de alumínio.
- c) Desalinhamento no flange interno de alumínio.

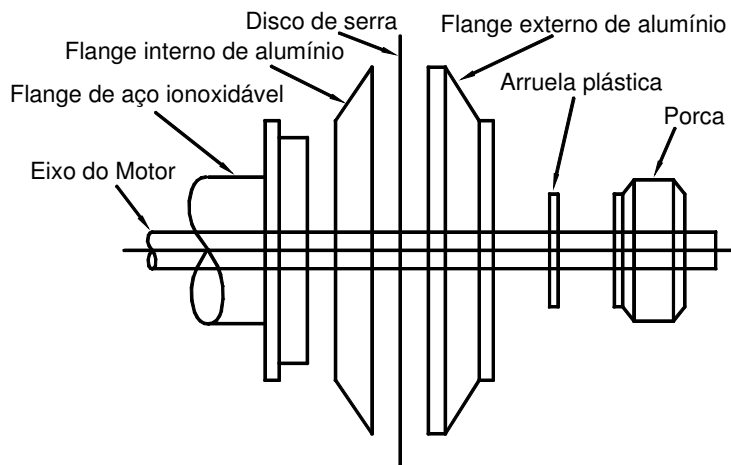


Figura A.2 - Identificação e disposição relativa das peças no eixo da máquina para serrar Logitech modelo 15 SAW.

A figura A.3 contém a foto da região esquematizada na figura A.2.

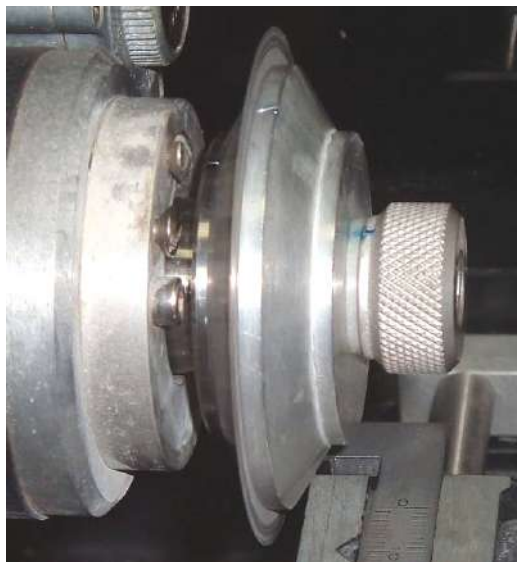


Figura A.3 – Foto mostrando detalhes da fixação do disco de corte no eixo do motor.

Para observar-se o eixo do motor, retirou-se o conjunto: porca de alumínio, arruela plástica, flange de alumínio externo ao disco de serra, disco de serra, flange de alumínio interno ao disco de serra e flange de aço inoxidável, este último aparafusado ao eixo do motor. Mediu-se um desvio periférico de $5\mu\text{m}$, no eixo de 8 mm de diâmetro.

Este desvio, por simples regra de três, contribui com um desvio de 29 μm na borda do flange inoxidável aparafusado. Como a relação entre os diâmetros do disco de serra e do flange de aço inoxidável é de cerca de 1,652 (38/23), a variação transversal obtida na periferia da serra é de 48 μm , o que explicaria os 55 μm medidos.

O eixo apresentava marcas de arranhado, provocado pelos dois parafusos de fixação do flange ao eixo do motor, além de alguma oxidação e resto de material cerâmico. Com a preocupação de não se alterar as medidas precisas, que existem nestes equipamentos, utilizou-se, com bastante prudência, lixa d'água n.º 400 sobre as marcas provocadas pelos parafusos. A seguir utilizou-se lixa d'água n.º 600 para dar o acabamento e retirar a pequena oxidação existente. Limpou-se também o furo central do flange de aço inoxidável com lixa d'água n.º 600. Marcou-se um ponto de referência no eixo e outro no flange, e ajustou-se a defasagem angular entre as duas marcas, para a que produzisse um menor desvio na periferia do flange. Nesta condição fixou-se o flange por meio dos dois parafusos, tendo-se a preocupação de não apertá-los em demasia. É importante que não se aperte demais estes parafusos, uma vez que, em procedimento anterior, fora detectada alguma deformação no flange causada pelo excesso de força dos parafusos. Quando se trata de desvios da ordem de dezenas de micrometros, a uma distância radial de cerca de cinco centímetros, deve-se levar em conta a pressão exercida pelos parafusos. A causa da deformação reside no fato de que a posição dos parafusos não é simétrica em relação ao eixo, como encontrado em ângulos defasados de 180°, mas sim formando um ângulo de cerca de 45°.

O restante das peças foi montado e, apesar de constatar-se uma redução de desvio na serra, esta fora insuficiente. Retirou-se a porca de fixação do conjunto, a arruela plástica, o flange exterior de alumínio, o disco de serra e o flange interior de alumínio. Deixou-se apenas o flange de aço inoxidável, já ajustado.

Observando-se o flange interno de alumínio, notou-se que suas faces laterais, a que encosta-se ao flange de aço inoxidável e a que encosta-se ao disco de serra, não pertenciam, cada qual, a um plano bidimensional. Havia pequena deformação nestas faces, formando duas superfícies tridimensionais. Aqui também é necessário ter cautela no procedimento de correção das faces. Qualquer falta de conhecimento e atenção pode provocar uma piora na situação. Utilizou-se um pedaço retangular de vidro, com cerca de 12 mm de espessura, para servir de base plana. Sobre esta base colocou-se uma tira molhada de lixa d'água n.º 400. A água aumenta a aderência da lixa no vidro, além de manter a lixa plana durante o trabalho. Sobre a lixa colocou-se uma das faces do flange

interno de alumínio. Com pressão suave e uniforme no centro geométrico do flange, aplicou-se dez movimentos de vaivém com excursões iguais. Girou-se o flange em 45° e repetiu-se o movimento de vaivém. Tornou-se a repetir este procedimento, até que o flange fosse girado de uma volta completa. Não se lixou quando o ângulo total alcançou 360°, o que causaria o início de uma segunda volta. O mesmo procedimento foi realizado na outra face deste flange. Ao final, limpou-se o local de qualquer resíduo de pó da lixa n.º 400 e repetiu-se o procedimento, desta vez utilizando-se uma tira de lixa n.º 600. Com o flange limpo, mãos lavadas e todo o material limpo, remontou-se as peças de acordo com a ordem da figura A.2. Com o auxílio de um indicador de variação ao longo de uma direção, tipo relógio mecânico, da marca Mitutoyo, modelo n.º NO 2113-10, mostrado na foto da figura A.4, que permite verificar-se variação mínima de um micrometro, e de um suporte para este indicador, girou-se os dois flanges de alumínio, um em relação ao outro e em relação ao flange fixo de aço inoxidável, até que o medidor apresentasse uma mínima variação na periferia do disco de serra. Procedendo-se assim, conseguiu-se obter uma variação de menos de um micrometro. Na ocasião fora considerado, que por ser o disco de serra muito fino, o tornava também flexível, e que o disco poderia estar sendo deformado sob a pressão do instrumento, falseando a medição. Ato contínuo, mediu-se a variação na face externa do flange externo de alumínio, encontrando-se, novamente, menos de um micrometro.

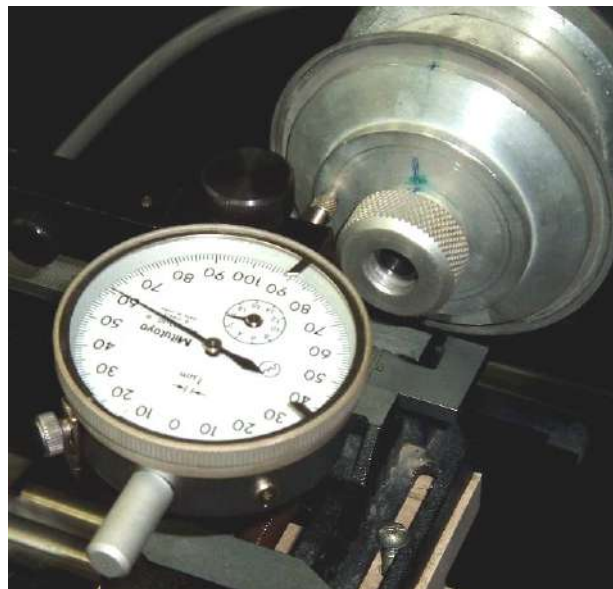


Figura A.4 – Verificação da variação transversal no flange externo de alumínio.

Para que procedimentos futuros de operação com a máquina possam apresentar repetibilidade na qualidade dos resultados, marcaram-se todos os três flanges, a arruela

e inclusive a porca, de forma a que estas marcações permanecessem coincidentes, ou seja, uma defasagem relativa nula entre as marcações. Vide figura A.4.

Como procedimento seguinte, analisou-se a base de suporte da peça a ser serrada, esquematizada na figura A.5.

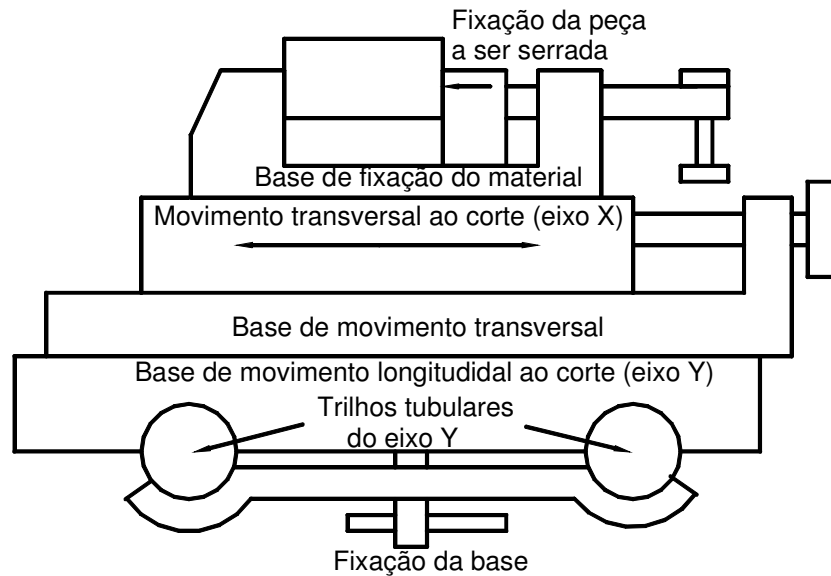


Figura A.5 – Desenho esquemático do conjunto que suporta a peça a ser cortada.

Neste conjunto havia três problemas:

- Folga entre a base de movimento longitudinal ao corte (eixo y) e os dois trilhos tubulares do eixo y.
- Folga entre a base de movimento transversal e a peça adjacente, que propicia o movimento transversal ao corte.
- Desalinhamento angular entre o plano que contém a serra e o plano transversal ao eixo da base de movimento transversal.

Apesar de não haver ajuste do ângulo dos trilhos tubulares da base móvel em relação ao disco de serra, uma vez que tais trilhos são fixos por meio de pinos em uma base intermediária, verificou-se posteriormente, que o erro introduzido por este desvio era menor que $5 \mu\text{m}$ para um percurso da base móvel (eixo y) de 30 mm na região do corte. Caso seja necessário algum ajuste como este, deve-se atuar na coluna tubular vertical que suporta o conjunto do motor.

A seguir encontra-se a análise de cada um dos itens relatados.

- Folga entre a base de movimento longitudinal ao corte (eixo y) e os dois trilhos tubulares do eixo y.

A base de fixação do material a ser serrado fica presa na base de movimento transversal ao corte. Esta base, por sua vez, é fixada na base de movimento longitudinal, a qual é responsável, juntamente com a serra, pelo corte longitudinal. Vide figura A.5 e foto da figura A.6.

A fixação da base de movimento longitudinal ao corte é necessária em alguns casos. Quando isso ocorre, esta base não se movimenta. Quando se deseja um corte em linha, a base de movimento longitudinal ao corte deve ser deixada livre para se mover ao longo dos trilhos tubulares. Isso é obtido deixando-se folgada a alavanca de fixação, mostrada na parte inferior da figura A.5 e fotografia da figura A.6. O que costuma ocorrer é que se este aperto na alavanca não ficar com a pressão apropriada, o trabalho não sairá bom. Se a tensão for demasiada, a base não se moverá. Se a tensão for pouca, a base se moverá, porém a folga que existirá será tanta, que o corte apresentará desvios e/ou a trepidação causará um corte mais largo que o desejado. A tensão correta deve ser ajustada com a serra levantada. Deve-se mover transversalmente, em ambos os sentidos, a base de movimento longitudinal, afrouxando-se ou apertando-se a alavanca, até que

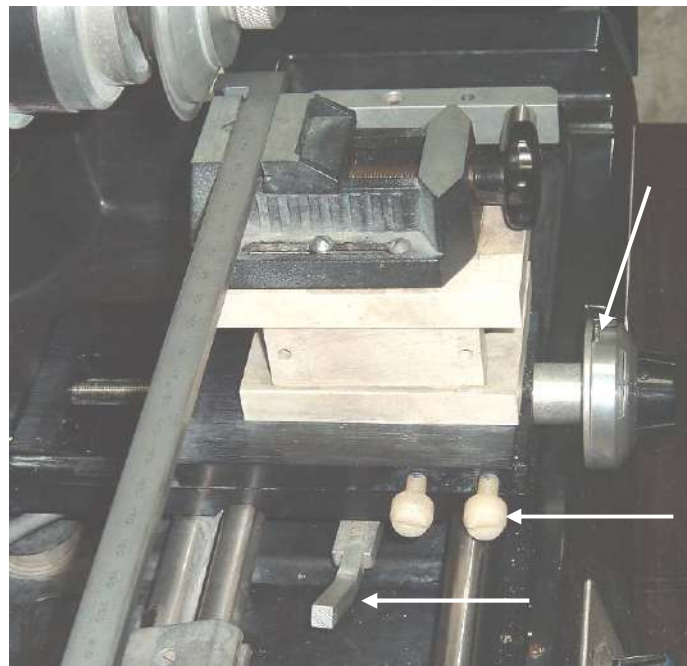


Figura A.6 – Fotografia do conjunto para movimento longitudinal e transversal ao corte, esquematizado na figura A.5. A seta inferior indica a alavanca de fixação do movimento longitudinal. A seta central indica os dois parafusos plásticos. A seta superior indica o mostrador da posição transversal.

não se sinta folga alguma, e ainda assim fique livre para se movimentar longitudinalmente. Este ponto de ajuste é possível e facilmente observável.

- b) Folga entre a base de movimento transversal e a peça adjacente, que propicia o movimento transversal ao corte.

A folga entre a base de movimento transversal ao corte e a peça adjacente, imediatamente acima, que propicia o movimento transversal ao corte, pode ser ajustada para permitir o movimento transversal, sem que a folga cause imperfeições ao corte. Vide a figura A.5. Existem dois parafusos plásticos brancos, que ajustam a pressão entre elas. Vide figura A.6. Deve-se apertá-los até que não sejam percebidos movimentos longitudinais entre elas. Durante o corte, pode-se mantê-los apertados até que não permita o movimento transversal da parte móvel, porém esta técnica deve ser evitada. Normalmente deseja-se produzir múltiplos cortes paralelos, e nestes casos o processo de afrouxar e apertar os parafusos, provavelmente causará alterações na precisão do corte.

Outra folga que ocorre, é causada pela baixa qualidade do conjunto de movimento transversal, ou devido especificamente à folga existente na rosca do parafuso que movimenta esta peça. Este movimento apresenta histerese, ou seja, para um mesmo registro em seu indicador, são possíveis duas posições limites, dependendo do sentido do movimento transversal, se indo ou se vindo. Deve-se, sempre, parar no ponto desejado, seguindo-se um mesmo sentido. Testes posteriores demonstraram que, procedendo-se assim, pode-se retornar a um corte anterior e repetir-se o corte, sem evidências que prejudiquem a qualidade desejada. Este procedimento foi utilizado como medida para não se descartar uma cerâmica, que apresentou corte com pouca profundidade.

- c) Desalinhamento angular entre o plano que contém a serra e o plano normal ao eixo da base de movimento transversal.

Se o plano que contém a serra, e o plano definido pela reta, pertencente ao eixo do parafuso, que produz o movimento transversal, localizado na base de movimento transversal, não forem paralelos, então o corte sairá mais largo que a espessura do disco de serra. Este movimento é o mesmo que ocorre, quando um motorista, em seu automóvel, a uma velocidade elevada, decide girar rapidamente o volante. Nos instantes iniciais ocorrerá um deslizamento lateral das rodas dianteiras, deixando uma marca no asfalto mais larga que a largura da roda. Este desalinhamento pode ser minimizado. Colocando-se uma régua de boa qualidade, geralmente as de aço, encontradas em oficinas mecânicas, em substituição a peça a ser serrada. Com o auxílio de um

mecanismo, medidor de pequenos deslocamentos, encostado na régua, e uma base que o suporte, deve-se movimentar a base longitudinal e ajustar a base de fixação do material, até que o desvio seja aceitável. A partir daí, deve-se apertar os quatro parafusos que fixam a base de fixação do material na base de movimento transversal. O aperto destes parafusos é um pouco crítico, razão pela qual, deve-se verificar se não ocorreu o desalinhamento nesta operação. Este procedimento garante o paralelismo entre os trilhos tubulares e o plano definido pelo parafuso de movimento transversal. O ideal seria, que estes dois planos fossem, também, paralelos ao plano definido pela serra. Isso é conseguido colocando-se a régua no lugar da serra e o medidor montado na base de fixação da peça a ser serrada. Feito isso, deve-se ajustar o conjunto do motor, fixado na coluna tubular vertical, que o suporta.

A.4 Verificação do corte de um transdutor piezolétrico.

Após o ajuste da máquina de corte Logitech, modelo 15 SAW, conforme descrito anteriormente, procedeu-se ao corte de uma cerâmica piezolétrica. A tabela A.1 contém informações dos resultados obtidos e a figura A.7 contém a fotografia da cerâmica após os cortes realizados. Observar que apesar da espessura do disco de corte ser de 100 μm , obteve-se um corte de 150 μm . Um dos fatores responsáveis pelo excesso de 50 μm , deve-se ao fato de que o desprendimento de material, tanto da cerâmica, quanto do disco de serra, passa entre o disco e a cerâmica, antes de sair do corte. Outro fator responsável é o causado pelo desalinhamento entre o disco e os trilhos do carrinho. Finalmente, um fator observado, que contribui de maneira importante para o aumento na espessura do corte, foi o desvio devido à pressão causada pelo apoio eventual do operador, sobre a robusta bancada onde se encontrava a máquina de corte. Caso se deseje um corte com espessura menor como, por exemplo, de 100 μm , pode-se diminuir a espessura da serra de 100 μm para 50 μm . Esta solução é mais simples que a de se dispor de bancada mais robusta, piso e sistema de amortecimento de vibrações bem mais custosos, além da reformulação de várias das etapas descritas. Para o caso das cerâmicas, o procedimento empregado permitiu resolver os problemas existentes de maneira satisfatória.

Resultados obtidos após o ajuste da máquina de corte

Espessura do disco de corte (mm)		0,10
Características	Desejada	Obtida
Largura do material entre os cortes (mm)	1,0	1,0
Largura do corte (mm)	0,15	0,15

Tabela A.1 – Parâmetros desejados e obtidos com o corte de uma amostra.



Figura A.7 – Fotografia do disco de cerâmica cortado após o processo de calibração e ajuste da máquina de corte Logitech, modelo 15 SAW. Cada quadrado cerâmico apresenta 1,0 mm de lado e o corte 0,15 mm de espessura.

A.5 Conclusão

Como mostrado, é possível obter-se a qualidade desejada, necessária para o corte da cerâmica, com vistas à construção de matrizes transdutoras bidimensionais.

A máquina de corte Logitech, modelo 15 SAW é um equipamento delicado e preciso. O tempo necessário para a sua compreensão e ajuste foi cerca de 40 horas de trabalho. Tal ajuste só deve ser implementado em caso de extrema necessidade e, quando preciso, deve ser feito por técnico competente e paciente.

ANEXO B

Curvas de Impedância de Todas as Matrizes

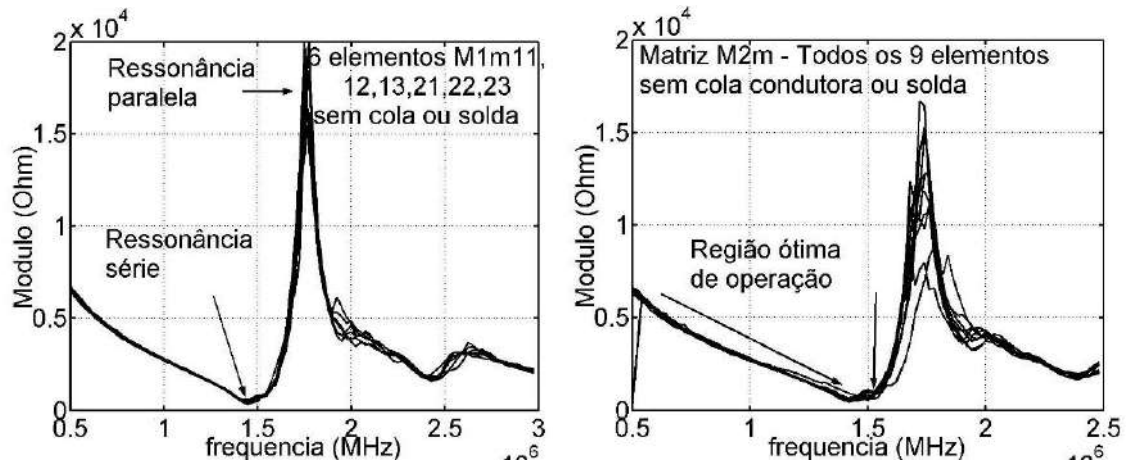


Figura B.1 – Esquerda. Elementos 11, 12, 13, 21, 22 e 23 da matriz M1m. Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Curvas de impedância para todos os elementos da matriz M2m. Também sem cola ou solda.

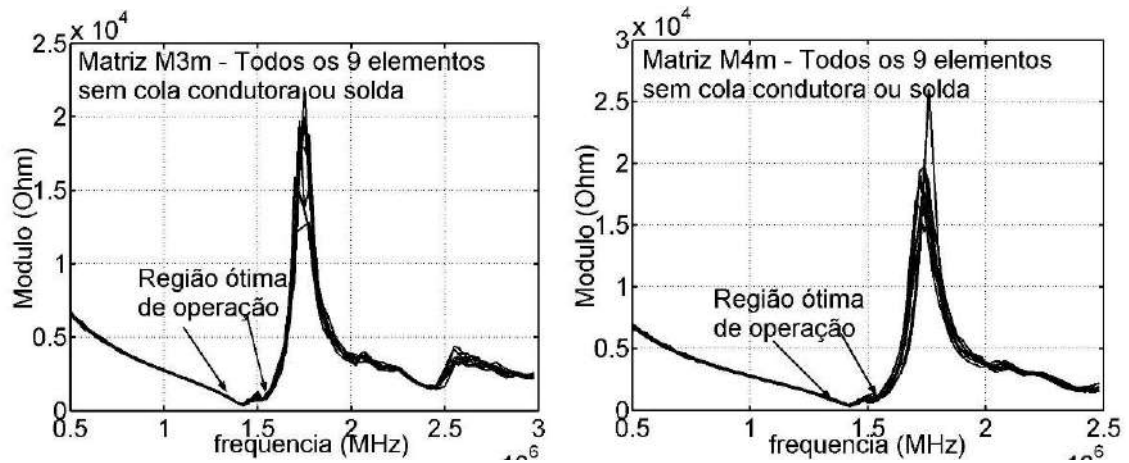


Figura B2 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M3m (esquerda). Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para a matriz M4m.

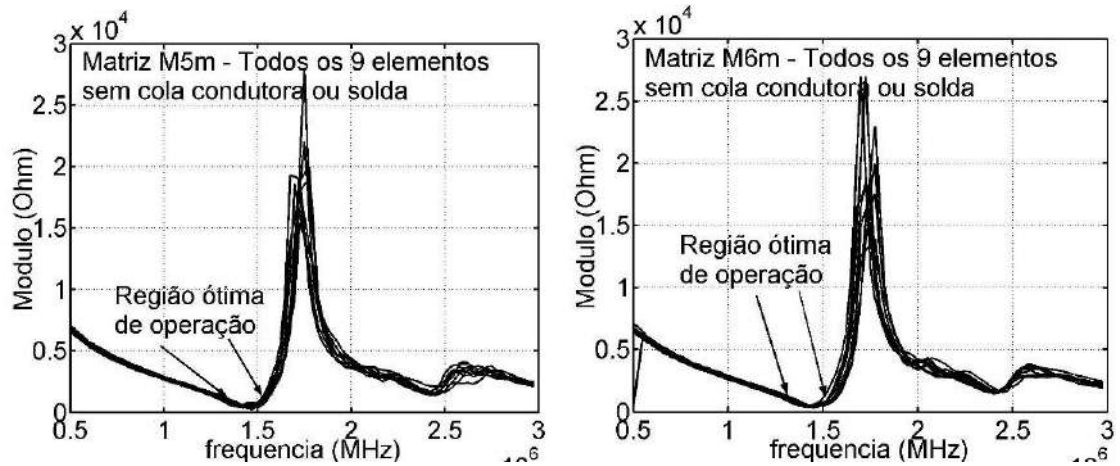


Figura B3 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M5m (esquerda). Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para a matriz M6m.

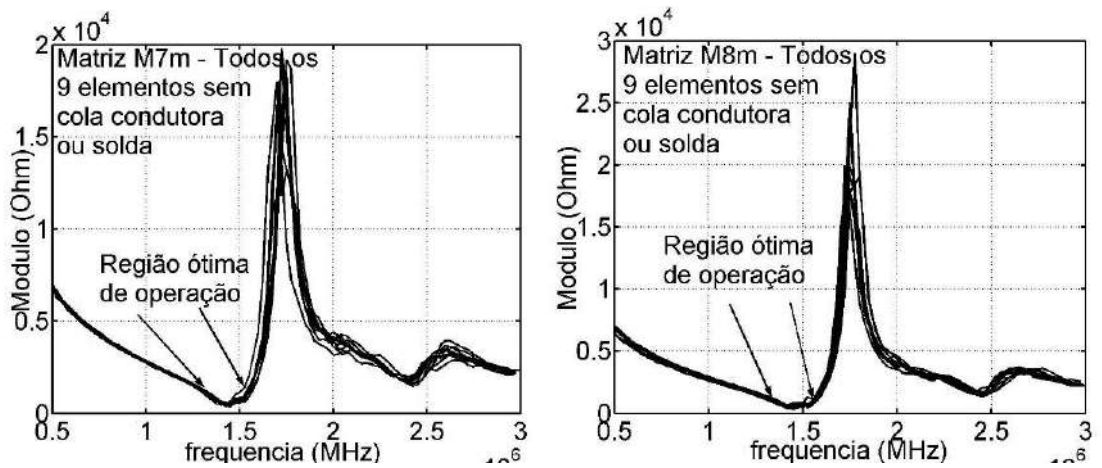


Figura B4 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M7m (esquerda). Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para a matriz M8m.

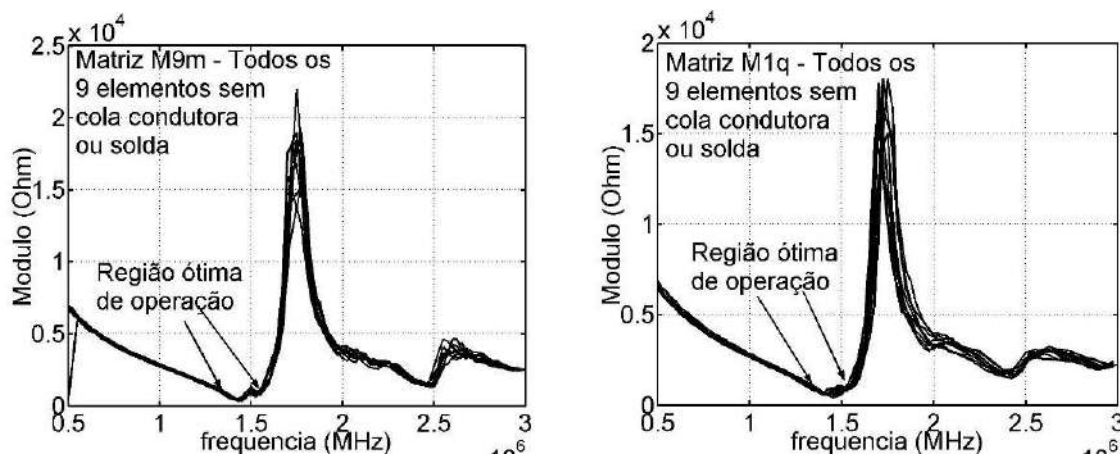


Figura B5 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M9m (esquerda). Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para a matriz M1q.

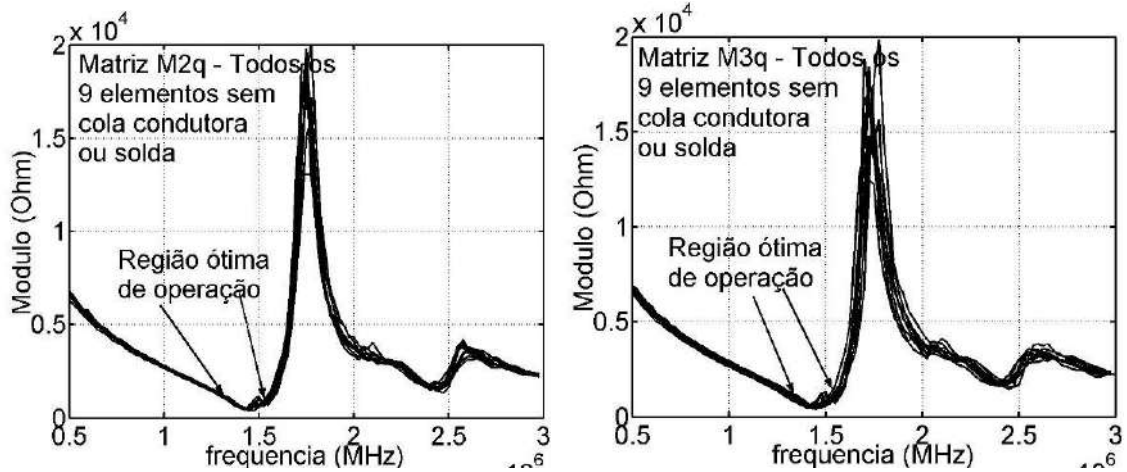


Figura B6 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M2q (esquerda). Sem cola ou solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para a matriz M3q.

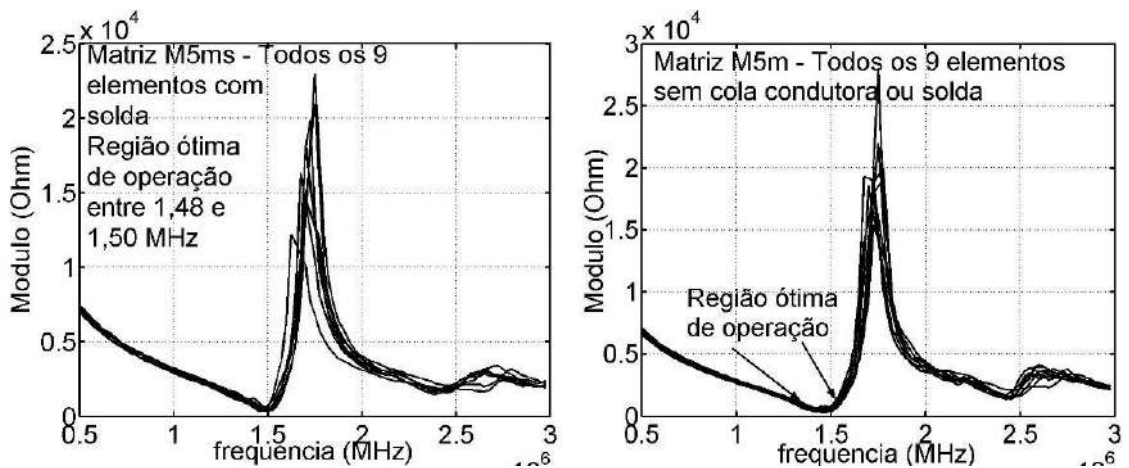


Figura B7 – Curva de impedância para todos os elementos da matriz M5m (esquerda). Com mínimo de solda na camada de retaguarda. Direita. Idem sem solda.

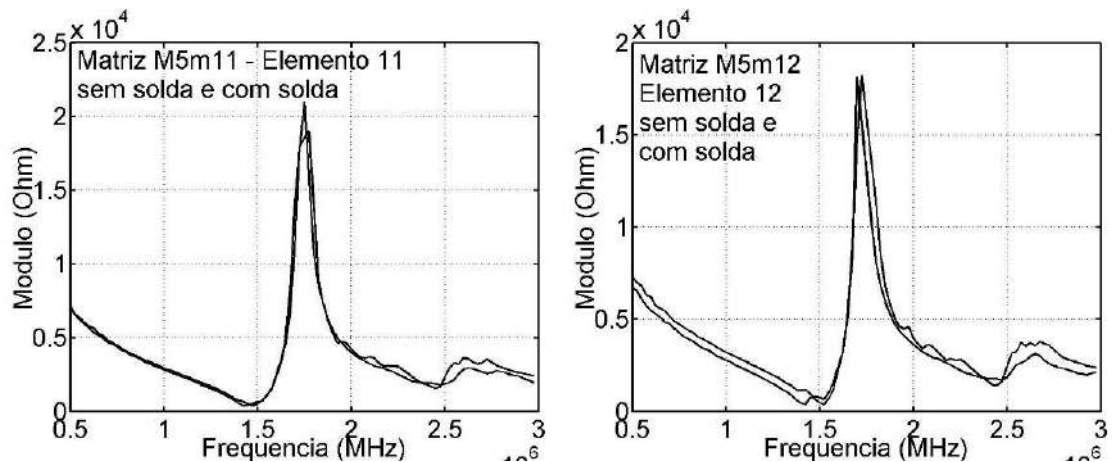


Figura B8 – Curva de impedância para o elemento 11 da matriz M5m (esquerda). Sem e com mínimo de solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para o elemento 12.

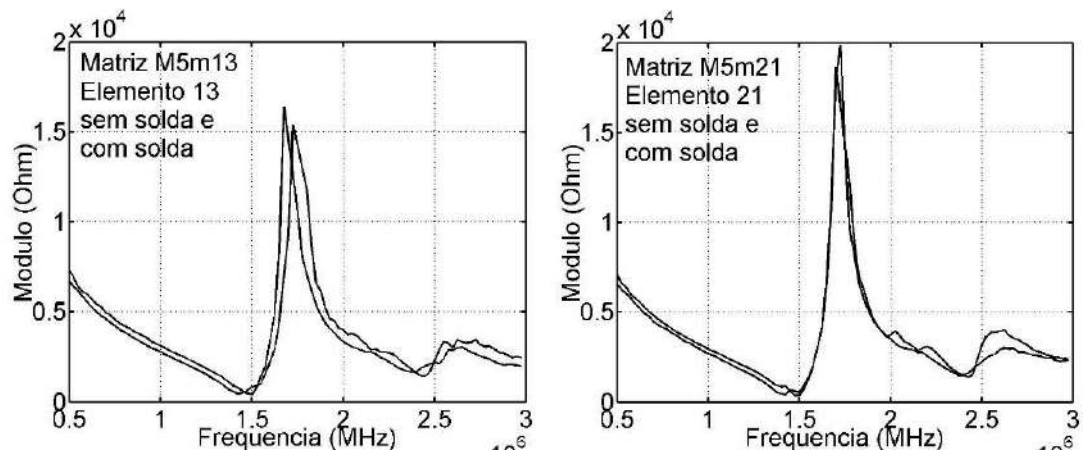


Figura B9 – Curva de impedância para o elemento 13 da matriz M5m (esquerda). Sem e com mínimo de solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para o elemento 21.

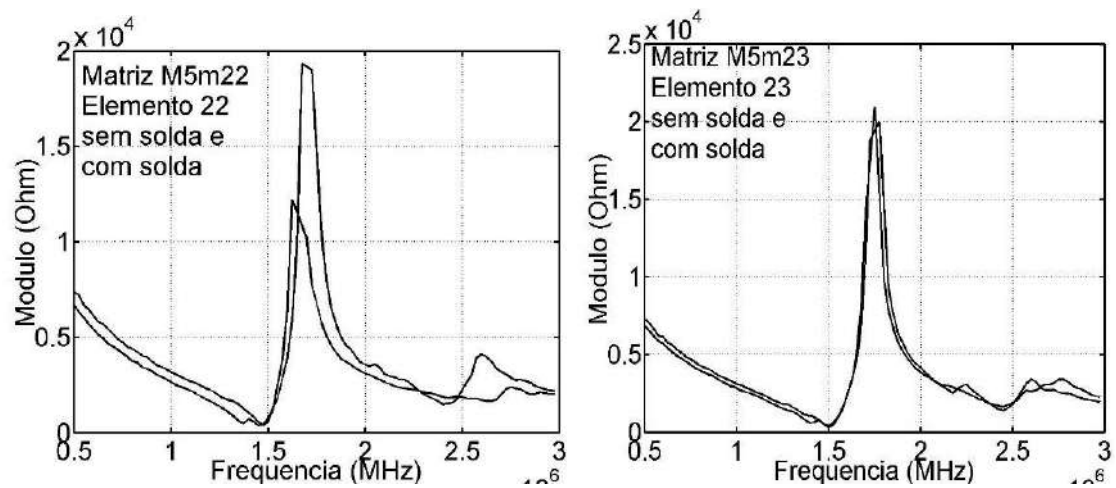


Figura B10 – Curva de impedância para o elemento 22 da matriz M5m (esquerda). Sem e com mínimo de solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para o elemento 23.

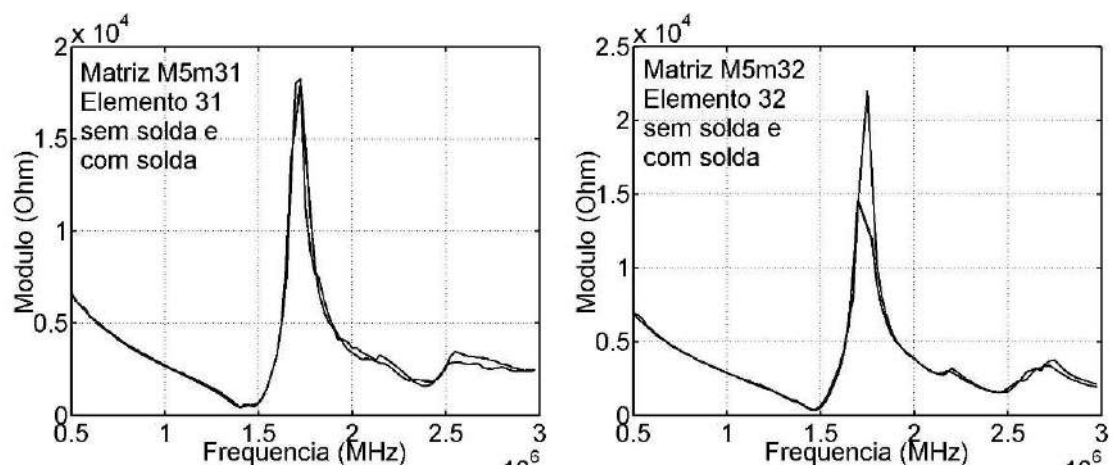


Figura B11 – Curva de impedância para o elemento 31 da matriz M5m (esquerda). Sem e com mínimo de solda na camada de retaguarda. Direita. Idem para o elemento 32.

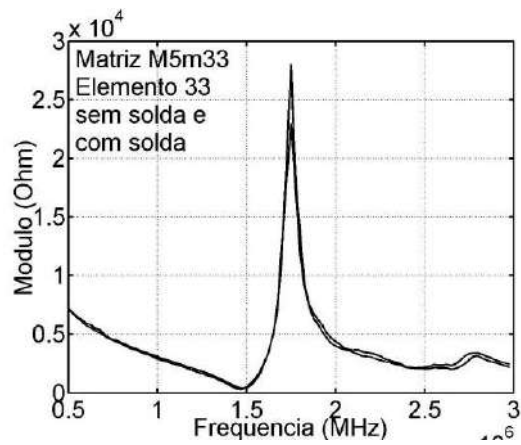


Figura B12 – Curva de impedância para o elemento 33 da matriz M5m (esquerda). Sem e com mínimo de solda na camada de retaguarda.

ANEXO C

Programa do Cálculo do Campo Devido à Matriz 3x3

```
% *****  
  
% Programa de Engenharia Biomédica - PEB - COPPE/UFRJ  
% Laboratório de Ultra-som em Medicina - LUS  
% Desenvolvido por Moris Alkabetz - 2005.  
  
% Programa que calcula a pressão em inúmeros pontos  $P_i(x_{pi}, y_{pi}, z_{pi})$ , devido a fontes  $F_j(x_{fj}, y_{fj}, z_{fj})$ , as quais simulam  
% uma matriz 3 x 3, formada por 9 elementos piezelétricos quadrados de 1 mm x 1 mm, espaçados de 0,15 mm.  
  
% Considerações Preliminares:  
  
% As dimensões encontram-se em milímetros (mm) e os tempos em segundos (s).  
% As fontes  $F_j$  encontram-se no plano  $x = 0$ , estão dispostas simetricamente em relação ao eixo x e simulam os 8 elementos da matriz.  
% No eixo x, os pontos encontram-se no plano  $x = x_p$ .  
% No eixo y, os pontos encontram-se entre  $y_{pmi}$  e  $y_{pma}$ .  
% No eixo z, os pontos encontram-se entre  $z_{pmi}$  e  $z_{pma}$ .  
% A distância entre os pontos, na direção dos eixos, deve permitir uma "boa" observação da pressão. Distâncias  
% pequenas geram muitos pontos, conseqüentemente, muita memória e tempo de computação. Distâncias grandes não  
% permitem a visualização de detalhes na variação da pressão. Por estas razões, o número de pontos está limitado  
% a cerca de 3.300.000.  
  
clear all ; % Apaga todas as variáveis do espaço de trabalho.  
clc; % Apaga tudo escrito no "command window".  
  
% Valores Preliminares dos Parâmetros:
```

```

P0 = 1 ;      % Valor de pressão normalizada para todas as fontes.
f = 1.75e6 ;  % Valor da frequência harmônica considerada (Hz).
c = 1.54e6 ;  % Valor da velocidade de propagação da onda de Us no meio considerado (mm/s).

```

```

lambda = c / f ;
k = 2 * pi / lambda ;

```

```

% Determinação dos Pontos:

```

```

NPCO = 5 ;      % Número de Pontos por Comprimento de Onda. Quanto mais pontos mais definição é obtida, porém
                % não há diferença no gráfico.

```

```

xp = 50 ;
ypmi = -25 ;    % Valor mínimo dos pontos no eixo y (mm).
ypma = 25 ;     % Valor máximo dos pontos no eixo y (mm).
Dyp = (lambda / NPCO) ;      % Distância entre dois pontos consecutivos no eixo y (mm).
NPY = ceil ((ypma - ypmi) / Dyp) ; % Número de Pontos diferentes no eixo y.
Dyp = (ypma - ypmi) / (NPY - 1) ; % Distância exata entre dois pontos consecutivos no eixo y (mm).

```

```

zpmi = -25 ;    % Valor mínimo dos pontos no eixo z (mm).
zpma = 25 ;     % Valor máximo dos pontos no eixo z (mm).
Dzp = (lambda / NPCO) ;      % Distância aproximada entre dois pontos consecutivos no eixo z (mm).
NPz = ceil ((zpma - zpmi) / Dzp) ; % Número de Pontos diferentes no eixo z.
Dzp = (zpma - zpmi) / (NPz - 1) ; % Distância exata entre dois pontos consecutivos no eixo z (mm).

```

```

NPt = NPY * NPz ;
NPtma = 3300000 ;
if NPt > NPtma
    fprintf (' O número de pontos da matriz pressão é = %d * %d = %d , \n', NPY, NPz, NPt)
    fprintf (' Diminua NPY, e ou NPz para um produto menor ou igual a NPtma. \n')
return

```

```

end

y = 1 : NPy ;
z = 1 : NPz ;
VOrdPy = ypmi : Dyp : ypma + Dyp / 20 ;    % ypmi  ypmi + Dyp ...
VOrdPz = zpmi : Dzp : zpma + Dzp / 20 ;    % zpmi  zpmi + Dzp ...

% Posicionamento das fontes que simulam os 9 elementos quadrados de lado 1 milímetro.

%      Disposição dos 9 elementos da matriz

%      -----|-----
%      11      12      13      (x = 0, y < 0)
%      -----|-----
%      21      22      23      (x = y = 0) --> z
%      -----|-----
%      31      32      33      (x = 0, y > 0)
%      -----|-----
%              \| y

NFCO = 5 ;    % Número de Fontes por Comprimento de Onda.  OBS.: NFCO = 5 ou = 20, dá no mesmo.
              % Para NFCO = 5 e NPCO = 5, o programa roda em 20 segundos. Para NFCO = 18 e
              % NPCO = 7, o programa roda em 7 minutos. Para NFCO = 20 e NPCO = 20, o programa
              % roda em 1 hora e 20 minutos. NFCO = 18 e NPCO = 7 é um bom compromisso entre
              % discriminação dos elementos e bom delineamento do campo de pressão com o tempo
              % de computação para cada caso.

% Especificação das delimitações dos elementos em relação a "z". Encontram-se no plano xf = 0. O "f" refere-se a fonte.

zfmil1 = -1.65 ;    % (mm).

```

```

zfma11 = -0.65 ; % (mm).
zfmi12 = -0.5 ; % (mm).
zfma12 = 0.5 ; % (mm).
zfmi13 = 0.65 ; % (mm).
zfma13 = 1.65 ; % (mm).
zfmi21 = -1.65 ; % (mm).
zfma21 = -0.65 ; % (mm).
zfmi22 = -0.5 ; % (mm).
zfma22 = 0.5 ; % (mm).
zfmi23 = 0.65 ; % (mm).
zfma23 = 1.65 ; % (mm).
zfmi31 = -1.65 ; % (mm).
zfma31 = -0.65 ; % (mm).
zfmi32 = -0.5 ; % (mm).
zfma32 = 0.5 ; % (mm).
zfmi33 = 0.65 ; % (mm).
zfma33 = 1.65 ; % (mm).

NFz = ceil ((zfma22 - zfmi22) / (lambda / NFCO)) ; % Número de Fontes no eixo x, espaçadas de lambda / NFCO.
if NFz > 101 % Para a execução do programa se NFz for maior que 101.
    fprintf (' O número de fontes no eixo z NFz = %d , é maior que 101. \n', NFz)
    fprintf (' Aumente zfmi ou diminua zfma. \n')
end
Dzf = (zfma22 - zfmi22) / (NFz - 1); % Distância entre duas fontes adjacentes na direção z.
% VNFz = 1 : NFz ; % 1 2 3 ... NFz Vetor Número de Fontes no eixo z.
% VOrdFz = zfmi33 + Dzf .* (VNFz - 1) % zfmi zfmi + Dzf ... Vetor Ordenada das Fontes no eixo z.

% Especificação das delimitações dos elementos em relação a "y". Encontram-se no plano xf = 0. O "f" refere-se a fonte.

```

```

yfmi11 = -1.65 ; % (mm).
yfma11 = -0.65 ; % (mm).
yfmi12 = -1.65 ; % (mm).
yfma12 = -0.65 ; % (mm).
yfmi13 = -1.65 ; % (mm).
yfma13 = -0.65 ; % (mm).
yfmi21 = -0.5 ; % (mm).
yfma21 = 0.5 ; % (mm).
yfmi22 = -0.5 ; % (mm).
yfma22 = 0.5 ; % (mm).
yfmi23 = -0.5 ; % (mm).
yfma23 = 0.5 ; % (mm).
yfmi31 = 0.65 ; % (mm).
yfma31 = 1.65 ; % (mm).
yfmi32 = 0.65 ; % (mm).
yfma32 = 1.65 ; % (mm).
yfmi33 = 0.65 ; % (mm).
yfma33 = 1.65 ; % (mm).

NFy = ceil ((yfma22 - yfmi22) / (lambda / NFCO)) ; % Número de Fontes no eixo y, espaçadas de lambda / NFCO.
if NFy > 101 % Para a execução do programa se NFy for maior que 101.
    fprintf (' O número de fontes no eixo y NFy = %d , eh maior que 101. \n', NFy)
    fprintf (' Aumente yfmi ou diminua yfma. \n')
    return
end
Dyf = (yfma22 - yfmi22) / (NFy - 1); % Distância entre duas fontes adjacentes na direção y.
% VNFy = 1 : NFy ; % 1 2 3 ... NFy Vetor Número de Fontes no eixo y.
% VOrdFy = yfmi33 + Dyf .* (VNFy - 1) % yfmi yfmi + Dyf ... Vetor Ordenada das Fontes no eixo y.

% Defasagem das fontes dos elementos.

```

```

graurad = pi / 180 ;
fase11 = 45 * graurad ;   fase12 = 67.5 * graurad ;   fase13 = 90 * graurad ;
fase21 = 22.5 * graurad ; fase22 = 0 * graurad ;   fase23 = 67.5 * graurad ;
fase31 = 0 * graurad ;   fase32 = 22.5 * graurad ;   fase33 = 45 * graurad ;

% Sequência do cálculo da pressão nos pontos, devido as fontes:
% 1 - Varia as NFz fontes na direção z. Desde zfmi ate zfma, em intervalos de Dzf.
% 2 - Varia as NFy fontes na direção y. Desde yfmi ate yfma, em intervalos de Dyf.
% 3 - Calcula a pressão em um ponto, devido as fontes.
% 4 - Varia os NPz pontos na direção z. Desde zpmi ate zpma, em intervalos de Dzp.
% 7 - Varia os NPy pontos na direção y. Desde ypmi ate ypma, em intervalos de Dyp.
% 8 - Calcula a matriz de pressão em função do espaço p(x,y,z).
% 9 - Varia o tempo dentro de um semi-ciclo. ( Na verdade varia o angulo "teta" equivalente)

p = zeros ( NPy , NPz ) ;
pm = zeros ( NPy , NPz ) ;
xf = 0;   % As fontes encontram-se no plano x = 0.
xx = (xp - xf) ^ 2 ;
    for teta = 0 : pi / 12 : pi + pi / 100
        % Variação dos pontos no eixo y

        for y = 1 : NPy
            yp = ypmi + Dyp * (y - 1) ;

            % Variação dos pontos no eixo z

            for z = 1 : NPz
                zp = zpmi + Dzp * (z - 1) ;
                Sp = 0; % Para outro ponto deve-se reinicializar Sp.
            end
        end
    end

```

% Variação das fontes distribuídas nos elementos da matriz 3 x 3.

% Fontes pertencentes ao elemento (1,1)

for yf = yfmi11 : Dyf : yfma11

yy = (yp - yf) ^ 2 ;

for zf = zfmi11 : Dzf : zfma11

zz = (zp - zf) ^ 2 ;

r = sqrt (xx + yy + zz) ;

% Distância entre a fonte e o ponto.

Sp = Sp + (P0 / r) * cos (teta + k * r - fase11) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada

% fonte do plano x = 0.

end % zf

end % yf.

% Fontes pertencentes ao elemento (1,2)

for yf = yfmi12 : Dyf : yfma12

yy = (yp - yf) ^ 2 ;

for zf = zfmi12 : Dzf : zfma12

zz = (zp - zf) ^ 2 ;

r = sqrt (xx + yy + zz) ;

% Distância entre a fonte e o ponto.

Sp = Sp + (P0 / r) * cos (teta + k * r - fase12) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada

% fonte do plano x = 0.

end % zf

end % yf.

```

% Fontes pertencentes ao elemento (1,3)

for yf = yfmi13 : Dyf : yfma13
    yy = (yp - yf) ^ 2 ;

    for zf = zfmi13 : Dzf : zfma13
        zz = (zp - zf) ^ 2 ;
        r = sqrt (xx + yy + zz) ; % Distância entre a fonte e o ponto.
        Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase13) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
        % fonte do plano x = 0.
    end % zf
end % yf.

```

```

% Fontes pertencentes ao elemento (2,1)

for yf = yfmi21 : Dyf : yfma21
    yy = (yp - yf) ^ 2 ;

    for zf = zfmi21 : Dzf : zfma21
        zz = (zp - zf) ^ 2 ;
        r = sqrt (xx + yy + zz) ; % Distância entre a fonte e o ponto.
        Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase21) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
        % fonte do plano x = 0.
    end % zf
end % yf.

```

% % Fontes pertencentes ao elemento central 22. Pelo teorema da reciprocidade, o elemento 22 estaria funcionando como


```

% % receptor e os outros como transmissores. Nesta situação, o elemento 22 não contribui para o campo.
%
% for yf = yfmi22 : Dyf : yfma22
% yy = (yp - yf) ^ 2 ;
%
% for zf = zfmi22 : Dzf : zfma22
% zz = (zp - zf) ^ 2 ;
% r = sqrt (xx + yy + zz) ; % Distância entre a fonte e o ponto.
% Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase22) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
% % fonte do plano x = 0.
% end % zf
%
% end % yf.

% Fontes pertencentes ao elemento (2,3)

for yf = yfmi23 : Dyf : yfma23
yy = (yp - yf) ^ 2 ;

for zf = zfmi23 : Dzf : zfma23
zz = (zp - zf) ^ 2 ;
r = sqrt (xx + yy + zz) ; % Distância entre a fonte e o ponto.
Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase23) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
% % fonte do plano x = 0.

end % zf

end % yf.

% Fontes pertencentes ao elemento (3,1)

```

```

for yf = yfmi31 : Dyf : yfma31
    yy = (yp - yf) ^ 2 ;

    for zf = zfmi31 : Dzf : zfma31
        zz = (zp - zf) ^ 2 ;
        r = sqrt (xx + yy + zz) ;           % Distância entre a fonte e o ponto.
        Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase31) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
                                                    % fonte do plano x = 0.
    end % zf
end % yf.

% Fontes pertencentes ao elemento (3,2)

for yf = yfmi32 : Dyf : yfma32
    yy = (yp - yf) ^ 2 ;

    for zf = zfmi32 : Dzf : zfma32
        zz = (zp - zf) ^ 2 ;
        r = sqrt (xx + yy + zz) ;           % Distância entre a fonte e o ponto.
        Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase32) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
                                                    % fonte do plano x = 0.
    end % zf
end % yf.

% Fontes pertencentes ao elemento (3,3)

for yf = yfmi33 : Dyf : yfma33
    yy = (yp - yf) ^ 2 ;

```

```

for zf = zfmi33 : Dzf : zfma33
    zz = (zp - zf) ^ 2 ;
    r = sqrt (xx + yy + zz) ;           % Distância entre a fonte e o ponto.
    Sp = Sp + (P0 / r) * cos ( teta + k * r - fase33) ; % Soma da contribuição da pressão devido a cada
                                                    % fonte do plano x = 0.
end % zf

end % yf Aqui termina de varrer todas as fontes da matriz. O valor da pressão obtido
        % (apenas um) é relativo a um ponto.
p (y,z) = Sp ;

end % zp
clc ;
fprintf ( ' %% concluída = % 3.0f ', floor(100 * y / NPy))

end % yp
[p] = abs ( [p] ) ; % Obtém o modulo da matriz pressão.

for y = 1 : 1 : NPy
    for z = 1 : 1 : NPz
        if p ( y , z ) > pm ( y , z )
            pm ( y , z ) = p ( y , z ) ;
        end
    end % z
end % y

end % teta
load handel % Abre um arquivo de áudio .
sound(y,Fs) % Toca o arquivo de áudio, informando o final do programa.

```

```

fprintf ( ' \n xp = %d \n ', xp)           % Imprime o valor da ordenada do plano de pressão.
[Pmax, ymaa] = max (max (pm));           % Calcula a máxima pressão e o índice em que ocorre no eixo y.
[Pmax1, zmaa] = max (max (pm'));        % Calcula a máxima pressão e o índice em que ocorre no eixo z.
fprintf ('Pmax = % 6.3d , Pmax1 = % 6.3d \n', Pmax, Pmax1) % Imprime o valor da pressão máxima.
fprintf ( ' pm ( % 4.0d , % 4.0d) = % 6.3d \n', zmaa, ymaa, pm(zmaa, ymaa)) % Imprime os índices e o valor da
                                           % pressão máxima.

fprintf ( ' Ordenada de Pmax no eixo axial = % 6.3d \n Ordenada de Pmax no eixo radial = % 6.3d \n', VOrdPy ...
        ( ymaa ) , VOrdPz ( zmaa ) ) % Imprime os valores da ordenada no eixo y e no eixo z, onde ocorre a
                                           % pressão máxima.

[Pmin, ymii] = min (min (pm));           % Obtém a pressão mínima
% [Pmin1, zmii] = min (min (pm'));
% fprintf ( ' Pmin = 6.3d , Pmin1 = % 6.3d \n', Pmin, Pmin1)
% fprintf ( ' pm ( 4.0d , % 4.0d) = % 6.3d \n', zmii, ymii, pm(zmii, ymii))
% fprintf ( ' Ordenada de Pmin no eixo axial = 6.3d , Ordenada de Pmin no eixo radial = % 6.3d \n', VOrdPy ...
%       ( ymii ) , VOrdPz ( zmii ) )

C = (pm - Pmin) / (Pmax - Pmin); % Normaliza os valores da pressão entre zero e um.
mesh (VOrdPz, VOrdPy, C,C) % Apresenta o gráfico do campo da pressão.
set(gca,'XTick',-25 : 5 : 25) % Coloca os traços no eixo x do gráfico, que corresponde ao eixo z
% do campo de pressão.
set(gca,'XTickLabel',{'-25','-20','-10','0','10','20','25'}) % Coloca os valores no eixo x do gráfico.
set(gca,'YTick',-25 : 5 : 25) % Coloca os traços no eixo y do gráfico, que corresponde ao eixo y
% do campo de pressão.
set(gca,'YTickLabel',{'-25','-20','-10','0','10','20','25'}) % Coloca os valores no eixo y do gráfico.
axis([-25 25 -25 25 0 1 ]) % Coloca as linhas dos eixos x, y, e z (correspondendo a z, y, e x no campo
% de pressão).

return

```

ANEXO D

Cálculo do campo de ultra-som

D.1 Campo Devido a uma Linha Finita - Alternativa 1

Considere-se n fontes pontuais, co-senoidais, em fase, alinhadas e igualmente espaçadas. Todas possuindo a mesma amplitude A' . A distância entre cada duas fontes adjacentes é d . Vide figura D.1.

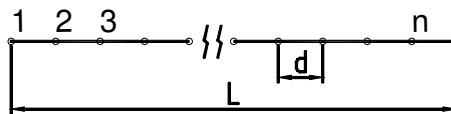


Figura D.1 – n Fontes pontuais, senoidais, em fase, alinhadas e igualmente espaçadas.

Tem-se que:

$$L = n \cdot d \quad (D1)$$

Seja um observador situado a uma distância suficientemente longe, tal que as linhas entre cada fonte co-senoidal e o observador possam ser consideradas praticamente paralelas. Suponha-se que o ângulo entre a normal à reta pertencente às fontes e o observador seja θ . Vide figura D.2.

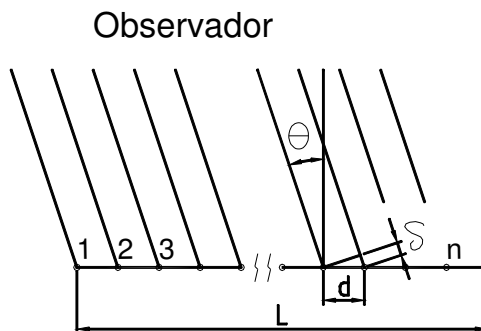


Figura D.2 – O observador encontra-se longe das fontes, a um ângulo θ e as linhas entre as fontes e o observador são consideradas paralelas.

Da figura D.2, tem-se:

$$\delta = d \cdot \text{sen}(\theta) \quad (\text{D2})$$

As ondas se propagam no meio a uma velocidade c , expressa por:

$$c = \frac{\lambda}{T} = \lambda \cdot f \quad (\text{D3})$$

Onde:

λ – É o comprimento de onda no meio. Unidade metro.

T – É o período correspondente a um ciclo da onda. Unidade segundo.

f – É o número de ciclos emitido pela onda em um período de um segundo.

Unidade Hertz.

Expressando-se a distância δ (defasagem linear) em termos da defasagem angular ϕ entre duas fontes adjacentes, tem-se:

$$\left. \begin{array}{l} \lambda \rightarrow 2\pi \\ \delta \rightarrow \phi \end{array} \right\} \phi = 2\pi \cdot \frac{\delta}{\lambda} \quad (\text{D4})$$

A equação (D2) em (D4) fornece a equação (D5).

$$\phi = \frac{2\pi \cdot d}{\lambda} \cdot \text{sen}(\theta) \quad (\text{D5})$$

O componente resultante A_R' de todas as n fontes co-senoidais no observador o é dado pela soma da contribuição individual de cada uma das fontes com amplitude A' , obtendo-se:

$$A_{R'} = A' \cdot \left[\begin{array}{l} \cos(wt) + \cos(wt + \phi) + \cos(wt + 2\phi) + \dots \\ + \cos(wt + (n-1) \cdot \phi) \end{array} \right] \quad (\text{D6})$$

Normalizando-se a equação (D6), para um valor máximo unitário, tem-se:

$$A_{NR'} = \frac{A_{R'}}{n \cdot A'} = \frac{1}{n} \cdot \left[\begin{array}{l} \cos(wt) + \cos(wt + \phi) + \cos(wt + 2\phi) + \dots \\ + \cos(wt + (n-1) \cdot \phi) \end{array} \right] \quad (\text{D7})$$

A equação (D6) pode ser interpretada visualmente, como a soma vetorial de cada fonte na figura D.3, de onde tem-se:

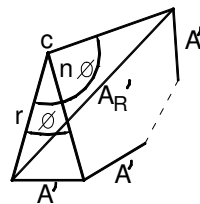


Figura D.3 – A equação (D6) expressa como uma soma de vetores.

$$\frac{A'}{2} = r \cdot \text{sen}(\phi/2) \quad (\text{D8})$$

$$\frac{A_{R'}}{2} = r \cdot \text{sen}(n\phi/2) \quad (\text{D9})$$

Eliminando-se r nas expressões (D8) e (D9), tem-se:

$$\boxed{A_{R'} = A' \cdot \frac{\text{sen}(n\phi/2)}{\text{sen}(\phi/2)}} \quad (\text{D10})$$

O gráfico normalizado da equação (D10) é mostrado na figura D.4. O máximo em zero, corresponde ao observador na normal ($\theta = 0$). O primeiro nulo ocorre quando $n\phi = 2\pi$ radianos. Observando-se a figura D.3, conclui-se que o somatório dos vetores completa uma circunferência. Para n par, cada vetor terá um outro defasado em 180° . Nesta condição $A_{R'}$ se anulará. Para n ímpar, $A_{R'}$ também se anulará. Outros nulos ocorrerão em $n\phi/2\pi = m$, onde m é inteiro.

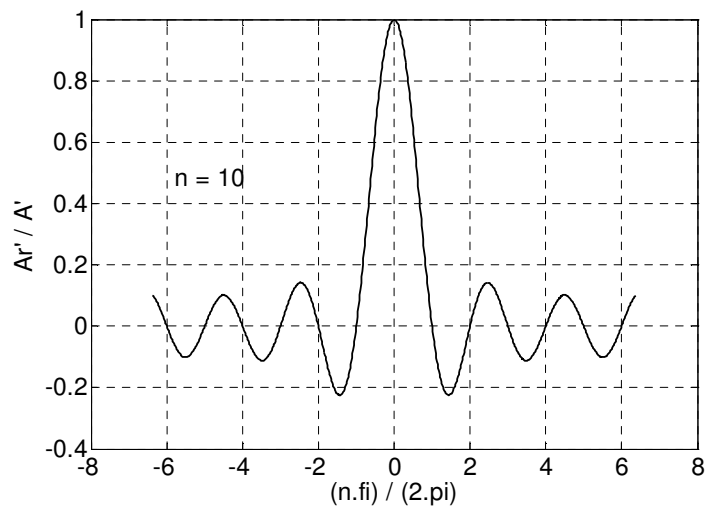


Figura D.4 – Gráfico normalizado da equação (D10). Representa a contribuição de todas as fontes em um observador situado a um ângulo θ . Neste exemplo $n = 10$.

Considerando-se que:

$$\left. \begin{array}{l} \frac{n\phi}{2\pi} = m \\ \phi = \frac{2\pi d}{\lambda} \cdot \text{sen}(\theta) \end{array} \right\} \text{tem-se } \frac{m}{n} = \frac{d}{\lambda} \cdot \text{sen}(\theta) \rightarrow \boxed{\text{sen}(\theta) = \frac{\lambda \cdot m}{d \cdot n} \leq 1} \quad (\text{D11})$$

No caso em que deseja-se aproximar a seqüência das fontes para uma linha contínua, faz-se a distância entre as fontes d muito menor que um comprimento de onda

λ . Como exemplo prático, onde utilizou-se valores bem próximos aos encontrados na matriz, faz-se $n=10$ ($d=L/10$) e $\lambda=L=10^{-3}$ m, utilizando-se a equação (D11), tem-se:

$$\text{sen}(\theta) = \frac{\lambda \cdot m}{d \cdot n} = \frac{\lambda \cdot m}{L} = \frac{10^{-3} \cdot m}{10^{-3}} = m \leq 1 \rightarrow \boxed{m=1}$$
 Para este caso, o gráfico da figura D.4 só vai

até o primeiro nulo, tanto para a esquerda como para a direita. O valor de ϕ valerá então $\phi = \pm 2\pi/n = \pm 2\pi/10$ e θ valerá $\theta = \pm 90^\circ$.

Considere-se agora que as fontes tratadas são de pressão de ultra-som. A amplitude A' na equação (D10) não é mais constante, ela varia com o inverso da distância ao observador. Caso de ondas esféricas. Pode-se escrever que:

$$A' = \frac{A''}{r} \quad \text{e} \quad p' = \frac{A_R'}{r}. \quad \text{A equação (D10) se transforma na equação (D12).}$$

Procedendo-se à normalização da equação (D12) e fazendo-se $A'' = A \cdot r_{\min} / n$ e $p = p' / A$, tem-se a equação (D13).

$$p' = \frac{A''}{r} \cdot \frac{\text{sen}(n\phi/2)}{\text{sen}(\phi/2)} \tag{D12}$$

$$p = \frac{r_{\min}}{r} \cdot \frac{\text{sen}(n\phi/2)}{n \cdot \text{sen}(\phi/2)} \tag{D13}$$

Esta equação pode ser utilizada, para o cômputo da pressão em um ponto distante, r unidades de medida, devido a uma fonte em formato de linha de comprimento L .

D.2 Campo Devido a um Cilindro Finito - Alternativa 2

No tópico anterior calculou-se a equação, que fornece a pressão em um ponto devido a uma linha finita L . Muito pouco foi acrescentado com relação ao fator A'' da equação (D12). Aqui será dada ênfase a este fator e acrescentada a influência do tempo na equação.

Considere-se um cilindro de comprimento L e raio a constantes, tal que $L \gg a$. A superfície deste cilindro apresenta uma vibração radial, sendo que a velocidade da partícula é dada por $U_0 = \exp(j\omega t)$. Por simplicidade dos cálculos, algumas aproximações serão realizadas, o que limita a equação final ao campo distante. A figura D.5 apresenta um desenho que servirá como base de entendimento.

Suponha-se que o cilindro seja formado por uma infinidade de anéis de espessura dx , com eixos coincidentes com o do cilindro. Cada um destes elementos pode ser considerado como uma fonte dada por:

$$dQ = U_0 2\pi a dx \quad (D14)$$

A contribuição da pressão dp de cada elemento dx em um ponto distante r' , formando um ângulo θ , e em um instante t é dada por (KINSLER, FREY, 1962):

$$dp = j \frac{\rho_0 c k}{4\pi r'} U_0 2\pi a dx e^{j(\omega t - kr')} \quad (D15)$$

Onde:

- ρ_0 - Densidade do meio.
- c - Velocidade da onda de ultra-som no meio.
- k - $2\pi/\lambda$
- ω - $2\pi f$

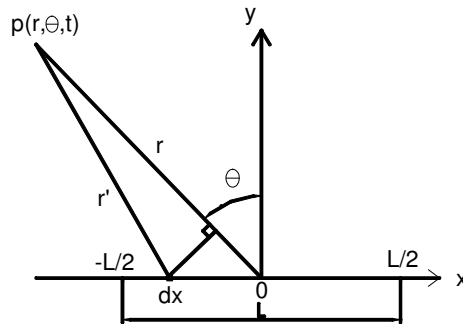


Figura D.5 – Geometria utilizada para o cálculo do campo distante de pressão devido a um cilindro de comprimento L .

Da figura D.5, tem-se que:

$$r' \simeq r - x \cdot \text{sen}(\theta) \quad r \gg L \quad (D16)$$

A pressão total no ponto p é dada pela integral de dp ao longo do cilindro.

$$p(r, \theta, t) = j \frac{\rho_0 c U_0 k a}{2} \int_{-L/2}^{L/2} \frac{1}{r'} e^{j(\omega t - kr')} dx \quad (D17)$$

Considerando-se que $r \gg L$, pode-se aproximar r' , do denominador da equação (D17) para r , sem acrescentar erro apreciável na amplitude da pressão. O mesmo não poderá ser feito com relação ao r' dentro da exponencial, uma vez que esta pequena

diferença pode acarretar em variação apreciável de fase, podendo levar a erro na amplitude da pressão não desprezível. A equação (D17) evolui para a equação (D18).

$$\begin{aligned}
 p(r,\theta,t) &= j \frac{\rho_0 c U_0 k a}{2r} \cdot e^{-jk r} \int_{-L/2}^{L/2} e^{j(\omega t + kx \sin(\theta))} dx \\
 A &= \frac{\rho_0 c U_0 k a}{2r} \rightarrow p(r,\theta,t) = jA \cdot e^{j(\omega t - kr)} \int_{-L/2}^{L/2} e^{jkx \sin(\theta)} dx \\
 p(r,\theta,t) &= jA \cdot e^{j(\omega t - kr)} \cdot \int_{-L/2}^{L/2} \frac{jk \sin(\theta)}{jk \sin(\theta)} e^{jkx \sin(\theta)} dx \\
 p(r,\theta,t) &= jA \cdot e^{j(\omega t - kr)} \cdot \frac{1}{jk \sin(\theta)} \cdot e^{jkx \sin(\theta)} \Big|_{-L/2}^{L/2} \\
 p(r,\theta,t) &= j \frac{\rho_0 c U_0 k a L}{2r} \cdot \left[\frac{\sin\left(k \frac{L}{2} \sin(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \sin(\theta)} \right] \cdot e^{j(\omega t - kr)} \tag{D18}
 \end{aligned}$$

Na equação (D18) pode-se concluir que a pressão p está adiantada de 90° em relação à velocidade da partícula U_θ . O módulo da amplitude da pressão no campo distante ($P(r, \theta)$), costuma ser separado em duas partes. Uma que depende exclusivamente da distância r ($P(r)$), e outra que depende exclusivamente do ângulo θ ($P(\theta)$), como mostrado nas expressões (D19), (D20) e (D21).

$$P(r) = \frac{1}{2} \rho_0 c U_0 \frac{a}{r} kL \tag{D19}$$

$$P(\theta) = \frac{\sin\left(k \frac{L}{2} \sin(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \sin(\theta)} \tag{D20}$$

$$\boxed{P(r,\theta) = \left[\frac{1}{2} \rho_0 c U_0 \frac{a}{r} kL \right] \cdot \left[\frac{\sin\left(k \frac{L}{2} \sin(\theta)\right)}{k \frac{L}{2} \sin(\theta)} \right]} \tag{D21}$$

A figura D.6 contém o gráfico da equação (D20). Observar que o gráfico é limitado em $-\pi/2$ e $\pi/2$, como concluído no tópico anterior, quando chegou-se a $m = 1$. Para valores de θ , além dos limites apresentados nesta figura, ocorre uma sobreposição na curva existente.

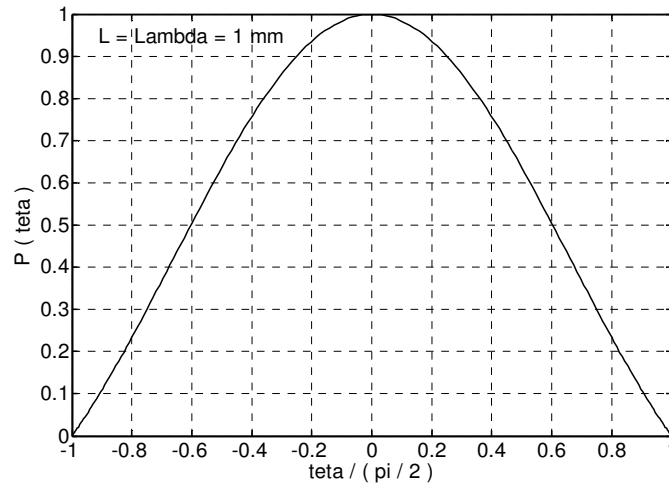


Figura D.6 – Gráfico normalizado da equação (D20). Representa a contribuição do campo de pressão, produzido pelo cilindro, em um observador situado a um ângulo θ . Este exemplo possui os mesmos valores de L e λ do exemplo anterior, ou seja 1 mm.

D.3 Campo Devido a um Elemento Retangular Finito - Alternativa 3

A terceira alternativa para obter-se o campo de pressão segundo ZIOMEK (1995), considera um sistema representado pela figura D.7(a) e esquematizado em D.7(b), em que:

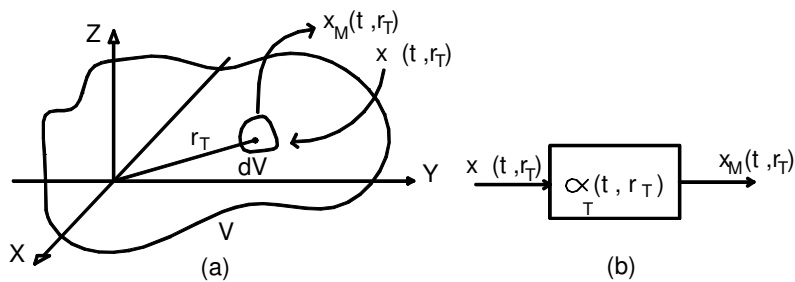


Figura D.7 – Representação de um sistema nos eixos cartesianos (a). Representação esquemática (b).

$$x_M(t, r_T) = \int_t x(t, r_T) * \alpha_T(t, r_T) \tag{D22}$$

onde:

- $\alpha_T(t, r_T)$ É a resposta ao impulso do elemento infinitesimal de volume dV .
- x_M É o sinal de saída acústico para o meio fluido.

Aplicando-se a transformada de Fourier em ambos os lados da equação (D22) e aplicando-se a transformada inversa de Fourier, tem-se:

$$F_t \{x_M(t, \mathbf{r}_T)\} = F_t \left\{ x(t, \mathbf{r}_T) *_{t} \alpha_T(t, \mathbf{r}_T) \right\} \rightarrow X_M(f, \mathbf{r}_T) = X(f, \mathbf{r}_T) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_T)$$

$$F_f^{-1} \{X_M(f, \mathbf{r}_T)\} = x_M(t, \mathbf{r}_T)$$

$$\boxed{x_M(t, \mathbf{r}_T) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f, \mathbf{r}_T) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_T) \cdot e^{j2\pi ft} df} \quad (D23)$$

A equação (D23) é uma apresentação mais útil para o sinal de entrada para o meio acústico. Ela pode representar a distribuição do sinal de pressão, em função do tempo e espaço, $p(t, \mathbf{r}_T)$ ($x_M(t, \mathbf{r}_T)$), produzido por um sinal elétrico de entrada $v(t, \mathbf{r}_T)$ ($x(t, \mathbf{r}_T)$), devido a sua aplicação no transdutor acústico ($\alpha_T(t, \mathbf{r}_T)$).

Considere-se agora, a equação de onda de propagação de sinais acústicos de pequena amplitude, linear, tridimensional, não homogênea e sem perdas, em um meio fluido, ideal (não viscoso). A equação pode ser visualizada a seguir.

$$\nabla^2 \varphi(t, \mathbf{r}) - \frac{1}{c^2} \cdot \frac{\partial^2}{\partial t^2} \varphi(t, \mathbf{r}) = x_M(t, \mathbf{r}) \quad (D24)$$

Onde:

$\varphi(t, \mathbf{r})$ Potencial de velocidade no tempo t e na posição \mathbf{r} (x, y, z) nas unidades m^2/s .

$x_M(t, \mathbf{r})$ É o sinal acústico introduzido no meio fluido, na unidade $1/s$. Representa a taxa de fluxo de volume pela unidade de volume no tempo t e na posição \mathbf{r} (x, y, z).

c É a velocidade constante do som, nas unidades m/s .

$$e \quad p(t, \mathbf{r}) = -\rho_0 \frac{\partial}{\partial t} \varphi(t, \mathbf{r}) \quad (D25)$$

A solução desta equação é dada por:

$$\varphi(t, \mathbf{r}) = -\frac{1}{4\pi} \int_{V_0} \frac{x_M \left[t - \frac{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|}{c}, \mathbf{r}_0 \right]}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}_0|} dV_0 \quad (D26)$$

Onde:

$$dV_0 = d\mathbf{r}_0 = dx_0 dy_0 dz_0 \quad \mathbf{r} = x\hat{x} + y\hat{y} + z\hat{z} \quad e \quad \mathbf{r}_0 = x_0\hat{x} + y_0\hat{y} + z_0\hat{z}$$

Vide figura D.8.

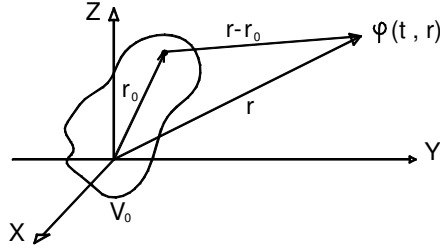


Figura D.8 – Distribuição de uma fonte nos eixos cartesianos ocupando um volume V_0 .

A equação (D26) é válida para o campo próximo e pode ser utilizada para resolver problemas com fontes dispostas em um eixo (x , y ou z), ou em um plano (XY , XZ ou YZ). Para tal basta utilizar-se a integral simples ou dupla, respectivamente.

Substituindo-se a equação (D23) na equação (D26) tem-se:

$$\varphi(t, \mathbf{r}) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{V_0} X(f, \mathbf{r}_0) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_0) \cdot g_f(\mathbf{r} | \mathbf{r}_0) \cdot dV_0 \cdot e^{(j2\pi f t)} \cdot df \quad (D27)$$

Onde: $g_f(\mathbf{r} | \mathbf{r}_0) \triangleq -\frac{e^{(-jk|\mathbf{r}-\mathbf{r}_0|)}}{4\pi|\mathbf{r}-\mathbf{r}_0|}$ é a função independente do tempo no espaço-

livre de Green. $k=2\pi f/c=2\pi/\lambda$.

Para o campo distante, a aproximação da função de Green, por uma série binomial, é válida para os dois primeiros termos da série. A função de Green fica aproximada para:

$$g_f(\mathbf{r} | \mathbf{r}_0) \approx -\frac{e^{(-jkr)}}{4\pi r} e^{(jk\hat{\mathbf{r}} \cdot \mathbf{r}_0)} \quad (D28)$$

Substituindo (D28) em (D27) vem:

$$\varphi(t, \mathbf{r}) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{V_0} X(f, \mathbf{r}_0) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_0) \cdot \frac{e^{(-jkr)}}{4\pi r} e^{(jk\hat{\mathbf{r}} \cdot \mathbf{r}_0)} \cdot dV_0 \cdot e^{(j2\pi f t)} \cdot df \quad (D29)$$

$$\varphi(t, \mathbf{r}) = \frac{1}{4\pi r} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{V_0} X(f, \mathbf{r}_0) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_0) \cdot e^{(jk\hat{\mathbf{r}} \cdot \mathbf{r}_0)} \cdot dV_0 \cdot e^{(j2\pi f (t - \frac{r}{c}))} \cdot df \quad (D30)$$

$$e^{(jk\hat{\mathbf{r}} \cdot \mathbf{r}_0)} = e^{[j2\pi(f_x x_0 + f_y y_0 + f_z z_0)]}$$

onde

$$f_x = u/\lambda, \quad f_y = v/\lambda \quad e \quad f_z = w/\lambda \quad (D31)$$

são frequências espaciais nas direções X , Y e Z , respectivamente, em ciclos por metro. E

$$u = \text{sen}(\theta) \cos(\varphi), \quad v = \text{sen}(\theta) \text{sen}(\varphi) \quad e \quad w = \text{cos}(\theta) \quad (D32)$$

são co-senos adimensionais de direções com relação aos três eixos, X , Y e Z respectivamente.

Substituindo-se a equação (D30) na equação (D29), e designando-se a integral volumétrica por I , tem-se:

$$I = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} X(f, \mathbf{r}_0) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_0) \cdot e^{j2\pi(f_x x_0 + f_y y_0 + f_z z_0)} dx_0 dy_0 dz_0 \quad (D33)$$

A equação (D.33) pode ser interpretada como sendo a transformada de Fourier espacial com relação a $dx_0 dy_0 dz_0$. Em outra forma, tem-se:

$$I = F_{\mathbf{r}_0} \{X(f, \mathbf{r}_0) \cdot A_T(f, \mathbf{r}_0)\} \quad (D34)$$

A transformada espacial de Fourier, do produto de duas funções espaciais é igual a integral da convolução no domínio da frequência-espço. A equação (D34) pode ser escrita como

$$I = X_M(f, \mathbf{v}) *_{\mathbf{v}} D_T(f, \mathbf{v}) \quad (D35)$$

onde

$$X_M(f, \mathbf{v}) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f, \boldsymbol{\alpha}) \cdot D_T(f, \mathbf{v} - \boldsymbol{\alpha}) d\boldsymbol{\alpha} \quad (D36)$$

onde

$\mathbf{v} = (v_X, v_Y, v_Z)$ é um vetor tridimensional, cujos componentes são frequências espaciais (ciclos/metro) nas direções X, Y e Z, respectivamente.

$$X(f, \boldsymbol{\alpha}) = F_{\mathbf{r}_0} \{X(f, \mathbf{r}_0)\} = \int_{-\infty}^{\infty} X(f, \mathbf{r}_0) \cdot e^{j2\pi\boldsymbol{\alpha} \cdot \mathbf{r}_0} d\mathbf{r}_0 \quad (D37)$$

A equação (D37) é a frequência complexa e o espectro angular do sinal elétrico transmitido e

$$D_T(f, \boldsymbol{\alpha}) = F_{\mathbf{r}_0} \{A_T(f, \mathbf{r}_0)\} = \int_{-\infty}^{\infty} A_T(f, \mathbf{r}_0) \cdot e^{j2\pi\boldsymbol{\alpha} \cdot \mathbf{r}_0} d\mathbf{r}_0 \quad (D38)$$

é a função *diretividade* ou o formato do feixe da função de abertura complexa transmitida. E

$$\boldsymbol{\alpha} = (f_X, f_Y, f_Z) \quad (D39)$$

e

$$\mathbf{r}_0 = (x_0, y_0, z_0) \quad (D40)$$

Lembrando que $A_T(f, \mathbf{r}_0)$ é a resposta de frequência complexa, na localização \mathbf{r}_0 (ver figura D.8), da abertura transmitida, e que

$d\boldsymbol{\alpha} = df_X df_Y df_Z$ e $d\mathbf{r}_0 = dx_0 dy_0 dz_0$. A equação (D38) pode ser expressa em função da frequência e dos ângulos esféricos θ e φ . Uma vez que as frequências espaciais f_X , f_Y e f_Z estão relacionadas com u , v e w respectivamente (vide equação (D31)), e u , v e w com θ e φ (vide equação (D32)).

Substituindo-se a equação (D35), expressa pela equação (D36), na equação do potencial de velocidade (D29), tem-se

$$\varphi(\mathbf{t}, \mathbf{r}) = \varphi(t, \theta, r, \varphi) = -\frac{1}{4\pi r} \int_{-\infty}^{\infty} X_M(f, \mathbf{v}) \cdot e^{j2\pi f(t - \frac{r}{c})} \cdot df \quad (D41)$$

D.4 Elemento Quadrado

Utilizando-se a equação (D41) para chegar-se ao campo de pressão do elemento quadrado, considera-se que a abertura espacial é plana e está localizada no plano XY. Então o vetor posição que descreve a posição espacial da abertura é dado por

$$\mathbf{r}_a = (x_a, y_a, 0), \quad (D42)$$

vide figura D.8. Então

$$A(f, \mathbf{r}_a) = A(f, x_a, y_a) \quad (D43)$$

$$\boldsymbol{\alpha} \cdot \mathbf{r}_a = (f_X, f_Y, f_Z) \cdot (x_a, y_a, 0) = f_X x_a + f_Y y_a \quad (D44)$$

e

$$d\mathbf{r}_a = dx_a dy_a \cdot \quad (D45)$$

Substituindo-se as equações (D42) a (D45), na equação (D38), obtém-se a equação da transformada de Fourier espacial, bi-dimensional, para a função diretividade da abertura planar no plano XY.

$$\begin{aligned} D_T(f, f_X, f_Y) &= F_{x_a} F_{y_a} \{A(f, x_a, y_a)\} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} A(f, x_a, y_a) \cdot e^{j2\pi(f_X x_a + f_Y y_a)} dx_a dy_a \end{aligned} \quad (D46)$$

onde

$$A(f, x_a, y_a) = a(f, x_a, y_a) \cdot e^{j\theta(f, x_a, y_a)} \quad (D47)$$

Se uma função é *separável*, ou seja, é composta por duas variáveis independentes entre si, ela pode ser expressa pelo produto de duas funções, cada qual com uma das variáveis.

$$g(x, y) = g_x(x) \cdot g_y(y) \quad (D48)$$

Considerando-se que a função de abertura complexa $A(f, x_a, y_a)$ é separável nas coordenadas retangulares x_a, y_a , então

$$A(f, x_a, y_a) = A_X(f, x_a) \cdot A_Y(f, y_a) \quad (D49)$$

onde

$$A_X(f, x_a) = a_X(f, x_a) \cdot e^{j\theta_X(f, x_a)} \quad (D50)$$

e

$$A_Y(f, y_a) = a_Y(f, y_a) \cdot e^{j\theta_Y(f, y_a)}. \quad (D51)$$

A equação (D49) indica que a resposta complexa da abertura na direção x é independente da resposta complexa na direção y . Substituindo-se a equação (D49) na equação (D46), tem-se

$$\begin{aligned} D_T(f, f_X, f_Y) &= F_{x_a} \{A_X(f, x_a)\} \cdot F_{y_a} \{A_Y(f, y_a)\} \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} A_X(f, x_a) \cdot e^{j2\pi f_X x_a} dx_a \cdot \int_{-\infty}^{\infty} A_Y(f, y_a) \cdot e^{j2\pi f_Y y_a} dy_a \end{aligned} \quad (D52)$$

ou

$$D_T(f, f_X, f_Y) = D_X(f, f_X) \cdot D_Y(f, f_Y) \quad (D53)$$

onde

$$D_X(f, f_X) = F_{x_a} \{A_X(f, x_a)\} \quad (D54)$$

e

$$D_Y(f, f_Y) = F_{y_a} \{A_Y(f, y_a)\} \quad (D55)$$

Então, de acordo com a equação (D53), se a função de abertura complexa $A(f, x_a, y_a)$ for separada em coordenadas retangulares x_a, y_a , o formato do feixe do campo distante $D_T(f, f_X, f_Y)$, é igual ao produto dos formatos dos feixes $D_X(f, f_X)$ e $D_Y(f, f_Y)$.

D.5 Janela de Amplitude Retangular

Seja a janela de amplitude retangular da figura D.9, definida por

$$\text{rect}(x/L) \triangleq \begin{cases} 1, & |x| \leq L/2 \\ 0 & |x| > L/2. \end{cases} \quad (D56)$$

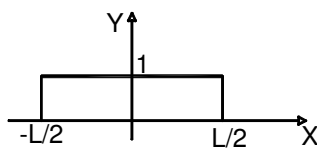


Figura D.9 – Janela de amplitude retangular com comprimento L e altura 1.

Aplicando-se um sinal elétrico de entrada, sob a forma de uma co-senóide de frequência f em um transdutor eletro-acústico no formato de uma linha de comprimento L , a forma do campo de pressão irradiado ao longo do transdutor é

$$A(f, x_a) = a(f, x_a) = \text{rect}(x_a / L) \quad (\text{D57})$$

$$\begin{aligned} D(f, f_X) &= F_{x_a} \{A_X(f, x_a)\} = F_{x_a} \{\text{rect}(x_a / L)\} \\ &= \int_{-L/2}^{L/2} e^{j2\pi f_X x_a} dx_a = L \text{ sinc}(f_X \cdot L) \end{aligned} \quad (\text{D58})$$

onde

$$\text{sinc}(x) \triangleq \frac{\text{sen}(\pi x)}{\pi x}. \quad (\text{D59})$$

Utilizando-se as equações (D59), (D31) e (D32) na equação (D58), tem-se

$$D(f, f_X) = L \frac{\text{sen} \left[k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi) \right]}{k \frac{L}{2} \text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi)} \quad (\text{D60})$$

A equação (D60) é proporcional à equação (D21) com o acréscimo da variável angular φ .

Revolvendo-se a figura D.7, considere-se agora, que a abertura planar, situada no plano XY, seja um transdutor eletroacústico no formato retangular com lados iguais a L_x e L_y . Vide figura D.10.

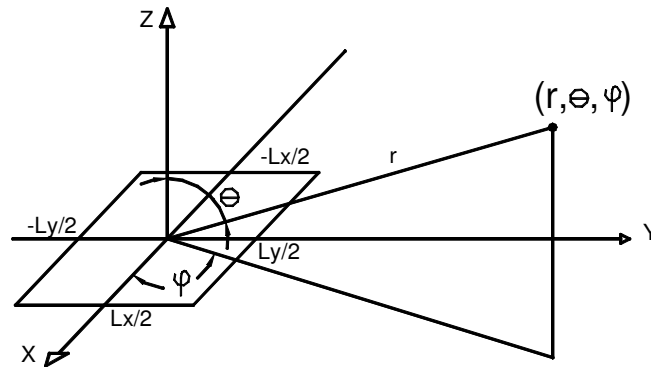


Figura D.10 – Geometria considerada para o cálculo do campo distante.

O modelo matemático para a função abertura complexa, baseada na equação (D49), é dada por

$$A(f, x_a, y_a) = A_X(f, x_a) \cdot A_Y(f, y_a) = \text{ret}(x_a / L_X) \cdot \text{ret}(y_a / L_Y) \quad (\text{D61})$$

e a função do formato do campo distante é dada por

$$D(f, f_X, f_Y) = L_X L_Y \text{sinc}(f_X L_X) \cdot \text{sinc}(f_Y L_Y). \quad (\text{D62})$$

Expressando-se

$D(f, f_X, f_Y)$ por $D(f, \theta, \varphi)$ e normalizando-se, vem

$$D_N(f, \theta, \varphi) = \text{sinc}\left(\frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi)}{\lambda} L_X\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi)}{\lambda} L_Y\right) \quad (\text{D63})$$

Para um sinal elétrico harmônico idêntico, aplicado em toda a localização de \mathbf{r}_0 , tem-se

$$x(t, \mathbf{r}_0) = x(t) = e^{j2\pi f_0 t} \quad (\text{D64})$$

Então

$$X(f, \mathbf{a}) = X(f) \int_{-\infty}^{\infty} e^{j2\pi \mathbf{a} \cdot \mathbf{r}_0} d\mathbf{r}_0 = X(f) F_{\mathbf{r}_0} \{1\} = X(f) \cdot \delta(\mathbf{a}) \quad (\text{D65})$$

Substituindo-se a equação (D65) na equação (D36), e usando-se a propriedade do deslocamento da função impulso, tem-se

$$X_M(f, \mathbf{v}) = X(f) \cdot D(f, \mathbf{v}) \quad (\text{D66})$$

Substituindo-se a equação (D66) na equação (D41) do potencial de velocidade, tem-se

$$\varphi(t, \mathbf{r}) = \varphi(t, \theta, r, \varphi) = -\frac{1}{4\pi r} \int_{-\infty}^{\infty} X(f) \cdot D(f, \mathbf{v}) \cdot e^{j2\pi f(t - \frac{r}{c})} \cdot df \quad (\text{D67})$$

Como o sinal elétrico aplicado no transdutor é harmônico,

$$\varphi(t, \theta, r, \varphi) = -D(f_0, \mathbf{v}) \frac{e^{j2\pi f_0(t - \frac{r}{c})}}{4\pi r} \quad (\text{D68})$$

onde $\mathbf{v}_0 = (v_{x0}, v_{y0}, v_{z0})$ e $v_{x0} = u/\lambda_0, v_{y0} = v/\lambda_0$ e $v_{z0} = w/\lambda_0$.

Derivando-se a equação (D68) em relação ao tempo e aplicando-se na equação (D25), tem-se

$$p(t, \mathbf{r}) = \rho_0 \frac{\partial}{\partial t} \varphi(t, \mathbf{r}) = -\frac{\rho_0 f_0}{2r} \cdot D(f_0, \mathbf{v}_0) \cdot e^{j\pi[2f_0(t - r/c) - 1/2]} \quad (\text{D69})$$

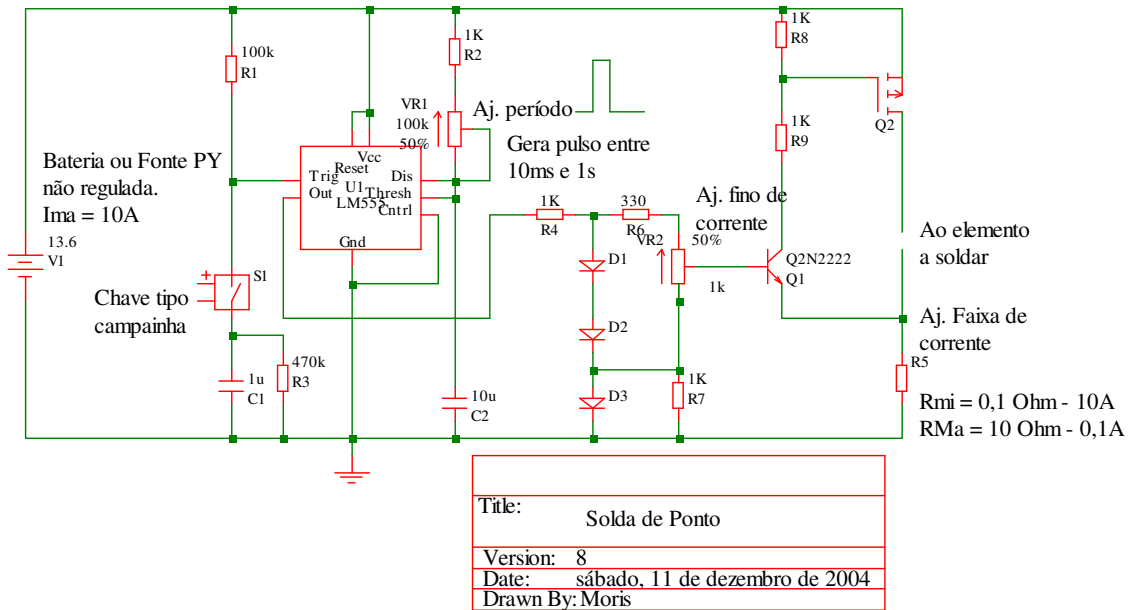
Finalmente, utilizando-se a equação (D62) na equação (D63) e expressando-se em termos das variáveis angulares, tem-se:

$$p(t, \mathbf{r}) = -\frac{\rho_0 f_0 L_X L_Y}{2r} \frac{\text{sen}\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi)}{\lambda_0} L_X\right)}{\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \cos(\varphi)}{\lambda_0} L_X\right)} \cdot \frac{\text{sen}\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi)}{\lambda_0} L_Y\right)}{\left(\pi \frac{\text{sen}(\theta) \cdot \text{sen}(\varphi)}{\lambda_0} L_Y\right)} \cdot e^{j\pi[2f_0(t-r/c)-1/2]}$$
(D70)

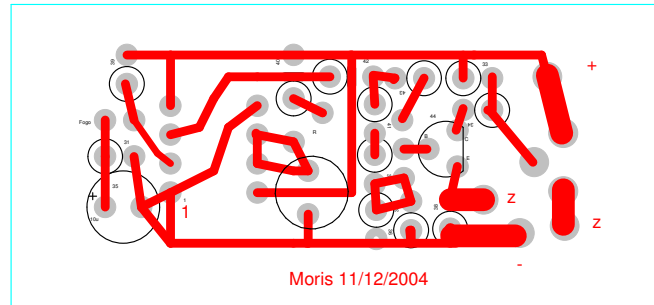
A utilização desta equação é útil, quando se deseja obter o campo devido a um elemento quadrado, ou devido a uma matriz de elementos quadrados. Para o caso em que ocorre a defasagem entre elementos, a equação (D70) não pode ser utilizada.

ANEXO E

Circuito Elétrico de um Soldador Pontual



Sugestão para o circuito impresso



(5,8 cm x 2,7 cm)

ANEXO F

Sugestão para a Arte Final da Nova Placa da Base de Encapsulamento

