UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS

THIAGO BALAN MORETTI

**Desenvolvimento e caracterização do transdutor piezelétrico de potência e da
pinça laparoscópica para o Projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional**

**São Carlos
2014**

THIAGO BALAN MORETTI

**Desenvolvimento e caracterização do transdutor piezelétrico de potência e da
pinça laparoscópica para o Projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional**

Versão Corrigida
(Original na Unidade)

Dissertação apresentada ao programa de
Pós-Graduação em Ciência e Engenharia
de Materiais da Universidade de São
Paulo, para obtenção do título de Mestre
em Ciência e Engenharia de Materiais.

Área de concentração: Desenvolvimento,
Caracterização e Aplicação de Materiais.

Orientador: Prof. Assoc. Valmor Roberto
Mastelaro.

**São Carlos
2014**

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica elaborada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca - EESC/USP

M844d	<p>Moretti, Thiago Balan</p> <p>Desenvolvimento e caracterização do transdutor piezelétrico de potência e da pinça laparoscópica para projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional / Thiago Balan Moretti; orientador Valmor Roberto Mastelaro. São Carlos, 2014.</p> <p>Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em Ciências e Engenharia de Materiais e Área de Concentração em -- Escola de Engenharia de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2014.</p> <p>1. Bisturi Ultrassônico. 2. Transdutor Piezelétrico. 3. Pinça Laparoscópica. 4. Elementos Finitos. I. Título.</p>
-------	--

FOLHA DE JULGAMENTO

Candidato: Licenciado **THIAGO BALAN MORETTI**.

Título da dissertação: "Desenvolvimento e caracterização de transdutor piezelétrico de potencia e da pinça laparoscópica do bisturi ultrassônico nacional".

Data da defesa: 26/02/2014

Comissão Julgadora:

Resultado:

Prof. Titular **Vanderlei Salvador Bagnato (Orientador)**
(Instituto de Física de São Carlos/IFSC)

Aprovado

Prof. Associado **Antônio Adilton Oliveira Carneiro**
(Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto/FFCLRP-USP)

Aprovado.

Dr. **Antônio Henrique Alves Pereira**
(ATCP Engenharia Física)

Aprovado.

Coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências e Engenharia de Materiais:
Prof. Titular **Waldek Wladimir Bose Filho**

Presidente da Comissão de Pós-Graduação:
Prof. Titular **Denis Vinicius Coury**

Dedico este trabalho a Deus e a minha família, em especial aos meus pais que sempre acreditaram na minha capacidade.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. Vanderlei Salvador Bagnato pela orientação, pela dedicação e confiança no trabalho e por acreditar na minha capacidade ao longo do desenvolvimento do projeto. Também agradeço ao Prof. Dr. Valmor Roberto Mastelaro pela orientação.

Aos meus pais José Antônio Moretti e Aparecida Balan Moretti por serem responsáveis pela minha formação acadêmica e pela minha formação como homem. Também agradeço pelo amor, carinho e amizade incondicional em todos os momentos da minha vida, principalmente nos momentos de maior dificuldade. A Andreína de Melo Louveira pelo apoio, carinho e amor e por trazer sempre à tona o melhor de mim.

Aos meus colegas e grandes amigos do Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT) que me ajudaram no desenvolvimento do trabalho, e principalmente pelas amizades construídas durante este período.

Em especial ao Edmundo Beinecke, pelo trabalho em conjunto no desenvolvimento do projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional.

A todos os funcionários e professores da pós-graduação que de forma direta ou indireta, contribuíram para a realização deste trabalho.

À Universidade de São Paulo – Instituto de Física de São Carlos por me acolher.

Ao CNPq pelo fomento.

A persistência é o menor caminho do êxito

Charles Chaplin

RESUMO

MORETTI, T. B. **Desenvolvimento e caracterização do transdutor piezelétrico de potência e da pinça laparoscópica para o projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional**. A.2014. 110p. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Física de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

Este trabalho teve por objetivo desenvolver e caracterizar um conjunto transdutor piezelétrico de potência e pinça laparoscópica para cortes homeostáticos, o qual constitui parte fundamental do projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional. O transdutor, do tipo Langevin, é composto por quatro cerâmicas piezelétricas que convertem energia elétrica em deslocamento mecânico. Um componente importante do transdutor é o amplificador mecânico, cuja finalidade é aumentar a amplitude do deslocamento. O transdutor e o amplificador foram desenvolvidos através de um modelo axissimétrico de elementos finitos implementado no software ANSYS e a lâmina foi desenvolvida através de um modelo tridimensional em elementos finitos. Para cada associação, entre os componentes, os resultados numéricos da resposta em frequência da impedância elétrica e do coeficiente de acoplamento eletromecânico, foram comparados com os resultados experimentais. Também foi desenvolvido um mecanismo inovador de acionamento da pinça laparoscópica. O resultado desta pesquisa proporcionou uma inovação tecnológica na área médica, contribuindo assim para o progresso tecnológico do país.

Palavras-chave: Bisturi ultrassônico. Transdutor Piezelétrico. Pinça Laparoscópica. Elementos Finitos.

ABSTRACT

MORETTI, T. B. **Development and characterization of a high power piezoelectric transducer and laparoscopic forceps for the National Ultrasonic Scalpel Project.** A.2014. 110p. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Física de São Carlos, Instituto de Química de São Carlos, Escola de Engenharia de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

The aim of this work was to develop and characterize a high power piezoelectric transducer coupled to a laparoscopic forceps for homeostatic cuts, which is a fundamental part of the National Ultrasonic Scalpel Project. The Langevin type transducer consists of four piezoelectric ceramics that convert electrical energy into mechanical displacement. An important component of the transducer is the mechanical amplifier, which increases the amplitude of displacement. The transducer and amplifier have been developed through an axisymmetric finite element model, implemented in ANSYS, and the blade was developed using a three-dimensional finite element model. For each association between the components, the numerical results of the frequency response of the electrical impedance and electromechanical coupling coefficient were compared with the experimental results. An innovative drive mechanism was developed for the laparoscopic forceps. The result of this research provided a technological innovation in the medical field, thus contributing to the technological progress of the country.

Keywords: Ultrasonic Scalpel. Piezoelectric transducer. Laparoscopic Forceps. Finite Element.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exemplos de cerâmicas piezelétricas comerciais.	38
Figura 2: Estrutura perovskita com simetria tetragonal centrossimétrica.	39
Figura 3: Estrutura perovskita com simetria tetragonal não centrossimétrica.	39
Figura 4: Sistema de coordenadas.	43
Figura 5: Orientação das tensões em um elemento de volume infinitesimal.	44
Figura 6: Transdutor sanduíche visto em corte.	47
Figura 7: Oscilador Harmônico Amortecido Forçado.	52
Figura 8: Circuito RLC.	52
Figura 9: Circuito elétrico equivalente ótimo para análise da ressonância.	53
Figura 10: Circuito elétrico equivalente ótimo para análise da antirressonância.	53
Figura 11: Circuito elétrico equivalente para antirressonância.	56
Figura 12: Amplificadores mecânicos.	57
Figura 13: Estado plano de tensões mecânicas.	64
Figura 14: Estado plano de deformação mecânica.	64
Figura 15: Sistema axissimétrico em coordenadas cilíndricas.	65
Figura 16: Harmonic da Johnson&Johnson.	67
Figura 17: Visualização do eletrodo duplo em CAD.	68
Figura 18: Visualização do eletrodo triplo em CAD.	68
Figura 19: Visualização do parafuso de titânio em CAD.	68
Figura 20: Visualização da massa frontal do transdutor e amplificador em CAD.	69
Figura 21: Visualização da massa traseira do transdutor em CAD.	69
Figura 22: Visualização da lâmina de corte em CAD.	70
Figura 23: PZT-807 da Morgan.	72
Figura 24: Visualização do Isolador em CAD.	72

Figura 25: Imagem do impedâncímetro e do forno.	73
Figura 26: Curva de caracterização do PZT pela temperatura de Curie.	74
Figura 27: Modelo axissimétrico do transdutor com quatro cerâmicas.	76
Figura 28: A ligação em paralelo dos contatos elétricos.	77
Figura 29: Modelo axissimétrico do transdutor com malha.	77
Figura 30: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor modelado. ...	78
Figura 31: Modelo axissimétrico do amplificador mecânico.	79
Figura 32: Modelo axissimétrico do transdutor acoplado ao amplificador.	80
Figura 33: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor acoplado ao amplificador.	81
Figura 34: Modelo axissimétrico do transdutor acoplado ao amplificador mais barra.	82
Figura 35: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor acoplado ao amplificador mais barra.	83
Figura 36: Modelo tridimensional da lâmina.	84
Figura 37: Conjunto dos transdutores usinados.	84
Figura 38: Dispositivo usado na montagem do transdutor.	85
Figura 39: Medição do torque ideal pela frequência.	86
Figura 40: Curva do módulo da impedância elétrica obtida para o transdutor construído.	87
Figura 41: Curva da fase da impedância elétrica do transdutor construído.	87
Figura 42: Transdutor construído.	88
Figura 43: Transdutor construído com barra roscada.	88
Figura 44: Curva do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor mais barra. ..	89
Figura 45: Curva da fase da impedância elétrica do transdutor mais barra.	89
Figura 46: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor com a lâmina.	90
Figura 47: Curva da fase da impedância elétrica obtida para o transdutor com a lâmina.	91

Figura 48: Aferição de impedância x frequência no analisador.	91
Figura 49: Manipulação da peça de mão.....	92
Figura 50: Visualização do mecanismo da carcaça da pinça em CAD.	93
Figura 51: Visualização do mecanismo limitante da compressão da pinça em CAD.	94
Figura 52: Gerador elétrico.	96
Figura 53: Medição da energia ultrassônica.....	97
Figura 54: Análise termográfica.....	98
Figura 55: Imagens termográficas nas seguintes potências do gerador: a) máxima; b) média; c) baixa.	98
Figura 56: Cortes com os três níveis de potência elétrica do gerador.	99

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Equipamentos comerciais.	34
Tabela 2: Propriedades das cerâmicas piezelétricas comerciais.	71
Tabela 3: Propriedades dos metais.....	73
Tabela 4: Permissividade da cerâmica piezelétrica.	74

LISTA DE SIGLAS

IBGE - Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

USP - Universidade de São Paulo

LAT - Laboratório de Apoio Tecnológico

PZT – TitanatoZirconato de Chumbo

LISTA DE SÍMBOLOS

x	vetor posição
u	vetor deslocamento
T	tensor de tensões
P	tensor de pressões
S	tensor de deformações
γ	módulo de Young
σ	coeficiente de Poisson
e	matriz piezelétrica
ϵ^S	matriz dielétrica para S constante
c^E	matriz de rigidez para E constante
E	campo elétrico
D	densidade de cargas
i	corrente elétrica
ρ	densidade
t	tempo
Φ	potencial elétrico
λ	comprimento de onda
f	frequência
f_r	frequência de ressonância
f_a	frequência de antirressonância
D_1	diâmetro traseiro
D_2	diâmetro da ponta
v	velocidade
Δ	amplitude de deslocamento
A	área de secção
L	comprimento
c	velocidade de propagação extensional
F	força mecânica
Q	carga elétrica
N	função de interpolação polinomial
B_ϕ	matriz campo-potencial elétrico

B_u	matriz deformação-deslocamento
$\hat{u}$	vetor de velocidades nodais
$\hat{\ddot{u}}$	vetor de acelerações nodais
K_{uu}	matriz de rigidez mecânica
D_{uu}	matriz de amortecimento mecânico
$K_{u\phi}$	matriz de rigidez piezelétrica
$K_{\phi\phi}$	matriz de rigidez dielétrica
M	matriz de massa
$D_{\phi\phi}$	matriz de amortecimento dielétrico
α	coeficiente de amortecimento mecânico
β	coeficiente de amortecimento mecânico
Q_m	fator de qualidade mecânico
ω	frequência angular
Z_r	impedância elétrica na frequência de ressonância
Z_a	impedância elétrica na frequência de antirressonância
m	massa
R_m	resistência mecânica
s	constante elástica
L	indutância
R	perdas/dissipações
q	carga elétrica
C	capacitância
V	tensão elétrica

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	29
1.1. Motivação do trabalho	29
1.2. Objetivos e etapas do trabalho	30
1.3. Organização da dissertação	31
CAPÍTULO 2: A TECNOLOGIA DE CORTE E COAGULAÇÃO DE TECIDOS MOLES POR ULTRASSOM	33
2.1. Princípio de funcionamento	33
2.2. Principais vantagens do bisturi ultrassônico	33
2.3. Perfil de uso do bisturi ultrassônico.....	34
2.4. Fabricantes e equipamentos disponíveis no Brasil	34
2.5. Impacto da tecnologia gerada.....	35
CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS E METODOLÓGICOS	37
3.1. História dos materiais piezelétricos	37
3.2. Piezeletricidade	38
3.3. Principais propriedades e constantes dos materiais piezelétricos.....	40
3.4. Equações fundamentais para matérias piezelétricas e metais.....	42
3.5. Equações constitutivas para um material piezelétrico	45
3.6. Transdutores piezelétricos do tipo sanduíche	47
3.6.1. Transdutor piezelétrico do tipo sanduíche	47
3.6.2. Funcionamento	49
3.6.3. Perdas	49
3.6.4. Pré-Tensionamento Mecânico	50
3.7. Circuito elétrico equivalente.....	51
3.8. Impedância Acústica	54
3.9. Comportamento vibracional.....	55
3.10. Comportamento eletromecânico	55
3.11. Amplificadores mecânicos	57

3.12. Sonotrodo	58
CAPÍTULO 4: MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS.....	59
4.1. Método de elementos finitos piezelétrico	59
4.2. Modelagem no ANSYS.....	62
4.3. Modelos bidimensionais.....	63
4.4. Estado do plano de tensões mecânicas	63
4.5. Estado do plano de deformação mecânica	64
4.6. Modelos axissimétricos	65
CAPÍTULO 5: ANÁLISE DAS MODELAGENS E DOS RESULTADOS	67
5.1. Materiais utilizados: Critérios e caracterização	67
5.1.1 Escolha do material dos eletrodos e dos parafusos	67
5.1.2 Escolha do material da massa frontal e da massa traseira.....	69
5.1.3 Escolha do material das cerâmicas piezelétricas.....	71
5.1.4. Caracterização dos metais	72
5.1.5. Caracterização do material piezelétrico	73
5.2. Modelagem do conjunto transdutor, amplificador e lâmina.....	75
5.2.1. Modelagem axissimétrica do transdutor piezelétrico.....	75
5.2.2. Modelo axissimétrico do amplificador mecânico	79
5.2.3. Modelo axissimétrico do conjunto transdutor mais amplificador.....	80
5.2.4. Modelo da lâmina de corte.....	83
5.3. Aspectos construtivos do transdutor, da lâmina e da pinça	84
5.3.1 Construção do transdutor projetado	84
5.3.1.1 Montagem do transdutor e aplicação do pré-tensionamento	85
5.3.2 Transdutor montado com a lâmina.....	90
5.3.3 Mecanismo da pinça.....	92
CAPÍTULO 6: AVALIAÇÃO DA PEÇA DA MÃO	95
6.1. Medição da energia de cavitação	95
6.1.1 Cavitação acústica.....	95
6.1.2 Método de medição da energia acústica.....	96
6.2. Analise do corte com bisturi.....	97
CAPÍTULO 7: CONCLUSÕES.....	101
7.1. Sugestões para trabalhos futuros.....	101
ANEXO A	103

ANEXO B	105
REFERÊNCIAS	107

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO

1.1. Motivação do trabalho

Procedimentos cirúrgicos minimamente invasivos estão em evidencia e são, portanto, a grande tendência mundial. Eles correspondem a um grande avanço tecnológico que visa promover melhorias consideráveis nos procedimentos, já que, minimizam complicações cirúrgicas e tornam possíveis procedimentos cirúrgicos antes inimagináveis. Tanto cirurgias de alta complexidade, como transplantes e até procedimentos envolvendo laparoscopia, exigem hoje a presença de equipamentos que apresentam elevada precisão no corte de tecidos e que estejam também, conjugados à cauterização, evitando assim, complicações causadas por hemorragias e até mesmo infecções.

A utilização frequente destas tecnologias na prática médica torna todo o tratamento de saúde mais barato, porque pode evitar complicações cirúrgicas que acabariam custando caro em termos de manutenção do paciente nos hospitais. Além disso, o uso de técnicas de grande teor tecnológico, porém de fácil acesso e instalação, são atraentes aos profissionais da área médica, tornando factível a implementação rápida e efetiva nos diversos tipos de procedimentos cirúrgicos.

No Brasil, o número de procedimentos laparoscópicos, por exemplo, tem dobrado a cada ano. Estima-se que o volume de recursos empregados para importação de equipamentos adequados a esta técnica chegue a cerca de 600 milhões de reais anuais. Esses equipamentos precisam ser rapidamente internalizados e, para isso, investimentos devem ser realizados em empresas nacionais que visam a disponibilização desta tecnologia no país.

Este trabalho, tem por objetivo desenvolver e caracterizar um transdutor piezelétrico de potência e uma pinça laparoscópica para cortes homeostáticos, sendo parte fundamental do projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional. O domínio dessa tecnologia deverá gerar conhecimento e experiência no setor empresarial, para que esta tecnologia possa ser disseminada de forma mais rápida, beneficiando a sociedade e gerando riqueza à nação. O bisturi ultrassônico constitui uma moderna tecnologia, sendo tomada como essencial em diversos procedimentos cirúrgicos.

1.2. Objetivos e etapas do trabalho

Os principais objetivos deste trabalho foram:

- Adquirir “know-how” no desenvolvimento de transdutores piezelétricos de potência usados para cortes por ultrassom.
- Desenvolvimento de um mecanismo inovador para pinça laparoscópica.

Para alcançar estes objetivos, inicialmente, foi realizada uma revisão bibliográfica abrangente sobre a tecnologia dos sistemas de cortes por ultrassom, sobre os materiais piezelétricos e sobre os métodos e ferramentas para o desenvolvimento deste trabalho.

O segundo passo foi realizar uma análise numérica de cada um dos elementos que compõem o sistema, ou seja, o transdutor, o amplificador e a lâmina. O objetivo específico de cada elemento é descrito a seguir:

a) Transdutor piezelétrico de potência:

- Análise dos materiais piezelétricos e metálicos usados na fabricação do transdutor de potência;
- Estudo, através de modelos axissimétricos em elementos finitos, do comportamento vibracional do transdutor, das curvas de módulo e fase da impedância elétrica, além dos valores das frequências de ressonância e antirressonância, da impedância elétrica e coeficiente de acoplamento eletromecânico. As simulações foram comparadas com resultados experimentais;

b) Amplificador mecânico:

O estudo sobre amplificador mecânico consiste na escolha do material que será confeccionado, do seu comportamento vibracional através de um modelo axissimétrico em elementos finitos;

c) Conjunto transdutor-amplificador

- O estudo do conjunto transdutor-amplificador, através de modelos axissimétricos em elementos finitos, observando o comportamento vibracional do conjunto, a curva de módulo e fase da impedância elétrica, além dos valores das frequências de ressonância e antirressonância, impedância elétrica e coeficiente de acoplamento eletromecânico. As simulações foram comparadas com resultados experimentais.

d) Lâmina

- O estudo sobre a lâmina contribuirá na escolha do material que será confeccionado.
- Estudos, através de modelos tridimensionais em elementos finitos, do comportamento vibracional da lâmina.

e) Conjunto transdutor-amplificador-lâmina

- O estudo do conjunto Transdutor-Amplificador-Lâmina através da análise experimental, observando o comportamento vibracional do conjunto, das curvas de módulo e fase da impedância elétrica, além dos valores das frequências de ressonância e antirressonância, da impedância elétrica e coeficiente de acoplamento eletromecânico.
- O desempenho do conjunto foi mensurado através da energia de cavitação produzida na ponta da lâmina e na avaliação do corte produzido em um tecido.

1.3. Organização da dissertação

Este trabalho de mestrado foi realizado no período correspondente a março de 2011 a dezembro de 2013, sendo praticamente todo desenvolvido no Instituto de Física de São Carlos da Universidade de São Paulo, no Grupo de Óptica no Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT).

A dissertação está dividida em sete capítulos: no CAPÍTULO 1 estão descritos os objetivos do trabalho; no CAPÍTULO 2 é feita uma introdução com os principais tópicos do

trabalho e uma revisão bibliográfica; no CAPÍTULO 3 apresentamos os fundamentos teóricos e metodológicos; o CAPÍTULO 4 contém os métodos de elementos finitos; no CAPÍTULO 5 apresentamos a análise de modelagem e seus resultados; o CAPÍTULO 6 discute a avaliação da peça de mão e por fim, o CAPÍTULO 7 apresenta as conclusões e perspectivas para trabalhos futuros.

CAPÍTULO 2: A TECNOLOGIA DE CORTE E COAGULAÇÃO DE TECIDOS MOLES POR ULTRASSOM

2.1. Princípio de funcionamento

O bisturi ultrassônico converte energia elétrica em mecânica através de um transdutor piezelétrico. O transdutor apresenta um conjunto de cerâmicas piezelétricas, que tem a propriedade de converter energia elétrica em mecânica movida por um gerador de potência.

A vibração mecânica é transmitida longitudinalmente do transdutor para a lâmina de corte, que induz a desnaturação das proteínas, promovendo assim, o corte e a coagulação do tecido.

O corte de tecido mole por ultrassom é determinado pelo deslocamento longitudinal da ponta da lâmina e pela frequência de operação no espectro de 40 kHz a 60 kHz. No entanto, grandes deslocamentos da ponta da lâmina não são viáveis em altas frequências, pois isto reduziria o desempenho de corte do instrumento (OLIVEIER MATHONNET, 2011).

2.2. Principais vantagens do bisturi ultrassônico

- Corte e coagulação simultânea a baixa temperatura;
- Maior controle do cirurgião sobre o procedimento;
- Diminuição do período de operação;
- Redução dos danos aos tecidos;
- Recuperação mais rápida do paciente;
- Redução dos riscos de hemorragias e infecções;
- Não produz fumaça ou odores;
- Não transmite corrente elétrica através do paciente;

2.3. Perfil de uso do bisturi ultrassônico

Os bisturis ultrassônicos têm diversas aplicações, tanto para corte quanto para coagulação, em procedimentos por vídeo e abertos. O uso prioritário é em procedimentos de vídeo, mais especificamente para a área de Cirurgia Geral: Gastroenterologia (vesícula biliar, colecistectomia, apendicectomia, hepatectomia, hérnia de hiato, etc.); Ginecologia (histerectomia, transecção de gravidez, miomectomia, salpingectomia, ooforectomia, cistos de ovário, teratoma, ligaduras, linfadenectomia, esterilização feminina) e Urologia (prostatectomia, cistectomia, nefrectomia e colpo suspensão retropúbica). São procedimentos de grande frequência no SUS.

2.4. Fabricantes e equipamentos disponíveis no Brasil

Os bisturis ultrassônicos mais importantes em volume no Brasil são:

Tabela 1: Equipamentos comerciais.

Fabricante	Representante	Modelo	Presença no mercado brasileiro
Ethicon	Johnson&Johnson	Ultracision	É o mais vendido
Soring	Pan Médica	Sonoca C300	Presente no Brasil
Olympus	Olympus	SonoSurg	Pouco presente

a) Principais características do Ultracision

- Alta velocidade de corte e coagulação;
- Pinças descartáveis;
- Acionamento manual e pedal;
- Não possui acessórios para aspiração, somente para corte e coagulação;

b) Principais características da Sonoca C300

- Baixa velocidade de corte e coagulação;
- Pinças reutilizáveis;
- Acionamento somente por pedal;
- Acessórios para aspiração, cortes e coagulação;

2.5. Impacto da tecnologia gerada

Segundo dados do IBGE-2002, existem no Brasil, 7397 hospitais com leitos de internação que fazem cirurgias. Esses hospitais possuem 471.157 leitos, mas somente uma pequena parte das cirurgias são videolaparoscópica, pois, os preços de mercado dos equipamentos importados, que são os que dominam o mercado brasileiro e mundial, são muito elevados.

Acreditamos que, a possibilidade de reduzir os preços estipulados por essas empresas permitirá a popularização do uso do bisturi ultrassônico, com um impacto positivo sobre as receitas das empresas e do sistema de saúde brasileiro, como redução dos custos dos procedimentos cirúrgicos.

O mercado nacional irá se beneficiar de uma tecnologia de ponta que até o momento só é acessível a uma elite de hospitais e cirurgiões, devido aos altos custos do equipamento e da reposição dos acessórios.

No mercado mundial, as possibilidades são ainda maiores, pois existem apenas três grandes fabricantes. A redução de custo e preço, também tornará o produto mais acessível aos países sensíveis ao custo do produto, tornando o mercado mundial extremamente atrativo.

CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS E METODOLÓGICOS

3.1. História dos materiais piezelétricos

Em 1880, os irmãos Pierre e Jacques Curie, descobriram o efeito piezelétrico direto em cristais de quartzo, este efeito consiste basicamente na conversão da energia mecânica em elétrica (CURRIE, 1880). Logo após, foi descoberto o efeito piezelétrico reverso, através das análises termodinâmicas, que consiste na conservação elétrica em mecânica (LIPPMAN, 1881). A partir de então, surgiram diversas aplicações que utilizam o efeito piezelétrico.

A primeira aplicação prática foi realizada por Paul Langevin, no desenvolvimento de sonares durante a primeira guerra mundial. Utilizaram-se cristais de quartzo acoplados a massas metálicas, inventando o transdutor eletromecânico (LANGEVIN, P., 1920).

No entanto, os transdutores eletromecânicos confeccionados com cerâmicas de cristais de quartzo, exigiam uma alta tensão de funcionamento, com isto inicializou-se o desenvolvimento de materiais piezelétricos sintéticos.

A cerâmica ferroelétrica de Titanato de Bário (BaTiO_3), que consiste em materiais sintéticos, apresenta dipolos elétricos espontâneos, os quais podem ser orientados em uma direção escolhida pela aplicação de um campo externo, chamado de polarização. Esse processo transforma a cerâmica ferroelétrica em cerâmicas piezelétricas (GALLEGO-JUÁREZ, 1989).

Estudos posteriores com solução sólidas do $\text{PbZrO}_3 - \text{PbTiO}_3$, resultaram na obtenção das cerâmicas Titanato Zirconato de Chumbo (PZT), essas cerâmicas foram aperfeiçoadas para cada tipo de aplicação.

Atualmente, os materiais piezelétricos policristalinos (cerâmicas, polímeros ou compostos) costumam trabalhar em baixa frequência (na faixa Hz a kHz). Já os cristais e filmes finos em alta frequência (na ordem de 10^9 kHz).

Figura 1: Exemplos de cerâmicas piezelétricas comerciais.

3.2. Piezeletricidade

O efeito da piezeletricidade surge devido à interação entre as forças de Columb e as forças restauradoras na célula unitária do material piezelétrico, pois, a piezeletricidade está intimamente ligada com as propriedades cristalográficas do material.

Particularmente, as cerâmicas dos tipos PZT, apresentam uma estrutura cristalina tipo Perovskita, com simetria tetragonal centrossimétrica ou tetragonal não centrossimétrico, dependendo da temperatura em que se encontra o material.

A estrutura Perovskita com simetria tetragonal centrossimétrica não apresenta polarização, pois os centros das cargas elétricas positivas coincidem com o centro de simetria das cargas negativas, não apresentando dipolo elétrico. Caso em alguma situação as cerâmicas piezelétricas passem acima da temperatura de Curie, a estrutura cristalina perde o dipolo elétrico (a polarização), apresentando uma estrutura perovskita com simetria tetragonal centrossimétrica.

Figura 2: Estrutura perovskita com simetria tetragonal centrossimétrica.

Em temperaturas abaixo da temperatura de Curie, as cerâmicas piezelétricas apresentam uma simetria tetragonal em que o centro de simetria das cargas elétricas positivas não coincide com o centro de simetria das cargas negativas, dando origem ao dipolo elétrico.

Figura 3: Estrutura perovskita com simetria tetragonal não centrossimétrica.

Para polarizar uma cerâmica PZT, deve-se aquecer a cerâmica a uma temperatura por volta de 1000 °C, abaixo da temperatura de Curie, em seguida, aplica-se um intenso campo elétrico (2 kV/cm), o que permite o alinhamento dos dipolos elétricos de toda estrutura cristalina da cerâmica. Posteriormente, ocorre o resfriamento da cerâmica mantendo o intenso campo elétrico, após o resfriamento, os dipolos mantêm-se alinhados mesmo se for retirado o campo elétrico (RISTIC, 1983).

A cerâmica PZT tem grandes vantagens, pois, pode ser ajustada de acordo com as aplicações, isto é um grande avanço tecnológico. Os cristais piezelétricos de quartzo não

permitiam essa versatilidade.

A utilização da cerâmica ferroelétrica (PZT) apresenta problemas de tolerância das propriedades mecânicas, elétricas e piezelétricas. A tolerância padrão dos fabricantes de cerâmicas piezelétricas é em torno de 20%. Também há o problema do envelhecimento, que é o enfraquecimento das propriedades da cerâmica ao longo de um tempo. O envelhecimento é acelerado por temperaturas elevadas, níveis elevados de tensão mecânica e, por altos campos elétricos de sentido oposto ao da polarização. A intensidade desses problemas indicará o tempo de vida das cerâmicas e seu desempenho (MORGAN).

Para um transdutor de potência é mais indicado utilizar PZT-8, pois apresenta baixa perda mecânica, alta resistência mecânica, alta resistência ao envelhecimento, a temperatura de Curie alta e tem um bom acoplamento eletromecânico (SILVA, 2006).

3.3. Principais propriedades e constantes dos materiais piezelétricos

As propriedades e constantes dos materiais piezelétricos foram verificadas na apostila da ATCP do Brasil (VENET e PEREIRA, 2004).

- **Constantes piezelétricas- d_{ij}**

As constantes piezelétricas estabelecem uma proporcionalidade entre a variação do material piezelétrico (em metros) e a diferença de potencial aplicado (em volts), entre a geração de cargas elétricas (em Columb) e a diferença de força aplicada no material (em Newton). Os valores para cerâmicas piezelétricas de tipo PZT são de $0,2 \times 10^{-10}$ a 8×10^{-10} metros por Volt aplicado, e de 20×10^{-12} a 800×10^{-12} Columb por Newton aplicado.

$$d_{nij}^{\theta} = \left[\frac{\partial D_n}{\partial T_{ij}} \right]_{E, \theta} \left(\frac{C}{N} \right)$$

$$d_{nij}^{\theta} = \left[\frac{\partial S_{ij}}{\partial E_n} \right]_{T, \theta} \left(\frac{m}{V} \right)$$

- **Constantes de tensão piezelétrica- g_{ij}**

As constantes de tensão piezelétricas se correlacionam à diferença de potencial gerada e a força aplicada para uma cerâmica com comprimento de 1 metro (Vm/N), são especialmente relevantes no projeto de sensores.

- **Coefficiente de acoplamento - k_{ij}**

O coeficiente de acoplamento se correlaciona à capacidade de o material piezelétrico converter a energia elétrica em mecânica e vice-versa. Mas não se deve considerar a medida como a eficiência do transdutor, pois, não considera as perdas no sistema. Os valores típicos para cerâmicas piezelétricas são de 0,02 a 0,75.

- **Fator de qualidade - Q**

O fator de qualidade é a medida das perdas mecânicas (amortecimento) do material piezelétrico, é um fator muito importante em projeto de dispositivos dinâmicos de alta potência. Os valores típicos para cerâmicas piezelétricas de PZT são de 50 a 1500, a unidade é adimensional.

- **Temperatura de Curie**

A temperatura de Curie é a temperatura na qual a estrutura cristalina do material piezelétrico sofre uma transição de fase, perdendo os dipolos elétricos (polarização), devido a isto perde as propriedades piezelétricas. Os valores típicos das cerâmicas piezelétricas de PZT são de 150 °C a 350 °C. Observa-se que este parâmetro é fundamental na operação do transdutor piezelétrico de potência.

- **Fator de dissipação dielétrica**

O fator de dissipação dielétrica é a medida das perdas do material piezelétrico. Para baixo campo elétrico os valores típicos para as cerâmicas piezelétricas de PZT são de 2×10^{-3} a 25×10^{-3} , a unidade é adimensional.

- **Constante deformação S**

As constantes elásticas estabelecem a proporcionalidade entre a deformação e a tensão aplicada (constantes de mola).

$$S_{ijkl}^{E,\theta} = - \left[\frac{\partial S_{ij}}{\partial T_{kl}} \right]_{E,\theta}$$

- **Constante de frequência – N**

A constante de frequência é definida como o produto entre frequência de ressonância do material pela dimensão (comprimento, diâmetro ou espessura), do material piezelétrico. Equivale aproximadamente a metade da velocidade do som do material, através dele é possível estimar a frequência de dispositivos piezelétricos. As cerâmicas piezelétricas PZT têm valores típicos de 800 a 300 Hz.

3.4. Equações fundamentais para matérias piezelétricas e metais

Neste trabalho, consideramos a hipótese de que as deformações e os deslocamentos são pequenos (na ordem de μm), e a de que as matérias têm características lineares. Adota-se então, a Teoria da Elasticidade Linear (MATUDA, 1999).

Vetor posição

O vetor posição $\mathbf{x}$ contém as coordenadas de um ponto no sistema de coordenadas da figura 4.

$$\mathbf{x} = [x \ y \ z]^t = [x_1 \ y_2 \ z_3]^t$$

Figura 4: Sistema de coordenadas.

Vetor deslocamento

O vetor deslocamento $\mathbf{u}$ é o vetor posição atual menos o vetor inicial.

$$\mathbf{u} = [u_x u_y u_z]^t = [u_1 \ u_2 \ u_3]^t$$

Tensor de tensões

A tensão mecânica é a força aplicada em unidade de área. Sendo que, uma força aplicada na direção x (horizontal) produz os seguintes componentes de tensão: T_{xx} , T_{xy} e T_{xz} . A componente T_{xx} é a tensão mecânica longitudinal e as componentes T_{xy} e T_{xz} são as tensões do mecânico de cisalhamento.

$$\mathbf{T} = \begin{bmatrix} T_{xx} & T_{xy} & T_{xz} \\ T_{xy} & T_{yy} & T_{yz} \\ T_{xz} & T_{yz} & T_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} \\ T_{12} & T_{22} & T_{23} \\ T_{13} & T_{23} & T_{33} \end{bmatrix}$$

Figura 5: Orientação das tensões em um elemento de volume infinitesimal.

Tensor de deformações

A deformação mecânica é a variação dos deslocamentos em uma determinada direção, sendo na longitudinal na direção da tensão aplicada ou de cisalhamento na direção perpendicular da tensão aplicada.

$$\mathbf{S} = \begin{bmatrix} S_{xx} & S_{xy} & S_{xz} \\ S_{xy} & S_{yy} & S_{yz} \\ S_{xz} & S_{yz} & S_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{13} \\ S_{12} & S_{22} & S_{23} \\ S_{13} & S_{23} & S_{33} \end{bmatrix}$$

$$\text{sendo, } S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) i, j = 1, 2, 3$$

Vetor campo elétrico

$\mathbf{D} = \epsilon \cdot \mathbf{E}$, onde ϵ é a permissividade elétrica do meio.

$$\mathbf{E} = [E_x, E_y, E_z]^t = [E_1 \ E_2 \ E_3]^t$$

Vetor deslocamento elétrico

O vetor deslocamento elétrico é a densidade de cargas e está relacionado ao fluxo de corrente no material piezelétrico, independente da deformação e do campo elétrico aplicado no material.

$$i = \frac{\partial D}{\partial t}$$

$$\mathbf{D} = [D_x, D_y, D_z]^t = [D_1 \ D_2 \ D_3]^t$$

3.5. Equações constitutivas para um material piezelétrico

As equações constitutivas definem o comportamento de um material piezelétrico, relacionam as componentes da tensão mecânica (T_{ij}) e da densidade de cargas elétricas (D_{ij}).

$$\mathbf{T} = \mathbf{c}^E \mathbf{S} - \mathbf{e} \mathbf{E}$$

$$\text{ou } T_{ij} = c_{ijkl}^E S_{kl} - e_{kl} E_k$$

$$\mathbf{D} = \mathbf{e} \mathbf{S} + \epsilon^S \mathbf{E}$$

$$\text{ou } D_i = e_{ikl} S_{kl} + \epsilon_{ik}^S E_k$$

Sendo $\mathbf{e}$ o tensor de coeficientes piezelétricos, com elementos $e_{ikl}(i, j, k = 1, 2, 3)$; ϵ^S o tensor de permissividades elétricas medido com deformação constante, com elementos $\epsilon_{ij}^S(i, j$

$= 1, 2, 3)$; $\mathbf{c}^E$ e o tensor de rigidez medido com campo elétrico constante, com elementos $c_{ijkl}^E(i, j, k, l = 1, 2, 3)$.

$$e = \begin{bmatrix} e_{11} & e_{12} & e_{13} & e_{14} & e_{15} & e_{16} \\ e_{21} & e_{22} & e_{23} & e_{24} & e_{25} & e_{26} \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} & e_{34} & e_{35} & e_{36} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{24} & 0 & 0 \\ e_{31} & e_{32} & e_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$\varepsilon^S = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^S & \varepsilon_{12}^S & \varepsilon_{13}^S \\ \varepsilon_{21}^S & \varepsilon_{22}^S & \varepsilon_{23}^S \\ \varepsilon_{31}^S & \varepsilon_{32}^S & c\varepsilon_{33}^S \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{22}^S & 0 \\ 0 & 0 & c\varepsilon_{33}^S \end{bmatrix}$$

$$c^E = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & c_{14}^E & c_{15}^E & c_{16}^E \\ c_{21}^E & c_{22}^E & c_{23}^E & c_{24}^E & c_{25}^E & c_{26}^E \\ c_{31}^E & c_{32}^E & c_{33}^E & c_{34}^E & c_{35}^E & c_{36}^E \\ c_{41}^E & c_{42}^E & c_{43}^E & c_{44}^E & c_{45}^E & c_{46}^E \\ c_{51}^E & c_{52}^E & c_{53}^E & c_{54}^E & c_{55}^E & c_{56}^E \\ c_{61}^E & c_{62}^E & c_{63}^E & c_{64}^E & c_{65}^E & c_{66}^E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{21}^E & c_{22}^E & c_{23}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{31}^E & c_{32}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E \end{bmatrix}$$

Sendo $c_{66}^E = (c_{11}^E - c_{12}^E)$.

Equações constitutivas de uma cerâmica PZT-8 com simetria no plano xy e polarização na direção z.

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{21}^E & c_{22}^E & c_{23}^E & 0 & 0 & 0 \\ c_{31}^E & c_{32}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{31} \\ 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & e_{15} & 0 \\ e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 \\ e_{31} & e_{31} & e_{33} & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 \\ 0 & 0 & \varepsilon_{33}^S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} E_1 \\ E_2 \\ E_3 \end{bmatrix}$$

Equação constitutiva utilizada na simulação numérica no software ANSYS.

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \\ T_3 \\ T_4 \\ T_5 \\ T_6 \\ D_1 \\ D_2 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{12}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{31} \\ c_{21}^E & c_{22}^E & c_{23}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{31} \\ c_{31}^E & c_{32}^E & c_{33}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{33} \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{55}^E & 0 & e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 & 0 & \varepsilon_{11}^S & 0 \\ e_{31} & e_{31} & e_{33} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \varepsilon_{33}^S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_1 \\ S_2 \\ S_3 \\ S_4 \\ S_5 \\ S_6 \\ -E_1 \\ -E_2 \\ -E_3 \end{bmatrix}$$

3.6. Transdutores piezelétricos do tipo sanduíche

3.6.1. Transdutor piezelétrico do tipo sanduíche

Figura 6: Transdutor sanduíche visto em corte.

O transdutor de potência piezelétrico é um dispositivo que converte uma forma de energia em outra. O transdutor piezelétrico de potência é constituído de cerâmicas comprimidas por duas massas metálicas através de um parafuso, sendo que, as cerâmicas tem a função de converter um sinal elétrico em deslocamento mecânico.

As cerâmicas são polarizadas longitudinalmente e os sentidos da polarização alternados para cada cerâmica na montagem do transdutor. Ligam-se as cerâmicas em paralelo através de eletros de cobre, que, são utilizados para a aplicação de uma tensão elétrica (fig. 6). O parafuso de pré-tensão tem a função de manter as cerâmicas sobre compressão, com o transdutor em funcionamento, pois, as cerâmicas piezelétricas apresentam maior resistência à compressão do que a tração, a pré-tensão têm um valor típico de 30 MPa (GALLEGO, 1989). Um bom contato entre as partes do transdutor é vital para o desempenho do transdutor. (DUBUS et al., 1991).

A vantagem deste tipo de construção é que as perdas nos metais podem ser muito menores que nas cerâmicas, dependendo do material escolhido, o que é importante em aplicações de potência. O comprimento do transdutor determina a frequência de trabalho, e as massas metálicas permitem a baixar a frequência do conjunto; ajusta-se a frequência do transdutor alterando o comprimento das massas metálicas. Outra vantagem deste tipo de construção é a dissipação térmica que é favorecida (MATUDA, 1999).

O diâmetro do transdutor deve ser menor do que um quarto do comprimento de onda ($\lambda/4$), para evitar o acoplamento com modos radiais de vibração (GALLEGO-JUÁREZ, 1989). Quando o modo longitudinal da cerâmica é excitado, as massas metálicas são as linhas de transmissão da energia e também, podem amplificar o deslocamento produzido nas cerâmicas diminuindo seu diâmetro.

Deve-se ter um raio nos sulcos do parafuso para minimizar problemas de fadiga. Também deve ser utilizado um material isolante, como teflon ou fenolite, no furo da cerâmica, para permitir uma boa isolamento elétrica em relação ao parafuso (MATUDA, 1999).

Quando se aumenta o número de cerâmicas em paralelo, diminui-se a impedância elétrica do transdutor, mas as perdas são aumentadas. A potência do transdutor está relacionada com o volume das cerâmicas (SILVA, 2006).

3.6.2. Funcionamento

O transdutor é constituído por metais que apresentam uma impedância acústica baixa, nas interfaces das extremidades metálicas do transdutor com o meio externo ocorrem reflexões da onda mecânica. A razão entre as impedâncias da interface determina a reflexão da onda. Em um transdutor simétrico, a ressonância, apresenta máximos deslocamentos nas extremidades e nulos no centro, enquanto que, as tensões são máximas no centro e pequenas nas extremidades. O comprimento do transdutor, aproximadamente igual ao meio comprimento de onda terá um alto fator de qualidade.

O comportamento do transdutor torna-se complexo quando o meio interno tem impedância acústica alta, fazendo com que o ponto de máxima tensão se desloque do centro. Com isto, o ponto de máxima tensão se deslocará do centro e também apresentará diversos picos e vales na curva de impedância (MATUDA, 1999).

A impedância elétrica, por causa dos efeitos piezelétricos, reflete as características de ressonância do transdutor (LERCH, 1990). Existem dois tipos de ressonância elétrica em um transdutor piezelétrico. A primeira é chamada de frequência de ressonância (f_r), onde o módulo de impedância elétrica tem um valor de mínimo local. O segundo é chamado de frequência de antirressonância (f_a), onde o módulo da impedância tem um valor de máximo local. Nas frequências afastadas da ressonância, o transdutor comporta-se como um capacitor. Na frequência de ressonância o transdutor é excitado por um pulso de potencial elétrico e na frequência de antirressonância por um pulso de carga elétrica. Em geral, a frequência de antirressonância vem logo após a frequência ressonância (HIROSE et al., 1996).

3.6.3. Perdas

O transdutor piezelétrico de potência aquece devido ao seu funcionamento em níveis de alta potência, o que resulta na diminuição da conversão eletromecânica. Essas perdas podem, em alguns casos extremos, apresentar a despolarização da cerâmica piezelétrica, implicando na destruição do transdutor (ANDO e KAGAWA, 1992). As partes metálicas do transdutor têm boa condutividade térmica, com isso favorecem a dissipação térmica. Existe

uma boa relação entre o coeficiente de temperatura das cerâmicas piezelétricas com a espessura da parte metálica (ATHIKOM et al., 1991).

As cerâmicas piezelétricas são a principal fonte de calor, os eletrodos utilizados entre elas também ajudam a dissipar o calor. Sua espessura influencia no coeficiente de acoplamento eletromecânico do transdutor, com isso, pode-se obter uma boa eficiência elétrico acústica, minimizando as perdas dielétricas e mecânicas (SHUYU, 2004).

As perdas no transdutor piezelétrico são intrínsecas à sua estrutura, são ocasionadas em seu funcionamento por meio dos elementos que o constituem. As perdas dielétricas dependem das cerâmicas piezelétricas e da tensão elétrica aplicada ao transdutor. As perdas mecânicas estão mais relacionadas com a interface entre as partes metálicas com as cerâmicas do que, necessariamente com o amortecimento interno das partes metálicas (SHUYU e FUCHENG, 1994).

3.6.4. Pré-Tensionamento Mecânico

No transdutor piezelétrico alguns de seus elementos constitutivos precisam de algumas medidas para que seu funcionamento seja pleno. As cerâmicas possuem uma resistência mecânica muito mais alta à compressão, e é nesse sentido que o pré-tensionamento contribui, porque se faz necessário para evitar que as cerâmicas piezelétricas sofram fraturas durante a operação do transdutor. Ademais, o pré-tensionamento reduz riscos de fadiga produzindo um aumento considerável na amplitude da tensão dinâmica.

Devido ao pré-tensionamento, algumas variações podem ocorrer no desempenho do transdutor piezelétrico. Como por exemplo, alterações na frequência de ressonância, sofrida por variações nos parâmetros da cerâmica e no acoplamento acústico entre as partes metálicas.

As variações das cerâmicas podem ocorrer devido a três fatores; sua composição química, processo de fabricação e nível de pré-tensionamento. Alguns estudos mostram que altos níveis de tensão podem conduzir a uma mudança nos grãos da cerâmica (ARLT, 1990). Isso pode acontecer quando um nível muito alto de tensão mecânica é aplicado à cerâmica, podendo reorientar a polarização em cada grão, conduzindo assim, a despolarização das cerâmicas. Segundo Zhang e Zhao (1999) essa tensão mecânica contribui para verificar o papel do envelhecimento, que é um processo de evolução lenta e espontânea das propriedades

do material, com o tempo este é forçado para gerar um novo estado por meio da polarização, mudança na temperatura ou altos níveis de tensão mecânica.

Os estudos de Arnold e Muhlen (2001) mostraram que ocorre uma variação de comportamento em função da pré-tensão aplicada no transdutor piezelétrico, quando o pré-tensionamento é menor que 30 MPa o contato acústico produzido entre as partes metálicas e cerâmica não se faz perfeito.

O aperto do parafuso de pré-tensão, quando é menor que 30 MPa nas cerâmicas, produz uma frequência de ressonância menor, assim, quando aumenta-se a pré-tensão eleva-se a frequência de ressonância. Quando a pré-tensão nas cerâmicas atinge 30 MPa estabiliza-se a frequência de ressonância, significando que foi também atingida a maior rigidez da estrutura. Outros estudos mostraram que o nível de pré-tensão nas cerâmicas deve estar no intervalo de 30 MPa a 50 MPa, pois acima desse valor poderá ocorrer alterações nas propriedades das cerâmicas ou ruptura delas (ARNOLD e MULHEN, 2001).

3.7. Circuito elétrico equivalente

Para que um modelo elétrico tenha semelhança e sucesso equivalente ao de um sistema mecânico, é de fundamental importância que este seja ajustado aos parâmetros do sistema. A título de exemplificação temos o Oscilador Harmônico Amortecido Forçado (que é um sistema mecânico), seu modelo elétrico é um circuito ressonante, RLC. (PEREIRA, 2005).

- Equação diferencial do Oscilador Harmônico Amortecido Forçado

$$m \frac{d^2x}{dt^2} + R_m \frac{dx}{dt} + sx = F_0 e^{i\omega t}$$

- m – massa;
- R_m - resistência mecânica;
- s - constante elástica;
- F - força mecânica;

Figura 7: Oscilador Harmônico Amortecido Forçado.

- Equação diferencial do circuito RLC

$$L \frac{d^2 q}{dt^2} + R \frac{dq}{dt} + \frac{q}{C} = V_0 e^{i\omega t}$$

- L – indutância;
- R - perdas/dissipações;
- q - carga elétrica;
- C – capacitância;

Figura 8: Circuito RLC.

Podemos observar nas equações diferenciais que os parâmetros elétricos e mecânicos se relacionam. Portanto, a diferença básica nessas equações se encontra na terminologia utilizada para as constantes, que apresentarão soluções idênticas.

Segundo Pereira (2006), não podemos simplesmente modelar um transdutor

piezelétrico a um circuito RLC sem considerar a capacitância das cerâmicas e as perdas dielétricas. Para que um circuito RLC seja razoavelmente semelhante ao transdutor piezelétrico, é necessário que se adicione uma capacitância em paralelo a entrada e resistores desempenhando o papel das perdas dielétricas e da condutividade das cerâmicas (PROKIC, 2004).

Também, podemos modelar o transdutor por meio de dois circuitos elétricos simplificados e equivalentes ao Oscilador Harmônico Amortecido Forçado, sendo que, o primeiro circuito elétrico equivalente é ótimo para analisar a ressonância do transdutor e o segundo circuito equivalente é ótimo para analisar a antirressonância.

Figura 9: Circuito elétrico equivalente ótimo para análise da ressonância.

Figura 10: Circuito elétrico equivalente ótimo para análise da antirressonância.

R1 e R2: Os resistores representam as perdas internas de energia do transdutor piezelétrico;

C1 e C2: Os capacitores representam a rigidez do transdutor piezelétrico;

L1 e L2: Os indutores representam a massa do transdutor piezelétrico;

C0s e C0p: Os capacitores representam a capacitância das cerâmicas;

3.8. Impedância Acústica

A propagação das ondas acústicas é caracterizada pela impedância acústica. O processo ocorre quando se desenvolve uma variação da impedância, causando uma reflexão.

Para uma onda longitudinal em fluidos, a impedância acústica é definida pela pressão acústica (p) sobre o u , que é a velocidade de propagação da onda. O sinal + indica o sentido positivo da propagação e o sinal - indica o sentido negativo.

$$Z = \pm \frac{p}{\dot{U}}$$

Para uma onda longitudinal em sólidos, a impedância acústica é definida pela T tensão acústica na direção de propagação sob u a velocidade de propagação da direção. Entretanto, o sentido positivo é indicado pelo sinal -, enquanto o sinal + indica o sentido oposto.

$$Z = \pm \frac{T}{\dot{U}}$$

É importante ressaltar que estas impedâncias acústicas são específicas. Nas ondas extensionais há maior significância da impedância, quando o comprimento da onda é maior que as dimensões transversais do transdutor (MATUDA, 1999).

3.9. Comportamento vibracional

O bisturi ultrassônico é constituído por quatro elementos: um gerador de potência elétrica, que fornece energia para as cerâmicas; o transdutor de ultrassom, que converte energia elétrica em mecânica; o amplificador mecânico, que consiste em amplificar o deslocamento produzido pelo transdutor e uma lâmina que aplica a energia acústica.

Os quatro elementos supracitados são projetados como ressonadores de meio comprimento de onda, ou seja, seu comprimento é igual à metade do comprimento da onda longitudinal. Eles apresentam altos deslocamentos nas extremidades, no centro o deslocamento é nulo para cada meio comprimento de onda, portanto, esses elementos foram projetados para vibrar em modo longitudinal e as vibrações laterais são desprezadas. As dimensões laterais são menores do que $\frac{1}{4}$ do comprimento da onda longitudinal.

O acoplamento entre os modos longitudinais e radiais ocorre quando as frequências correlacionadas são muito próximas. Segundo Iula et. al. (2002), foi evidenciado que um transdutor com uma relação entre as dimensões laterais e o comprimento de onda próxima a 0,25 apresenta frequências distintas entre os modos de vibrar longitudinal e radial. Todavia, para uma relação igual a 1, ocorre o acoplamento entre os modos radiais e longitudinais, maior que 1 é puramente radial.

Em estudos mais aprofundados Iula et. al. (2003) constatou que quanto maior for a relação, maior será o deslocamento axial na ponta do sistema. Porém, para um transdutor com um comprimento muito elevado em relação ao diâmetro, é apresentado um coeficiente de acoplamento de eletromecânico mais baixo, pois o volume das massas metálicas é muito superior ao da cerâmica piezelétrica.

3.10. Comportamento eletromecânico

O coeficiente de acoplamento eletromecânico k determina a eficiência de conversão de energia elétrica em energia mecânica para um material piezelétrico, esse descrito por Iula et. al. (2002).

$$k^2 = \frac{E_m^2}{E_{st}E_d}$$

- E_m , energia mútua do sistema.
- E_{st} , energia elástica.
- E_d , energia dielétrica.

Sendo que, a resposta do transdutor está diretamente associada ao tamanho do valor do coeficiente de acoplamento eletromecânico.

Lerch (1990) define que o coeficiente de acoplamento eletromecânico é obtido através da análise dos valores de frequências de ressonância e antirressonância de um transdutor. Sendo que, as frequências de ressonância (f_r), são representadas pela mínima impedância e a frequência de antirressonância (f_a), são representadas pela máxima impedância. Portanto, as frequências de ressonância e antirressonância são os pontos críticos do comportamento eletromecânico do transdutor.

$$k^2 = \frac{f_a^2 - f_r^2}{f_a^2}$$

Figura 11: Circuito elétrico equivalente para antirressonância.

Na ressonância a corrente é máxima e o transdutor apresenta força máxima, e na antirressonância a tensão elétrica é máxima e o transdutor apresenta velocidade máxima. A forma de excitação do transdutor depende da aplicação que se deseja, por exemplo, gerar um diferencial de pressão oscilante no meio líquido, deve operar no modo de força máxima (ressonância), no entanto, em sistemas de solda por ultrassom, deve operar no modo de velocidade máxima (antirressonância). Com isto, aumenta-se a taxa de aquecimento por atrito dos materiais a serem soldados (PEREIRA, 2005).

3.11. Amplificadores mecânicos

Os amplificadores mecânicos, também conhecidos como transformadores mecânicos, amplificadores acústicos ou concentradores ultrassônicos, têm a função de transmitir a energia gerada no transdutor piezelétrico. Também, amplificam através de sua geometria a amplitude ou a velocidade de vibração inserida pelo transdutor, pois, concentram a energia acústica em uma pequena área (ENSMINGER, 1998; AMIN, 1995; ZHOU 2000).

A concentração obtida pelo amplificador ocorre através da relação entre os diâmetros e o comprimento de suas extremidades, sua principal função consiste em amplificar o baixo deslocamento produzido pelo material piezelétrico, aumentando a onda mecânica (SHERRIT, 2002).

Figura 12: Amplificadores mecânicos.

$$\frac{v_2}{v_1} = \frac{\Delta_2}{\Delta_1} = \frac{A_1}{A_2} = \left(\frac{D_1}{D_2}\right)^2$$

A ponta de maior diâmetro é unida ao transdutor, e a ponta de menor diâmetro é unida a uma ferramenta. A relação de deslocamento da ponta (Δ_2) sobre o deslocamento do diâmetro traseiro (Δ_1) é determinada pelas seguintes relações: o maior diâmetro (D_1) sobre o menor diâmetro (D_2) ao quadrado; área da secção do maior diâmetro (A_1) sobre a área da secção de menor diâmetro (A_2) e velocidade da ponta (v_1) sobre a velocidade do diâmetro traseiro (v_2).

O material comumente utilizado na confecção dos amplificadores são ligas de aço, titânio ou alumínio, pois possuem baixas perdas mecânicas e alta resistência à fadiga e a corrosão (SHUYU, 1997; SINDAYIHEBURA et. al., 1998 apud SILVA, 2006).

É importante observar que os amplificadores mecânicos também funcionam como ressonadores de meio comprimento de onda. Sendo que, o comprimento é dado:

$$L = \frac{\lambda}{2} = \frac{c}{2f}$$

f: Frequência de trabalho;

c: velocidade de propagação extensional no material, dado por:

$$c = \sqrt{\frac{\gamma}{\rho}}$$

γ : Módulo de Young;

ρ : densidade do material;

3.12. Sonotrodo

Nos cortes e soldagem por ultrassom, um importante elemento é utilizado, o Sonotrodo. Este elemento tem a função de ser a ferramenta ou o elemento intermediário entre o transdutor e uma ferramenta, dependendo da aplicação. Os Sonotrodos são projetados para vibrarem no módulo longitudinal e operarem numa faixa de frequência restrita.

CAPÍTULO 4: MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

O Método de Elementos Finitos tem como princípio dividir o sistema estudado em números finitos de elementos, que são subáreas discretas. Os elementos são compostos por: linhas, áreas e nós. Os nós têm a função de fixar os elementos adjacentes e esses elementos, terão a mesmo componente de deslocamento (NADER, 2002). A divisão do sistema em elementos é uma aproximação, pois, a vibração do sistema é determinada pela composição das vibrações individuais de cada conjunto de elementos (NAILLON, 1983).

O objetivo do Método de Elementos Finitos é de transformar um sistema complexo em um sistema aproximado de álgebra linear. Para isto, o método faz uma associação de elementos finitos no qual cada um destes é uma estrutura continua e simplificada, mas, ainda é equivalente ao sistema inicial. Com isto, a equação de movimento de um sistema complexo é obtida pela associação das equações individuais de cada elemento finito, sendo que, a equação de movimento do elemento é determinada por funções de interpolação que são polinômios de grau reduzido, e as equações são iguais para elementos do mesmo tipo. Também, o método permite uma grande generalização, através de um modelo bidimensional ou um modelo tridimensional, constituídos por materiais diversos.

O método não resultará uma solução exata, pois, à medida que mais elementos são usados na modelagem, a solução passa a convergir para uma solução mais exata. Portanto, há uma relação entre custo computacional por precisão, pois, aumentando o número de elementos aumenta-se o tempo computacional.

4.1. Método de elementos finitos piezelétrico

As equações constitutivas para um material piezelétrico, que relacionam quantitativamente os aspectos elétricos e mecânicos no material, descrevem a estrutura piezelétrica. No método, o material é subdividido em pequenos elementos discretos. Determina-se que os deslocamentos mecânicos u , as forças f , o potencial elétrico Φ e a carga q são constituídos nos nós do elemento.

A função deslocamento (u) de um elemento com n nós, é determinada pela combinação linear entre a função interpolação ($N(x, y, z)$) e pelo vetor deslocamento no nodal ($\hat{u}$).

$$u(x, y, z) = N_U(x, y, z) \cdot \hat{u}(x_i, y_i, z_i)$$

Sendo que, as quantidades elétricas e mecânicas também são interpoladas pela função de interpolação correspondente.

As relações matriz deformação-deslocamento ($\mathbf{B}_u$) e matriz campo elétrico-deslocamento ($\mathbf{B}_\Phi$), são formas de interação entre vetor deformação mecânica $\mathbf{S}$ e deslocamento nodal $\mathbf{u}$ e campo elétrico $\mathbf{E}$ com potencial elétrico de cada nó Φ , respectivamente.

$$\mathbf{S} = \mathbf{B}_u \hat{\mathbf{u}}$$

$$\mathbf{E} = -\mathbf{B}_\Phi \Phi$$

$$\mathbf{B}_u = \begin{bmatrix} \partial/\partial_x & 0 & 0 \\ 0 & \partial/\partial_y & 0 \\ 0 & 0 & \partial/\partial_z \\ \partial/\partial_y & \partial/\partial_x & 0 \\ 0 & \partial/\partial_z & \partial/\partial_y \\ \partial/\partial_z & 0 & \partial/\partial_x \end{bmatrix}$$

$$\mathbf{B}_\Phi = \begin{bmatrix} \partial/\partial_x \\ \partial/\partial_y \\ \partial/\partial_z \end{bmatrix}$$

O grupo de equações diferenciais lineares que descrevem um único elemento finito piezelétrico é dado por (LERCH, 1990). As equações são descritas em termo do deslocamento ($\mathbf{u}$) e do potencial elétrico (Φ) nos pontos nodais, que descrevem as forças mecânicas ($\mathbf{F}$) e cargas elétricas ($\mathbf{Q}$).

$$\mathbf{M}_{UU} \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{d}_{uu} \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{K}_{UU} \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{K}_{U\Phi} \hat{\Phi} = \mathbf{F}_e$$

$$\mathbf{K}_{U\Phi}^t \hat{\mathbf{u}} + \mathbf{K}_{\Phi\Phi} \hat{\Phi} = \mathbf{Q}_e$$

Sendo:

$\hat{\mathbf{u}}$ o vetor velocidade nodal;

$\hat{\ddot{\mathbf{u}}}$ o vetor aceleração nodal;

M_{UU} a matriz de massa.

$$M_{uu} = \rho \iiint N_u^t N_u dV$$

k_{uu} a matriz de rigidez mecânica.

$$k_{uu} = \iiint B_u^t c^E B_u dV$$

$K_{u\Phi}$ a matriz de rigidez piezoeletrica.

$$k_{u\Phi} = \iiint B_u^t e^t B_\Phi dV$$

$K_{\Phi\Phi}$ a matriz de rigidez dielétrica.

$$k_{\Phi\Phi} = \iiint B_\Phi^t \varepsilon^S B_\Phi dV$$

D_{uu} a matriz de amortecimento mecânico, associa o coeficiente de amortecimento mecânico (α e β).

$$D_{uu} = \alpha^e \iiint \rho N_u^t N_u dV + \beta^e \iiint B_u^t c^E B_u dV$$

$D_{\Phi\Phi}$ a matriz de amortecimento dielétrica

$$D_{\Phi\Phi} = \frac{1}{\omega} \int N_{\Phi}^t \varepsilon^d N_{\Phi} dV$$

O sistema matricial final:

$$\begin{bmatrix} M_{UU} & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{u} \\ \hat{\Phi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} D_{UU} & 0 \\ 0 & D_{\Phi\Phi} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \hat{u} \\ \hat{\Phi} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} k_{uu} & k_{u\Phi} \\ k_{u\Phi} & k_{\Phi\Phi} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ \Phi \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_e \\ Q_e \end{bmatrix}$$

4.2. Modelagem no ANSYS

As análises numéricas do transdutor piezelétrico de potência, do amplificador mecânico e da lâmina, foram realizadas utilizando o software comercial ANSYS.

O ANSYS é um software que existe aproximadamente há quarenta anos e foi o pioneiro na aplicação de métodos de elementos finitos. O programa é destinado aos seguintes problemas: análises dinâmicas e estáticas, análise de transferência de calor e fluidodinâmica, análise de problemas acústicos e também eletromagnéticos. Esses problemas podem ser lineares e não lineares.

O transdutor e amplificador foram simulados em duas dimensões, através do modelo axissimétrico, por causa do elevado custo computacional dos modelos tridimensionais. Já a lâmina é simulada em três dimensões, através do modelo tridimensional e devido a complexidade da geometria.

As soluções das equações piezelétricas, através do ANSYS, incluem análises: estática, dinâmica e modal. A análise estática determina o deslocamento ou potencial elétrico; análise dinâmica determina a resposta do sistema, a excitação harmônica ou transiente; análise modal, utilizado para determinar a frequência natural e modos de vibrar (SILVA, 2006).

Nos modelos tridimensionais, a polarização é considerada na direção z, enquanto, que nos modelos bidimensionais a polarização é na direção y. Portanto, para realizar uma simulação bidimensional existe a necessidade da inversão da base da matriz das equações constitutivas para a polarização y (NADER, 2002).

Equação constitutiva utilizada na simulação numérica no software ANSYS, com simetria no plano xz e polarização na direção y.

$$\begin{bmatrix} T_{xx} \\ T_{yy} \\ T_{zz} \\ T_{xy} \\ T_{yz} \\ T_{xz} \\ D_x \\ D_y \\ D_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{13}^E & c_{12}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{31} & 0 \\ c_{13}^E & c_{33}^E & c_{13}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{33} & 0 \\ c_{12}^E & c_{12}^E & c_{11}^E & 0 & 0 & 0 & 0 & e_{31} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & c_{44}^E & 0 & 0 & 0 & e_{15} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_{66}^E & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 & -\varepsilon_{11}^S & 0 & 0 \\ e_{31} & e_{33} & e_{31} & 0 & 0 & 0 & 0 & -\varepsilon_{33}^S & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & e_{15} & 0 & 0 & 0 & -\varepsilon_{11}^S \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_{xx} \\ S_{yy} \\ S_{zz} \\ S_{xy} \\ S_{yz} \\ S_{xz} \\ -E_x \\ -E_y \\ -E_z \end{bmatrix}$$

4.3. Modelos bidimensionais

Os modelos bidimensionais têm uma grande redução de dados, de esforços de análise e de interpretação de resultados. A partir disso, ocorre à redução do tempo de processamento e a eliminação do problema de limitação de memória, que são utilizados nos software de elementos finitos. Contudo, alguns problemas de elasticidade podem ser tratados satisfatoriamente em duas dimensões.

O software ANSYS realiza três tipos de modelagem bidimensional:

- Estado Plano de Tensão Mecânica.
- Estado Plano de Deformação Mecânica.
- Modelos Axissimétricos.

4.4. Estado do plano de tensões mecânicas

O estado do plano de tensões mecânicas é formado por uma geometria em que a largura (direção x) e o comprimento (direção y) são equivalentes, no entanto, superior à dimensão da largura. As cargas aplicadas no estado plano de tensões mecânicas são uniformes.

$$T_{xx} = 0;$$

$$T_{yx} = 0;$$

$$T_{xz} = 0;$$

Figura 13: Estado plano de tensões mecânicas.

4.5. Estado do plano de deformação mecânica

O estado do plano de deformações mecânicas possui uma largura (direção z) muito superior ao comprimento (direção x) e a espessura (direção y). As cargas são distribuídas uniformemente e o deslocamento é nulo na direção z , $u_z = 0$.

$$S_{zz} = 0;$$

$$S_{yz} = 0;$$

$$S_{xz} = 0;$$

Figura 14: Estado plano de deformação mecânica.

4.6. Modelos axissimétricos

No modelo axissimétrico modificam-se as propriedades do sistema tridimensional para um modelo bidimensional axissimétrico, contudo, do sistema de coordenadas cartesianas x , y e z , para um sistema de coordenadas cilíndricas r θ z .

Figura 15: Sistema axissimétrico em coordenadas cilíndricas.

A condição isotrópica do modelo axissimétrico corresponde ao modelo de estado plano de tensão mecânica conforme visto anteriormente. A polarização no modelo axissimétrico é na direção y , com isto, devemos alterar as matrizes inseridas no software ANSYS em relação as matrizes dos modelos tridimensionais.

- Matriz dielétrica ϵ^S ;
- Matriz piezelétrica e ;
- Matriz de rigidez c^E .

A permissividade elétrica define a matriz dielétrica (ϵ^S), constituída da unidade tipicamente Farad por metro. A equação constitutiva do material piezelétrico referente à matriz dielétrica é formada por uma matriz 3×3 , para que possa se adequar a um modelo bidimensional, essa matriz é reduzida para 2×2 .

$$\varepsilon^S = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11}^S & 0 \\ 0 & \varepsilon_{33}^S \end{bmatrix}, \varepsilon_{33}^S \text{ refere-se à direção de polarização (direção } y).$$

A tensão do campo elétrico é relacionada à matriz piezelétrica e , que se constitui da unidade dada em Coulomb por metro². A matriz de um modelo tridimensional é dada por uma equação 6X3, sendo que, para um modelo bidimensional a matriz deverá ser reduzida a 4X2.

$$e = \begin{bmatrix} 0 & e_{31} \\ 0 & e_{33} \\ 0 & e_{31} \\ e_{15} & 0 \end{bmatrix}$$

Para representar o sentido oposto da polarização utiliza-se a inversão do sinal nos termos da matriz piezelétrica.

$$e = \begin{bmatrix} 0 & -e_{31} \\ 0 & -e_{33} \\ 0 & -e_{31} \\ -e_{15} & 0 \end{bmatrix}$$

Uma matriz de rigidez c^E em Newtons por metro², sendo que, a equação constitutiva do material piezelétrico referente a matriz de rigidez é formada por uma matriz 6X6, para que possa se adequar a um modelo bidimensional essa matriz é reduzida para 4X4.

$$e = \begin{bmatrix} c_{11}^E & c_{13}^E & c_{12}^E & 0 \\ c_{13}^E & c_{33}^E & c_{13}^E & 0 \\ c_{12}^E & c_{12}^E & c_{11}^E & 0 \\ 0 & 0 & 0 & c_{44}^E \end{bmatrix}$$

CAPÍTULO 5: ANÁLISE DAS MODELAGENS E DOS RESULTADOS

O projeto do conjunto, transdutor, amplificador e lâmina teve como ponto de partida a constituição básica de um bisturi comercial, utilizando como padrão de referência o bisturi comercial “Harmonic da Johnson-Johnson”. Os níveis de potência foram calibrados em relação a este padrão.

Figura 16: Harmonic da Johnson&Johnson.

O principal objetivo deste trabalho consistiu no desenvolvimento e na caracterização de um transdutor piezelétrico de potência e pinça laparoscópica para cortes homeostáticos do Bisturi Ultrassônico Nacional, com um custo/benefício que viabiliza a exploração comercial da tecnologia, da escolha dos materiais e das geometrias, para facilitar a viabilidade comercial.

5.1. Materiais utilizados: Critérios e caracterização

5.1.1 Escolha do material dos eletrodos e dos parafusos

Para o desenvolvimento deste produto, os eletrodos devem ser o mais fino possível, para que a diferença entre a impedância acústica do metal do qual é fabricado e a impedância

da cerâmica não interfira no funcionamento do transdutor, (se a espessura for muito menor que λ , o eletrodo se torna acusticamente invisível, mesmo apresentando impedância da cerâmica), as ligas de cobre são as mais indicadas, conforme Maropis (1969). A espessura da lâmina de cobre utilizada no transdutor construído é de 0,08mm. O eletrodo duplo receberá o sinal elétrico do gerador, enquanto o eletrodo triplo ficará aterrado.

Figura 17: Visualização do eletrodo duplo em CAD.

Figura 18: Visualização do eletrodo triplo em CAD.

É necessário que o parafuso seja construído com ligas de alta resistência à tração. A tração máxima que a cerâmica suporta é 50 MPa, como citado no tópico 3.6.4, e a razão entre a área do parafuso e das cerâmicas é de aproximadamente 8,5 vezes, estes deverão suportar uma tração de pelo menos 425 Mpa. O parafuso é M5 com cabeça sextavado de 14 mm, fabricado com liga de titânio (Ti6 AL 4 V) de grau 5.

Figura 19: Visualização do parafuso de titânio em CAD.

5.1.2 Escolha do material da massa frontal e da massa traseira

O material da massa frontal do transdutor deve ter uma impedância acústica igual a media geométrica entre a impedância acústica das cerâmicas e da carga, para aperfeiçoar a transmissão do ultrassom. O metal mais indicado para essa peça é o Alumínio, pois tem impedância acústica média em torno de 17,33 MRayls. Com isto, utilizou-se a liga de alumínio 7075, pois, este tem alta resistência mecânica e impedância acústica média ideal para obter uma boa transferência do movimento. Também são amplamente utilizados na fabricação de transdutores ultrassônicos.

Neste projeto, a massa frontal do transdutor é corpo único com o amplificador, com isto forma-se uma única peça usinada da liga de alumínio 7075, na ponta final é acoplada a uma ferramenta, especificamente neste projeto a lâmina laparoscópica.

Figura 20: Visualização da massa frontal do transdutor e amplificador em CAD.

O material da massa traseira deve ter uma impedância acústica mais próxima possível das cerâmicas piezelétricas, no caso das cerâmicas PZT's é em torno de 30 MRayls. Analisando a impedância acústica média dos principais metais, o mais indicado para massa traseira é o Bronze (40,60 MRayls).

Figura 21: Visualização da massa traseira do transdutor em CAD.

5.1.3 Escolha do material da lâmina de corte

O material da lâmina de corte é feito da liga de titânio (Ti6 AL 4 V) de grau 5, é exigido uma alta resistência mecânica pelo fato de operar como uma ferramenta de corte. Sua usinagem não é um processo trivial, devido a sua relação entre o comprimento e o diâmetro ser muito elevado.

O fato da lâmina de corte entrar em contato com o tecido biológico exige que o material tenha biocompatibilidade e biossegurança. O protótipo da lâmina foi confeccionado com um titânio que atende essas exigências.

Figura 22: Visualização da lâmina de corte em CAD.

5.1.3 Escolha do material das cerâmicas piezelétricas

As cerâmicas piezelétricas comerciais são classificadas de acordo com a norma americana DOD STD-1376(SH), Pereira (2006).

Tabela 2: Propriedades das cerâmicas piezelétricas comerciais.

Propriedade	Navy I	Navy II	Navy III	Navy IV	Navy V	Navy VI
$K_{33}^T (\pm 12,5\%)$	1275	1725	1025	1275	2500	3250
$\text{tg}(\delta)$	$\leq 0,006$	$\leq 0,020$	$\leq 0,004$	$\leq 0,010$	$\leq 0,025$	$\leq 0,025$
$k_p (\pm 8\%)$	0,58	0,60	0,50	0,30	0,63	0,64
$d_{33} (\text{e-12 m/V}) (\pm 15\%)$	290	390	215	140	495	575
$N_p (\text{hz-m}) (\pm 8\%)$	2200	1950	2300	3150	1950	1940
$\rho (\text{g/cm}^3)$	$\geq 7,45$	$\geq 7,60$	$\geq 7,45$	$\geq 5,50$	$\geq 7,40$	$\geq 7,40$
Q	≥ 500	≥ 75	≥ 800	≥ 400	≥ 70	≥ 65
$T_c (^{\circ}\text{C})$	325	350	325	115	240	65
Tipo	Hard	Soft	Hard	Soft	Soft	Soft

Essa classificação pode ser dividida em subgrupos, Hard e Soft, sendo que, os materiais Hard apresentam uma curva de histerese fechada e têm a característica do material de alta potência, são Navy I e III. Já o subgrupo Soft, apresenta uma curva de histerese aberta e tem a característica do material de alta sensibilidade, são Navy II, IV, V e VI. Os materiais subgrupo Hard, têm as características da aplicação deste projeto.

A literatura recomenda que os materiais Hard tipo I, são para aplicações de média e alta potência em condições de uso contínuo e repetitivo. Estes materiais são capazes de gerar altas amplitudes de vibração mantendo baixas as perdas mecânicas e dielétricas, conhecido comercialmente como PZT 4.

Já os materiais Hard tipo III, são similares ao tipo I, mas são menos sensíveis, com isto, conseguem converter o dobro de potência mantendo baixas perdas mecânicas e dielétricas, conhecido comercialmente como PZT 8.

Portanto, para realização deste projeto, foram utilizados anéis de cerâmicos de PZT 807 da Morgan, que se enquadram como Hard tipo III.

Figura 23: PZT-807 da Morgan.

Uma boa prática na montagem do transdutor piezelétrico é utilizar um material isolante, como teflon ou PVC, no furo da cerâmica para permitir uma boa isolamento elétrica em relação ao parafuso (MATUDA, 1999).

Figura 24: Visualização do Isolador em CAD.

5.1.4. Caracterização dos metais

O conhecimento das propriedades dos materiais utilizados é de fundamental importância, sendo que, os valores das propriedades encontradas na literatura possuem altas margens de erro, isto provocaria uma imprecisão entre o modelo e o protótipo construído. Com isto, foi realizada uma caracterização dos metais, com o objetivo de obter valores mais precisos dos metais que os fornecidos pela literatura.

O equipamento utilizado para caracterização foi Sonelastic da ATCP Engenharia Física, foi realizada a medição dos módulos de elasticidade e do amortecimento de forma não destrutiva dos materiais pela Técnica de Excitação por Impulso de acordo com a norma ASTM E-1876 e correlatas (Anexo A). Foram analisadas amostras de titânio grau 5 e alumínio 7075, podendo determinar o Módulo de Elasticidade e o Coeficiente de Poisson, esses valores foram adicionados na tabela de propriedades dos materiais (Anexo B), que é carregada no software ANSYS para fazer o modelamento.

Tabela 3: Propriedades dos metais.

	Módulo Young	Coefficiente Poisson
Alumínio 7075	72,69 Gpa;	0,33
Titânio – grau 5	113,8 Gpa	0,34

5.1.5. Caracterização do material piezelétrico

A caracterização do material piezelétrico foi realizada com objetivo de aprender a caracterizar uma cerâmica piezelétrica e validar as propriedades da cerâmica comercial adquirida (PZT-807). Os testes foram realizados no grupo de Crescimento de Cristais e Materiais Cerâmicos no Instituto de Física de São Carlos (IFSC-USP). Foi medida a curva da capacitância da cerâmica pela temperatura, através de um Impedâncímetro Solatron e um forno, para que a cerâmica fosse aquecida até a perda das propriedades piezelétricas, ou seja, este ponto é conhecido como temperatura de Curie. Também, foi medida a permissividade elétrica em 10 Hz e 15 MHz, com a finalidade de calcular o coeficiente de acoplamento da cerâmica (k_{33}^T).

Figura 25: Imagem do impedâncímetro e do forno.

Figura 26: Curva de caracterização do PZT pela temperatura de Curie.

Com o gráfico da capacitância pela temperatura, pôde-se verificar que a Temperatura de Curie é de 325° C. Através deste dado foi possível determinar pela tabela 1 o tipo da cerâmica analisada, sendo que, esta é uma cerâmica do tipo Hard podendo ser caracterizada como PZT-4 ou PZT-8.

Para diferenciar o modelo da cerâmica que pode se apresentar como PZT-4 ou PZT-8 foi calculado o coeficiente de acoplamento. Primeiramente foi determinada a permissividade elétrica em 10 Hz à temperatura ambiente e 15 MHz também à temperatura ambiente, através da seguinte formula:

$$\varepsilon_r = \frac{C.H}{A.\varepsilon_0}$$

Sendo:

ε_r = Coeficiente de acoplamento

C=Capacitância

H=Espessura da cerâmica

ε_0 = Permissividade do vácuo

Tabela 4: Permissividade da cerâmica piezelétrica.

	Capacitância	Permissividade (ε)
10 Hz	7×10^{-10} F	1175,0
15 MHz	7×10^{-11} F	117,5

Com base nos dados da tabela 1 pôde-se verificar que o valor do coeficiente de acoplamento obtido experimentalmente está mais próximo do modelo da cerâmica PZT-8. Com este experimento foi possível relacionar as propriedades piezelétricas da cerâmica com os valores obtidos na literatura.

5.2. Modelagem do conjunto transdutor, amplificador e lâmina

Os modelos analisados neste trabalho foram implementados com o método de elementos finitos, utilizando o software ANSYS. O conjunto; transdutor, amplificador e lâmina vibram em uma frequência de trabalho. Para isto, cada elemento do conjunto é modelado individualmente para vibrarem no módulo longitudinal.

5.2.1. Modelagem axissimétrica do transdutor piezelétrico

Foi montado um modelo axissimétrico do transdutor com quatro cerâmicas piezelétricas. Foi realizada uma análise da impedância elétrica e do coeficiente de acoplamento eletromecânico em uma análise linear, onde não são considerados os efeitos do pré-tensionamento e da temperatura (SILVA, 2006). As propriedades dos materiais utilizados na modelagem pelo software ANSYS, pode ser vista no anexo B.

Os elementos metálicos que compõem o transdutor são representados pelo PLANE 2 no ANSYS, sendo definido como um elemento sólido triangular de seis nós, constituído de dois graus de liberdade em cada nó, apresentando translações nas direções x e y. As cerâmicas são representadas por um elemento piezelétrico axissimétrico de quatro nós, no ANSYS o PLANE 13.

Conforme já mencionado no tópico 5.1, as peças utilizadas no transdutor são: um parafuso da liga de titânio grau cinco (Ti6 AL 4 V). A massa dianteira é da liga de alumínio 7075 (AL7075) usada em aviação, apresenta alta resistência mecânica e baixa impedância acústica média. Também utilizou-se o alumínio porque o deslocamento produzido na extremidade do transdutor depende das propriedades do material das massas metálicas, e o

alumínio possui um módulo de Young da ordem de 70 GPa, o que permite uma deformação muito maior do que o aço. A massa traseira é da liga de bronze TM 23, pois apresenta alta impedância acústica. O material das cerâmicas é o PZT-807 da Morgan, e as cerâmicas estão polarizadas na direção Y e montadas com a polarização alternadas a cada cerâmica.

A ligação em paralelo das cerâmicas que corresponde aos eletrodos de cobre é feita através do acoplamento dos graus de liberdade dos nós, estes estão presentes na interface de cada cerâmica. Cada grau de liberdade elétrica está acoplado em um só nó, para cada ligação, isto significa que um nó elétrico será aterrado e o outro receberá um sinal elétrico.

Figura 27: Modelo axissimétrico do transdutor com quatro cerâmicas.

Habitualmente aplica-se uma restrição na linha central ($UX=0$) para que não ocorra deslocamento radial no centro do transdutor. Neste modelo, não foi aplicado nenhuma restrição estrutural no movimento longitudinal, portanto, o transdutor terá um comportamento livre. Para esse modelo foi feito uma análise harmônica na faixa entre 35 kHz e 75 kHz, com uma discretização de 100 Hz na frequência.

As interfaces de contato das cerâmicas piezelétricas são ligadas em paralelo, acoplando-se os graus de liberdade dos nós da interface num único nó. Este procedimento é feito tanto para os nós que receberam o sinal de excitação, quanto para aqueles que serão aterrados. O valor do módulo da tensão elétrica alternada aplicada na análise é de 1 Volt.

Figura 28: A ligação em paralelo dos contatos elétricos.

O tamanho do elemento que melhor se adequou para o modelo foi de 0,5 mm. Os números de elementos no modelo são de 2304. Verificou-se que o valor da frequência de ressonância do modelo em elementos finitos é de 55,6 kHz, com uma impedância de 9,3 Ω . O coeficiente de acoplamento eletromecânico é de 0,21.

Figura 29: Modelo axissimétrico do transdutor com malha.

Figura 30: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor modelado.

5.2.2. Modelo axissimétrico do amplificador mecânico

No modelo axissimétrico do amplificador mecânico também foi utilizado o elemento estrutural PLANE 2 no ANSYS, que é o mais indicado para trabalhar com formas irregulares em modelos axissimétricos. Como parte do procedimento, foi aplicado um deslocamento $UX=0$, para que não haja deslocamento radial no centro do amplificador. Não foi aplicada nenhuma restrição estrutural no eixo y, dessa forma, o amplificador fica livre. O tamanho do elemento que se adequou para o modelo foi de 0,5 mm, a quantidade de elemento no modelo é de 2261. O material do amplificador utilizado foi à liga de alumínio 7075, pois é uma peça única com a massa dianteira do transdutor construído.

Diante disso, realizou-se uma análise individual, pois tanto o transdutor como o amplificador são ressonadores de meio comprimento de onda. Com isto, foi realizada uma análise modal para a verificação da frequência de ressonância e do modo de vibração longitudinal, sendo de 55327 Hz.

Figura 31:Modelo axissimétrico do amplificador mecânico.

aplicada no nó que recebe o sinal de excitação também foi de 1 Volt alternada. Ajustou-se que o valor da frequência de ressonância do modelo em elementos finitos é de 55,6 kHz, com uma impedância de 11 Ω . O coeficiente de acoplamento eletromecânico apresentou o valor de 0,27. Foi obtida a seguinte curva de módulo e fase da impedância elétrica.

Figura 33:Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor acoplado ao amplificador.

No modelo axissimétrico do conjunto transdutor mais amplificador, é inserido uma barra roscada. Também foi realizada uma análise harmônica na faixa de frequência entre 40 kHz a 60 kHz, com discretização de 50 Hz na frequência. O tamanho do elemento utilizado também foi de 5 mm e a quantidade de elemento deste modelo foi de 4689. As restrições estruturais e a tensão elétrica foram iguais do modelo acima. Verificou-se que o valor da frequência de ressonância do modelo em elementos finitos é de 49,4 kHz, com uma impedância de 7,1 Ω . O coeficiente de acoplamento eletromecânico apresentou o valor de 0,18. Foi obtida a seguinte curva de módulo e fase da impedância elétrica.

Figura 34: Modelo axissimétrico do transdutor acoplado ao amplificador mais barra.

Figura 35: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor acoplado ao amplificador mais barra.

5.2.4. Modelo da lâmina de corte

Devido à complexidade da geometria da lâmina foi feito um modelo tridimensional. O elemento estrutural para este modelo é o SOLID 92 no ANSYS, um elemento tridimensional que apresenta dez nós, tendo três graus de liberdade em cada nó, apresentando translações nas direções x, y e z; é muito adequado para formas irregulares. Foi aplicado um engaste no plano x e z, localizado na face de união com o transdutor. O tamanho do elemento foi de 5 mm e o material é o titânio grau 5. A ressonância da lâmina é definida por múltiplos de comprimento de onda. Para verificar a frequência de ressonância e o modo de vibração longitudinal foi realizada uma análise modal na lâmina, onde a frequência de ressonância é de 55,4 kHz.

Figura 36: Modelo tridimensional da lâmina.

5.3. Aspectos construtivos do transdutor, da lâmina e da pinça

5.3.1 Construção do transdutor projetado

Para a construção do transdutor, foram usinadas as peças metálicas, o parafuso, o isolador e a barra roscada na oficina de mecânica do Instituto de Física de São Carlos. Os desenhos, projetados em CAD, dessas peças foram feitos no software Solid Works, na versão Education Edition 2013.

Os eletrodos de cobre foram recortados no formato de lâminas com três ou dois discos vazados, os discos são ligados com uma terminação lateral.

Figura 37: Conjunto dos transdutores usinados.

As cerâmicas piezelétricas utilizadas são comerciais (o PZT 807 da Morgan), já foram recebidas prontas para o uso, necessitaram apenas de uma pequena abrasão em seus eletrodos para remoção da camada de óxido de prata que se forma durante a queima da tinta e que aumenta a rugosidade da superfície da cerâmica.

5.3.1.1 Montagem do transdutor e aplicação do pré-tensionamento

A etapa da montagem do transdutor não consiste em simplesmente juntar todos os elementos e apertar. Se esta etapa for mal realizada, certamente resultará em um transdutor com baixo desempenho ou na quebra das cerâmicas.

Para isto, foi projetado um par de mordente para ser fixo em uma morsa, basicamente funciona com uma “chave fixa”, segurando o transdutor pela massa dianteira, sem que produza ranhuras ou risco na massa dianteira do transdutor. Na massa traseira há dois chanfros que servem como entalhe para fixar a chave de boca de 15 mm, que não permitirá que a massa rotacione e, com isto não quebre a terminação lateral do eletrodo.

Figura 38: Dispositivo usado na montagem do transdutor.

Um parâmetro importante na montagem do transdutor é a tensão de pré-tensionamento, através do aperto no parafuso, que serve para garantir o contato acústico efetivo entre essas partes, conforme já mencionado. Utilizou-se um torquímetro (da marca Tork Fort do modelo digital –TDI03, com capacidade de 6-30 Nm) para aplicar um torque de aperto no parafuso e observou-se que o aumento no valor do torque, aumenta os valores da frequência de ressonância e antirressonância, até um ponto em que estes valores se estabilizam. Neste ponto, existe o maior casamento acústico entre as partes, o chamado torque ideal, o valor estabelecido foi de 9,5 Nm.

Figura 39: Medição do torque ideal pela frequência.

O transdutor construído equivale ao modelo do transdutor acoplado ao amplificador em peça única. A caracterização foi realizada através das curvas do módulo e fase de impedância elétrica, além dos valores das frequências de ressonância e antirressonância, impedância elétrica na frequência de ressonância e impedância elétrica na frequência de antirressonância.

Figura 40: Curva do módulo da impedância elétrica obtida para o transdutor construído.

Figura 41: Curva da fase da impedância elétrica do transdutor construído.

Com isto, verificou-se que o valor da frequência ressonância e a frequência da antirressonância do transdutor construído é respectivamente 54,85 kHz e 55,8 kHz, com uma impedância de 25 Ω e 57 k Ω . O coeficiente de acoplamento eletromecânico apresentou o valor de 0,18.

Os dados foram obtidos um dia após a montagem dos transdutores, pois se observou que, logo após a montagem dos transdutores, as curvas de impedância mudam ao longo do

tempo, sendo que no dia seguinte as frequências de ressonância e antirressonância apresentavam um aumento de aproximadamente 200 Hz, esse comportamento também foi observado por Silva (2006).

Figura 42: Transdutor construído.

Os resultados experimentais foram realizados no Analisador de Impedância HP 4294^a. Este equipamento mede a resposta do transdutor em tensões elétricas muito baixas, em uma faixa de frequência selecionada pelo usuário, e mostra graficamente a frequência de ressonância e antirressonância, o ângulo de fase entre a entrada e a resposta e a impedância elétrica do transdutor na frequência de varredura.

As frequências de ressonância e antirressonância do modelo em elementos finitos são maiores do que os valores obtidos no protótipo. Isso ocorre porque o modelo em elementos finitos é muito mais rígido e a imprecisão das medidas também ocasiona o aumento das frequências.

Em seguida caracterizou-se o transdutor com uma barra roscada que, a partir das curvas de módulo e fase de impedância elétrica, possibilitou obter os valores das frequências de ressonância e antirressonância e também as respectivas impedâncias elétricas.

Figura 43: Transdutor construído com barra roscada.

Figura 44: Curva do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor mais barra.

Figura 45: Curva da fase da impedância elétrica do transdutor mais barra.

Verificou-se que o valor da frequência de ressonância e a frequência da antirressonância do transdutor mais barra é respectivamente 49,1 kHz e 49,85 kHz, com uma impedância de 105 Ω e 11,2 k Ω . O coeficiente de acoplamento eletromecânico apresentou o valor de 0,17.

Pôde se observar que, tanto no modelo em elementos finitos com no protótipo ocorreu uma diminuição nos valores das frequências de ressonância e antirressonância. Isso acontece porque a barra roscada aumenta o comprimento do transdutor e os valores de frequências são inversamente proporcionais ao comprimento do transdutor.

5.3.2 Transdutor montado com a lâmina

O conjunto transdutor mais amplificador foi simplificado através do modelo axissimétrico, enquanto que o modelo da lâmina foi realizado tridimensionalmente, pois, apresenta uma geométrica mais complexa. Como são modelos distintos, não foi possível realizar um modelamento do transdutor com o amplificador mecânico e a lâmina conjuntamente. Mas, como são elementos de meio comprimento de onda é possível se modelarem separadamente e depois uni-los.

A curva do módulo da impedância elétrica obtida para o transdutor construído com a lâmina de corte são mostradas no gráfico 6, e a curva da fase da impedância elétrica são mostrado no gráfico 7.

Figura 46: Curvas do módulo da impedância elétrica obtidas para o transdutor com a lâmina.

Figura 47: Curva da fase da impedância elétrica obtida para o transdutor com a lâmina.

Figura 48: Aferição de impedância x frequência no analisador.

Verificou-se que os valores das frequências de ressonância e antirressonância do transdutor mais barra é respectivamente 55,5 kHz e 55,6 kHz, com uma impedância de 209Ω e $3,5 \text{ k}\Omega$. O coeficiente de acoplamento eletromecânico apresentou o valor de 0,06. Para obter a frequência de ressonância no valor de 55,5 kHz, realizou-se um ajuste fino no comprimento.

A redução foi bem elevada no valor do coeficiente de acoplamento eletromecânico devido à montagem da lâmina, mostrando que a adição deste reduz a capacidade de conversão eletromecânica das cerâmicas.

5.3.3 Mecanismo da pinça

Foi elaborado um mecanismo inovador de uma pinça laparoscópica, o qual foi encaminhado para registro de patente no modelo de utilidade. O seu mecanismo é inovador porque o modo como é feito se distingue dos outros dispositivos comercializados. Seu princípio constitui-se pela utilização de fios e molas em seu funcionamento.

Figura 49: Manipulação da peça de mão.

A imagem abaixo se refere ao mecanismo na ponta da pinça, ele apresenta um mordente que tem a função de pressionar o tecido biológico para realização de um corte homeostático. O tracionamento do mordente é realizado por dois fios ligados a ele, já a função de soltar o mordente é realizada pela mola. A peça de encaixe tem a função de empurrar o mordente para cima ficando com uma abertura máxima de 45°, enquanto a arruela tem a função de travar todo o mecanismo na ponta da pinça através de uma punção no tubo de aço inox.

Figura 50: Visualização do mecanismo da ponta da pinça em CAD.

Já a imagem abaixo apresenta a carcaça da pinça, que possui um encaixe onde é inserido o transdutor construído, este é acoplado com a lâmina de corte. Além disso, temos o gatilho que tem a função de tracionar o mordente através do fio para realizar a pressão sobre o tecido biológico. A pressão será constante devido a um dispositivo que será descrito na próxima imagem. Também na carcaça, existe uma mola de compressão que tem a função de empurrar o gatilho após o pressionamento manual.

Figura 50: Visualização do mecanismo da carcaça da pinça em CAD.

Este dispositivo tem a finalidade de manter uma pressão de mordedura constante. Ele é composto por uma mola de compressão que é ativada após o acionamento do gatilho. Feito isso, a mola mantém uma pressão constante do mordente sobre o tecido biológico, com isso realiza um corte mais homogêneo. A pressão estabelecida por este dispositivo será a compressão máxima de todo o mecanismo da pinça.

Figura 51: Visualização do mecanismo limitante da compressão da pinça em CAD.

CAPÍTULO 6: AVALIAÇÃO DA PEÇA DA MÃO

Como teste final e prático do desempenho da peça de mão, que consiste no conjunto transdutor construído mais lâmina construída acoplada ao mecanismo da pinça laparoscópica, foi realizada a medição da energia de cavitação produzida na ponta lâmina de corte, análise térmica e macroscópica do corte.

6.1. Medição da energia de cavitação

6.1.1 Cavitação acústica

Conforme descreve Pereira (2005), o fenômeno da cavitação ficou conhecido no final do século XIX, quando a marinha britânica teve um grande problema em relação à corrosão das pás propulsoras dos seus navios. O fenômeno da cavitação se refere à formação de cavidades vazias ou preenchidas com gases ou vapores em um meio líquido, sendo que, esta definição inclui os fenômenos da ebulição e efervescência.

Já a cavitação acústica ocorre quando induzimos uma onda mecânica (como por exemplo, ultrassom) em um meio líquido, isto gera um diferencial de pressão alternado, que produz ciclos de expansão e compressão de acordo com a frequência e amplitude da onda. Nesses ciclos ocorrerá primeiramente a formação e expansão da cavidade, um momento de estabilidade das oscilações das cavidades e posteriormente a implosão delas.

O diâmetro característico de uma cavidade ressonante, que tem como o meio líquido água e sobre condições normais de pressão e temperatura, é de aproximadamente 110 μm para uma excitação de 55 kHz. Este diâmetro corresponde ao diâmetro de ressonância nos quais a cavidade irá oscilar absorvendo energia da onda mecânica de excitação até ocorrer um colapso, sendo que este colapso culmina em uma onda de choque e gerará microbolhas com diâmetro de 5,5 a 11 μm na frequência de 55 kHz. Através dessas microbolhas se iniciará um novo ciclo que formará as cavidades, proporcionando assim, uma reação em cadeia.

6.1.2 Método de medição da energia acústica

Para medir a cavitação do conjunto construído utilizou-se o medidor de cavitação ultrassônica, Pb-500 da marca PPB Megasonic, que é um instrumento usado para medir a densidade de energia (W/in^2) de cavitação em líquidos. Sendo que, sua principal característica é medir cavitação, ou seja, medir o colapso das bolhas de água que implodem na superfície do transdutor de pressão.

Foi utilizado um gerador de sinal elétrico para excitação do transdutor construído. O gerador foi construído também no Laboratório de Apoio Tecnológico (LAT), como parte do projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional. Estabeleceram-se três níveis de potência elétrica do gerador; um nível de máxima, média e baixa potência.

Figura 52: Gerador elétrico.

A energia medida através do Pb-500 é estabelecida em ppb, que significa potência (watts) pela área do sensor (in^2). No nível de máxima potência elétrica fornecida pelo gerador, atingiu-se um valor aproximadamente de 85,6 watts (31 ppb), já no nível de média potência elétrica, atingiu-se um valor de 69 watts (25ppb) e no nível de baixa potência elétrica atingiu-se um valor de 22 watts (8ppb). Esses valores foram calibrados em relação ao bisturi comercial “Harmonic da Johnson-Johnson”.

Figura 53: Medição da energia ultrassônica.

6.2. Análise do corte com bisturi

O corte e a coagulação desenvolvidos pelo bisturi ultrassônico são realizados por meio da entrega da energia acústica ao tecido biológico, com isto, ocorre à desnaturação da proteína, causando corte e coagulação. Os efeitos biológicos do ultrassom são medidos através de mecanismos térmicos e não térmicos. Os dois mecanismos são importantes e qualquer um deles pode ser predominante, dependendo das condições de exposição e/ou do formato da lâmina. O mecanismo térmico refere-se à fricção da lâmina com o tecido numa vibração de aproximadamente 55000 vezes por segundo. No mecanismo não térmico, ocorre a separação pelo efeito da cavitação. Os efeitos desejados do ultrassom sobre os tecidos são obtidos em temperaturas de até 150°C.

No entanto, na eletro-cirurgia, as temperaturas podem atingir valores próximos de 400°C, causando grandes danos térmicos ao tecido. Pois, o seu princípio envolve a passagem de corrente elétrica através da diferença de potencial entre o eletrodo e a base. Existem diversos estudos comparativos entre o bisturi ultrassônico e o bisturi eletro-cirúrgicos, evidenciando que, o efeito ultrassônico causa menos injúria ao tecido (ANTONUTTI, et. al, 2001).

Foi realizada uma análise térmica do corte com o bisturi, utilizando uma câmera termográfica da marca Flir do modelo A325sc, que apresenta uma faixa de temperatura padrão de 0° C a 325° C, com uma resolução de $\pm 0,1^\circ$ C. Também foi utilizado o software da

própria câmera para gerar as imagens termográficas. Os cortes foram realizados em pedaços de fígados bovinos fresco de 2,5x 2,5 x 1 cm.

Figura 54: Análise termográfica.

As imagens termográficas foram retiradas após 6 segundos de aplicação, ou seja, representam o movimento de corte com a lâmina. Também foram ajustados três níveis de potência elétrica do gerador; um nível de máxima, média e baixa potência para cada imagem. As temperaturas de pico do corte registradas foram respectivamente: 49,1° C, 40,4° C e 34°C.

Figura 55: Imagens termográficas nas seguintes potências do gerador: a) máxima; b) média; c) baixa.

A literatura relata que o início da desnaturação das proteínas ocorre a partir dos 60° C, do estado coloidal para um gel insolúvel, que é necessário para coagulação do vaso. Além disso, a energia ultrassônica induz o efeito da cavitação no tecido que contém água e com isto, facilita a separação do tecido. Também informa que a partir dos 45° C ocorrem danos térmicos reversíveis e não reversíveis (GAURAV BANDI et al., 2008).

Os valores das temperaturas registradas nas imagens termográficas ficaram abaixo dos 60° C. No entanto, ocorreu um dano no tecido biológico nas três potências, sendo que, a maior potência gerou maior dano e a menor potência menor dano. Como a medida termográfica foi macroscópica, ou seja, o pedaço de fígado está relativamente frio, podemos inferir que somente pequenas áreas obtiveram temperaturas mais elevadas em comparação com a área total do fígado.

Também realizamos alguns corte em um pedaço de fígado bovino com os três níveis de potência elétrica do gerador. No nível de máxima potência a necrose periférica ao corte ficou mais evidente que nas demais potências. No nível de média potência observou um corte com um pequeno dano térmico ao tecido periférico. Já no nível de baixa potência o corte não gerou dano térmico visível no tecido.

Figura 56: Cortes com os três níveis de potência elétrica do gerador.

CAPÍTULO 7: CONCLUSÕES

Este trabalho teve por objetivo desenvolver e caracterizar um conjunto transdutor piezelétrico de potência e pinça laparoscópica para cortes homeostáticos, sendo parte fundamental do projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional. O domínio dessa tecnologia deverá gerar conhecimento e experiência no setor empresarial, para que esta tecnologia possa ser disseminada de forma mais rápida, beneficiando a sociedade e gerando riqueza na nação.

Observou-se no modelo dos transdutores piezelétricos de potência que os valores das frequências e ressonâncias estão acima das frequências obtidas experimentalmente. Essa diferença pode ser devido às incertezas dos materiais, a simplificações adotadas no modelo e também porque o modelo apresenta maior rigidez que o protótipo.

Verificou-se que, quando o parafuso é apertado deixa o transdutor mais rígido e com isto aumenta o valor da frequência de ressonância. Entretanto, quando se atinge certo nível de aperto a frequência de ressonância do transdutor se estabiliza mantendo-se inalterada.

Apesar de algumas limitações, este trabalho contribui nos seguintes aspectos: No domínio do desenvolvimento de transdutores piezelétricos de potência e lâminas de incisão para cortes homeostáticos; O mecanismo da pinça é de simples montagem e apresentou um excelente desempenho; A peça de mão teve um bom funcionamento quando ligada ao gerador de sinal elétrico também construído para o projeto do Bisturi Ultrassônico Nacional.

O desenvolvimento deste projeto resultará em uma inovação tecnológica na área da saúde e deve contribuir com o progresso tecnológico do país.

7.1. Sugestões para trabalhos futuros

Para o aperfeiçoamento deste trabalho sugere-se que o valor do pré-tensionamento do parafuso de titânio é obtido observando-se a estabilidade da frequência de ressonância. Apesar deste método ser comumente referido na literatura, deveríamos confirmar este valor através do segundo método, pois o parâmetro é de fundamental importância no desempenho do transdutor. Então, sugerimos o desenvolvimento de um sistema com célula de carga que possa terminar com exatidão a pressão sobre as cerâmicas, quando aplicado um torque no parafuso.

Indicamos ainda que é necessário realizar uma verificação do deslocamento na ponta da lamina em relação aos níveis de potência elétrica do gerador, pois o deslocamento na ponta da lamina esta relacionado a amplitude da tensão elétrica de excitação do transdutor. Também se recomenda refazer o teste do corte com bisturi *in vivo*, para melhor validação do corte.

Com estas sugestões acreditamos que teremos uma maior confiabilidade na avaliação do Bisturi Ultrassônico Nacional.

ANEXO A

R. Monteiro Lobato, 1601
São Carlos/SP - Brasil
CEP 13.569-290
www.atcp.com.br
Tel: 016-3307-7899

Relatório de caracterização

Referência Amostras IFSC

Data 21/02/2013

Norma ASTM-1876

ATCP Engenharia Física

Modo flexional	Resultados						Parâmetros do corpo de prova						
Amostra	E (GPa)	±	G (GPa)	±	μ*	±	F (Hz)	massa (g)	±	l (mm)	±	d (mm)	±
Alumínio	72,38	0,64			0,33	0,01	1.650,492	394,00	1,00	264,33	0,47	26,09	0,03
Titânio I	108,43	0,81			0,34	0,01	6.733,859	8,89	0,01	63,54	0,01	6,34	0,01
Titânio II	104,07	0,89			0,34	0,01	510,012	1.038,00	1,00	463,33	0,47	25,48	0,03
Modo longitudinal	Resultados						Parâmetros do corpo de prova						
Amostra	E (GPa)	±			μ*	±	F (Hz)	massa (g)	±	l (mm)	±	d (mm)	±
Alumínio	72,69	0,34			0,33	0,01	9.651,860	394,00	1,00	264,33	0,47	26,09	0,03
Titânio I	107,43	0,43			0,34	0,01	38.715,519	8,89	0,01	63,54	0,01	6,34	0,01
Titânio II	104,93	0,36			0,34	0,01	5.272,702	1.038,00	1,00	463,33	0,47	25,48	0,03

Legenda:

E (GPa): Módulo de elasticidade
G (GPa): Módulo de cisalhamento
μ: Coeficiente de Poisson

F (Hz): Frequência natural de vibração
l (mm): Comprimento do corpo de prova
d (mm): Diâmetro do corpo de prova

Observações:

μ*: Os valores teóricos foram utilizados nos cálculos.
G (GPa): Parâmetro não calculado devido à geometria das amostras.

ANEXO B

PROPRIEDADES DOS MATERIAIS
Constantes do Material PZT-807 da Morgan

$$\rho = 7650 \text{ Kg/m}^3;$$

$$\beta = 1,43 \times 10^{-9};$$

$$e_{31} = -3,87538 \text{ C/m}^2;$$

$$e_{33} = 13,91084 \text{ C/m}^2;$$

$$e_{15} = 10,34483 \text{ C/m}^2;$$

$$c_{11} = 14,7 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$c_{12} = 8,11 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$c_{13} = 8,11 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$c_{33} = 13,2 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$c_{44} = 3,13 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$c_{66} = 3,295 \times 10^{10} \text{ N/m}^2;$$

$$\epsilon_{00} = 8,85 \times 10^{-12} \text{ F/m};$$

$$\epsilon_{11} = 8,00271 \times 10^{-9} \text{ F/m};$$

$$\epsilon_{33} = 4,96824 \times 10^{-9} \text{ F/m};$$

Alumínio 7075

$$\rho = 2810 \text{ Kg/m}^3;$$

$$Y = 72,69 \text{ Gpa};$$

$$\nu = 0,33;$$

$$\beta = 3 \times 10^{-11};$$

Titânio – grau 5

$$\rho = 4400 \text{ Kg/m}^3;$$

$$Y = 113,8 \text{ Gpa};$$

$$\nu = 0,34;$$

$$\beta = 5 \times 10^{-10};$$

REFERÊNCIAS

AMIN, S. G.; AHMED, M. H. M.; YOUSSEF, H. A. (1995). Computer-aided design OF acoustic horns of ultrasonic machining using finite-element analisys. **Journal of Materials Processing Technology**.v.55, p.254-260.

ANDO, E.; KAGAWA, Y. (1992). Finite-element simulation of transient heat response in ultrasonic tranducers. **IEEE Transactions on UltrasonicsFerroeletrics and Frequency Control**.v. 39, n.3, p.432-440.

ANTONUTTI R, FONTES-DISLAIRE I, RUMEAU JL, et al. (2001). **Experimental study of monopolar electrical and ultrasonic dissection**. Ann Chir. p.126-330.

ANSYS, ANSYS Tutorials Release 8.0, ANSYS INC.

ARLT, G. (1990). **Twinning in ferroelectric and ferroelectric ceramics**: stress relief. J. mat.Res, 2655.

ARNOLD, F. J.; MUHLEN, S. S. (2001). The resonance frequencies on mechanically pre-stressed ultrasonic piezotransducers. **Ultrasonics** ,39. p.1-5.

ATHIKOM, B.; HARI, K. P.; ROBERT.; D.F. (1991), Optmizing the performance of piezoelectric drives that use stepped horns. **Journal of Acoustical Society of America**.p.1223-1229.

BAR-COHEN, Y. (2002). Novel horn designs for ultrasonic/sonic cleaning welding, soldering, cutting and drilling. **Proceedings of the SPIE Smart Structures Conference**.4701, p.1-8.

DUBUS, B. S; DEBUS, J. C.; DECARPINGY, J. N.; BOUCHER, D. 1991). Analisys of mechanical limitations of high power pezoeletric transducers using finite element modeling. **Ultrasonics**, n. 29, p.201-207.

ESMINGER, D. (1988). **Ultrasonics: fundamentals, technology, applications**. New York-EUA: Marcel Dekker, 2^a ed.

GALLEGU-JUÁREZ, J.A. (1989). **Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers**.J. Phys. E: Sci. Instrum., 22, 804-816.

GAURAV BANDI, M. D.; CHARLES, C.; WEN, M.D; ERIC, A.; WILKINSON, B.S; SEAN, P.; HEDICAN, M.D.; TIMOTHY, D.; MOON, M.D.; STEPHEN, Y.; NAKADA, M.D. (2008). Comparison of blade temperature dynamics after activation between the Harmonic Ace Scalpel and the Ultracision Harmonic Scalpel LCS-K5. **Journal of Endourology**.v.22, n.2.

HIROSE, S.; AOYAG , M.; TOMIKAWA, Y.; TAKAHASHI, S.; UCHINO,K. (1996). High power characteristics at antiresonance frequency of piezoelectric transducers.**Ultrasonics**, v.34, p.213-217.

IULA, A.; CERRO, D.; PAPPALARDO,M.; GALLEGU, J. A. (2002). Finite element three-dimensional analisys of the vibrational behavior of the langevin-type transducer.**IEEE Ultrasonics Symposium**.p.513-517.

KINSLER, L. E.; ET ALL (2000).**Fundamentals of Acoustics**.3^a ed. Prentice-Hall

LANGEVIN, P.; Procédé et appareils d'émission et de réception des ondes élastiques sous-marines à l'aide des propriétés piézoélectriques du quartz, Patent 505.703, 1920.

LERCH, R. (1990). Simulation of piezoelectric devices by two-and-three dimensional finite elements.**IEEE Transactions on UltrasonicsFerroelectric and Frequency Control**.v.37, n.2, p.233-247.

LESTER, B. R.; MILLER, K.; BOERS, A.; HARRIS, D. C.; GAMBLE, W.G. (2010). Comparison of In Vivo clinical performance and shaft temperature and In Vitro tissue temperature and transaction times between new and reprocessed harmonic scalpes. **SurgLaparoscEndoscPercutan Tech**. v.20, n,5.

MAROPIS, N. (1969). The design of high-power ceramic transducer assemblies.**IEEE Transaction on Sonic and Ultrasonics**.v.3, p. 132-136.

MATUDA, M. Y. (1999). **Modelagem de transdutores piezelétricos de potência**. Dissertação de mestrado. São Paulo- Brasil, Escola Politécnica da USP.

MORGAN MATROC INC. **“Piezoelétrictechonolgy**-Data for Designers. EUA.

NADER, G.(2002). **Desenvolvimento de técnicas de caracterização de transdutores piezelétricos**. Tese de doutorado. São Paulo-Brasil. Escola de Politécnica da USP.

NAILLION, M.; COURSAINT, R. H.; BESNIER, F. (1983). Analysis of Piezoelectric Structures by a Finite Element Method. **Acta Electronica**. v. 25, n.4, pp. 341-362.

OLIVEIRA MATHONNET, C. (2011). **Patente Nº Frequency Shifting multi mode Ultrasonic Dissector**. Estados Unidos da América.

PEREIRA, A. H. A. (2005). **Desenvolvimento e caracterização de transdutores ultrasônicos de potência bi-frequenciais para sistemas de limpeza por ultra-som**. Dissertação de mestrado. São Carlos-SP, UFSCAR.

RISTIC, V.M. (1983). **Principles of acoustic devices**. EUA: John Wiley.
SHERRIT, S.; ASKINS, S. S.; GRADZIOL, M.; DOLGIN, B. P.; BAO, X.; CHANG, Z.;

SHUYU, L. (1997). **Study on the longitudinal-torsional composite vibration of a sectional exponential horn**.

SHUYU, L.; FUCHENG, Z. (1994). Study of vibrational characteristics for piezoelectric sandwich ultrasonic transducers. **Ultrasonics**. v.32, n.1, p.39-42.

SILVA, J.B. (2006). **Análise numérica de um transdutor piezelétrico de potência para processamento de termoplásticos têxteis**. Dissertação de mestrado. São Paulo- Brasil, Escola Politécnica da USP.

SINDAYIHEBURA, D.; BOLLE, L.; CORNTE, A.; JOANNES, L. (1998). Theoretical and experimental study of transducers aimed at low-frequency ultrasonic atomization of liquids. **Journal of Acoustical Society of America**. v.103, n.3, p.144-1448.

VENET, M.; PEREIRA, H. A. (2004) **Materiais e Dispositivos Piezoelétricos: Fundamentos e Desenvolvimento**. ATCP do Brasil. 17 p. Apostila.

ZHANG, Q. M.; ZHAO, J. (1999). Electromechanical properties of lead zirconate titanate piezoceramics under the influence of mechanical stresses. **IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control**. v.46, n.6, p.1518-1526.

ZHOU, G.; LI.; 2000, "A Study on Ultrasonic Solid Horns for Flexural Mode", Journal of Acoustical Society of America, v. 107, n. 3, pp. 1358-1362.