

DESENVOLVIMENTO DE UM APARELHO
PARA FRAGMENTAR CÁLCULOS RENAIIS

POR ULTRA-SOM

Este exemplar corresponde à
rede final da tese defendida
por Sérgio S. Mühlen e
aprovada pela Comissão Julgadora
em julho de 1985.

19/12/85

Amg

064/85

TESE DE MESTRADO

apresentada à

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP
FACULDADE DE ENGENHARIA DE CAMPINAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

por

SÉRGIO SANTOS MUILEN

Orientador: Wang Binseng

Junho de 1985

AGRADECIMENTOS

Esta tese é o resultado de um trabalho de muitos meses, onde, para sua consecução, a colaboração de algumas pessoas foi fundamental. Agradeço, portanto a todos, lembrando particularmente os urologistas Dr. Afiz Sadí, Dr. Néelson Rodrigues Netto Júnior e Paulo César Rodrigues Palma, o engenheiro Antonio Augusto Pires de Oliveira Filho pelas facilidades na CPFL, os engenheiros Alberto Bela Nyarady da firma Thornton-Inpec e Roberto Gouvêia da Alfa-Laval pela atenção e cessão de partes indispensáveis do protótipo.

Agradeço também ao Alexandre, ao amigo Analdo, ao Bottesi, Calil, Eduardo, Ícaro, Luiza (pelos excelentes desenhos), Maria Adélia e Wang do CEB, à Clara, Laurão e Paulinho da CPFL, ao Olívio e Mário do CT, ao Dedini do Geprom, à Virgínia (pela ausência do Fúrio que o meu trabalho lhe impôs) e aos professores Anésio, Evandro, Oséas e Kretly do DEE da FEC.

Agradeço de forma especial e carinhosa aos professores Fúrio Damiani, por todo o tempo que dispensou a mim e ao projeto, pelo estímulo incessante e pela devoção à atividade didática e de pesquisa, e ao professor Yaro Burian Júnior, meu mestre de todas as coisas.

Agradeço enfim à Berenice, pelo apoio incondicional, pelo estímulo e compreensão nos momentos difíceis que atravessamos em decorrência desse trabalho, que a ela dedico.

S.S.M.

à Berenice, minha querida
e companheira em tudo

RESUMO

Os cálculos renais tinham até recentemente, como únicos tratamentos, a quimiólise e a remoção cirúrgica "a céu aberto", quando não eram expelidos naturalmente. O advento das técnicas endoscópicas e o uso de instrumental cirúrgico especializado tornaram possível a manipulação percutânea e a remoção de pequenos cálculos. Como forma de ampliar a utilização dessas técnicas, a fragmentação percutânea dos cálculos maiores se faz necessária e é conseguida por meio de vibrações mecânicas ultra-sônicas.

Nesse trabalho apresenta-se o projeto e a construção de um equipamento capaz de gerar vibrações ultra-sônicas, conduzi-las até os cálculos renais e aspirar os fragmentos resultantes dessa operação. Foram feitos testes "in vitro" com cálculos extraídos confirmando o funcionamento e caracterizando o desempenho do protótipo.

ABSTRACT

Until recently, the only treatments available to renal calculi, not spontaneously expelled, were the chemolysis and the open surgery. The advent of endoscopic techniques and the development of special surgical instruments made possible the percutaneous manipulation of small stones. For larger calculi a previous fragmentation would be necessary; the use of ultrasonic mechanical vibration has proved to be a solution.

This work presents the project and prototype construction of an equipment able to generate ultrasonic vibrations, guide them to the renal calculi and aspirate the resulting fragments. The performance of this prototype were tested "in vitro" with previously extracted calculi.

INDICE:

INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO I - Fundamentos Físicos de Ultra-som:	5
I.1-Som - Ultra-som	5
- Acústica	
- Ondulatória	
I.2-Formas de Geração	12
- Magnetostricção	
- Eletrostricção	
I.3-Utilização em Medicina	23
- Diagnóstico	
- Terapia	
I.4-Bibliografia	26
CAPÍTULO II - Fundamentos Biológicos:	28
II.1-Anatomia	28
- Geral, localização	
- Rim, ureter, bexiga, uretra	
II.2-Litogênese	33
- Geral, causas	
- Específica, tipos	
II.3-Epidemiologia	39
- Fatores intrínsecos e extrínsecos	
II.4-Patologia	42
II.5-Técnicas cirúrgicas	43
- Tipos (Ultra-som)	
II.6-Quimiólise	48
II.7-Bibliografia	49
CAPÍTULO III - Descrição do Aparelho:	52
III.1-Princípio de funcionamento	52
- Diagrama de blocos geral	
- Diagrama de blocos do circuito eletrônico	
III.2-Gerador de ultra-som	53
III.3-Amplificador de potência	56
III.4-Transdutor	59
- Detalhes do projeto	
III.5-Ponta de aplicação	65
- Concentrador	
III.6-Elo de realimentação	67
III.7-Aspiração	72
III.8-Fonte de alimentação	74
III.9-Segurança	74
III.10-Montagem	79
III.11-Bibliografia	80

CAPÍTULO IV - Testes e Resultados:	81
- Descrição e Resultados dos Testes "in vitro"	
CAPÍTULO V - Discussão:	83
- Falhas observadas e melhorias propostas	
- Perspectivas tecnológicas do equipamento	
- Localização da técnica proposta no cenário médico-social	
- Riscos	
APÊNDICES:	
- Apêndice 1 - Concentradores acústicos	89
- Apêndice 2 - Comportamento dinâmico do transdutor	96
- Apêndice 3 - Considerações sobre o projeto do transdutor	103

INTRODUÇÃO

Dentre os problemas urológicos que requerem intervenção cirúrgica, o tratamento dos cálculos renais é provavelmente o mais comum. Embora não se tenha ainda uma estatística para o Brasil, estima-se que o número de cirurgias para retirada dos cálculos renais seja da ordem de dezenas de milhares por ano.

A metodologia clássica para o tratamento dos cálculos renais consiste em realizar-se uma extensa incisão cirúrgica (da ordem de 15 a 20 cm), através da qual o cirurgião alcança o rim e o ureter, de acordo com a localização do cálculo. No caso de incisão no rim, é utilizada geralmente a técnica de resfriamento, para evitar sangramento e perda excessiva da função renal. Há sempre a necessidade de se passarem sondas para prevenir a migração dos cálculos menores e algumas vezes os drenos também são necessários. Essas técnicas têm como desvantagem um pós-operatório doloroso e longo, com muitos dias de internação hospitalar e um maior risco de infecção.

Através da utilização de técnicas angiográficas e, mais recentemente, dos endoscópios, tornou-se possível a manipulação percutânea dos cálculos em todo o aparelho urinário. Diversas técnicas de remoção dos cálculos foram então desenvolvidas utilizando pinças, cestos retráteis e métodos especiais de aspiração. No entanto, somente cálculos relativa-

mente pequenos podem ser extraídos com estas técnicas, sendo portanto ainda limitadas suas aplicações (1).

Por volta de 1977 surgiu a idéia de se utilizarem vibrações ultra-sônicas para fragmentar cálculos maiores e (se necessário) em seguida utilizar as técnicas endoscópicas citadas acima. Esse procedimento consiste em aplicar no cálculo, através de um tubo fino, as vibrações mecânicas produzidas em um gerador de ultra-som externo. A absorção de energia mecânica pelo cálculo faz com que este se fragmente em pedaços menores, que podem ser sucessivamente fragmentados, se necessário, e aspirados simultaneamente junto com o fluido de irrigação (3,4). Muito embora o cálculo deva ser levemente pressionado contra a parede do órgão onde estiver localizado (cálculos renais, bacinete, ureter ou bexiga), isso não representa risco significativo porque por um lado a absorção de energia acústica se dá pelo corpo que possui maior massa e dureza, de modo que os tecidos, em especial os mais moles, não absorvem energia em quantidades significativas; por outro lado, alguma eventual lesão causada por este procedimento cicatriza com facilidade não oferecendo, portanto, risco importante. Este método apresenta como vantagens em relação à cirurgia clássica uma incisão de apenas 1 a 2 centímetros, menor dose de anestésico, pós-operatório bem mais rápido e menos doloroso.

Com vistas a implementar o uso dessa tecnologia no meio médico brasileiro (atualmente só disponível com a importação de equipamentos a custos elevados -em torno de 20 mil dólares), foi desenvolvido um equipamento similar, com as mesmas

partes funcionais para operar em conjunto com um nefroscópio comercial. Testes realizados com cálculos "in vitro" mostraram resultados satisfatórios do protótipo, abrindo campo para trabalhos complementares de aprimoramento e novas avaliações para uso "in vivo" do equipamento.

Todas as considerações levantadas para o projeto e o desenvolvimento do protótipo são apresentadas neste trabalho inicialmente na forma de fundamentos físicos do ultra-som e biológicos do aparelho urinário (capítulos I e II), seguidos da descrição detalhada do aparelho (capítulo III) e dos testes de desempenho (capítulo IV). As discussões tanto da metodologia adotada quanto do seguimento do trabalho e sua conclusão, aparecem no final (capítulo V), encerrando-o.

Para finalizar esta introdução, deve-se salientar que uma outra técnica para a fragmentação dos cálculos renais está começando a ser empregada em centros de pesquisa médica de alguns países atualmente. Trata-se da utilização de ondas de choque, provocadas por arcos voltáicos em tanques de água onde o paciente é imergido. As ondas de choque são focalizadas mecanicamente nos cálculos, e a absorção dessa grande quantidade de energia provoca sua fragmentação, de maneira semelhante à conseguida com o ultra-som (2). A utilização das ondas de choque apresenta a vantagem de dispensar totalmente a incisão cirúrgica (assumindo que os cálculos sejam fragmentados a uma dimensão que permita serem expelidos naturalmente), porém trata-se sem dúvida de uma técnica que exige instalações e equipamentos extremamente caros (2 milhões de dólares - devido sobretudo à necessidade de fluo-

roscopia bidimensional para localizar precisamente os cálculos) e pelo menos por enquanto está fora do alcance e da realidade médico-social brasileira. Comparada com esta, a técnica utilizando o ultra-som com tecnologia nacional pode ser considerada uma realidade acessível a praticamente todos os estabelecimentos médico-hospitalares do país.

Referências Bibliográficas:

- Alken, P. et al. - "Percutaneous Stone Manipulation" - 'J. Urol.' 125, 1981 pp463-466.
- Chaussy, C.; Brendel, W. & Schmiedt, E. - "Extracorporelly Induced Destruction of Kidney Stones by Shock Waves" - 'Lancet' 2, 1980 pp1265-1268.
- Chaussy, C. et al. - "Shock-Waves Therapy in the Treatment of Kidney Stones" - 'Medicamundi' vol. 29 (1), 1984 pp22-28.
- Kurth, K.H.; Hohenfellner, R. & Altwein, J.E. - "Ultrasound Litholapaxy of a Staghorn Calculus" - 'J. Urol.' 117, 1977 pp242-243.
- Segura, J.W. et al. - "Percutaneous Removal of Kidney Stones. Preliminary Report" - 'Mayo Clin. Proc.' 57, 1982 pp615-619.

CAPÍTULO I - Fundamentos Físicos:

Este capítulo tratará da apresentação e discussão de alguns conceitos e terminologia básicos para que se possa empreender o estudo e posterior projeto do equipamento de ultra-som. Parte-se dos conhecimentos mais gerais e chega-se à particularidade necessária para aquele fim.

I.1-Som e Ultra-som:

Acústica:

Devido à sua enorme abrangência e diversidade, o estudo dos fenômenos físicos ondulatórios em meios elásticos costuma ser dividido em áreas ou grupos, segundo alguns critérios, como forma de facilitar a compreensão e melhorar a profundidade da análise. Um critério de divisão é o que distingue as vibrações perceptíveis pelo ouvido humano de forma direta - a Acústica - dos demais fenômenos ondulatórios - a Sônica.

Cada um desses grupos admite também outras divisões (7), sempre objetivando especificar ainda mais o conhecimento:

Acústica:- Acústica Musical

- Acústica Fisiológica

- Acústica Subjetiva

- Acústica nas Construções Arquitetônicas

Sônica:- Vibrações Mecânicas

- Controle Sônico
- Sismologia
- Tecnologia Sônica - Análise Sônica (detecção de defeitos, propriedades dos materiais, emissão acústica).

É nesta última divisão que se localiza a tecnologia ultra-sônica, objeto principal da análise subsequente no trabalho. Vale ainda salientar que a despeito das divisões de caráter didático que se possa fazer, a natureza ondulatória dos fenômenos observados garante um núcleo comum de definições e conceitos, que independem da forma final com que esses fenômenos se manifestam. Esse núcleo será então explicitado a seguir, e sempre que possível, evidenciada alguma particularidade dos ultra-sons.

Física Ondulatória:

É bastante conhecido o fenômeno de formação de ondas sonoras tanto no ar como nos sólidos e líquidos. Sabe-se que tais ondas se propagam com uma velocidade bem determinada, que depende do material onde a vibração se propaga, da temperatura, do tratamento térmico do material, etc. Todo corpo é formado por partículas unidas por forças de coesão, estando a substância no estado sólido, líquido ou gasoso, dependendo da temperatura. Sabe-se também que as moléculas inte-

ragem constantemente através de choques, atrações e repulsões, onde trocam uma parte da energia cinética que possuem. Essas trocas podem ser de forma aleatória e desordenada (por exemplo, com elevação da temperatura), ou ordenada, quando as interações ocorrem mais ou menos simultaneamente e caracterizam uma troca de energia na forma de onda (por exemplo, sob a ação de uma perturbação mecânica).

O deslocamento das moléculas no meio realiza-se com uma certa velocidade, denominada velocidade das partículas (u) ou rapidez e é observada em todas as interações; nas interações que dão origem a uma onda de energia observa-se, além dessa, uma velocidade de propagação da onda no meio (v), ambas características de cada material.

É importante observar que como a interação entre as partículas não é perfeitamente elástica, uma parte da energia é dissipada no corpo na forma de calor. Assim, quanto maior for o deslocamento sofrido por cada partícula (transmissão de grande potência acústica) e quanto maior for o número de perturbações sofridas pelo conjunto de partículas em um dado tempo (oscilações de maior frequência) tanto maior será a energia dissipada no corpo na forma de calor por unidade de tempo, com conseqüente aumento da temperatura.

Quando o movimento das partículas é executado na mesma direção da propagação do som, as ondas são longitudinais. Tal tipo de onda é também conhecido como onda compressional ou de compressão ou ainda irrotacional.

Quando aquele movimento é realizado perpendicularmente à direção de propagação do movimento vibratório, tem-se as on-

das transversais. Tais ondas são também conhecidas como ondas distorcionais, de distorção ou ainda ondas de cisalhamento (fig. I.1). Os dois tipos de ondas mencionados são os tipos primários ou fundamentais, sendo os demais ondas secundárias ou derivadas. Como ondas secundárias tem-se os tipos de flexão, de torção, de dilatação e superficiais (6).

Onda		Configuração	Meio Material
Tipo Primário	Longitudinal		Sólidos, Líquidos, Gases
	Transversal		Sólido Somente
Tipo Secundário	Flexão		Chapas e Placas $d \ll \lambda$
	Torção		Sólido Somente
	Dilatação		Sólido com um Extremo Livre Líquidos em Tubos Elásticos
	Superficial		Sólidos, Líquidos

fig. I.1- Tipos de ondas primárias e secundárias em seus meios.

O comportamento das ondas sônicas e ultra-sônicas é regido pelas leis gerais dos fenômenos ondulatórios. Desta forma, são válidas as equações e princípios descritos pela Física para reflexão, refração e transmissão, difração, absorção e atenuação de ondas, que serão brevemente comentadas.

É bem conhecido o fenômeno da reflexão luminosa; quando um feixe de luz incide sob um determinado ângulo com a normal à superfície de separação entre dois meios transparentes, o feixe em parte se reflete e em parte se transmite ao segundo meio, fazendo um ângulo diferente do ângulo de inci-

dência. Analogamente, quando o som, ao se propagar num meio qualquer encontra um meio diferente, há uma reflexão e uma transmissão ao segundo meio. A quantidade de energia que é refletida ou transmitida depende da impedância acústica específica de ambos os meios e do ângulo de incidência do feixe.

A impedância acústica específica é definida por:

$$Z = \rho \cdot v \quad [\text{kg/m}^2 \cdot \text{s}]$$

onde ρ é a densidade do material e v a velocidade de propagação nesse material.

Dois meios de impedância acústica específica Z_1 e Z_2 dão origem a uma reflexão r e uma transmissão t dadas pelas expressões:

$$r = \left[\frac{Z_2 \cos \theta - Z_1}{Z_2 \cos \theta + Z_1} \right]^2 \quad t = \frac{4 Z_1 Z_2 \cos \theta}{(Z_1 \cos \theta + Z_2)^2}$$

onde θ é o ângulo que o feixe incidente forma com a normal à superfície de separação (fig. I.2).

Na porção do feixe que é transmitida, ocorre o fenômeno da refração, isto é, a mudança de ângulo em relação à normal, que os feixes incidente e transmitido sofrem, ao cruzar a superfície de separação. Vale a lei de Snell (2), que relaciona as velocidades de propagação próprias dos meios, com esses ângulos:

$$\frac{v_1}{v_2} = \frac{\text{sen } \theta_1}{\text{sen } \theta_2}$$

Cabe observar que a normal e os feixes incidente, refletido e refratado pertencem a um mesmo plano.

Quando o meio é limitado e isotrópico, as ondas ul-

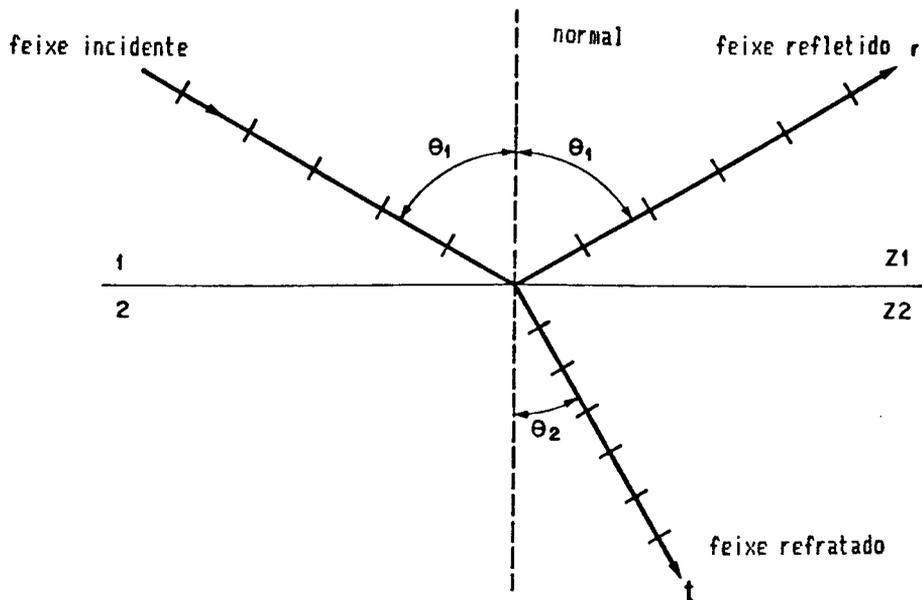


fig. I.2- Comportamento de uma onda ao encontrar uma alteração na impedância do meio.

tra-sônicas se propagam em linha reta, assim como as ondas de luz. Quando há obstáculos no percurso e dependendo da dimensão desses obstáculos, pode haver reflexão, espalhamento ou difração. Se a dimensão dos obstáculos é muito maior que o comprimento de onda, tem-se o fenômeno da reflexão; quando o obstáculo é da ordem do comprimento de onda, ocorre a difração, análoga à difração em óptica. A fig. I.3 ilustra o fenômeno da difração por ondas ultra-sônicas no caso geral. Espalhamento pode ser entendido como uma grande quantidade de difrações simultâneas, quando os obstáculos são muitos e da mesma ordem de grandeza do comprimento de onda.

Essa figura evidencia como a escolha da frequência de operação em ultra-sonografia diagnóstica (em medicina ou análise de materiais) é determinada, dentre outros aspectos,

pela dimensão do objeto que se deseja observar. Daí resultam tabelas de uso prático que relacionam o material investigado e a dimensão mínima do defeito ou obstáculo observável, em função da frequência.

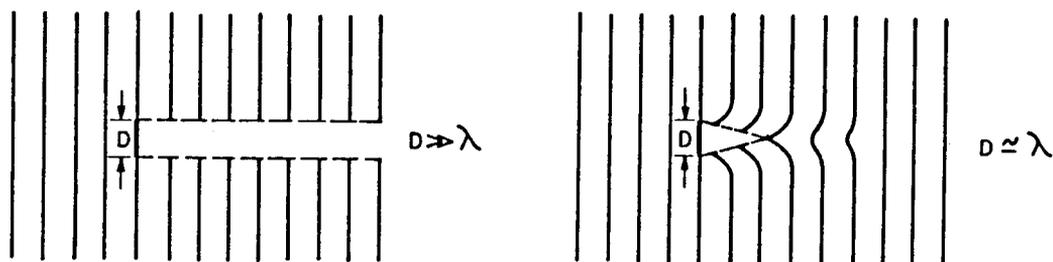


fig. 1.3- Difração das ondas provocada por obstáculos de diferentes tamanhos em relação ao comprimento de onda.

Como já foi dito, a interação entre as partículas que compõem o meio de propagação das ondas não é perfeitamente elástica, e ao longo da transmissão aparecem perdas que têm como resultado o aquecimento do meio e portanto atenuação da amplitude das ondas transmitidas. Esta atenuação é medida em termos do coeficiente de absorção α característico do meio, definido como o logaritmo da variação de intensidade da transmissão.

$$\alpha = k \cdot \delta = \frac{\ln(I/I_0)}{d}$$

onde: d = distância atravessada pelo feixe no material

δ = frequência

I = intensidade do feixe em d

I_0 = intensidade inicial do feixe

k = constante de proporcionalidade entre atenuação e frequência

À medida que a frequência aumenta, o coeficiente α cresce linearmente, pois as perdas são devidas praticamente só ao atrito viscoso interno.

I.2-Formas de geração:

As vibrações ultra-sônicas, assim como as demais formas de oscilação, são obtidas a partir da interação entre uma forma de energia e a matéria. Esse fenômeno é conhecido como transdução (transformação de uma forma de energia em outra), e os dispositivos que o realizam são os transdutores. Estes podem ser reversíveis (a transformação se dá em ambos os sentidos) ou irreversíveis.

Especificamente em acústica, tem-se como exemplos de transdutores irreversíveis o ouvido humano (só receptor), a laringe ou um apito (só transmissor). Os transdutores reversíveis constituem no entanto, a maioria dos tipos aqui estudados, e será concentrada atenção maior para os que transformam energia elétrica em mecano-acústica e vice-versa.

A tecnologia ultra-sônica atual faz uso de duas formas básicas, dentre outras, de geração e detecção de ultra-sons: a Magnetostricção e a Eletrostricção.

A magnetostricção é o fenômeno observado em certos materiais que apresentam uma variação de suas dimensões quando sujeitos a um campo magnético. Vários materiais possuem tal propriedade e a manifestam em diferentes intensidades, de acordo com sua composição molecular.

A eletrostricção ou piezoelectricidade por sua vez, é a

propriedade de o material sofrer uma deformação em suas dimensões quando submetido a um campo elétrico ou vice-versa.

Esses dois fenômenos encontram uma vasta gama de utilizações científicas e industriais, de modo que a escolha e a melhor conformação dos transdutores depende essencialmente do uso que lhe será dado.

Princípios da Magnetostricção:

Toda matéria é constituída por átomos, que contêm elétrons. Estes são dotados de um momento da quantidade de movimento devido ao "spin" que lhes é característico, além de um movimento orbital ao redor do núcleo que, a exemplo de uma espira de corrente, tem um momento de dipolo magnético orbital (2) e portanto um comportamento de dipolo magnético elementar.

Na maioria dos átomos e íons, esses efeitos magnéticos se anulam exatamente, de forma que o conjunto se comporta como um material não magnético. Muitos sólidos porém, possuem uma pequena mas positiva susceptibilidade magnética, denominada paramagnetismo (elementos de transição, terras-raras, e alguns elementos da série dos actinídeos). Nestes materiais, observa-se um alinhamento dos dipolos magnéticos elementares como forma de minimizar sua energia potencial, quando imersos em um campo magnético externo. Essa pequena contribuição à magnetização é, no entanto, inferior ao desordenamento oriundo das vibrações térmicas interatômicas.

Observa-se porém, que Fe, Ni, Co, Gd, Dy, ligas desses com outros elementos, e alguns óxidos como CrO_2 e ErO (10) apresentam um efeito de magnetização muito intenso, a despeito da perturbação devida ao movimento térmico dos átomos. Nesses materiais, conhecidos como ferromagnéticos, a magnetização não é reversível, isto é, depende de como o campo magnético é aplicado.

A explicação para isto provém da teoria dos domínios magnéticos (10), segundo a qual o material ferromagnético é formado por pequenas regiões (denominadas "domínios") dentro das quais os dipolos elementares estão todos completamente alinhados. Como porém os domínios estão, por sua vez orientados aleatoriamente, o material como um todo apresenta magnetização nula. Quando submetido a um campo externo, dois efeitos ocorrem: há um crescimento dos domínios que estão favoravelmente orientados, às custas da diminuição dos demais, produzindo um notável aumento na magnetização até próximo à saturação do material. Em seguida, há um movimento de rotação dos pequenos domínios restantes, como forma de completar o alinhamento.

A curva de magnetização atinge a saturação do material quando todos os domínios estão alinhados com o campo externo aplicado, e mesmo com a redução completa deste, o material apresenta uma magnetização remanente. A desmagnetização exige a aplicação de um campo magnético externo em sentido oposto, e desse modo a curva de magnetização assume a forma do conhecido laço de histerese, que é tanto mais largo quanto mais "duro" magneticamente (remanente) for o material.

Quando se eleva a temperatura acima de um valor crítico para cada material, chamado temperatura de Curie, o material torna-se simplesmente paramagnético (perde a magnetização remanente).

O fenômeno da histerese aparece porque as fronteiras dos domínios não retornam exatamente às suas posições iniciais quando é retirado o campo externo. Ainda que os domínios tentem girar de volta, não é fácil estabelecer-se o arranjo aleatório de antes.

Quando os domínios de um material ferromagnético se movimentam rotacionalmente de modo a alinharem-se com o campo magnético externo, o comprimento das ligações atômicas entre eles se modifica. Os próprios campos oriundos da interação dos domínios afetam o espaço atômico, que podem atrair-se ou repelirem-se. Assim, a forma e o volume do material mudam quando ele está magnetizado, sendo no entanto o tensionamento reversível ao longo do eixo de magnetização a principal causa da magnetostricção. Dependendo do material, esse tensionamento pode ser de expansão ou contração. A magnetostricção é anisotrópica, não somente porque seu comportamento magnético expresso pela curva de magnetização é anisotrópico, mas também porque as propriedades elásticas do cristal também o são. A magnetostricção e a magnetização usualmente saturam o material ao mesmo tempo.

Com esta explanação, é fácil perceber que um transdutor magnetostritivo é em essência, um núcleo de material ferromagnético (geralmente níquel ou ferrites) em torno do qual um enrolamento produz um campo magnético quando atravessado

por uma corrente elétrica.

Se a corrente é na forma de $i(t) = i_0 \cdot \text{sen } \omega t$, obtém-se uma deformação de mesma frequência no material do núcleo. Embora de princípio relativamente simples, a tecnologia de fabricação dos transdutores magnetostritivos, a exemplo dos transformadores, encerra uma grande quantidade de detalhes críticos.

Como forma de minimizar as perdas por correntes de Foucault, o metal do núcleo deve ser laminado e recozido, as lâminas isoladas eletricamente entre si pelo óxido formado no processo de recozimento e coladas ou fundidas em resina. Mais recentemente algumas ferrites magnetostritivas foram desenvolvidas. Como geralmente têm uma resistividade elétrica muito alta, as perdas por corrente de Foucault são baixas, mesmo em grandes blocos de material (3).

O processo de sinterização das ferrites possibilita ainda a modelagem das peças em praticamente todos os formatos que se deseje.

MATERIAL	COMPOSIÇÃO (%)	$\frac{\Delta \ell}{\ell}$	SATURACÃO	TEMPERATURA de CURIE	v_{barra} (m/s)
Permendur	2V, 49Co, 49Fe	+75	2,4	980	4850
13 Alfer	13Al, 87Fe	+40	1,3	-500	4750
Permalloy	45Ni, 55Fe	+25	1,6	-440	4100
Níquel	99,99Ni	-35	0,64	-358	4750
Ferrite	Co Fe ₂ O ₄	-200	0,54	510	
Ferroxcube	Ni-Cu-Co	-28	0,33	530	5600
Hipernick	50Ni, 50Fe	+25	1,6	500	4150

tabela I.1- Materiais magnetostritivos mais comuns e suas principais constantes (1,3,7).

Embora com o efeito de magnetostrição se produzam dis-

tensões (ou contrações) bastante pequenas (3) ($-0,0033\%$ para Ni, e $0,0045\%$ para 13AlFe), as tensões envolvidas podem ser extremamente elevadas.

Como forma de se aumentar a amplitude das vibrações, é indicado manter uma polarização magnética constante (um ponto de deformação médio do material) e em torno deste ponto de operação promover a variação do campo magnético, através de oscilações na corrente.

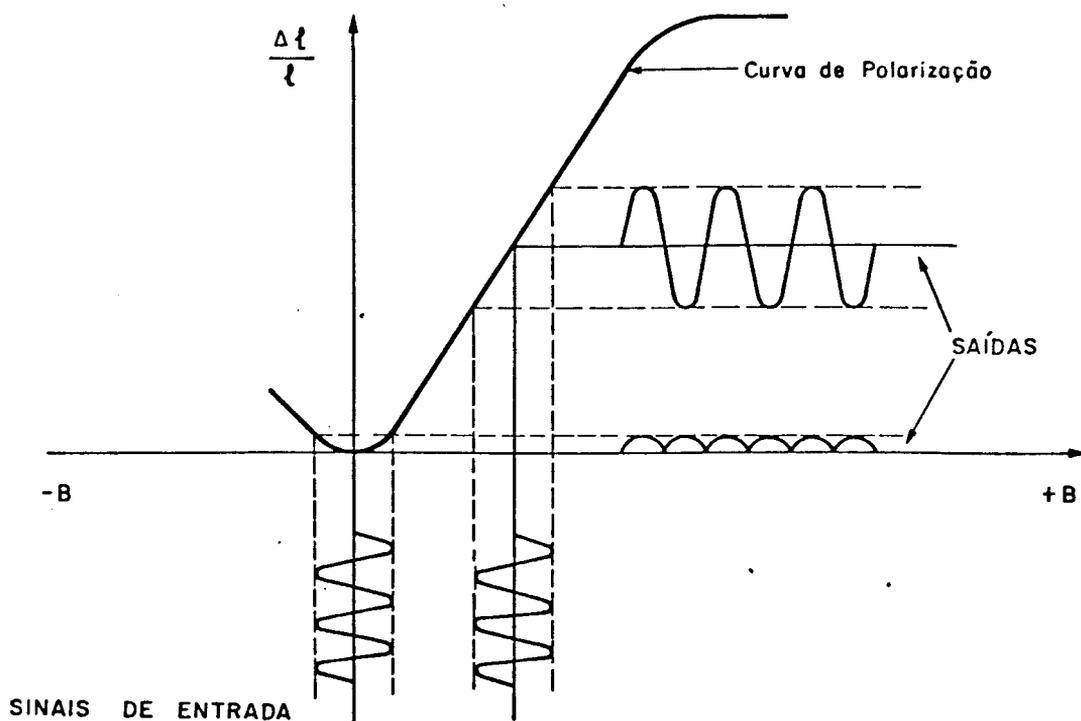


fig. 1.4- Efeito da polarização magnética do material na sua elongação proporcional.

Além disso, o acoplamento entre o elemento magnetostritivo e o meio com o qual se deseja interagir deve ser o melhor possível, com o mínimo de perdas. Isso pode ser conseguido casando-se as impedâncias acústicas através de um transformador acústico (1) de impedâncias (ou concentrador acústico). Esse dispositivo indispensável nada mais é que um sólido, geralmente metálico, de perfil afilado e comprimento adequado. A correta definição de seu formato e dimensões não

é trivial, a despeito da idéia intuitiva e simples do seu funcionamento que se possa fazer, e será desenvolvida mais adiante (Apêndice 1).

A utilização dos transdutores magnetostritivos é ainda bastante disseminada, geralmente em aplicações de grande potência (8), como:

MEIO	EFEITOS E APLICAÇÕES	FREQUÊNCIA ÓTIMA	POTÊNCIA ACUSTICA
GASOSO	Separação de misturas gasosas	10-100	Todas
	Produção de aerossóis-pulverizadores	1-25	
LÍQUIDO	Agitação, mistura, fluidização Efeitos térmicos, terapia Precipitação de hidrossóis	500-2000	0,5-1,5
	CAVITAÇÃO Degasificação Tensionamento de líquidos Sonoluminescência, sonoquimioluminescência Reações de oxidação fundamentais	0-40 500-2000	Todas 1-5
LÍQUIDO	disruptiva	5-40	1-5
	dispersiva		
LÍQUIDO	Estudos de erosão Estanhagem Rompimento celular Bactericida Esterilização Pasteurização Despolimerização	Emulsificação Dispersão de sólidos Limpeza de sólidos Desengraxamento Dispersão eletrolítica Refinamento dos grãos nos metais	Reações químicas Amadurecimento Reações de superfície Difusão Curtimento, secagem Polimerização Extração
	SÓLIDO	Agitação, mistura, fluidização	0-50
Investigação de efeitos não lineares Testes destrutivos, fadiga, aderência Soldagem a frio		Todas	10-10
Usinagem, perfuração, puncionamento, polimento		20-25	10-10

tabela I.2- Aplicações de ultra-som de alta potência.

Princípios de Eletrostrição:

Eletrostrição (ou piezoeletricidade) é o nome do fenômeno através do qual dipolos elétricos são gerados em certos cristais quando submetidos a tensões mecânicas (esse efeito foi descoberto em 1880 por Pierre e Jacques Curie). É um fenômeno reversível, ou seja, os cristais sofrem também uma modificação dimensional se submetidos a um campo elétrico.

Tradicionalmente os materiais piezoelétricos (ou ferroelétricos *) mais usados foram cristais naturais como o quartzo, a turmalina e o sal de Rochelle, mas atualmente mais de uma centena desses materiais são conhecidos (5).

Policristais ferroelétricos na forma de cerâmicas têm substituído os cristais naturais na maioria dos transdutores. O primeiro deles foi o BaTiO_3 , descoberto independentemente nos EUA e na URSS (5).

Para um material exibir um comportamento anisotrópico, como a piezoeletricidade, é necessário que sua estrutura cristalina não tenha centro de simetria, isto é, o arranjo atômico apresente diferenças pelo menos num eixo se percorrido em um sentido ou no oposto. Isto caracteriza portanto,

 (*) por exibirem uma curva de polarização versus campo elétrico similar à curva de magnetização dos materiais ferro-magnéticos, excetuando-se unicamente o quartzo.

a existência de momento dipolo elétrico na estrutura que, a exemplo dos dipolos magnéticos, estão completamente alinhados dentro dos domínios, e a distribuição aleatória destes garante que no cristal como um todo a polarização seja nula (10).

Acima da temperatura de Curie, a anisotropia cessa e portanto cessa também o momento dipolo elétrico. Mas quando o cristal é resfriado na presença de um campo elétrico forte (~ 30 kV/cm), os domínios tendem a alinharem-se segundo a orientação do campo (7), e aí o cristal como um todo exibe o comportamento de um dipolo elétrico. Ainda que cesse o campo elétrico, a distribuição aleatória dos domínios não é novamente conseguida, e a cerâmica é dita polarizada, agindo como um cristal piezoelétrico (9).

Fisicamente, as cerâmicas piezoelétricas são duras, quimicamente inertes e imunes à umidade e outras condições atmosféricas. Têm propriedades mecânicas semelhantes às bem conhecidas cerâmicas usadas em isolamento e são produzidas aproximadamente pelos mesmos processos. Apresentam-se geralmente com duas faces metalizadas, para promover o contato elétrico com um circuito externo e graças à sua natureza cerâmica, esses novos materiais piezoelétricos podem ter quase qualquer formato ou tamanho e com a direção da polarização livremente escolhida (9).

As deformações sofridas pelas cerâmicas piezoelétricas geralmente são bem maiores do que as observadas na magnetostrição (típica na PZT-5 = 0,02%) (9), mas ao lado dessa vantagem, observa-se também uma fragilidade muito maior

quando comparadas aos metais. Além disso, existe o problema da dissipação de calor decorrente de sua baixa condutividade térmica e a maior facilidade de se despolarizarem.

Três situações podem causar a despolarização: a temperatura do material ultrapassar a temperatura de Curie (a operação segura se dá no ponto médio entre 0°C e a temperatura de Curie); a exposição do material a campos elétricos muito fortes alternados ou contínuos em sentido oposto ao da polarização (deve-se evitar campos superiores a 700 V/mm) e por fim a exposição a tensões mecânicas acima de determinados limites (esses valores diferem muito entre os materiais, devendo ser consultada uma tabela do fabricante, mas tensões mecânicas acima de $130 \times 10^6\text{ Pa}$ sempre causam despolarização). Qualquer dessas situações pode fazer com que o material perca a estrutura orientada dos dipolos elétricos de forma que as propriedades piezoelétricas se tornem menos pronunciadas ou desvançam completamente (9).

Se uma tensão de polaridade igual à de polarização for aplicada nos eletrodos de uma peça de cerâmica piezoelétrica, haverá um alongamento do material segundo o eixo de polarização. Se ao contrário, a tensão for de polaridade oposta, haverá uma contração ao longo do mesmo eixo. Quando uma tensão alternada for aplicada, o sólido alternadamente se alongará e retrairá, dando origem a uma vibração mecânica síncrona. Esse é, em essência, o princípio da eletrostricção, que dá origem a transdutores eletro-acústicos com finalidades também bastante variadas, como será visto adiante.

O aparecimento das cerâmicas piezoelétricas, assim como

as ferrites magnetostritivas deu grande impulso à tecnologia ultra-sônica, sendo enorme o seu campo de aplicação. Isso não significa no entanto, que em todas aplicações somente esses materiais sejam utilizados. Quando se deseja, por exemplo, transdução ultra-sônica de muito alta potência, o níquel é ainda o mais indicado, assim como em aplicações onde a estabilidade da frequência de oscilação seja importante, o quartzo é ainda o único material satisfatório. As principais vantagens dos transdutores eletrostritivos que utilizam cerâmicas sobre os magnetostritivos a níquel, são: resposta a frequências muito mais altas ($\sim 10^8$ Hz), geração de tensões muito elevadas, quando solicitadas mecanicamente (superiores a 20 kV), e custo menor dos dispositivos eletrônicos associados.

Com pequenas modificações na composição química das cerâmicas, é possível enfatizar uma ou mais propriedades, de acordo com as necessidades específicas de um campo particular de aplicações. Sua gama de usos é imensa, e pode ser dividida nos seguintes grupos (9):

- geradores de alta voltagem (para ignição): isqueiros, espoletas, lâmpadas de flash, pequenos motores a explosão;
- geradores ultra-sônicos de alta potência: limpeza ultra-sônica, SONAR, telefonia sub-aquática, solda, perfuração e usinagem ultra-sônica de plásticos e metais, atomização, pulverização;
- transdutores para som e ultra-som no ar: microfones, sistemas de alarme, controle remoto, alto-falantes,

- geradores de tons de áudio em sinalização;
- fonocaptos e sensores: toca-discos, acelerômetros, sistemas de detecção em maquinaria, equipamentos de diagnóstico industrial e médico, instrumentos musicais;
- filtros e ressonadores: rádio, televisão, controle remoto, telecomunicações;
- linhas de atraso: televisão a cores, computadores;
- diversos: impressoras, memórias analógicas, controle fino de movimento, medidores de fluxo, detetores de falhas.

É fácil perceber o grande número de superposições entre as aplicações da magnetostricção e da piezoeletricidade. A escolha de uma ou outra tecnologia deve envolver critérios de construção dos dispositivos (peso, resfriamento, facilidade em se controlar tensão ou corrente, nível de potência requerido, frequência, custo, reprodutibilidade, etc.), como forma de se otimizar o projeto.

I.3-Utilização em Medicina:

Na área de instrumentação eletrônica aplicada à Medicina, a utilização das técnicas de ultra-som se dá através de dois campos bem distintos:

Diagnóstico com ultra-som:

Nesse primeiro caso, o objetivo é se conseguir uma imagem ou informação sonora, como resposta a uma investigação não invasiva. As imagens são obtidas pelo método pulso-eco, que é, simplificadaamente, o seguinte: um transdutor em contato com o corpo do paciente envia um pulso ultra-sônico que se propaga tecido adentro até encontrar uma alteração de impedância acústica. A parcela refletida retorna ao transdutor (agora operando como receptor) e é processada de modos diferentes, com vistas a diferentes tipos de diagnósticos.

Um modo de processamento do sistema pulso-eco é o modo A (Amplitude mode), onde o pulso ultra-sônico emitido é enviado simultaneamente a um tubo de raios catódicos (TRC), promovendo a deflexão vertical do feixe eletrônico. O sinal da reflexão é também mostrado na mesma tela, onde uma varredura horizontal convenientemente calibrada relaciona o espaço que separa os dois sinais na tela à distância percorrida pelo pulso da superfície da pele até a descontinuidade acústica, no corpo do paciente. Esse modo de processamento foi o primeiro e mais importante no diagnóstico médico com ultra-som (11), mas atualmente em função do avanço tecnológico, outros modos de processamento mais poderosos são possíveis, e sua utilização restringe-se à ecoencefalometria e à oftalmologia, nas medidas de distâncias intra-oculares.

Um outro modo de processamento do pulso-eco é o modo B (Brightness mode) onde os sinais de pulso e eco agora modulam o catodo do TRC, aparecendo na tela como pontos brilhantes colineares, sendo o brilho proporcional à magnitude dos pulsos.

Se o transdutor for deslocado sobre o corpo do paciente transversalmente (por exemplo) e as informações de pontos brilhantes forem armazenadas em uma memória de dados e apresentadas simultaneamente na tela, a imagem formada mostrará a secção transversal do paciente, com as informações ecográficas de descontinuidades acústicas no plano da excursão do transdutor. Esta é uma ferramenta diagnóstica muito utilizada atualmente, em Angiografias, Cardiografias, Ecoencefalografias e Ecografias aplicadas à gastroenterologia, ginecologia, mastologia e urologia.

Se ao invés de um único transdutor de pulso-eco forem utilizados vários, em modo B, todos unidos fisicamente de maneira que possam ser movimentados sempre em conjunto por sobre o paciente, na tela do TRC aparecerá um conjunto de linhas paralelas, cada uma correspondendo a um transdutor, formando uma imagem que, como no caso anterior, delinea órgãos, diferencia e evidencia a degeneração dos tecidos, mas agora em tempo real. Essa forma de processamento é denominada modo M (Movie mode) e seu campo de utilização é tão vasto quanto o do modo B, sendo que neste caso é possível inclusive documentar os procedimentos diagnósticos cinematicamente (com video-tape), para análise ou demonstração posterior.

Os sons diagnósticos são obtidos pelo método Doppler. Uma emissão em frequência ultra-sônica constante parte do transdutor e encontra, por exemplo, um vaso sanguíneo. Um segundo transdutor colocado na trajetória retilínea da emissão ou na trajetória da reflexão, recebe o sinal emitido com frequência ligeiramente diferente, dependendo da velocidade

do sangue no vaso. A diferença das frequências (emitida e recebida) aparece na forma de um som de frequência proporcional à velocidade do sangue. Esse equipamento é largamente utilizado em monitorações cardíacas e vasculares, onde é importante uma informação auditiva do fluxo sanguíneo, por exemplo, monitoração cardíaca fetal e de veia umbelical.

Terapia ultra-sônica:

Nesse caso, trata-se de utilizar as vibrações ultra-sônicas de potência elevada como uma ferramenta terapêutica, ou seja, obter-se modificações nos órgãos submetidos às vibrações.

Esses equipamentos consistem geralmente em transdutores de grande potência (dezenas de watts) e o princípio da intervenção baseia-se no fato de que a impedância dos corpos sólidos é muito maior do que a dos tecidos moles, e portanto os primeiros absorvem muito mais energia do que os segundos. Essa energia é capaz então de desintegrar ou fragmentar corpos sólidos como calcificações, tumores; aquecer articulações e vaporizar o citoplasma de células malignas.

Essa metodologia encontra suas principais aplicações (11) em: faco-emulsificação de cataratas, descalcificação de vasos, remoção de tártaros dentários, cavitação de plasma, fisioterapia, neurocirurgia e fragmentação de cálculos renais.

I.4-Bibliografia:

- (1)- Bradfield,G.-"Ultrasonic Transducers (part A)"-'Ultrasonics', April 1970, pp113-123.
- (2)- Halliday,D. & Resnick,R.-"Física" vol. I e II- Ed. Ao Livro Técnico S.A., 1966.
- (3)- Kikuchi,Y.-"Magnetostrictive Metals and Piezomagnetic Ceramics as Transducer Materials", In: Mattiat,O.E.- (Ed.)"Ultrasonic Transducer Materials", Plenum Press, 1971, cap.1 pp1-61.
- (4)- Krautkramer,J. & H.-"Ultrasonic Testing of Materials"- Springer-Verlag Berlin, 1977.
- (5)- Mason,W.P.-"Piezoelectricity, its history and applications"- 'J. Acoust. Soc. Am.' 70(6), Dec. 1981.
- (6)- Nepomuceno,L.X.-"Acústica"- Ed. Edgard Blücher Ltda., 1977.
- (7)- Nepomuceno,L.X.-"Tecnologia Ultra-Sônica"- Ed. Edgard Blücher Ltda., 1981.
- (8)- Neppiras,E.A.-"Very High Energy Ultrasonics"- 'British J. App. Phys.' vol.11(April 1960)-pp143-150.
- (9)- van Randerat,J. & Setterington,R.E. (Ed.) - "Piezoelectric Ceramics"- Philips-Mullard Ed.-1974
- (10)- Rose,R.M.; Shepard,L.A. & Wulff,J.-"The Structure and Properties of Materials - Electronic Properties"- John Wiley & Sons Inc., 1966.
- (11)- Wells,P.N.T.-"Biomedical Ultrasonics"- Academic Press, 1977.

CAPÍTULO II - Fundamentos Biológicos:

Este capítulo apresentará de maneira rápida conceitos sobre a anatomia do aparelho urinário humano, algo sobre a formação dos cálculos renais, causas e fatores que a determinam e as técnicas usuais de tratamento. A linguagem foi simplificada de modo a tornar a dissertação compreensível mesmo para profissionais que não sejam da área médica. O objetivo geral do capítulo é fornecer elementos mínimos para se poder situar e julgar a técnica de tratamento proposta pelo trabalho.

II.1-Anatomia dos órgãos urinários:

Os órgãos urinários são: os rins, que produzem a urina; os ureteres ou ductos, que transportam a urina para a bexiga, onde fica retida por algum tempo, e a uretra, através da qual a urina é expelida do corpo.

Estrutura macroscópica dos rins:

Os rins são um par de órgãos especializados que se localizam retroperitonealmente (atrás e fora do peritônio) na região lombar. São órgãos móveis cuja localização varia com a respiração e a posição do corpo. O eixo longo de cada rim é paralelo à coluna vertebral. Cada rim tem cerca de 11 cm

de comprimento, 5 a 7 cm de largura e um pouco mais de 2,5 cm de espessura. O esquerdo é ligeiramente mais comprido, mais estreito e situa-se geralmente 1,5 cm mais elevado que o rim direito. O peso do rim no homem adulto varia entre 125 e 170 g; na mulher adulta, entre 115 e 155 g. O peso total dos dois rins, em relação ao do corpo, é de cerca de 1 para 240. No recém-nascido os rins são cerca de três vezes maiores, em relação ao peso do corpo, que no adulto. Os rins apresentam uma coloração pardo-avermelhada no estado fresco e têm forma característica semelhante a um feijão. Os pólos são arredondados, a borda lateral é convexa e a medial é côncava com uma acentuada depressão ou chanfradura denominada hilo. Se uma secção vertical do rim for feita de sua margem convexa para a côncava, vê-se que o hilo expande-se para uma cavidade central, o seio renal. Este é cercado pelo parênquima renal e dentro dele alojam-se os nervos, os principais ramos da artéria renal, as principais terminações da veia renal e os grandes e pequenos cálices do sistema coletor que terminam na pelve renal ou bacinete.

O parênquima renal consiste em um córtex pardo-rosado de consistência mole e granulosa e numerosos cones parenquimatosos de coloração mais escura, coletivamente denominados medula. O córtex renal situa-se imediatamente abaixo da túnica fibrosa (capa que recobre o órgão), arqueando-se sobre as bases das pirâmides (ou cones) e mergulha entre as pirâmides adjacentes em direção ao seio renal. As porções entre as pirâmides denominam-se colunas renais, enquanto as porções que unem as colunas renais e ficam entre as bases das

pirâmides e a túnica fibrosa são chamadas arcos corticais.

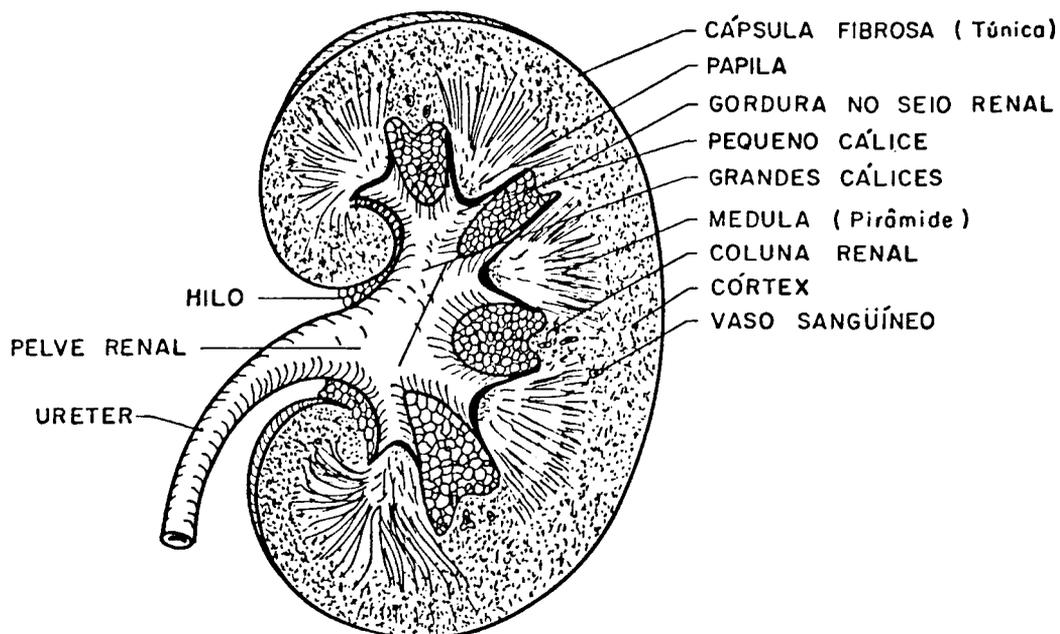


fig. II.1- Aspectos macroscópicos da anatomia interna do rim.

Cada pirâmide medular localiza-se com sua base dirigida para a periferia, seu ápice termina como uma papila renal que se projeta na luz (interior) dos cálices menores que são estruturas em forma de taça; em geral duas ou três papilas projetam-se num pequeno cálice. De dois a quatro pequenos cálices reúnem-se para formar um grande cálice; os dois ou três cálices maiores resultantes juntam-se formando a pelve renal ou bacinete.

À medida em que a pelve deixa o seio renal, diminui rapidamente de calibre e forma o ureter, que é o ducto excretor do rim.

Estrutura Macroscópica dos ureteres:

Os ureteres são dois tubos que transportam a urina dos

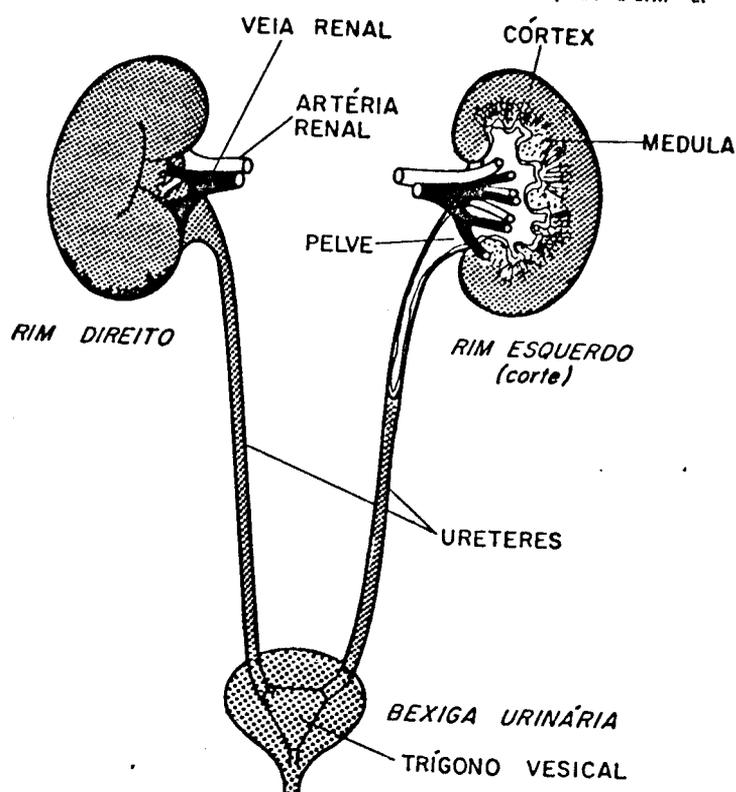


fig. II.2- Visão geral simplificada do aparelho urinário.

rins para a bexiga. Apresentam um comprimento que oscila entre 28 e 34 cm, sendo o direito 1 cm mais curto que o esquerdo; suas paredes são espessas e o calibre não uniforme variando de 1 mm a 1 cm. Cada ureter corre para baixo e medialmente sobre o músculo psoas maior, sendo retroperitoneal em toda a sua extensão. Entrando na cavidade pélvica, encontra o fundo da bexiga por onde caminha obliquamente por cerca de 2 cm através da parede vesical de modo que se forma uma válvula que impede o refluxo de urina.

Na parede da bexiga, cada ureter abre-se em um orifício em forma de fenda (meato ureteral). Esses orifícios localizam-se nos ângulos laterais do trígono vesical, distando um do outro cerca de 5 cm quando a bexiga está distendida e cerca de 2,5 cm quando está contraída.

Há três pontos ao longo do ureter onde ele normalmente apresenta calibre menor: 1) na junção uretero-pélvica, diâmetro médio de 2 mm; 2) quando cruza os vasos ilíacos, 4 mm de diâmetro; 3) quando se junta à bexiga, de 1 a 5 mm. Entre estes pontos, o diâmetro do ureter é (em média) de 10 mm no seguimento abdominal e 5 mm no pélvico.

Estrutura macroscópica da bexiga:

A bexiga urinária é um saco músculo-membranoso que funciona como um reservatório para a urina. Seu tamanho, posição e relações variam conforme a quantidade de líquido que contém e com o estado (cheio ou vazio) do reto.

Quando vazia, tem a forma de um tetraedro achatado com o vértice voltado para a frente e quando moderadamente cheia assume a forma ovóide. O diâmetro maior do ovóide mede cerca de 12 cm e dirige-se para adiante e para cima. A bexiga do adulto tem uma capacidade de 350 a 450 ml aproximadamente. A membrana mucosa que reveste a maior parte do interior da bexiga está frouxamente ligada à túnica muscular e aparece enrugada ou pregueada quando a bexiga está contraída; essas pregas desaparecem quando a bexiga se distende. Em uma pequena área triangular, denominada trígono vesical, imediatamente acima e atrás do orifício interno da uretra, a mucosa adere firmemente à túnica muscular e sempre se apresenta lisa. O ângulo anterior do trígono vesical é formado pelo óstio (orifício) interno da uretra, seus ângulos pósterolaterais, pelos óstios dos ureteres.

Estrutura macroscópica da uretra:

A uretra é o tubo que leva a urina da bexiga para o exterior no ato da micção.

A uretra masculina estende-se do orifício uretral interno da bexiga urinária até o orifício uretral externo na extremidade do pênis. Apresenta dupla curvatura no estado comum de relaxamento do pênis. Seu comprimento varia de 17,5 a 20 cm e é dividida em quatro porções: a prostática, a membranosa (fixas), a bulbar e a peniana (móveis).

A uretra feminina é um canal membranoso e estreito, de cerca de 4 cm de comprimento, estendendo-se da bexiga ao orifício externo no vestíbulo.

II.2-Mecanismos de formação dos cálculos (litogênese):

1.Mecanismos gerais-

Admite-se que hajam pelo menos três fatores importantes na formação dos cálculos urinários, possivelmente atuando de maneira conjunta (10), como se descreve a seguir:

a) Saturação da urina: este mecanismo explicaria facilmente a formação dos cálculos de constituintes menos frequentes, por exemplo: cálculos de cistina e ácido úrico, porém não explicaria a formação dos cálculos de oxalato e fosfato de cálcio, já que a urina está freqüentemente saturada em relação a esses íons. Contudo, existem evidências de que

o grau de saturação da urina parece ser maior em litiásicos (indivíduos formadores de cálculos) em níveis que favoreceriam a precipitação dos cristais de oxalato e fosfato de cálcio. Admite-se também, que o que caracterizaria os indivíduos litiásicos seria a capacidade de agregar cristais, já que estes, isoladamente, são achados frequentemente na urina de pessoas normais.

b) Promoção da cristalização: este conceito admite que uma matriz orgânica ligaria os compostos minerais e desempenharia um papel fundamental na promoção da cristalização. Embora esse conceito não tenha sido ainda refutado, a ausência de evidências favoráveis o colocam em um segundo plano. Atualmente tem sido dada maior ênfase à interação entre os diversos íons na indução de precipitação. Essas relações denominadas epitaxiais (6), já foram demonstradas entre uratos, oxalatos e fosfato de cálcio e explicaria o freqüente achado de cálculos mistos e a elevada incidência de hiperuricosúria entre os litiásicos que formam cálculos de oxalato de cálcio. Na epitaxia, a semelhança da estrutura espacial dos cristais de diferentes substâncias favoreceria a deposição de um tipo de cristal sobre o outro.

c) Inibição da cristalização: como a urina encontra-se normalmente supersaturada e freqüentemente contém cristais, seria de se estranhar a não formação rotineira de cálculos. A explicação seria a existência de substâncias inibidoras de formação dos cálculos, como citratos e fosfatos. Estudos realizados em litiásicos sugerem uma menor concentração desses inibidores em alguns indivíduos.

d) Solubilidade: a solubilidade das substâncias na urina está relacionada com o pH urinário. Este é influenciado pela dieta, pela ingestão de medicamentos ácidos ou alcalinos e por algumas bactérias, por exemplo o *Proteus Mirabilis* que desdobra a uréia e torna a urina fortemente alcalina devido à liberação de amônia. Os sais inorgânicos (fosfato de cálcio) são menos solúveis em meio alcalino enquanto que as substâncias orgânicas (cistina, ácido úrico) são menos solúveis num pH ácido.

2.Mecanismos específicos-

a) Cálculos de ácido úrico: os cálculos de ácido úrico correspondem a 5% do total. O ácido úrico resulta não só da produção endógena, mas principalmente de fonte exógena, através da ingestão de proteínas. Apenas 25% dos portadores desses cálculos apresentam a gota como patologia associada, o que reflete produção endógena de ácido úrico aumentada; os restantes 75% ingerem proteína em excesso (19). O ácido úrico é encontrado na urina sob duas formas, ou seja, como ácido úrico e na forma ionizada; principalmente como urato de sódio, sendo esta última forma vinte vezes mais solúvel em água.

O pKa do ácido úrico, isto é, o ponto no qual 50% encontra-se na forma ionizada, corresponde ao pH 5,75. Assim, a produção de urina com pH abaixo de 5,75 contribui para aumentar a concentração da forma menos solúvel do ácido úrico. Por outro lado, à medida que o pH aumenta, aumenta também a

quantidade de ácido úrico e uratos em suspensão na urina.

Os cristais de ácido úrico podem precipitar no parênquima renal. Os cálculos formados a partir desses cristais no bacinete são geralmente pequenos e duros, e sua cor varia do amarelo ao pardo-avermelhado. Podem ser múltiplos e quando são compostos de cristais de ácido úrico puro, não se consegue visualizá-los em radiografia simples. Nas urografias excretoras aparecem como imagens "negativas".

b) Cálculos de cistina: ocorrem na cistinúria que é uma alteração hereditária do metabolismo de amino-ácidos com características autossômica e recessiva (21).

A quantidade de cistina excretada na urina por indivíduos normais é menor, que 100 mg ao dia. Pacientes com cistinúria geralmente excretam ao redor de 600 mg por dia, o que faz com que a concentração urinária de cistina torne-se excessiva, e favoreça a cristalização e formação de cálculos.

A solubilidade da cistina como a do ácido úrico, aumenta em pH alcalino; entretanto, esse aumento torna-se evidente somente em faixas de pH acima de 7,2.

Os cálculos de cistina são lisos e amarelos-claros ou amarelo-pardos. Possuem uma aparência "cérea" e são geralmente múltiplos e bilaterais. Podem aumentar muito depressa, algumas vezes fundindo-se para formar cálculos coraliformes. Embora sua densidade seja relativamente baixa, podem ser identificados numa radiografia como massas homogêneas levemente opacas, lisas e arredondadas. Por vezes contém alguns sais de cálcio, caso em que o cálculo pode mostrar algo de

estrutura laminar.

c) Cálculos de fosfato amoníaco magnesiano: o fator primário na gênese desse tipo de cálculo é a enzima bacteriana urease. A presença de estruvita significa que houve infecção prévia por bactéria desdobradora de uréia, produzindo amônia e alcalinizando a urina (12). Os cristais de estruvita começam a se formar num pH de aproximadamente 7,5 e a precipitação aumenta à medida que o pH aumenta. Daí a presença desses cálculos em pacientes com infecção por bactérias que alcalinizam a urina, tais como Proteus, Pseudomonas e Klebsiella. Este tipo de cálculo é mais freqüente em mulheres, provavelmente por serem estas mais susceptíveis a infecção do trato urinário. A bactéria mais freqüente nestes casos pertence ao gênero Proteus e o cálculo geralmente é do tipo coraliforme.

Os cálculos de fosfato amoníaco magnesiano são geralmente amarelos e um tanto friáveis. É comum a formação coraliforme e em radiografias, sua densidade situa-se entre a do oxalato de cálcio e a da cistina. A estrutura laminar pode ser constatada se também está presente o oxalato ou o fosfato de cálcio.

d) Cálculos de oxalato de cálcio e de fosfato de cálcio: estes dois tipos de cálculos serão abordados conjuntamente por tratarem-se basicamente das alterações do metabolismo do cálcio.

Ocorrem no trato urinário superior e são os mais freqüentes nos EUA. A maioria desses pacientes apresenta hipercalcúria (aumento do teor de cálcio na urina) que pode ser

classificada em três tipos (15): reabsortiva, absorptiva e renal.

A hipercalciúria reabsortiva tem sua fisiopatologia bem conhecida e corresponde ao hiperparatireoidismo primário. A alteração básica é a produção excessiva de hormônios pelas paratireóides (PTH), o que leva a um aumento da atividade osteoclástica (reabsorção do cálcio ósseo) com aumento do cálcio a nível sanguíneo (calcemia). O PTH causa no rim fosfatúria e diminuição da excreção de cálcio, sendo porém o efeito final uma calciúria pois, como aumenta a calcemia, cresce a carga filtrada ultrapassando o limite de reabsorção de cálcio (TM tubular). Ocorre também em indivíduos imobilizados por longo tempo e com determinadas doenças ósseas.

A hipercalciúria absorptiva tem como alteração básica o aumento da absorção intestinal de cálcio, que leva à calcemia, com conseqüente aumento da concentração de cálcio no filtrado glomerular e diminuição da função das paratireóides. A hipercalciúria seria portanto não só conseqüente ao aumento da concentração desse íon no filtrado glomerular, mas também devido à diminuição da reabsorção tubular do cálcio decorrente da diminuição da atividade paratireoideana.

A excessiva perda renal de cálcio compensa a absorção intestinal aumentada, de maneira que a calcemia mantém-se nos níveis normais. Esta é a forma mais comum de hipercalciúria e corresponde a aproximadamente 50 ou 60% dos mecanismos de cálculos de oxalato de cálcio.

A hipervitaminose D pode aumentar de tal maneira a absorção intestinal de cálcio, que a excreção urinária desse

ion pode atingir níveis patologicamente elevados.

A hipercalciúria renal corresponde a 10% de todos os processos responsáveis pela formação de cálculos, sendo que o defeito primário nesses casos é uma deficiência na reabsorção tubular do cálcio.

Os cálculos de fosfato de cálcio podem ser moles ou duros, geralmente são amarelos ou pardos, muitas vezes formam massas coraliformes e, freqüentemente, possuem estrutura laminar. São fáceis de se detectar em radiografias: a estrutura laminar, quando presente, é nitidamente visível.

Os cálculos de oxalato de cálcio (espiculados), são geralmente pequenos, rugosos e duros. É rara a formação coraliforme e em radiografias muitas vezes podem-se ver as espículas que se irradiam de um núcleo central.

II.3-Epidemiologia:

Litíase de rins e ureter:

A incidência de litíase (processo de formação dos cálculos renais) no aparelho (trato) urinário superior sofre influência de vários fatores:

1.Fatores intrínsecos-

a) Hereditariedade: o caráter familiar da doença é há muito tempo conhecido e existem evidências de que haja uma transmissão genética. A predisposição à formação de cálculos

seria uma alteração poligênica de penetrância variável, de maneira que a severidade da doença variaria de geração a geração. Entretanto existem casos de alterações genéticas bem definidas, que levam à formação de cálculos, como a cistinúria e a acidose tubular renal.

b) Raça: alguns grupos de indivíduos são aparentemente protegidos da litíase urinária, como por exemplo os índios do México, Equador, Peru e Bolívia, possivelmente devido à sua dieta vegetariana, ou por viverem em altitudes superiores a 1500 m ou ainda pelo processo de seleção natural. É também relativamente rara entre os negros e nativos de Israel. Os negros eliminam pouca quantidade de cálcio e grande quantidade de sódio na urina, e isso pode explicar a proteção natural que esta raça apresenta para a calculose urinária.

c) Idade e Sexo: a maior incidência de urolitíase (ou litíase urinária) ocorre dos 30 aos 50 anos, obedecendo a uma proporção de 3 homens para cada mulher.

2. Fatores extrínsecos-

a) Geografia: Existe uma incidência maior de urolitíase em regiões tropicais e montanhosas, embora algumas regiões nestas condições, habitadas por população nativa apresentem uma incidência relativamente baixa, talvez devido ao processo de seleção natural.

b) Condições Climáticas: durante os meses mais quentes há uma maior incidência de urolitíase, relacionada ao aumen-

to da perspiração e conseqüente aumento da concentração urinária. Além disso, a exposição aos raios solares causariam um aumento na excreção urinária de cálcio, o que poderia elevar a incidência de urolitíase.

c) Dieta: a maior incidência de urolitíase está relacionada com a ingestão de determinados alimentos, como por exemplo, as purinas (carnes), que levam à maior excreção de ácido úrico. A ingestão hídrica é inversamente proporcional à formação de cálculos (8).

d) Ocupação: a maior incidência de urolitíase ocorre em indivíduos expostos a temperaturas elevadas (cozinheiros, foguistas, etc.) ou em ocupações sedentárias (5).

e) Nível sócio-econômico: a incidência de urolitíase é maior em indivíduos de melhor padrão sócio-econômico (17) devido à influência da dieta, do sedentarismo e do "stress" emocional (2).

Litíase de bexiga:

A calculose vesical primária ou endêmica é uma patologia própria dos países subdesenvolvidos, ocorrendo principalmente em crianças do sexo masculino de baixo nível sócio econômico, provavelmente em decorrência de desnutrição proteico-calórica e deficiência de vitaminas, especialmente A e B6.

A calculose vesical secundária ocorre principalmente em decorrência de infecções urinárias, geralmente devidas a bactérias que desdobram a uréia. Em segundo plano temos os

cálculos formados pela introdução de corpos estranhos na bexiga, quer seja pela uretra, como grampos, goma de mascar, agulhas, quer seja pelo uso de fio inabsorvível na sutura da bexiga (1).

Litíase uretral:

Os cálculos uretrais ocorrem com mais frequência no sexo masculino em razão de suas peculiaridades anatômicas, sendo raros no sexo feminino.

II.4-Patologia:

As alterações patológicas causadas pela urolitíase são decorrentes do tamanho e da localização dos cálculos no trato urinário. Assim, podemos encontrar pequenos cálculos na junção pielo-uréteral ou no ureter que causam obstrução e destroem o rim por lesão lenta do parênquima, enquanto cálculos maiores com localização diversa podem causar menos lesão renal. A dor lombar aparece devido à compressão do parênquima renal e conseqüente distensão da cápsula. Podem também ocorrer cólicas em conseqüência do hiperperistaltismo e espasmo da musculatura lisa dos cálices e bacinete. Esse quadro pode ainda ser acompanhado de náuseas, vômitos, distensão abdominal, febre e calafrios se houver infecção associada.

No caso dos cálculos coraliformes, o fator que mais contribui para a lesão do parênquima renal é a infecção, que é

também o agente etiológico desse tipo de cálculo.

II.5-Técnicas cirúrgicas para a remoção de cálculos:

O tratamento cirúrgico é uma opção bastante freqüente na nefrolitíase, mas nem por isso prescinde de uma avaliação criteriosa de cada caso pois, mesmo quando há indicação, várias são as alternativas cirúrgicas, de acordo com as condições do paciente e a preferência do cirurgião.

Inicialmente serão consideradas as vias de acesso aos rins. A maioria dos urologistas utiliza a lombotomia para esta abordagem, pois permite fácil acesso à pelve renal e ao pedículo renal, caso seja necessário.

Esta abordagem apresenta entretanto alguns inconvenientes, como pós-operatório muito doloroso, hérnias incisionais e lesão dos nervos intercostais que produz deformidades nos flancos (*eventrações*) e áreas de alteração de sensibilidade (*parestesias*).

Outra abordagem é a incisão posterior que embora não dê a mesma exposição da lombotomia, apresenta resultados satisfatórios nos casos em que o cálculo se encontra fixo na pelve renal, com pouca possibilidade de migrar devido ao seu tamanho. A incisão posterior apresenta menos dor no pós-operatório, menor tempo de internação e não produz as deformidades que poderiam surgir na lombotomia.

A seguir, serão consideradas brevemente as principais técnicas cirúrgicas:

a) Pielolitotomia: nesta técnica a remoção do cálculo se faz através da incisão transversal do bacinete (16), preservando-se a junção pielo-caliceal. A retirada do cálculo deve ser feita com bastante delicadeza, evitando-se sua fragmentação. Após a remoção, um cateter é passado pelo ureter até a bexiga, prevenindo obstruções.

b) Pielolitotomia ampliada: assim como a anterior, essa técnica permite a retirada da maioria dos cálculos e, uma vez que não há incisão do parênquima renal, o sangramento é mínimo e a morbidade menor que as nefrotomias (9). A incisão do bacinete é feita em forma de U, ampliando-se até o infundíbulo (afunilamento) caliceal, quando necessário. O cálculo deve se mobilizado com delicadeza retirando-se inicialmente sua porção pélvica e, quando um de seus ramos não puder ser liberado, a incisão pode ser ampliada até o cálice. Após a retirada do cálculo deve-se proceder a exploração dos cálices com uma pinça de Randal, e quando outro cálculo for encontrado, deve-se retirá-lo com a pinça associando-se ao procedimento uma dilatação delicada do infundíbulo.

c) Pielolitotomia com coágulo: é mais uma opção para a remoção dos cálculos intra-renais, indicada principalmente no caso dos cálculos múltiplos e de pequeno tamanho. O princípio desse procedimento consiste na formação de um coágulo artificial que envolve como um molde todo o sistema coletor (cálices e bacinete) e os cálculos existentes. Após o endurecimento do crioprecipitado que forma o coágulo, o bacinete

é aberto e o molde é retirado trazendo em seu interior os cálculos (7). Embora tenha sido descrita inicialmente em 1943, esta técnica foi pouco utilizada devido à dificuldade de obtenção dos preparados necessários para a formação do coágulo. A junção pielocaliceal é clampeada, o volume do bacinete é medido pela injeção de soro, e em seguida à drenagem, o crioprecipitado é injetado em volume igual ao do bacinete. Três minutos após, já se pode proceder à pielotomia.

d) Nefrolitotomia anatrófica: esse procedimento é geralmente realizado através de lombotomia com ressecção da décima segunda costela, com o intuito de se atingir facilmente o pedículo renal. Após o clampeamento da artéria renal (para evitar sangramento), a incisão do parênquima é realizada sob resfriamento, que se consegue envolvendo o rim com um campo impermeável e colocando-se soro fisiológico congelado em contato direto com o órgão (3). A incisão é feita posteriormente à convexidade renal, sendo a cápsula incisada com o bisturi e o parênquima aberto por dissecação roma, para evitar lesão das artérias interlobares. Após a retirada, é deixado um cateter por sete dias, como prevenção de obstruções da via urinária por coágulos e diminuir o extravazamento de urina pelo rim. A retirada do cateter é feita endoscopicamente por via uretral.

e) Nefrolitotomia percutânea: a realização de uma grande incisão lombar para retirar cálculos relativamente pequenos

sempre foi uma desvantagem da cirurgia dos cálculos renais. Com o desenvolvimento da técnica da nefrostomia percutânea, a possibilidade de se dilatar o trajeto da punção sobre um fio guia e introduzir instrumentos ópticos para a retirada dos cálculos, tornou-se uma possibilidade bastante atraente (20).

O passo inicial da manipulação percutânea dos cálculos renais é a realização de uma nefrostomia, o que é feito introduzindo-se a agulha de nefrostomia sob controle fluoroscópico ou ultra-sonográfico com o paciente em decúbito ventral oblíquo a fim de se atingir o cálice por via intraparenquimatosa. Esse procedimento é perfeitamente exequível sob anestesia local.

Uma vez atingido o sistema coletor, o mandril da agulha é retirado e um fio guia é introduzido até a pelve renal. A seguir vestem-se os dilatadores sobre o fio guia e dilata-se o trajeto até o calibre 26F (8 mm), o que pode ser feito em uma ou várias sessões. A avaliação endoscópica é feita com um nefroscópio, e a irrigação com soro fisiológico. Os melhores resultados são obtidos com pequenos cálculos, isto é, até 2 cm de diâmetro, embora nos centros cirúrgicos que dispõem do desintegrador de ultra-som, o tamanho do cálculo assume um papel secundário.

O próximo passo é a introdução de pinças, alças, ou mesmo dispositivos condutores de ultra-som utilizados para fragmentar estes cálculos.

Embora a retirada de cálculos renais por via percutânea tenha um alto índice de sucesso em casos selecionados, este

índice poderá ainda ser melhorado com o aperfeiçoamento do instrumental endoscópico. Como objeções à técnica, têm-se:

1) a nefrostomia percutânea implica na contaminação do sistema coletor eventualmente estéril;

2) a pressão retrógrada, resultante da irrigação do sistema coletor, principalmente durante a desintegração do cálculo com ultra-som, poderia lesar a função renal, entretanto isto não se verifica de maneira significativa.

A nefrostomia percutânea é, portanto, uma alternativa para a remoção de cálculos renais e não contra-indica um ato cirúrgico posteriormente, caso seja necessário.

f) Nefrolitotomia bivalva: esta técnica, que consiste na abertura longitudinal do parênquima renal de um polo a outro, abrindo o rim à maneira de uma concha, caiu em desuso em virtude da grande perda da função renal decorrente e do desenvolvimento de técnicas cirúrgicas menos agressivas.

g) Nefrectomia parcial: está indicada nos casos de litíase na região polar com cálices dilatados e alterações inflamatórias com perda do parênquima.

h) Nefrectomia total: técnica indicada nos grandes cálculos coraliformes unilaterais, com perda importante da função renal, ou nas *pio-nefroses (abscessos)*.

i) Ureterolitotomia: os cálculos ureterais menores que 5 mm tem grande chance de serem eliminados espontaneamente,

portanto a conduta deve ser conservadora. Quando o diâmetro for maior, e principalmente se o cálculo for irregular ou houver infecção, a indicação é cirúrgica. A abordagem depende da localização do cálculo: para cálculos localizados no terço médio e superior, a lombotomia é indicada; para os do terço inferior, é indicada a incisão inguinal ou a manipulação endoscópica por via uretral.

Após ser introduzida pelo meato uretral, a sonda própria para esse fim deve ultrapassar o cálculo para depois ser exposto o cesto metálico retrátil, que aprisiona o cálculo durante a sua retirada. A retirada da sonda deve ser feita suavemente sob controle endoscópico e, nos casos em que houver resistência à saída, é preferível atar um pequeno peso à extremidade externa da sonda e aguardar que a tração contínua promova sua saída.

II.6- Quimiólise:

A quimiólise (ou dissolução dos cálculos pela irrigação de solventes no trato urinário), deve ser considerada como tratamento alternativo em pacientes de alto risco cirúrgico ou com cálculos recidivantes (18). Entre as vantagens desse método, podemos citar a não intervenção cirúrgica propriamente dita, a possibilidade de se ajustar o pH e a composição da solução e o contato direto da solução com o cálculo. Por outro lado, o fato dos cálculos não serem estruturas cristalinas homogêneas e poderem ter dois ou mais componentes em camadas, com diferentes solubilidades, representa

muitas vezes um sério problema para a quimiólise por necessitar troca do líquido de irrigação.

A quimiólise dos cálculos urinários pode ser empregada como tratamento principal ou como coadjuvante das litotomias abertas, como forma de reduzir a necessidade de intervenções adicionais.

II.7-Bibliografia:

- (1)- Aurora, A.L.; Taneja, O.P. & Gupta, D.N.-"Bladder Stone Disease of Childhood. A Clinico-Pathological Study"- Acta Paediat. Scand., 1970 pp59-385.
- (2)- Blacklock, N.J.-"Epidemiology of Urolithiasis"- 'Scientific Foundations of Urology' vol.1, 1976 pp235-243.
- (3)- Boyce, W.H. & Elkins, I.B.-"Reconstructive Renal Surgery Following Anatomic Nephrolithotomy: follow-up of 100 consecutive cases"- 'J. Urology', 1974 pp111-307.
- (4)- Coutinho, A. & Matos, H.F.-"Litíase Urinária"- 'Ars Curandi' vol.16, Set.1983 pp87-100.
- (5)- Drach, G.W.-"In Campbell's Urology, Philadelphia"- W.B. Saunders Company, 1978 p779.
- (6)- Finlayson, B.-"Symposium on renal Lithiasis - Renal lithiasis in review"- 'Urol. Clin. Nor. Am.' vol.1, 1974 p181.
- (7)- Fischer, C.P.; Sonda, L.P. & Diomono, A.C.-"Use of Cryoprecipitate Coagulum in Extrating Renal Calculi"- 'Urol.' vol.15, 1980 p6.
- (8)- Frank, M.; Devries, A.; Atsmon, A. & Azebenik, J.A.

--"Epidemiological Investigation of Urolithiasis in Israel"-- 'J. Urology' vol.81, 1959 p497.

(9)- Gil-Vernet, J.--"New Surgical Concept in Removing Renal Calculi"-- 'Urol. Int.' vol.20, 1965 p255.

(10)- Giugliani, R.--"Fatores Genéticos e Metabólicos na Etiologia da Litíase Urinária"-- Dissertação apresentada à faculdade de medicina de Ribeirão Preto, 1979.

(11)- Gray, H - "Anatomia" - Guanabara Koogan, 1977 pp 1035-1089.

(12)- Griffith, D.P. & Klein, A.--"Infection Induced Urinary Stones"-- 'Stones Clinical Management of Urolithiasis' vol.6, 1983 pp210-227.

(13)- Junqueira & Carneiro--"Histologia Básica"-- Guanabara Koogan p354-369.

(14)- Netter, F.H.--"Ilustrações Médicas"-- CIBA vol.6, 1973.

(15)- Pak, C.Y.C.; Ohata, M.; Lawrence, E. & Snyder, W.--"The Hypercalciurias"-- 'J. Clin. Invest.' vol.54, 1974 p387.

(16)- Resnick, M.I. & Gryhak, J.T.--"Simple and Extended Pyelolithotomy"-- 'Urol. Clin. Nor. Am.' vol.1, 1974 p319.

(17)- Scott, R.--"Urinary Tract Stone Disease"-- 'Classic Studies Urol.' vol.6, 1975 p667.

(18)- Sheldon, C.A. & Smith, A.D.--"Chemolysis of Calculi"-- 'Urol. Clin. Nor. Am.' vol.9, 1982 p121.

(19)- Smith, L.--"Medical Evaluation of Urolithiasis"-- 'Urol. Clin. Nor. Am.' vol.1, 1974 p241.

(20)- Wickham, J.E. & Kellet, M.J.--"Percutaneous Nephrolithotomy"-- 'Brit. J. Urol.' vol.53, 1981 p297.

(21)- Williams, G.; Chaudary, M. & Castro, J. E.-"Cystine Stones"- 'Urol.' vol. 16, 1980 p339.

CAPÍTULO III - Descrição do Aparelho:

Neste capítulo o aparelho será descrito e seu funcionamento explicado detalhadamente, fazendo-se quando necessário, referências aos capítulos anteriores ou aos apêndices, onde um equacionamento particular possa não despertar interesse ao longo da descrição geral.

III.1-Princípio de Funcionamento:

O equipamento fragmentador de cálculos renais é constituído de um gerador eletrônico de ultra-som, um transdutor eletrostritivo cerâmico, uma haste tubular metálica (sonotrodo) e uma bomba de aspiração (fig.III.1).

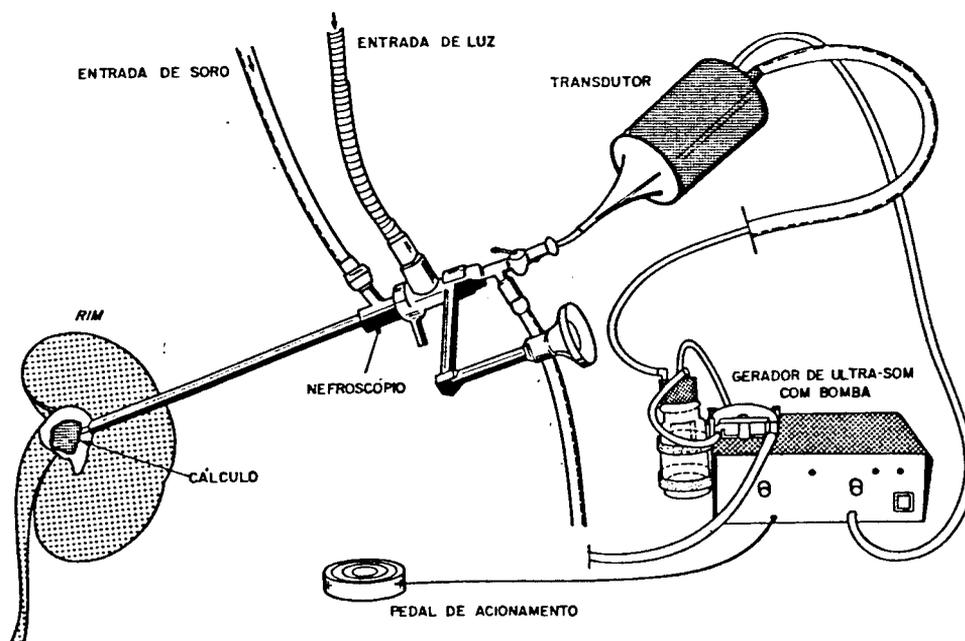


fig. III.1- Vista geral do sistema de ultra-som para fragmentação de cálculos renais.

A operação desse sistema é comandada por um pedal onde o gerador é ligado e entrega potência elétrica ao transdutor. As vibrações mecânicas são aí produzidas e conduzidas pelo sonotrodo até o cálculo que se deseja fragmentar. Durante todo o procedimento cirúrgico, é feita irrigação de soro fisiológico que tanto resfria os cálculos, aquecidos sob a ação do ultra-som, quanto facilita a remoção dos fragmentos, succionados junto com o líquido por dentro do sonotrodo pela ação de uma bomba peristáltica.

O ponto de operação do equipamento se dá em uma frequência característica (dentro da faixa de 20 a 22 kHz), onde ressonam mecanicamente o transdutor, o sonotrodo e o cálculo, sendo que apesar deste último ter diversas formas e diferentes massas, a ressonância mecânica é garantida pelo ajuste da frequência do gerador, através de um elo de realimentação interno. Isso mantém o conjunto na condição de máximo poder fragmentador.

Cada uma destas partes será vista a seguir com mais explicações e detalhes construtivos. O gerador eletrônico de ultra-som é composto de quatro circuitos, como aparece no diagrama de blocos da fig.III.2.

III.2-Gerador de Ultra-som:

O circuito do estágio gerador é implementado por um VCO ("Voltage Controlled Oscillator") que entrega uma saída senoidal de frequência variável, dependendo do nível de tensão na entrada, permitindo assim uma ajustagem contínua e auto-

mática da frequência. Adotou-se um circuito integrado que

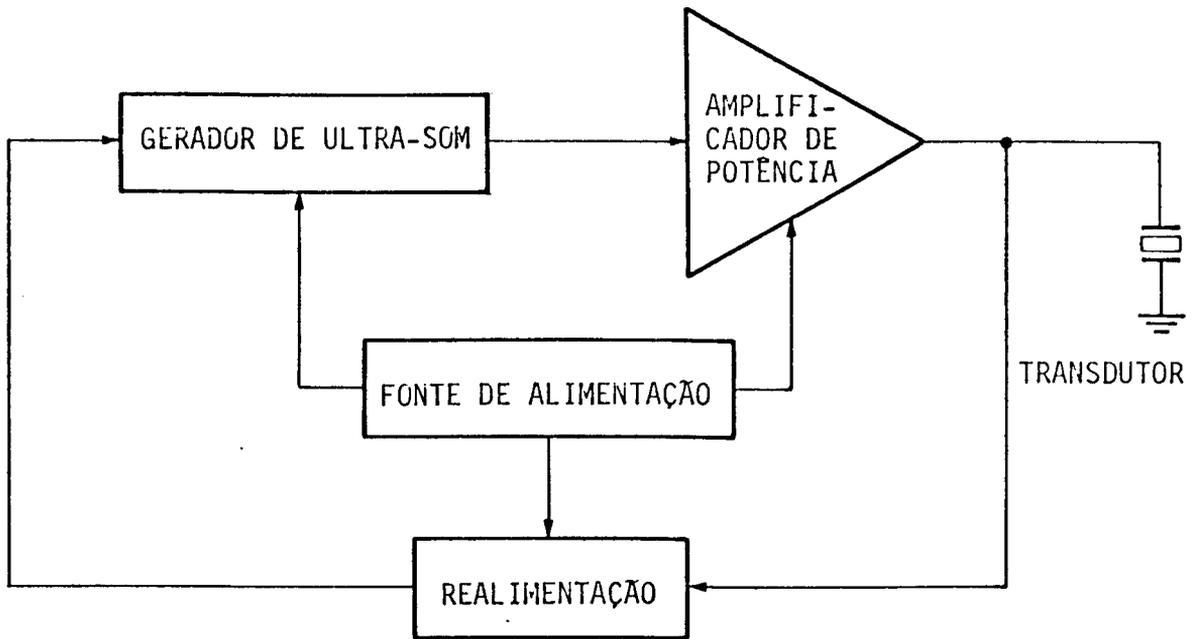


fig. III.2- Diagrama de blocos completo das partes elétricas do aparelho.

incorpora um VCO completo, o CI3 (ICL 8038), pela simplicidade operacional e pela confiabilidade (fig.III.3). A forma de onda pode ser ajustada pelos trimpots R21 e R22, garantindo a simetria da senóide gerada. O nível de saída é ajustado por R24 de modo a não saturar o amplificador e garantir o máximo desempenho.

O nível de tensão CC que é entregue ao VCO (para promover as mudanças de frequência é na verdade uma "rampa" produzida pelo CI1 (4029) e uma escada de resistores na configuração R-2R. O CI1 recebe pulsos de relógio (ver adiante) e entrega uma saída em BCD à escada de resistores. A forma final da "rampa" é a de uma escada de 16 degraus que passa por um amplificador com ganho menor que 1 e que lhe dá dimensões de tensão máxima e mínima, de modo que a varredura em frequência do VCO esteja dentro dos limites pré-estabelecidos.

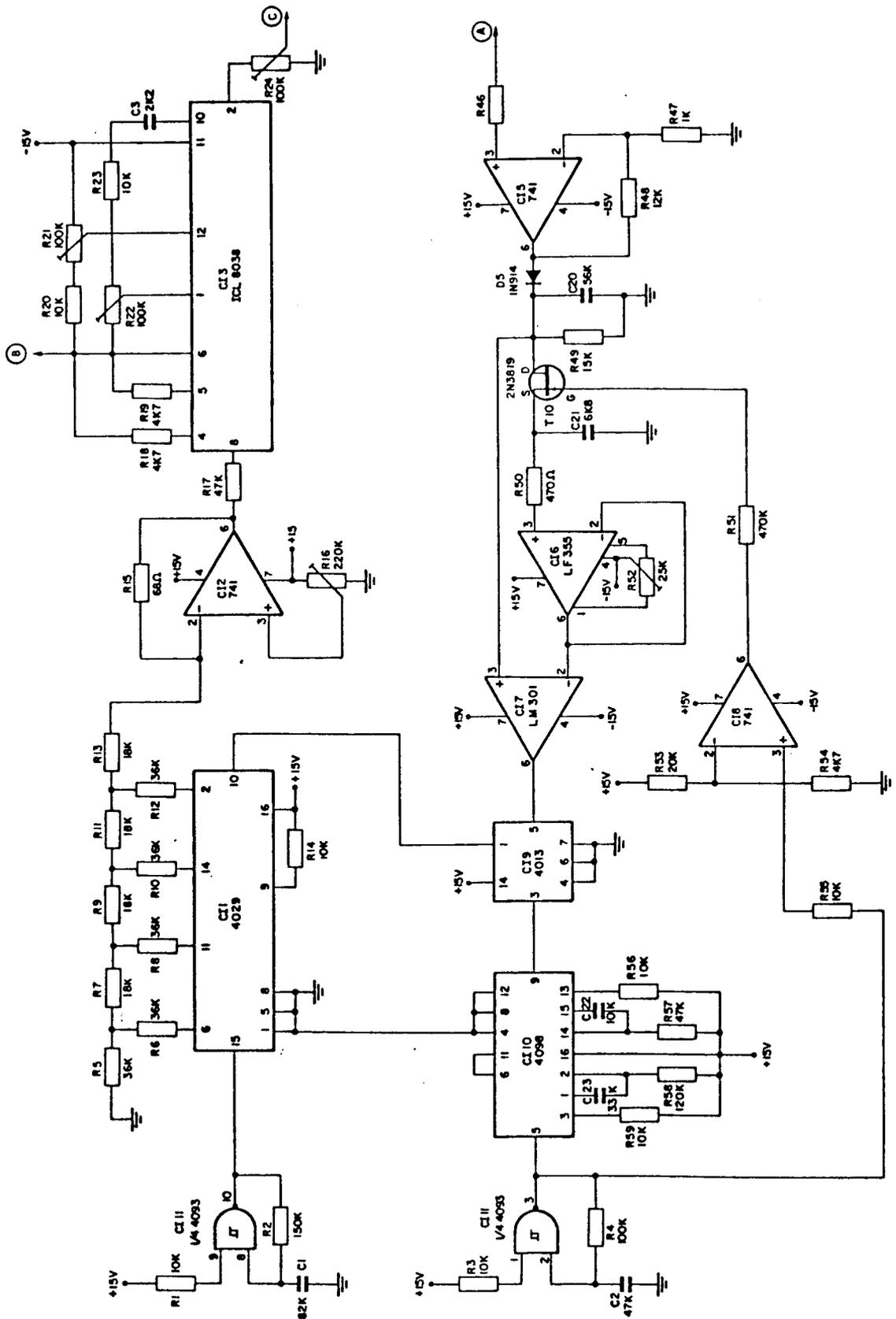


fig. III.3- Diagrama elétrico do estágio gerador e elo de realimentação.

Esse estágio amplificador é implementado pelo CI2, um 741, e o trimpot R16 ajusta o ponto de operação (a frequência) do VCO, em torno do qual serão feitas as excursões.

O CI1 (4029) possui uma entrada de controle que permite conformar a "rampa" de tensão entregue ao VCO em modo ascendente ou descendente com o tempo (entrada "up-down", pino 10). Em outras palavras, essa entrada permite fazer com que a frequência de ultra-som entregue ao transdutor aumente ou diminua, dentro da faixa de variação pré-estabelecida. Essa característica é utilizada no circuito de realimentação, descrito no item III.6.

III.3-Amplificador de Potência:

As características do transdutor (vide capítulo I) definem os seguintes parâmetros para o amplificador:

Potência elétrica 90W

Característica indutiva de saída

Tensão de saída elevada (130 Vrms)

Resposta plana em frequências até 40kHz

Adotou-se um esquema (3) que incorpora três estágios amplificadores e um circuito de proteção (fig.III.4). O primeiro estágio utiliza um amplificador operacional, com ganho de tensão igual a 10. O segundo estágio é um amplificador classe A com ganho de tensão aproximadamente igual a 7 e um seguidor de emissor para abaixar a impedância, e o último

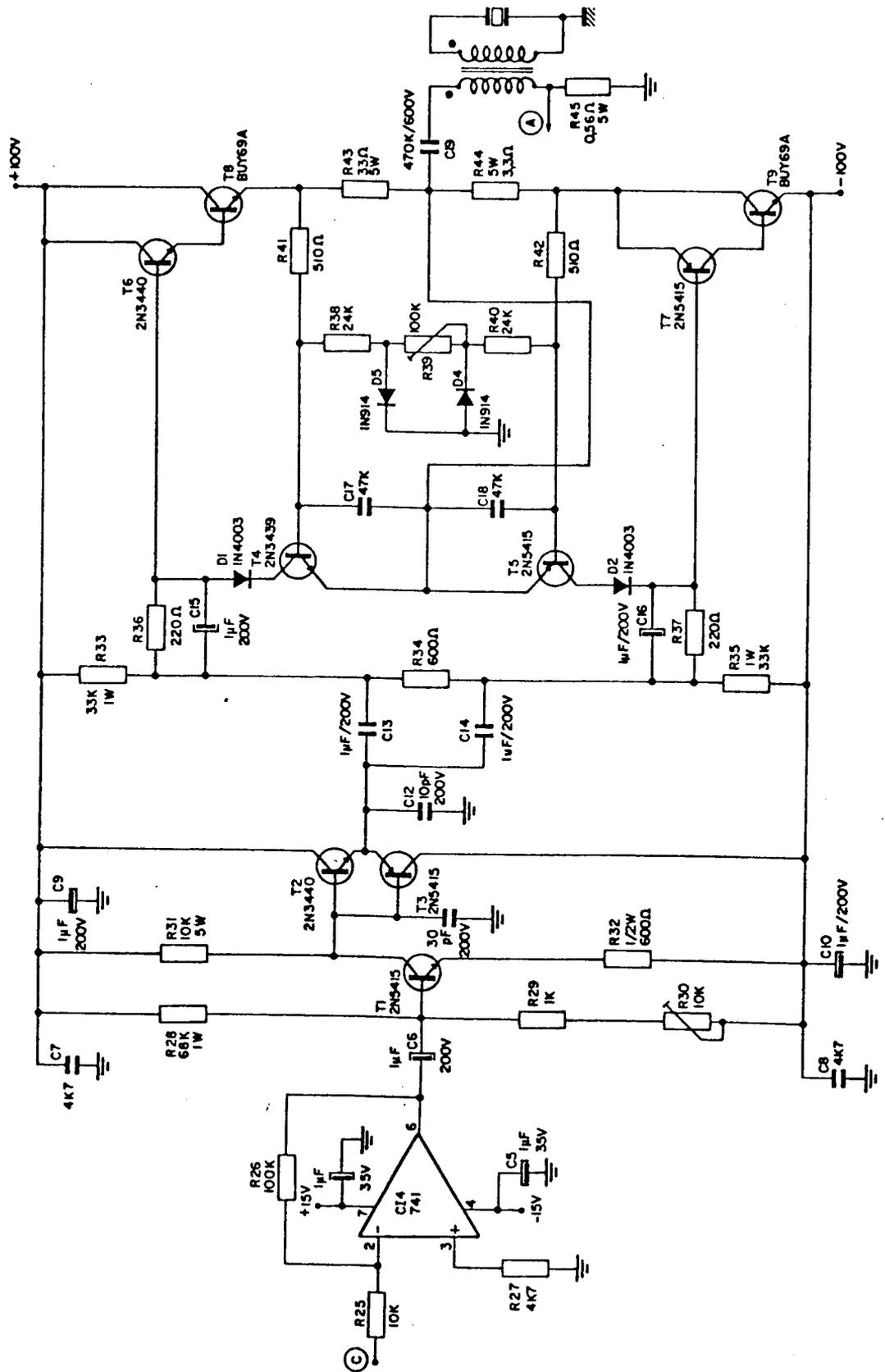


fig. III.4- Diagrama elétrico do pré-amplificador, amplificador de potência e circuito de proteção.

estágio é um amplificador de potência com ganho unitário, operando como "buffer" e com circuito de proteção.

O ganho do primeiro estágio é dado pela relação $R26/R25$; o circuito integrado CI4 escolhido é o LF 355 de alto desempenho, baixo ruído e tecnologia FET para não sobrecarregar o circuito precedente, o gerador. O sinal de saída é conduzido ao segundo estágio amplificador através de $C6$, que isola o nível CC entre os estágios; esse segundo amplificador fornece uma saída de $160 V_{pp}$. O trimpot $R30$ é usado na polarização de base do transistor $T1$ para o ajuste fino de seu ponto de operação, de modo que no caso de uma sobretensão, a saída não sofra cortes nos picos de forma desigual.

O sinal passa então por um circuito seguidor de emissor em classe B implementado pelos transistores $T2$ e $T3$ para abaixar sua impedância, de forma que seja quase totalmente transferido para o estágio de potência.

Este último estágio é um amplificador classe AB saída "push-pull" quasi-complementar. Os transistores $T6$ e $T8$ estão em configuração Darlington NPN, e $T7$ e $T9$ simulam um PNP de potência. $T4$ e $T5$ controlam a corrente de base dos estágios de saída através da amostragem da corrente de saída pelos resistores $R43$ e $R44$. Quando as condições de carga são incorretas ou muito severas, $T4$ e $T5$ realimentam negativamente o sinal. A distorção de "cross-over" é eliminada pela correta definição do valor de $R34$, de modo que ambos os semi-ciclos na saída se encontrem em ligeira quiescência.

As características do transdutor exigem, para um correto acoplamento com o amplificador, uma compensação indutiva (A-

pêndice 2), além do que é necessário elevar-se o nível de tensão, para aproximadamente 130 Urms, onde se dá o melhor ponto de operação do transdutor. Essas duas exigências levaram à opção por um transformador de saída, que facilita também no casamento de impedâncias. O acoplamento entre esse transformador e o estágio de saída do amplificador se dá através de C19, que promove o isolamento do nível CC e representa uma baixa impedância para a frequência de operação. A relação de espiras entre primário e secundário é de 1:1,7, com uma indutância de secundário (L_{par}) de 12 mH, ajustada pela abertura do entreferro do núcleo. Esse ajuste permite que se entregue o máximo de potência ao transdutor, dentro da faixa de ressonância mecânica. Em virtude da frequência de operação ($\sim 21\text{kHz}$), o núcleo de ferrite é o mais indicado. Adotou-se um duplo E com secção transversal de 2,6 cm. Núcleos com secções menores foram testados mas em virtude do nível de potência, apresentaram aquecimento indesejável, além de operarem mais próximos da saturação.

Os enrolamentos se acomodam em um molde plástico com terminais elétricos próprios para a montagem em circuito impresso. Foram utilizadas 71 espiras de fio AWG 24 no primário e 120 de fio AWG 28 no secundário.

III.4-Transdutor:

Quando se pensou em fragmentar cálculos com ultra-som não havia ainda uma definição exata da potência envolvida nesse processo, pela dificuldade de acesso a referências bi-

bliográficas específicas. No entanto, dada a natureza do efeito, estimou-se que uma potência de várias dezenas de watts seria necessária; como os transdutores mais utilizados nessas condições são contruídos com base no princípio de magnetostricção (vide cap. I), ele foi inicialmente adotado. Alguns protótipos de núcleos magnetostritivos de níquel laminado foram construídos, um amplificador de alta corrente de saída foi elaborado para os testes preliminares, mas esse projeto estava resultando num transdutor excessivamente grande e pesado para ser operado pelo cirurgião, assim como em cabos de comunicação com o aparelho muito grossos, comprometendo seriamente a agilidade operacional do conjunto.

Como forma de contornar esses inconvenientes, algumas investigações sobre materiais foram feitas, conduzindo a uma opção pelas cerâmicas piezoelétricas, ou seja, pelo princípio da eletrostricção. Dessa opção surgiram as soluções para os problemas apontados anteriormente, pois as cerâmicas são montadas num suporte com partes de alumínio, resultando em um transdutor bem mais leve e que por necessitarem baixas correntes (centenas de miliamperes) possibilitam o uso de cabos finos e bem flexíveis.

O único fabricante de cerâmicas piezoelétricas que se conhece no Brasil atualmente é a firma Thornton-Inpec, que gentilmente cedeu amostras de diversos modelos para esse projeto. Foram adotadas as que são por eles utilizadas em equipamentos de limpeza e soldagem de plásticos por ultra-som, capazes de suportar uma potência elétrica de 50 W cada peça em forma de anel. Dois anéis ligados eletricamente

em paralelo fornecem uma potência considerada mais que suficiente para o efeito desejado, preservando a leveza e maleabilidade na operação.

As dimensões do transdutor, assim como a escolha dos materiais seguiu um equacionamento básico (5), que será mais amplamente desenvolvido no Apêndice 3.

Deve-se considerar, no entanto, que o nível de potência e a frequência de operação definem as dimensões do transdutor, e um bloco de cerâmica nas dimensões do projeto em questão representam um problema construtivo considerável, alto custo e baixa dissipação térmica. A ação vibratória da cerâmica só é eficiente no plano próximo à metade do comprimento total do transdutor, pois é aí que a amplitude da tensão mecânica T_c encontra um máximo e as duas porções terminais agem como massas inertes (Apêndice 3, fig.A.3.1). Conseqüentemente, essas porções podem ser substituídas por partes não piezoelétricas (geralmente metálicas) mais baratas, com maior coeficiente de qualidade mecânico e dissipação térmica. A essa construção se dá o nome de transdutor composto.

A escolha dos materiais das porções terminais pode ainda ser tal que uma das faces do transdutor apresente uma amplitude vibracional maior que a outra, desejável nesse projeto.

Outro aspecto importante é que em potências elevadas, as cerâmicas geralmente não suportam livremente as solicitações mecânicas decorrentes do campo elétrico, podendo inclusive fraturar, o que pode limitar severamente o nível de potência

aplicado. A solução para isso surge pré-tensionando-se mecanicamente a cerâmica na direção axial por meio de um parafuso, em um valor usualmente de 25×10^8 Pa (250 kg/cm^2). Com isso diminuem-se também as perdas mecânicas nas diversas interfaces (5).

Para um melhor conhecimento das características das cerâmicas nesse respeito e também para uma reprodutibilidade satisfatória do processo de pré-tensionamento, no caso do protótipo objeto desse trabalho, a montagem da fig.III.5 foi efetuada.

- 1 - registrador gráfico HP 7044 A
- 2 - eletrômetro Keithley 610 C
- 3 - voltímetro Tektronix DM 502
- 4 - ponte de impedâncias Philips PR 9330
- 5 - célula de carga BLH Electronics U3L para 5000 psi
- 6 - transdutor com as cerâmicas
- 7 - prensa hidráulica Siwa 15 ton.

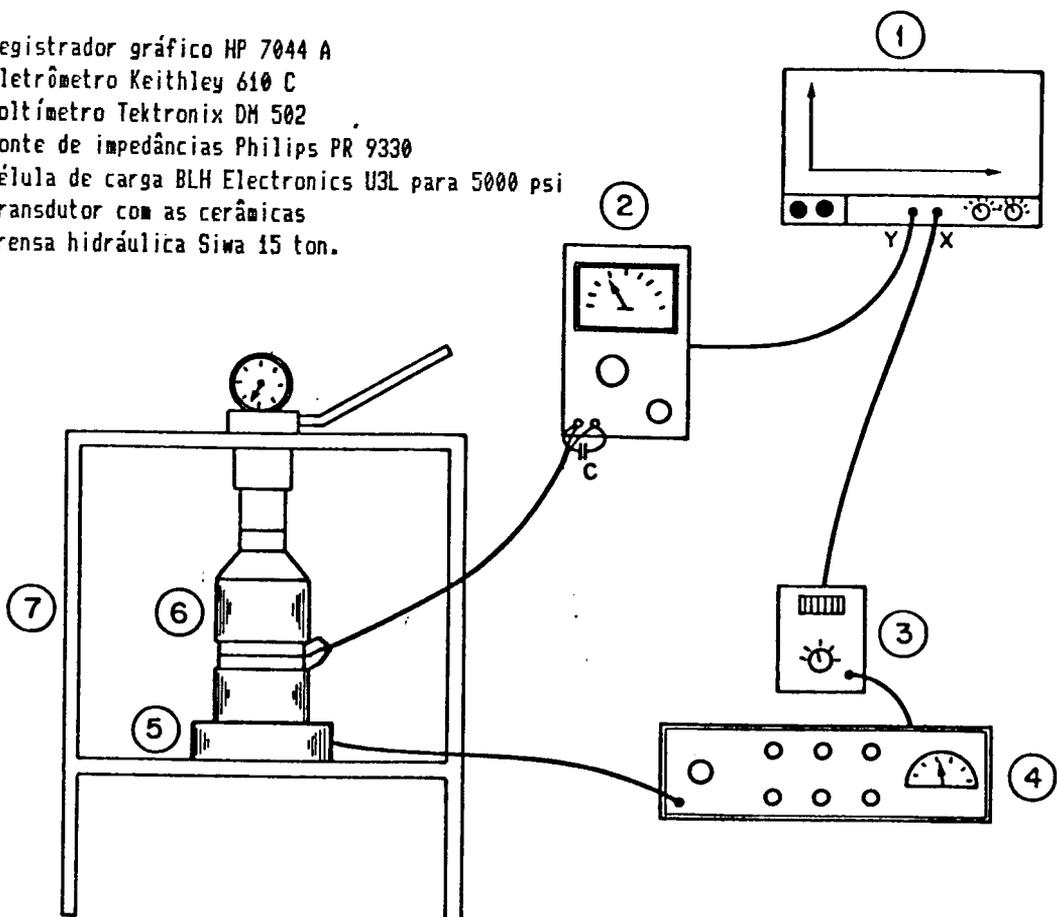


fig. III .5- Montagem para caracterização do comportamento da cerâmica quando submetida a tensionamento mecânico.

Uma prensa hidráulica, responsável por promover o tensionamento do transdutor foi utilizada, assim como uma célula de carga (fundamentalmente um transdutor do tipo "strain gauge" para a conversão de compressão em diferença de resistência) associada a uma ponte de resistências, tendo na saída um voltímetro. As cerâmicas por sua vez, foram conectadas a um outro voltímetro, de alta impedância de entrada (10^{14} ohms) em paralelo com um capacitor de 2 F. Este sistema foi então calibrado para que, na compressão de 250 kg/cm^2 proposta acima, o voltímetro da célula de carga indicasse 670 mV, contra 11,5 V de leitura no voltímetro das cerâmicas.

Dessa maneira foi possível traçar uma curva do comportamento elétrico das cerâmicas em função do aperto estabelecido. O resultado aparece na fig. III.6, onde é visível que o caminho do aperto difere do caminho do relaxamento, e que uma carga elétrica residual sempre permanece nas cerâmicas, mesmo livres de carga mecânica. Com esses resultados, o pré-tensionamento do transdutor do protótipo pode ser facilmente controlado na bancada, utilizando-se apenas um voltímetro de alta impedância ($\sim 10^{10} \Omega$) e um capacitor. Quando a tensão indicada pelo voltímetro atingir 11,5 V, sabe-se que o tensionamento alcançou 250 kg/cm^2 .

Um detalhe construtivo relevante é o que diz respeito à segurança do paciente no qual será utilizado o equipamento (item III.9). Como o sonotrodo e o transdutor são construídos com peças metálicas que farão contato elétrico direto com o paciente, há a necessidade de que estejam bem aterrados e que esse aterramento (de segurança) não seja o mesmo

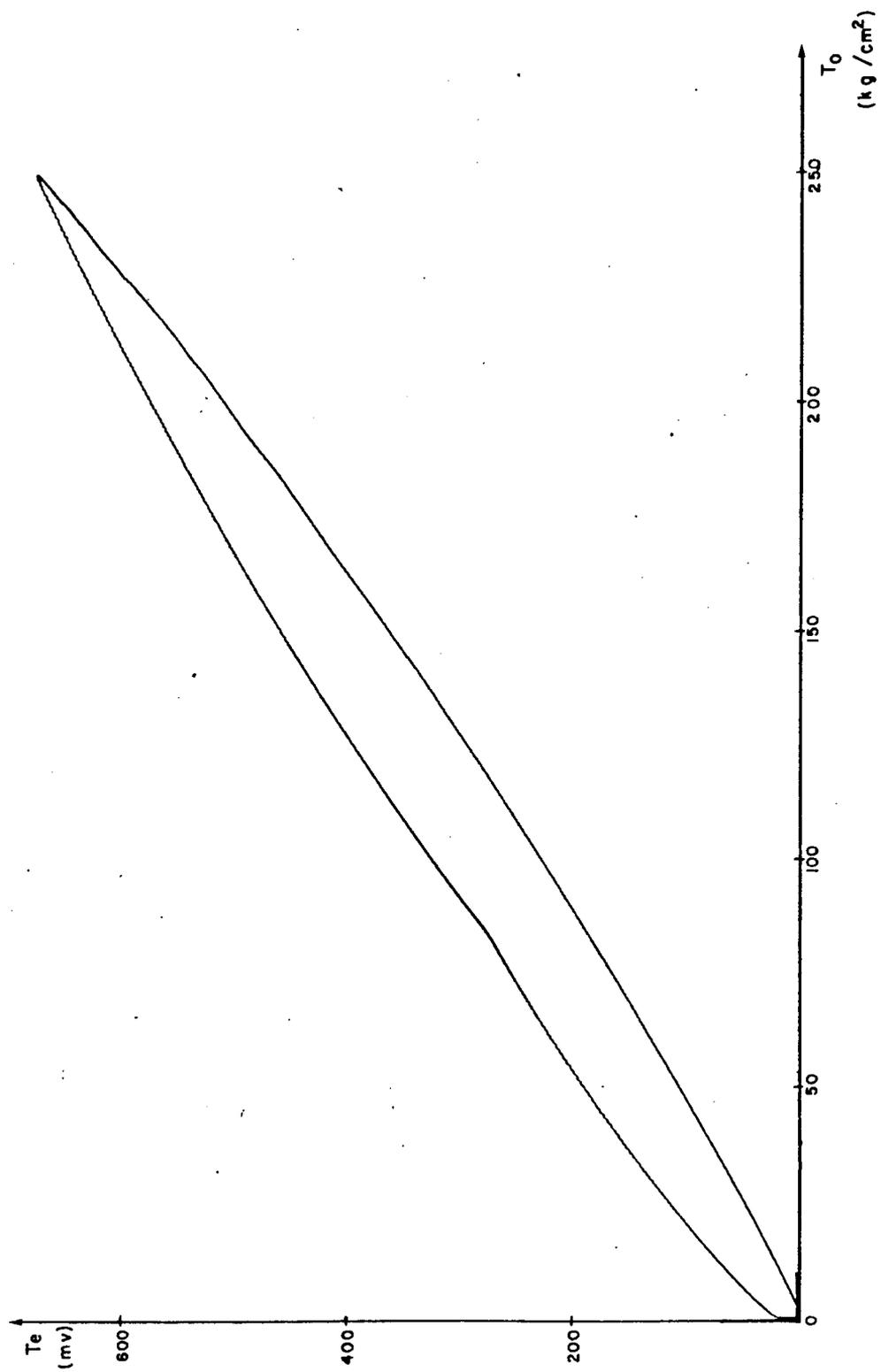


fig. III .6- Curva de resposta elétrica das cerâmicas sob compressão axial.

do terra funcional (onde há retorno de corrente). É portanto indispensável isolar-se o negativo das cerâmicas das demais partes metálicas do transdutor, e isso é conseguido por intermédio de discos de mica, que suportam tanto a temperatura de operação quanto a pressão de pré-tensionamento. Há também a necessidade de que esse parafuso seja protegido de eventuais descargas elétricas oriundas do eletrodo positivo das cerâmicas. Esse isolamento é promovido pela luva de PVC que envolve o parafuso no trecho de maior proximidade com aquele eletrodo.

Todas estas considerações resultaram no projeto da fig. III.7.

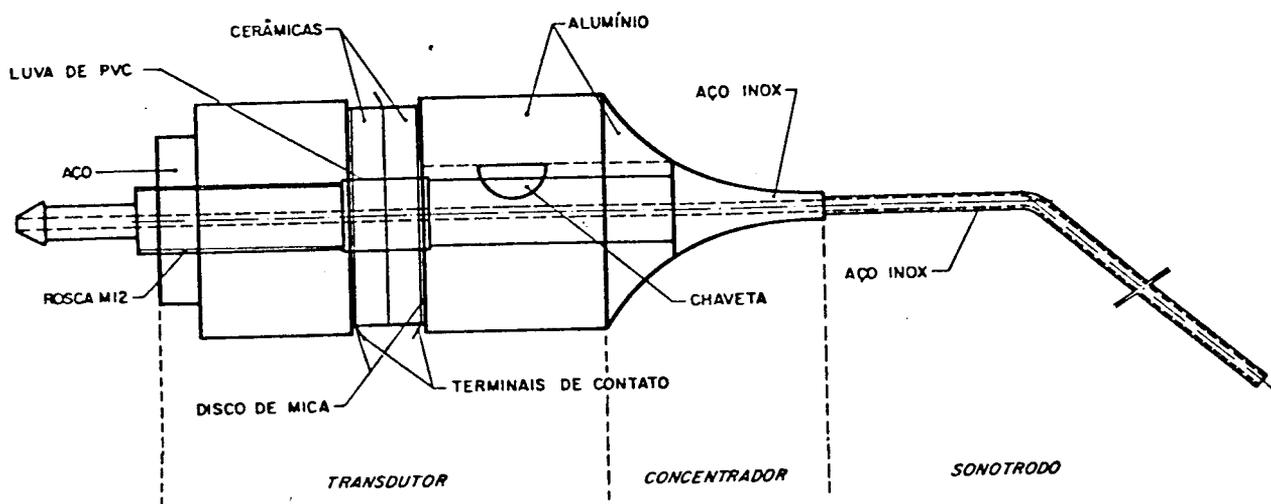


fig. III.7- Aspecto final do transdutor com sonotrodo, sem cobertura.

III.5-Ponta de Aplicação:

As vibrações ultra-sônicas produzidas no transdutor são conduzidas até o cálculo através do sonotrodo, como já foi mencionado no item III.1. O material utilizado em sua construção é o aço inox 304, pela necessidade de esterilização

(como em todo instrumental cirúrgico) e pela rigidez mecânica que a propagação de potência acústica exige. O sonotrodo é um tubo, para possibilitar a aspiração pelo seu interior dos fragmentos dos cálculos, junto com o líquido de irrigação, para fora do organismo do paciente. As dimensões do sonotrodo estão essencialmente limitadas pelas características do nefroscópio, e portanto foram adotadas as mesmas do modelo comercial da Wolf (6).

Uma curva de aproximadamente 130 graus é feita no primeiro ponto nodal do sonotrodo adiante do transdutor, para facilitar o manejo do conjunto quando inserido na bainha do nefroscópio e possibilitar o acompanhamento visual da operação pelo cirurgião.

A conexão entre o transdutor composto e o sonotrodo também merece atenção, quando se considera que não só reflexões internas das ondas (devido à mudança de meio e diâmetro) são indesejáveis, como também a velocidade das partículas deve ser a maior possível no início do sonotrodo (vide capítulo I). Isso pode ser conseguido com a utilização de um concentrador (ou transformador de impedâncias) acústico (1,2). Trata-se de um sólido metálico de formato tal que as reflexões internas são mínimas e a amplificação da velocidade das partículas é máxima. Vários perfis atendem esses requisitos com maior ou menor eficiência, sendo que o perfil catenoidal foi considerado o mais apropriado (Apêndice 1).

A construção do concentrador é feita de maneira tal que a parte com maior diâmetro aproveita o material da porção metálica dianteira do transdutor (alumínio) e seu diâmetro

vai sendo reduzido, segundo um perfil catenoidal até aproximadamente a metade do comprimento total do concentrador. Como a partir daí, até a extremidade mais delgada, as forças internas atingem intensidades consideravelmente maiores (Apêndice 1, fig.A.1.3), e também como há necessidade de uma conexão muito resistente entre concentrador e sonotrodo, a porção dianteira do concentrador é construída em aço inox e a extremidade soldada com prata no sonotrodo.

Essa porção dianteira funciona também com cabeça do parafuso de pré-tensionamento e que dá solidez a todo conjunto transdutor. Para viabilizar o aperto, foi feita uma chaveta tipo meia-lua que trava a porção de alumínio do transdutor com o eixo de aço inox (fig.III.5) e permite que o aperto da porca se faça contra a peça de alumínio (de maior diâmetro).

A implementação do perfil catenoidal foi feita em um torno de controle numérico, alimentado com os dados da tabela III.1, obtida de um programa em BASIC do equacionamento do Apêndice 1. Essa tabela relaciona o comprimento axial do concentrador milímetro a milímetro com seus respectivos raios.

O processo de torneação foi feito nas peças de alumínio e aço inox simultaneamente, como forma de garantir a continuidade do perfil e um bom acabamento no conjunto.

III.6-Elo de Realimentação:

Esse estágio tem por objetivo recolher uma informação de

I=1	Y=19.48	I=14	Y=7.438	I=27	Y=3.167
I=2	Y=18.07	I=15	Y=6.922	I=28	Y=3.004
I=3	Y=16.76	I=16	Y=6.445	I=29	Y=2.858
I=4	Y=15.55	I=17	Y=6.006	I=30	Y=2.728
I=5	Y=14.43	I=18	Y=5.600	I=31	Y=2.614
I=6	Y=13.40	I=19	Y=5.227	I=32	Y=2.514
I=7	Y=12.43	I=20	Y=4.883	I=33	Y=2.429
I=8	Y=11.54	I=21	Y=4.567	I=34	Y=2.358
I=9	Y=10.72	I=22	Y=4.278	I=35	Y=2.301
I=10	Y=9.961	I=23	Y=4.012	I=36	Y=2.256
I=11	Y=9.254	I=24	Y=3.770	I=37	Y=2.225
I=12	Y=8.601	I=25	Y=3.549	I=38	Y=2.206
I=13	Y=7.997	I=26	Y=3.349	I=39	Y=2.2

tabela III.1- Dados numéricos para a construção do concentrador (em mm), onde:

I = comprimento

Y = raio

ressonância mecânica do transdutor (embutida num parâmetro elétrico) e fornecer um comando ao VCO para reajustar a frequência do ultra-som, aumentando-a ou diminuindo-a conforme a necessidade de ressonância na carga.

O parâmetro elétrico utilizado foi a corrente elétrica que circula pelo transdutor. Como o circuito ressonante de saída (transdutor e transformador de saída) é sintonizado em sua frequência série (Apêndice 2), a condição de máxima potência coincide com a mínima impedância da carga; nessas condições, a tensão na carga é mínima e a corrente que circula é máxima. Por medida de segurança, é utilizada no protótipo a corrente que circula pelo primário do transformador de saída, pois além de ser proporcional à corrente no transdutor (admitindo-se que o transformador opere longe da saturação e que o desvio de fase seja desprezível - como se verifica no protótipo), permite um importante isolamento entre

os circuitos de controle e o de saída em potência. Dessa forma, quanto maior a corrente no primário do transformador de saída, mais próximo se está da condição de máxima transferência de potência.

O circuito de realimentação comporta-se, portanto, como um detetor de derivada da corrente no transformador de saída: quando esta for positiva, entrega uma saída "1" ao gerador de rampa do VCO, quando for negativa, a saída é "0".

O sinal de corrente é retirado do resistor R45 (fig. III.4), que possui um valor bastante baixo ($0,56 \Omega$) para dissipar o mínimo de potência. Essa condição exige, no entanto, que o sinal tenha que ser amplificado pelo CI5 (741); passa então por um demodulador AM (fig. III.3), constituído por D5, C20 e R49, onde apenas a informação positiva da variação da corrente de saída com a frequência é preservada. Essa informação entra em um circuito "sample and hold", formado pelos CI's 6 (LF355) e 7 (LM301), pelo JFET T10 e pelo capacitor C21. Esse circuito é comandado por um pulso de relógio, cujas características serão comentadas adiante, no "gate" do JFET. Quando este pulso está em nível lógico alto, o JFET está em condução e então a tensão no capacitor C21, entrada e saída do CI6 e entradas do CI7 são iguais. Quando porém o pulso de relógio vai a nível baixo, o JFET interrompe sua condução, e a tensão que chega à entrada inversora do CI7 (comparador de tensão) é aquela armazenada em C21, enquanto que a tensão na entrada não-inversora continua sendo a do demodulador AM.

Se a frequência estiver se aproximando da ressonância,

então a corrente no transdutor está aumentando e a tensão no demodulador é crescente. Nessas condições, como a tensão em C21 permaneceu no nível anterior, a saída do CI7 (LM301) é saturada no nível de tensão positivo, ou seja, entrega um nível lógico alto ao circuito seguinte. Se por outro lado, a frequência estiver se afastando do ponto de ressonância quando o JFET interromper sua condução, C21 estará carregado com um nível de tensão superior ao demodulador (que é decrescente) e então a saída do CI7 será saturada no nível de tensão negativo, ou seja, um nível lógico baixo. Existem no entanto instantes onde a saída é indefinida e sem significado, quando o JFET está conduzindo (pulso do "gate" em nível lógico alto) e mesmo no início do intervalo de não condução, pois os níveis de tensão no comparador CI7 são demasiadamente próximos. Em outras palavras, a informação disponível na saída deste CI (LM301) só é consistente quando na iminência de o JFET voltar a conduzir. Para tornar essa seleção possível, foi colocado na saída do comparador um flip-flop tipo "D" sensível à borda de subida (CI9-4013), que conduz o que estiver na sua entrada no instante em que o pulso de relógio for ascendente, e permanece nessa condição até um outro pulso de relógio. É fácil perceber que os pulsos de relógio do JFET e do CI9 (4013) devem ter a mesma frequência, mas formatos diferentes. O do comando do JFET é uma onda quadrada com ciclo de carga de 50% e níveis de tensão +15V e -15V. É obtido de uma porta NAND "Schmitt-trigger" (CI11-4093) que gera pulsos positivos em uma frequência de aproximadamente 200 Hz e alimenta a entrada não inversora do CI8 (741). Este

CI tem por finalidade fornecer os pulsos de relógio ao JFET, nos níveis de tensão por ele exigidos. Para isso funciona como um comparador de tensão entre os pulsos do CI11 (somente positivos) e um nível de referência próximo de +3V, obtidos do divisor de tensão resistivo formado por R53 e R54. Assim, quando o pulso cair abaixo de 3V a saída satura em -15V, e quando for acima, satura em +15V. Os pulsos de relógio do CI9 (4013) provém da mesma porta NAND do CI11 (4093), mas passam por um duplo multivibrador mono-estável (CI10-4098) onde a primeira constante de tempo C23 R58 alarga o nível alto do pulso original em aproximadamente 90% do ciclo de carga e a segunda definida por C22 R57 estreita o nível baixo para aproximadamente 5% do ciclo de carga. Dessa forma tem-se um pulso ascendente na saída do CI10 (4098) localizado nos últimos 5% do ciclo de abertura do JFET, na iminência de sua condução. Esse pulso então é o que controla o flip-flop CI9 (4013). Sua saída ("1" para derivada positiva da corrente, "0" para derivada negativa) alimenta a entrada "up-down" do CI1 (4029) contador, completando o elo de realimentação. Em operação, esse circuito "captura" o ponto de ressonância série do transdutor, mantendo-se nele através de pequenas excursões em redor do ponto de máxima corrente. Quando a condição de carga mecânica desloca esse ponto, o VCO novamente o "persegue" e se fixa no novo máximo.

Esse circuito, apesar dos bons resultados, apresenta alguma instabilidade quando se está muito longe do ponto de ressonância (as variações de corrente são muito pequenas)

ou, no outro limite, quando as variações de corrente são bruscas demais e o circuito "não vê" o que aconteceu. Uma forma de diminuir as instabilidades é fazer com que os pulsos do contador CI1 (4029) sejam em frequência mais baixa do que os do circuito de amostragem. Isso é conseguido utilizando-se uma outra porta do CI11 (4093) e uma constante de tempo maior, com uma frequência de saída de aproximadamente 90 Hz. Assim, para cada degrau da "rampa", mais de uma amostragem é efetuada, e as variações de frequência são mais suaves.

III.7-Aspiração:

Como já foi comentado no item III.1, o procedimento cirúrgico utilizando ultra-som necessita irrigação de soro fisiológico, que cumpre o duplo papel de refrigerar o local da fragmentação dos cálculos e de facilitar a remoção dos resíduos da operação. O recipiente com soro é colocado acima do nível onde ocorre a cirurgia, para que o líquido possa, por gravidade, ser conduzido através do nefroscópio até o local da fragmentação. Parte do soro, assim como urina eventualmente presente com pressão positiva, retorna pelo próprio nefroscópio e é drenado através de uma pequena torneira disposta para esse fim. O restante do soro é aspirado através do sonotrodo, carregando consigo os fragmentos de cálculo.

A força de sucção necessária para isso é de 0,3 a 0,5 bar (6) e é promovida por uma bomba acondicionada no mesmo gabinete do gerador (fig.III.1). A bomba é do tipo peristáltica de roletes, pela conveniência de não haver contato en-

tre o interior do tubo de aspiração e qualquer parte do aparelho. É utilizado para seu acionamento um conjunto motor com redutor tipo rosca sem fim (Maquel, mod. SM1160) de corrente contínua, por oferecer simplicidade no controle de sua velocidade. A armadura do motor recebe uma tensão que varia entre 4 e 24V; como a potência máxima gira em torno de 40W, é utilizada uma configuração Darlington nos transistores T15 e T16 (fig.III.8) para baixar a corrente de base. O controle é feito por T17, por onde circula mais ou menos corrente de acordo com sua tensão de base, obtida pelo divisor resistivo formado por R73, R74 e R75. Quando T17 está em plena condução, a tensão de base em T16 é mínima, dada pelo zener D18; quando está em corte, a tensão na base de T16 é máxima, dada por R72.

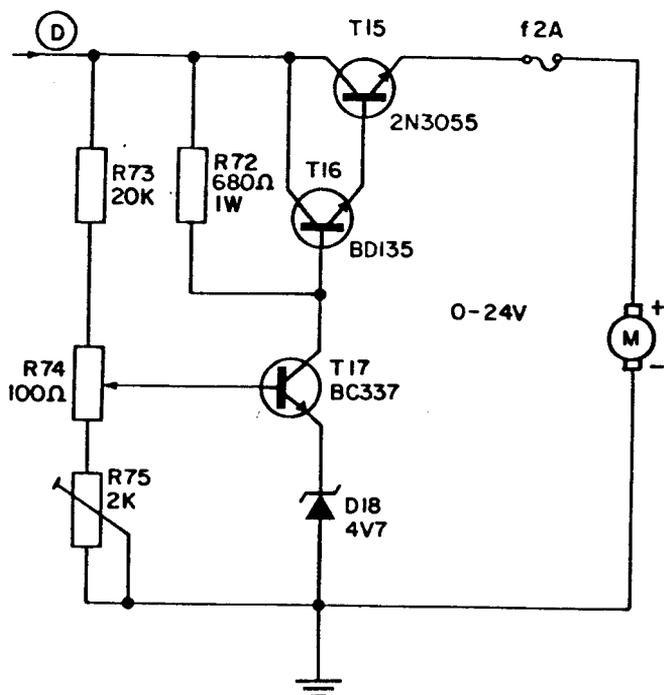


fig. III.8- Diagrama elétrico do controle de velocidade da bomba de aspiração.

III.8-Fonte de Alimentação:

O circuito elétrico do gerador de ultra-som foi simplificado de modo a exigir somente 2 níveis de tensão simétricos (+ e -100V, e + e -15V) e um nível de tensão de 29V para o circuito de acionamento do motor da bomba de aspiração (fig.III.9). Todos os níveis de tensão utilizam um enrolamento do transformador com derivação central, uma retificação em onda completa e passam por um estágio regulador de tensão. Nos casos dos níveis de tensão mais elevados (+ e -100V) essa regulação é simplesmente um transistor de potência com tensão de base em uma referência fixa, promovida pelos zeners D16 e D17.

Os níveis de tensão + e -15V utilizam também um transistor de potência, mas a tensão de base é fornecida por um CI regulador de tensão (LM723) para diminuir as flutuações de saída, principalmente para evitar que o VCO varie sua frequência de oscilação. A tensão de saída pode ser ajustada por R64 e R68.

O transformador de alimentação é construído com blindagem eletrostática aterrada e dupla isolação entre primário e secundários, características necessárias em instrumentos cirúrgicos.

III.9-Segurança:

A instrumentação eletrônica na prática médica tem aumentado em quantidade e complexidade durante as últimas déca-

das, e com ela os riscos de choques elétricos, porque esses instrumenttos são às vezes conectados nos pacientes de modo a ultrapassar as defesas normais do corpo.

Todos os equipamentos elétricos devem ser desenhados para minimizar a exposição das pessoas a tensões elétricas perigosas. Alguns aparelhos, no entanto, têm um chassi ou gabinete metálico que pode ser tocado pelo pessoal médico e pelos pacientes. Se essas partes não forem aterradas, então uma falha na isolação ou capacitor em curto entre tensão de fase e chassi resulta em energizá-las em relação a qualquer outro objeto aterrado. Se alguém em contato com uma referência em terra tocar o chassi, receberá uma descarga elétrica (macro-choque). O chassi e o gabinete devem ser aterrados, por um terceiro fio do cabo de alimentação, ao sistema elétrico. Esse fio de terra é conectado ao fio neutro, aterrado no painel de distribuição. Quando uma falha ocorrer entre um condutor "vivo" e o chassi, a corrente flui de forma segura ao usuário para a terra através do terceiro condutor. Se a resistência do fio terra for bem baixa, a tensão entre o chassi e outro objeto aterrado é desprezível.

Uma fuga direta entre o condutor "vivo" ou qualquer tensão elevada do aparelho e o terra não é comum. Pequena ou nenhuma corrente flui através do condutor de terra durante a operação normal dos equipamentos elétricos e sua necessidade só é percebida quando uma falha que ponha em risco a segurança dos usuários se desenvolver. Por isso um fio terra rompido ou uma má conexão do terminal de aterramento não são detectados durante a operação normal do aparelho. Conseqüen-

temente, a continuidade desse condutor ao sistema deve ser periodicamente testada (4).

Fugas dentro de equipamentos elétricos podem resultar de falhas de isolamento, capacitores em curto ou falhas mecânicas que causem curto-circuitos. Os cabos de alimentação são particularmente susceptíveis a tracionamentos e solicitações mecânicas bruscas assim como os plugues e receptáculos.

Fluidos (sangue, urina, soluções intra venosas salinas) podem conduzir suficiente eletricidade para causar curto-circuitos temporários se derramados por acidente em equipamentos normalmente seguros. Esse risco é particularmente real nas áreas hospitalares sujeitas a condições úmidas, como áreas de hemodiálise, laboratório radiológico, etc. Como muitos desses aparelhos elétricos têm em seus gabinetes furos para ventilação que podem servir de acesso aos fluidos condutores derramados, devem ser previstas para esses aparelhos proteções adicionais a quem os opera ou deles faz uso.

Pode-se listar de forma bem resumida alguns aspectos importantes a serem considerados durante um projeto de equipamento elétrico para uso médico, no que diz respeito à segurança contra choques:

- aterramento
- redução da capacitância entre fase e terra
- dupla isolamento (entre circuitos e em relação ao terra)
- operação em baixas voltagens

No projeto foram adotadas as seguintes medidas de prote-

ção: o transformador de alimentação (que opera também como um transformador de isolamento) é construído com dupla isolação e blindagem eletrostática metálica aterrada entre primário e secundários; todas as partes metálicas da caixa, suportes de fixação dos componentes e dissipadores térmicos são conectados ao sistema de aterramento da rede através do terceiro condutor do cabo de alimentação e do plugue especial de três pinos (fig.III.9). Não há nenhum contato elétrico entre o terra funcional do circuito elétrico e esse aterramento de proteção no chassi.

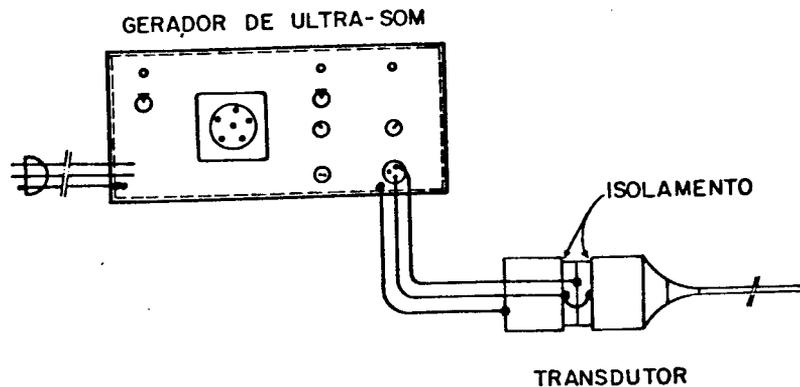


fig. III.10 Esquema de aterramento adotado no protótipo.

O transdutor, como já comentado no item III.4, é construído de partes metálicas que entram em contato direto com o paciente. Por isso, estas partes metálicas são aterradas ao conjunto da caixa e do terra da rede e isolados dos cir-

cuitos de alimentação funcionais por discos de mica e luva de PVC (fig.III.7).

III.10-Montagem:

Todos os circuitos eletrônicos e a bomba de aspiração foram alojados em uma caixa metálica de 33 x 35 x 13 cm. O aquecimento dos transistores T8 e T9 do amplificador de potência, além do T15 da fonte de alimentação exigiram que além da montagem em dissipadores aletados de alumínio preto, fosse promovida uma ventilação forçada com ventoinha. Todos os circuitos eletrônicos foram montados em placa de circuito impresso, de acordo com a seguinte distribuição: placa 1- gerador, pré-amplificador e elo de realimentação; placa 2- amplificador de potência; placa 3- transformador de saída; placa 4- fonte de alimentação e placa 5- capacitores eletrolíticos da fonte e diodos.

As placas são fixadas na vertical e as ligações são feitas através de conectores multicontato em uma borda da placa. Toda fiação corre por baixo do chassi de fixação das placas, de modo a produzir uma montagem limpa e permitir a fácil remoção de qualquer placa para eventual manutenção.

No painel trazeiro são fixados o transformador de alimentação, a ventoinha, além dos porta-fusíveis, chave seletora de tensão de alimentação e cabo de alimentação. No painel dianteiro estão colocadas as chaves geral do aparelho e de comando da bomba de aspiração, os potenciômetros que controlam a potência de ultra-som e a velocidade da bomba, os

conectores para o cabo do transdutor e para o do pedal de acionamento, e os indicadores luminosos coloridos: vermelho para alimentação geral, amarelo para o ultra-som e verde para a bomba de aspiração.

III.11-Bibliografia:

- (1)- Merkulov, L.G. - "Theory of Ultrasonic Concentrators" - Soviet Physics - Acoustics' 3, 1957 pp246-255.
- (2)- Merkulov, L.G. & Kharitonov, A.V. - "Theory and Analysis of Sectional Concentrators" - Soviet Physics - Acoustics' 5, 1959 pp183-190.
- (3)- Mitz, A.R. & Pottala, E.W. - "A Low-cost High-performance Ultrasonic Amplifier" - J. Acoust. Soc. Am.' 66(5), Nov. 1979.
- (4)- Olson, W.H. - "Electrical Safety" in "Medical Instrumentation - application and design" Webster, J.G. (ed.) - Houghton Mifflin Company' - Boston, 1978 pp667-700.
- (5)- van Randerat, J. & Setterington, R.E. (ed.) - "Piezoelectric Ceramics" - Philips-Mullard Ed. - 1974.
- (6)- Wolf - Instruction Manual - Percutaneous Universal Nephroscope 8955.

CAPÍTULO IV - Testes e Resultados:

Para se avaliar de forma completa o funcionamento de qualquer equipamento, um conjunto às vezes bastante extenso de testes é necessário, realimentado por múltiplas interações com a equipe de projeto. Não raro esse procedimento consome a mesma ordem de grandeza do tempo gasto no projeto, ou às vezes até mais.

No caso desse projeto, por uma imposição de prazo em seu término, os testes foram simplificados de maneira drástica, limitando-se como será visto, à avaliação do poder fragmentador em cálculos renais extraídos cirurgicamente.

Os parâmetros avaliados de forma quantitativa são o peso do cálculo a ser fragmentado, o tempo consumido nessa operação e a temperatura no ponto de aplicação das vibrações. Parâmetros avaliados secundariamente, como temperatura do transdutor, nível de ruído, desempenho da bomba de aspiração surgem na forma de comentários, sem referências quantitativas.

Os cálculos são acomodados em uma espuma de borracha, de maciez aproximadamente semelhante à do tecido que compõe a pelve renal, e totalmente imersos em água. Essas condições foram mantidas iguais para os diferentes tipos de cálculos analisados, e os parâmetros peso, tempo e temperatura são fornecidos respectivamente por uma balança de laboratório, um cronômetro e um termômetro de imersão.

Foram utilizados nos testes cálculos dos tipos que mais

frequentemente surgem nos procedimentos cirúrgicos, ou seja, os de oxalato de cálcio, os de fosfato amoníaco magnésiano e os de ácido úrico. Os resultados aparecem na tabela abaixo:

	Tipo	Peso (g)	Temperat.	Tempo (min)	Total
Cálculo 1	Oxal. Ca	12	25	15	20
Cálculo 2	Fosf. NH ₄ Mg	10	25	8	13
Cálculo 3	Fosf. NH ₄ Mg	25	25,5	15	22
Cálculo 4	Ac. Úr.	15	25	20	33

A coluna "Tempo" apresenta a somatória dos tempos de aplicação de ultra-som que o cálculo recebeu, subtraída dos intervalos. Foi adotado um padrão de aproximadamente 5 segundos de intervalo para cada 15 segundos de aplicação, de modo a simular com mais fidelidade um procedimento cirúrgico real. A aspiração foi acionada de forma contínua, com sucção em velocidade média.

Os resultados explicitam um desempenho bastante razoável do conjunto, encorajando a testes comparativos com equipamentos comerciais, seguidos de testes "in vivo" em animais e em pacientes humanos.

CAPÍTULO V - Discussão:

Neste último capítulo serão tecidas considerações sobre todo o trabalho, seu andamento e sobre como situá-lo dentro de seus objetivos precípuos e das perspectivas que a ele se abrem, nos contextos tecnológico e médico brasileiros.

- Falhas observadas e melhorias propostas:

Pode-se abordar esse item sob dois enfoques distintos: um atinente ao equipamento e suas partes constituintes de forma exclusiva, e outro, mais no âmbito funcional do sistema, considerando seu desempenho.

Não há dúvida que a contribuição mais significativa que este trabalho traz é no que diz respeito à transdução de ultra-som em potência e é portanto sobre isso que versa quase a metade da parte escrita, principalmente nas discussões dos princípios teóricos. Esse assunto, provavelmente por sua grande especificidade, não ganha destaque nos cursos de Engenharia e em decorrência disso, mesmo para um projeto relativamente simples como o proposto, constitui o centro das dificuldades.

Todos os passos que foram dados utilizando o princípio de magnetostrição, abandonado por não se adaptar às particularidades do projeto, e em seguida a piezoeletricidade, com êxito, contribuíram para aumentar o conhecimento sobre o assunto.

Existem, entretanto, algumas etapas a serem cumpridas no sentido de se otimizar a transdução e se entregar ainda mais potência ao cálculo, particularmente no que se refere à geometria ideal para o sistema acústico (concentrador e sonotrodo) e ao acoplamento do transdutor com a fonte de sinal elétrico. É possível que mais alguns protótipos tenham que ser contruídos e experimentados como forma de se chegar a um melhor termo sobre esses dois aspectos, mesmo porque são interdependentes em um grau muito pronunciado.

As publicações comerciais da firma KARL STORZ apresentam inovações principalmente no sonotrodo, que poderiam orientar um novo projeto dessa parte. Além de ser rosqueado no transdutor (o que simplifica sobremaneira os trabalhos de limpeza e esterilização), possui maior diâmetro - fragmentos maiores podem ser aspirados - e a extremidade que entra em contato com o cálculo é dotada de um anel metálico flutuante e serrilhado, que cumpre o papel de aumentar os modos de vibração da ponta do sonotrodo, multiplicando o seu poder fragmentador.

Em relação ao circuito eletrônico, pode-se trabalhar no sentido de melhorar o casamento de impedâncias entre o transdutor e a saída do amplificador de potência, na frequência de ressonância. Isso é uma consequência natural da caracterização elétrica em frequência do novo transdutor e eventualmente resulte em um novo projeto de transformador de saída.

Nessas condições, pequenos ajustes no circuito de realimentação talvez sejam necessários para melhorar a estabili-

dade de sua operação.

Quando se avalia o desempenho do protótipo do ponto de vista funcional, ou seja, quando é julgado em seu objetivo original - fragmentar cálculos renais - o aspecto que talvez mais chame a atenção nesse trabalho, seja a ausência de testes "in vivo". Apesar de ser este o último elo da cadeia de testes, ela foi simplificada, limitando-se a testes "in vitro", por dois motivos:

Testes em pacientes exigem maciço acompanhamento médico, pacientes selecionados e infra-estrutura hospitalar, condições estas que se verificaram só recentemente, quando o andamento do trabalho dificilmente poderia ser acelerado e seu término antecipado. Em relação a esse ponto vale observar o segundo motivo: o andamento do trabalho de tese, principalmente da construção do protótipo foi bastante truncado, sendo que somente nos últimos cinco meses é que ganhou um ritmo mais intensivo.

Ao lado disso, veio entretanto a exigência do término em um prazo bastante exíguo, em função do meu afastamento do país para o doutoramento. A opção foi de se terminar o protótipo da forma mais completa possível, sacrificando no entanto a etapas de testes, que fica desse modo na dependência de que outro pesquisador lhe dê seguimento.

Em resumo, a maior contribuição desse trabalho foi ter percorrido as primeiras e mais dificultosas etapas dentro de um assunto novo. Para tornar esse fato tecnológico num fato viável do ponto de vista médico, mais algumas interações entre médicos e engenheiros serão necessárias e provavelmente

algumas mudanças no projeto original, o que não diminuiu seu mérito.

- Perspectivas tecnológicas do aparelho:

Se a avaliação anterior for estendida, vale perguntar quais as perspectivas que se abrem para o projeto, após sua otimização. Continuará sem dúvida tratando-se de um equipamento muito atraente pelo baixo custo e demais vantagens levantadas na introdução do trabalho. Não existem dificuldades maiores em sua industrialização, do ponto de vista tecnológico (excetuando-se o instrumental endoscópico) e o parque industrial brasileiro está largamente habilitado a uma produção em escala. Esse aspecto é, no entanto, determinado principalmente pela realidade do mercado, considerando tratar-se de um segmento consumidor muito especializado.

Na eventualidade de uma produção em escala industrial, com uma demanda assegurada, talvez o fator limitante na popularização da técnica seja a importação do instrumental óptico e o de mecânica fina. Não se deve descartar no entanto a hipótese de que essa demanda se constitua em mais um fator de estímulo para o desenvolvimento também dessas partes na indústria nacional, já em crescente domínio da tecnologia de fibras ópticas.

- Localização da técnica no cenário médico-social:

Do ponto de vista da atualidade e da propriedade do projeto, sabe-se que nos centros médicos mais desenvolvidos do mundo a técnica de nefrostomia percutânea utilizando ultra-som está sendo considerada opção secundária diante daquela que faz uso das ondas de choque. Não há dúvida que quanto menos invasivo for o procedimento terapêutico, mais vantajoso e atraente ele se torna. É necessário porém lembrar a realidade médico-social brasileira, e quais suas condições para dar suporte a procedimentos tecnicamente superiores, mas excessivamente caros.

Há uma forte tendência nos países onde não estão completamente consolidadas políticas de saúde e assistência médica à população, em se adotar opções ou abrir espaços a tecnologias de alta sofisticação que acabam muitas vezes por condicionar o mercado e até a formação dos profissionais das áreas médicas, levando, não raro, a distorções como se verificou recentemente com o número exagerado de tomógrafos computadorizados que chegaram ao Brasil. A tecnologia existe para a melhoria da qualidade de vida das pessoas, mas o melhor uso dela só é feito quando em consonância com a realidade médico-social do país. Sob esse ângulo, a prioridade de investimento talvez não fosse nem para esse trabalho de ultra-som, mas em virtude de seus baixos custos, de uma demanda explícita e de não haver uma política clara que direcionasse a aplicação das verbas de pesquisa, os resultados que ele trouxe são sem dúvida bem-vindos, e em condições de serem perfeitamente assimilados pela realidade tecnológica, médica e social do Brasil.

- Riscos:

Qualquer equipamento médico, seja ele para uso invasivo ou não, exige uma atenção especial em relação aos riscos que a sua utilização envolve. Riscos imediatos ou a longo prazo devem ser considerados e existem já algumas normas e procedimentos padronizados, tanto para se avaliar a magnitude do risco que os equipamentos ou técnicas oferecem, quanto para caracterizar os limites de tolerância e suportabilidade do organismo.

Em relação ao ultra-som, praticamente tudo o que se encontrou era referente à ultra-sonografia diagnóstica, de características físicas completamente diversas das do projeto, como aparece com mais detalhes no capítulo I. Por outro lado, não se tem notícias de literaturas médicas onde estudos sobre eventuais danos ou lesões causados por ultra-som de potência apareçam. Muito embora os riscos da técnica de nefrostomia percutânea estejam mais associados à punção e à passagem do fio-guia, talvez fosse conveniente que avaliações histológicas dos tecidos submetidos à ação das vibrações ultra-sônicas fossem feitas, de modo a aquilatar com mais propriedade as conseqüências que esse procedimento traz.

APENDICE 1 - Concentradores Acústicos:

A teoria dos concentradores (ou transformadores de velocidade, como são algumas vezes chamados), pode ser descrita examinando-se o problema que envolve as vibrações longitudinais de barras com uma área de secção transversal variável. Como medida de simplificação, esses sólidos terão simetria axial e será assumido que durante a passagem das ondas de tensão, a frente de onda é plana e a tensão distribuída uniformemente pela secção transversal. Isso é uma aproximação, pois é certo que as deformações longitudinais da barra são acompanhadas de tensões transversais que modificam a distribuição de tensões na frente de onda e a resultante não é, portanto, plana. Entretanto, em concentradores cujo comprimento excede consideravelmente o diâmetro, as deformações transversais são pequenas e podem ser desprezadas.

Sob essas condições, somente uma componente tensora será diferente de zero e portanto a equação do movimento de uma camada infinitesimal genérica (fig.A.1.1) pode ser escrita da seguinte forma:

$$\rho S dz \frac{\partial u_z}{\partial t} = \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} S dz + \frac{\partial S}{\partial z} \sigma_{zz} dz$$

onde ρ é a densidade do material e S a superfície da secção transversal.

Fazendo-se a substituição $\sigma = E \partial u / \partial z$ (E = módulo de elasticidade, ou de Young) e tomando o caso de maior interesse - vibrações senoidais - chega-se à seguinte equação de

deslocamento:

$$u'' + \frac{1}{S} S' u' + k u = 0$$

onde $k^2 = \omega^2 \rho / E = \omega^2 / v^2$, $\omega = 2\pi f$ é a frequência angular das vibrações e v a velocidade das ondas longitudinais na barra.

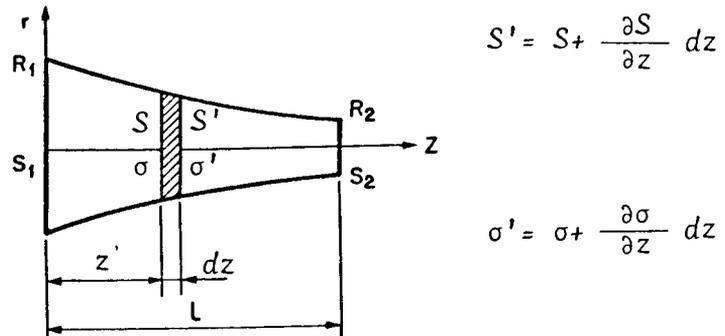


fig. A.1.1- Concentrador ultra-sônico genérico, com a porção infinitesimal usada nos cálculos.

Os concentradores seccionais (fig.A.1.2) permitem obter fatores de amplificação consideravelmente maiores do que os concentradores com formato simples, como o da fig.A.1.1, com as mesmas dimensões de base. São portanto mais adequados a dispositivos ultra-sônicos, onde são requeridas grandes amplitudes de oscilação e vibração.

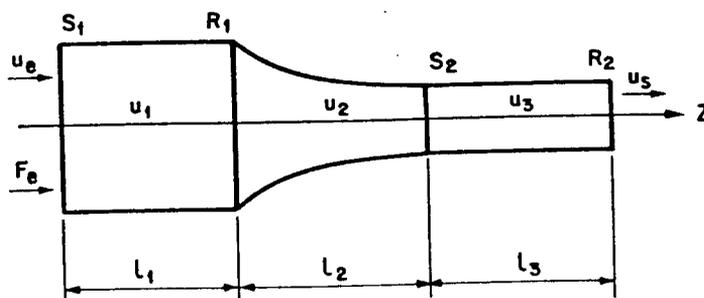


fig. A.1.2- Concentrador ultra-sônico seccional, com suas porções terminais de raio constante.

A secção central, onde há mudança de diâmetro, pode apresentar diversos formatos, sendo que os de interesse prático são os cônicos, exponenciais, catenoidais e em degrau.

O comportamento qualitativo de cada um deles pode ser avaliado na fig.A.1.3, onde os parâmetros tensão no material e amplitude da velocidade das partículas são mostrados. O concentrador em degrau exibe a maior amplificação e é, assim como o catenoidal, o perfil mais vantajoso para se obter altos ganhos, no entanto apresenta grandes problemas de fadiga de material e é muito crítico em relação à sintonia na frequência de ressonância; o cônico apresenta os mais baixos ganhos, ao lado de uma grande facilidade na construção.

Para pequenos valores de $N = R_2/R_1$, os quatro tipos apresentam, no entanto, um resultado aproximadamente igual. A escolha deve então recair sobre o perfil que melhor equilibre o aspecto de facilidade na construção com o ganho em amplitude e também considere a resistência do material às tensões máximas a que será submetido.

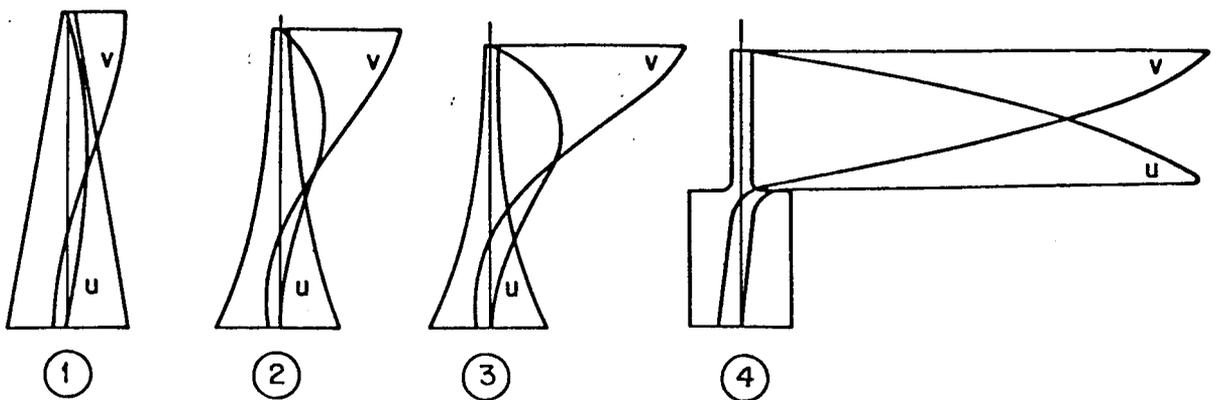


fig. A.1.3- Distribuição das velocidades (ou deslocamentos) e deformações (ou tensões) ao longo do comprimento em perfis (1) cônico, (2) exponencial, (3) catenoidal e (4) em degrau.

A solução da equação de deslocamento pode ser escrita da seguinte forma:

$$\begin{aligned} u_1 &= A_1 \cos k z + B_1 \operatorname{sen} k z & -l_1 < z < 0 \\ u_2 &= F(z) (A_2 \cos k z + B_2 \operatorname{sen} k z) & 0 < z < l_2 \\ u_3 &= A_3 \cos k z + B_3 \operatorname{sen} k z & l_2 < z < l_2 + l_3 \end{aligned}$$

Como os índices k são determinados exclusivamente pelas características do material, no caso particular do projeto são necessários três valores, um para o alumínio (k_1), outro para o aço inox (k_3) e um valor intermediário entre ambos (k_2) pois as características construtivas obrigaram a que o trecho $0 < z < l_2$ fosse dividido em duas partes, feitas com alumínio e aço inox (capítulo III, fig. III.5). Assim, três equações são necessárias para representar o que ocorre no concentrador do projeto:

$$\begin{aligned} u_1 &= A_1 \cos k_1 z + B_1 \operatorname{sen} k_1 z & -l_1 < z < 0 \\ u_2 &= F(z) (A_2 \cos k_2 z + B_2 \operatorname{sen} k_2 z) & 0 < z < l_2 \\ u_3 &= A_3 \cos k_3 z + B_3 \operatorname{sen} k_3 z & l_2 < z < l_2 + l_3 \end{aligned}$$

onde $F(z) = 1/r(z)$; $r(z)$ é o raio da barra na secção variável.

As condições de contorno para o deslocamento e as deformações são as seguintes:

para $z = l_2 + l_3$, $u_3 = u_d$, $u_3' = 0$:

$$\begin{aligned} A_3 \cos k_3 (l_2 + l_3) + B_3 \operatorname{sen} k_3 (l_2 + l_3) &= u_d ; \\ -A_3 \operatorname{sen} k_3 (l_2 + l_3) + B_3 \cos k_3 (l_2 + l_3) &= 0 \end{aligned}$$

para $z = l_2$, $u_2 = u_3$, $u_2' = u_3'$:

$$F(l_2) (A_2 \cos k_2 l_2 + B_2 \sin k_2 l_2) = A_3 \cos k_3 l_2 + B_3 \sin k_3 l_2 ;$$

$$F'(l_2) B_2 - F(l_2) k_2 A_2 \sin k_2 l_2 + F'(l_2) A_2 + F(l_2) k_2 B_2 \cos k_2 l_2 = \\ = -k_3 A_3 \sin k_3 l_2 + k_3 B_3 \cos k_3 l_2$$

para $z = 0$, $u_1 = u_2$, $u_1' = u_2'$:

$$A_1 = F(0) A_2 ; \\ k_1 B_1 = F'(0) A_2 + F(0) k_2 B_2$$

para $z = -l_1$, $u_1 = u_e$, $E S_1 u_1' = -F_e$:

$$A_1 \cos k_1 l_1 - B_1 \sin k_1 l_1 = u_e \\ E k_1 S_1 (A_1 \sin k_1 l_1 + B_1 \cos k_1 l_1) = -F_e$$

Resolvendo esse sistema, obtém-se as constantes A_1 , B_1 , A_3 , B_3

$$A_1 = \frac{u_e \Delta_1}{\Delta_1 \cos k_1 l_1 - \Delta_2 \sin k_1 l_1}, \quad B_1 = \frac{u_e \Delta_2}{\Delta_1 \cos k_1 l_1 - \Delta_2 \sin k_1 l_1} \\ A_3 = \frac{u_e N \cos k_3 (l_2 + l_3)}{\Delta_1 \cos k_1 l_1 - \Delta_2 \sin k_1 l_1}, \quad B_3 = \frac{u_e N \sin k_3 (l_2 + l_3)}{\Delta_1 \cos k_1 l_1 - \Delta_2 \sin k_1 l_1}$$

onde $N = F(l_2)/F(0) = R_1/R_2$

$$\Delta_1 = \cos k_1 l_3 (\cos k_2 l_2 + \delta_4 \sin k_2 l_2) - \frac{k_1}{k_2} \sin k_1 l_3 \sin k_2 l_2, \\ \Delta_2 = \sin k_3 l_3 (\cos k_2 l_2 - \delta_1 \sin k_2 l_2) - \cos k_3 l_3 (\delta_2 \cos k_2 l_2 - \delta_3 \sin k_2 l_2)$$

As quantidades δ_1 , δ_2 , δ_3 e δ_4 dependem somente do formato do segmento concentrador :

$$\delta_1 = \left[\frac{1}{k_2} \frac{F'(0)}{F(0)} \right] \quad \delta_2 = \frac{1}{k_1} \left[\frac{F'(\ell_2)}{F(\ell_2)} - \frac{F'(0)}{F(0)} \right]$$

$$\delta_4 = \frac{1}{k_2} \left[\frac{F'(\ell_2)}{F(\ell_2)} \right] \quad \delta_3 = \frac{1}{k_2 k_3} \left[k_2^2 + \frac{F'(\ell_2)}{F(\ell_2)} \right]$$

A equação da frequência de ressonância é obtida fazendo $F_e = 0$

$$\operatorname{tg} k_1 \ell_1 = - \frac{\Delta_2}{\Delta_1}$$

Para um concentrador seccional de perfil catenoidal, tem-se para $0 < z < \ell_2$

$$S = S_2 \cosh^2 \gamma (\ell_2 - z)$$

$$\gamma = \frac{1}{\ell_2} \operatorname{arc} \cosh N$$

$$\frac{F'(z)}{F(z)} = \gamma \operatorname{tgh} \gamma \cdot (\ell_2 - z)$$

$$k_2 = \sqrt{k^2 - \gamma^2}$$

$$\delta_1 = \frac{\gamma}{k_2} \operatorname{tgh} \gamma \ell_2$$

$$\delta_2 = - \frac{\gamma}{k_1} \operatorname{tgh} \gamma \ell_2$$

$$\delta_3 = \frac{k_2}{k_1}$$

$$\delta_4 = 0$$

Essas equações possibilitam determinar os pontos necessários para caracterizar o formato construtivo do concentrador, assim como a frequência de ressonância em função de suas dimensões físicas.

No caso das medidas adotadas no projeto, a tabela de

pontos aparece no item III.5 e sua frequência de ressonância calculada foi de **21** kHz.

Referências Bibliográficas:

- Merkulov, L.G. - "Theory of Ultrasonic Concentrators" - 'Soviet Physics - Acoustics' 3, 1957 pp246-255.
- Merkulov, L.G. & Kharitonov, A.V. - "Theory and Analysis of Sectional Concentrators" - 'Soviet Physics - Acoustics' 5, 1959 pp183-190.

APENDICE 2 - Comportamento dinâmico do transdutor:

Um transdutor piezoelétrico operando próximo à sua frequência de ressonância série (definida abaixo) pode ser caracterizado pelo circuito equivalente simplificado da fig. A.2.1:

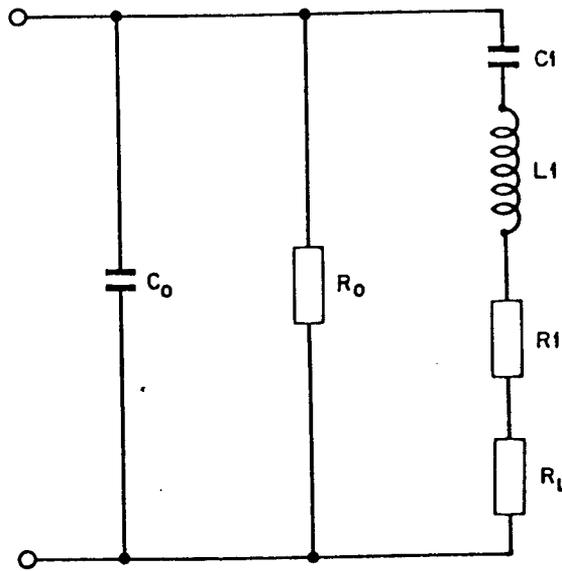


fig. A.2.1- Circuito equivalente de um transdutor piezoelétrico, onde:

- C_0 = capacitância do transdutor bem abaixo da ressonância menos a capacitância C_1
- R_0 = resistência paralela representando as perdas dielétricas $(2\pi f_c \cos \delta)^{-1}$ do transdutor
- R_1 = resistência representando as perdas mecânicas
- R_L = resistência de carga representando a energia irradiada (no vácuo, $R_L = 0$)
- C_1 = capacitância do circuito mecânico
- L_1 = indutância do circuito mecânico
- $\text{tg} \delta$ = fator de perdas dielétricas

Se os módulos da admitância $|Y|$ e impedância $|Z|$ forem postos em um gráfico contra frequência, as curvas obtidas são mostradas na fig. A.2.2. A frequência f_m na qual a admitância encontra um máximo situa-se junto à frequência de ressonância série:

$$f_m = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{L_1 C_1}}$$

que é a frequência na qual a impedância do circuito equivalente torna-se igual a $R_1 + R_L$.

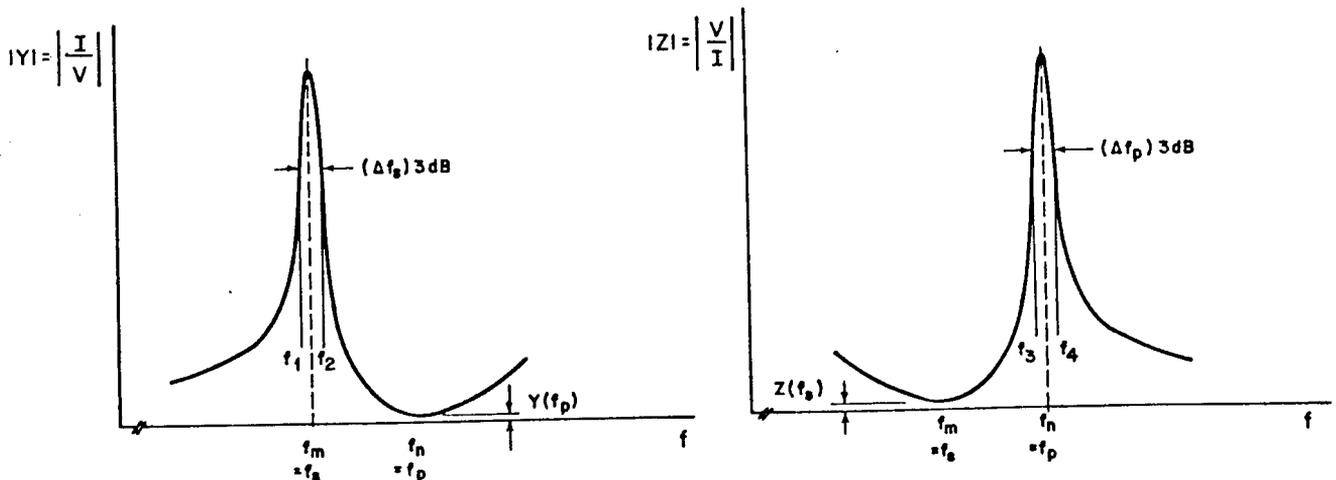


fig. A.2.2- Admitância (a) e Impedância (b) em função da frequência. Abaixo de f_s e acima de f_p o transdutor apresenta-se capacitivo, entre f_s e f_p apresenta-se indutivo.

A frequência δ_n na qual a admitância encontra um mínimo situa-se junto à frequência de ressonância paralela:

$$\delta_p = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{C_0 + C_1}{L_1 C_0 C_1}}$$

que é a frequência na qual a impedância do circuito equivalente torna-se infinita se R_1 for ignorada e R_0 for infinita. O fator de qualidade mecânica Q_m pode ser derivado dos valores com 3 dB de largura de banda:

$$Q_{ms} = \frac{\delta_s}{(\Delta \delta_s)_{3dB}} = \frac{\delta_s}{\delta_2 - \delta_1} \quad Q_{mp} = \frac{\delta_p}{\delta_4 - \delta_3}$$

O coeficiente de acoplamento efetivo K_{ef} pode ser derivado das frequências de ressonância série e paralela do transdutor sob condição de carga nula.

$$\frac{K_{ef}^2}{1-K_{ef}^2} = \frac{\delta_p^2 - \delta_s^2}{\delta_s^2} = \frac{C_1}{C_0}$$

ou

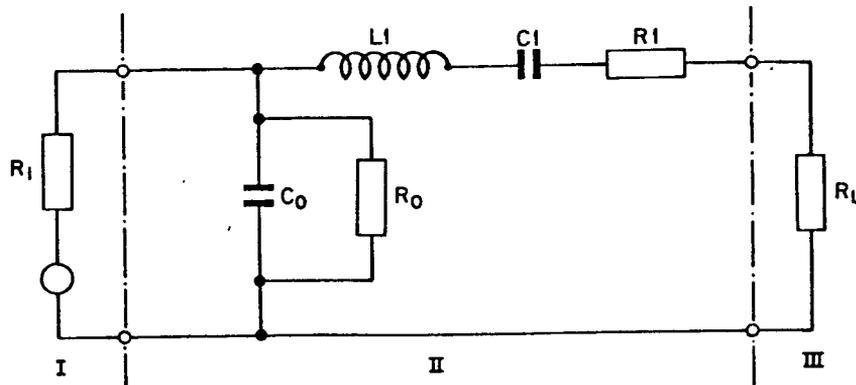
$$K_{ef} = \sqrt{\frac{\delta_p^2 - \delta_s^2}{\delta_p^2}}$$

Quando $K_{ef} \ll 1$, pode-se escrever:

$$K_{ef}^2 \cong 2 \frac{\delta_p - \delta_s}{\delta_s} = 2 \frac{\Delta\delta}{\delta_s}$$

Pode ser mostrado que $(\Delta\delta_p)_{3dB} < (\Delta\delta_s)_{3dB}$, enquanto que a diferença entre as duas larguras de banda aumenta com K_{ef} . Desde que, por outro lado $\delta_p > \delta_s$, também é sempre verdade que $Q_{mp} > Q_{ms}$.

O circuito equivalente completo do transdutor operando como emissor ultra-sônico é dado na fig.A.2.3.



- I - Fonte CA com resistência interna
- II - Transdutor cerâmico
- III - Carga acústica

fig. A.2.3- Circuito equivalente do transdutor operando como emissor de ultra-som.

Além de δ_s e δ_p , há no transdutor uma frequência de resposta máxima δ_M , na qual o módulo de sua função transferência é máximo e na qual um emissor dá saída máxima. A frequência δ_M , a largura de banda e a potência de saída são in-

fluenciadas pela resistência externa R_i que é a impedância interna do gerador.

Quando $K_{ef} \ll 1$, (tal como na maioria dos casos) têm-se as seguintes relações:

$$\delta_M = \delta_s + \frac{\delta_p - \delta_s}{1 + \frac{1}{Q^2}}$$

onde $Q = \omega_s C_0 R_i$ ($R_i \ll R_0$);

$$\delta_M = \delta_s$$

para $Q \ll 1$ (condição de curto circuito, R_i pequeno)

$$\delta_M = \delta_p$$

para $Q \gg 1$ (condição de carga nula, R_i grande). Em $Q=1$, δ_M situa-se a meia distância entre δ_s e δ_p . A largura de banda aproximada pode ser calculada de:

$$(\Delta\delta_M)_{3dB} = (\Delta\delta_s)_{3dB} \left(1 + \frac{Q Q_{ms} K_{ef}^2}{1 + Q^2}\right) = \frac{\delta_s}{Q_{mp}} \left(1 + \frac{Q Q_{mp} K_{ef}^2}{1 + Q^2}\right)$$

Próximo a δ_p , essa fórmula é menos acurada. A largura de banda máxima é obtida quando $Q=1$, com

$$(\Delta\delta_M)_{3dB} = (\Delta\delta_s)_{3dB} \left(1 + \frac{Q_{mp} K_{ef}^2}{2}\right)$$

A condição ótima de transferência de potência é obtida quando $Q=1$ com $K_{ef}^2 Q_{mp} \leq 2$. Se $K_{ef}^2 Q_{mp} > 2$, a condição ótima pode ser alcançada com dois valores diferentes de R_i . No caso de mínima impedância, em δ_s , é com $R_i \cong |Z(\delta_s)| \cong R_1 + R_L$, ou na de máxima impedância, em δ_p , com $R_i \cong |Z(\delta_p)| \cong \{1/\omega_p^2 C_0 (R_1 + R_L)\}$

Como condição ótima de operação, é sempre vantajoso sintonizar o transdutor com uma indutância. Isso pode ser feito

com uma indutância em paralelo (L_{par}) tão bem quanto com uma indutância em série (L_{ser}). Daí resultam dois circuitos ressonantes sintonizados: uma ressonância mecânica, formada por L_1 , C_1 e R_1 e uma ressonância elétrica formada por L_{par} (ou L_{ser}), C_0 e R_i (a resistência interna do gerador CA). As indutâncias são aproximadamente:

$$L_{par} = \frac{1}{\omega_p^2 C_0} \quad L_{ser} = \frac{1}{\omega_p^2 C_0}$$

A fig. A.2.4 mostra os circuitos equivalentes para circuitos sintonizados (sintonia série e paralela). A fig. A.2.5 mostra como a impedância varia com a frequência. A curva I é a de um transdutor sem carga acústica. Com uma carga média ou pesada, as curvas assumem as formas II e III respectivamente. A impedância do transdutor sintonizado em paralelo é real em δ_p , assim como o transdutor sintonizado em série é real em δ_s .

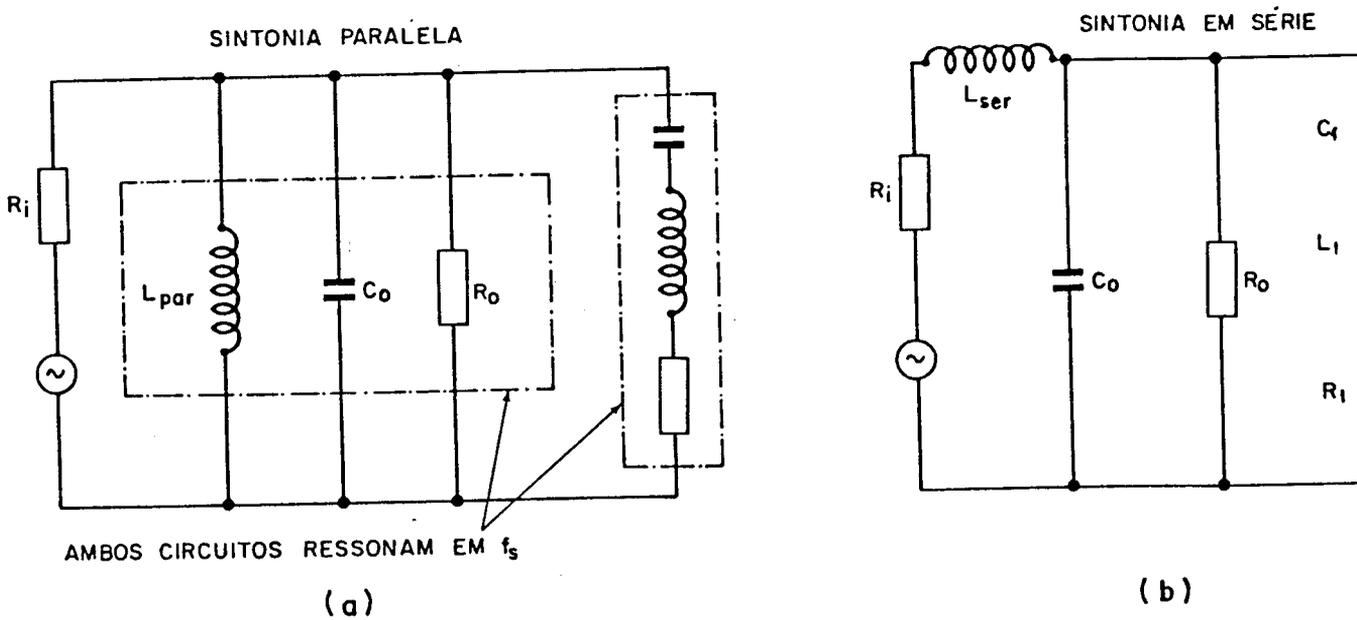


fig. A.2.4- Circuitos equivalentes dos transdutores sintonizados. (a) ressonância paralela; (b) ressonância série.

A máxima largura de banda B é aproximadamente igual à distância entre os respectivos máximos e mínimos de δ_s e δ_p sob condição de carga nula.

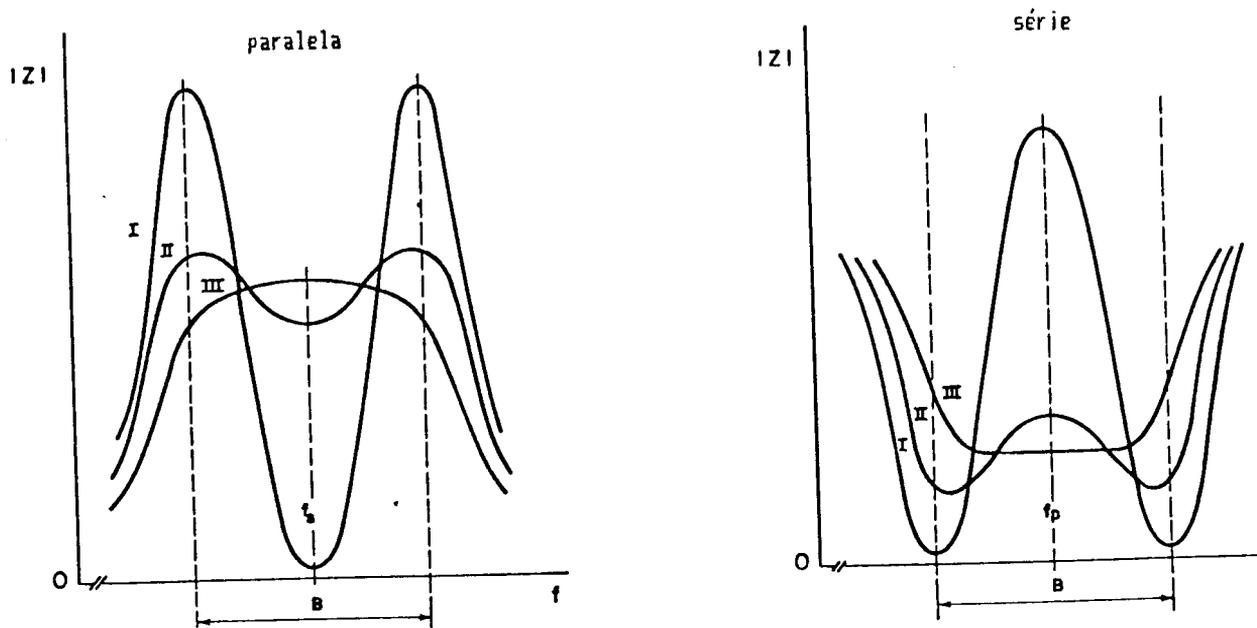


fig. A.2.5- Impedância em função da freqüência na ressonância série e paralela.

A largura de banda que se obtém por sintonia elétrica é aproximadamente igual ao produto do acoplamento efetivo pela freqüência de ressonância (série ou paralela):

$$B \cong K_{ef} \delta_{s,p}$$

A resistência interna R_i para uma curva de resposta em freqüência razoavelmente plana, em um arranjo de indutância paralela com um transdutor de fator de qualidade suficientemente alto ($Q_{mp} > Q$) pode ser calculado de:

$$Q = \sqrt{\frac{1 - K_{ef}^2}{2 K_{ef}^2}}$$

ou

$$R_i \cong \frac{0,7}{\omega_s C_0 K_{ef}} \quad [K_{ef}^2 < 1]$$

para um arranjo com indutância série, a fórmula é:

$$R_i \cong \frac{K_{ef}}{0,7 \omega_p C_0}$$

Referência Bibliográfica:

- van Randerat, J. & Setterington, R.E. (ed.) - "Piezoelectric Ceramics" - Philips-Mullard Ed. - 1974 pp159-168.

APÊNDICE 3 - Considerações sobre o projeto do transdutor:

A maioria das aplicações de ultra-som de alta intensidade que utilizam cerâmicas piezoelétricas, requerem transdutores de meio comprimento de onda, com frequência de ressonância entre 18 e 45 kHz. Se nesses casos forem utilizadas peças monolíticas de cerâmica, as especificações de potência exigiriam secções transversais e dimensões laterais de tal ordem que o tamanho final de um único bloco apresentaria enormes problemas de fabricação. Além disso, tais blocos poderiam ser relativamente ineficientes, porque o volume total do transdutor dissiparia energia vibracional a uma taxa inversamente proporcional ao fator de qualidade mecânico da cerâmica piezoelétrica (Apêndice 2), que é geralmente inferior ao dos metais.

A força vibracional da cerâmica só é eficiente de fato na metade do transdutor de meio comprimento de onda, onde a amplitude da tensão T_c encontra um máximo e então as duas porções terminais agem principalmente como massas inertes. Assim essas porções terminais podem ser convenientemente substituídas por partes não piezoelétricas mais baratas (usualmente metálicas) com coeficientes de qualidade mecânicos muito mais altos. Essa construção é conhecida como transdutor composto (ou "sandwich").

O fator de qualidade mecânico total (condição sem carga) dos transdutores compostos é algo maior do que aquele do transdutor monolítico e, devido à melhor refrigeração, a

temperatura nos componentes cerâmicos é mais baixa (mais longe da temperatura de Curie) melhorando a eficiência eletroacústica total. Isso é ilustrado na fig.A.3.1, onde as porções terminais 1 e 2 com comprimentos $l_1=l_2$ têm as mesmas propriedades acústicas e áreas de secção transversal das porções centrais de cerâmica. Nesse caso, as amplitudes de excursão u das faces terminais 1 e 2 são iguais ($u_1=u_2$) como são suas velocidades $\omega_\Delta u$. Conseqüentemente, as velocidades máximas obteníveis $(\omega_\Delta u)_M$ nas faces terminais estão relacionadas com a amplitude permissível no plano nodal central T_{CM} de acordo com a relação:

$$(\omega_\Delta u_1)_M = (\omega_\Delta u_2)_M = \frac{T_{CM}}{\rho_{mc} v_c} \quad [m/s]$$

onde ρ_{mc} é a densidade do material cerâmico e v_c a velocidade do som nesse material.

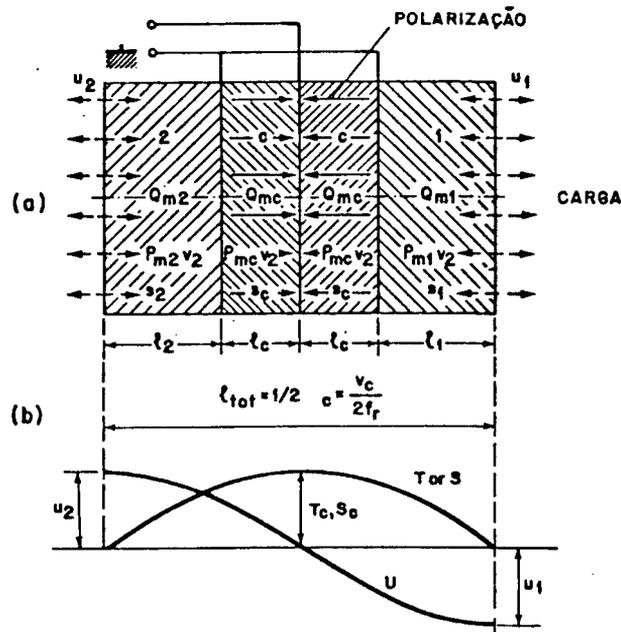


fig. A.3.1- (a) Transdutor cilíndrico composto, de meio comprimento de onda, (b) distribuição de tensões e velocidades em seu interior. Os números 1 e 2 referem-se às porções terminais e \circ à cerâmica.

Se um material arbitrário é usado em cada porção terminal enquanto o plano de união entre as porções centrais de cerâmica é mantido como o plano nodal (onde a amplitude da tensão encontra o máximo - T_{CM}), a amplitude e as relações de frequência vistas até aqui não valem mais. As novas equações podem ser convenientemente expressas em termos de dois parâmetros numéricos q_i e G_i (i é cada porção terminal 1 ou 2):

$$q_i = \frac{\rho_{mc} v_c A_c}{\rho_{mi} v_i A_i}$$

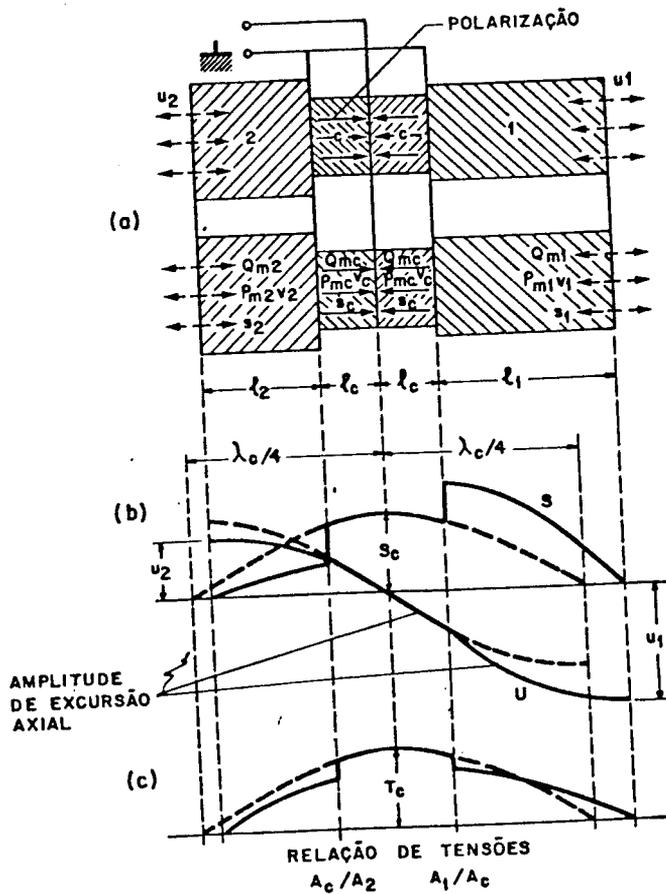


fig. A.3.2- (a) Transdutor composto, de meio comprimento de onda, com diferentes secções transversais e propriedades acústicas, (b) distribuição de tensões e velocidades em seu interior.

onde q_i é a razão das impedâncias acústicas características (ρv multiplicado pela área da secção transversal A) das porções central e terminal, com secções transversais A_c e A_i respectivamente. Na prática, $A_i \geq A_c$ (fig.A.3.2), e:

$$G_i = q_i^2 - (q_i^2 - 1) \operatorname{sen}^2\left(\frac{\omega \Delta l_c}{v_c}\right)$$

onde G_i é o coeficiente de ganho de intensidade ultra-sônica em cada face terminal em relação a um transdutor homogêneo (fig.A.3.1). Ambos q_i e G_i são unitários para o transdutor composto simples, mas são maiores que a unidade para porções terminais amplificadoras. G_i excursiona entre q_i^2 e a unidade, e aumenta quando a impedância acústica específica $\rho_m v_i$ decresce.

A tabela A.3.1 contém dados numéricos de v_{bar} e outras importantes propriedades de alguns materiais que são da maior importância para transdutores de alta intensidade, tanto para a face de maior intensidade ($G_1 > 1$) como para a face 2, cuja intensidade é geralmente reduzida ($G_2 < 1$). A tensão de fadiga T_f e a máxima tração S_f são dadas também. Estes são dados particularmente importantes se um parafuso de algum dos materiais indicados for usado no pré-tensionamento do transdutor.

Da tabela 2.1 conclui-se que:

- A combinação aço-cerâmica(PXE)-magnésio é muito favorável; a combinação mais barata aço-cerâmica-alumínio (duralumínio) é também favorável, mas para um transdutor de extensão menor.

quantity	unit	materials for the moderate-intensity end portion 2			ceramic central portion c			materials for the high-intensity end portion 1		
		tool steel	aluminium bronze (1)	naval brass (2)	PXE4	PXE41	PXE42	titanium alloy (3)	duralumin (4)	magnesium alloy (5)
ρ_m	10^3 kg/m^3	7,85	8,50	8,37	7,50	7,90	7,80	4,42	2,79	1,74
v_{bar}	m/s	5250	4070	3320	3220 (6)	2915 (6)	2850 (6)	4900	5130	4800
$\rho_m v_{bar}$	$10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$	41,2	34,6	27,8	24,0	23,0	22,3	21,7	14,3	8,35
s	$10^{-12} \text{ m}^2/\text{N}$	4,6	7,0	10,8	13,5 (7)	14,6 (7)	15,5 (7)	9,4	13,5	23,8
σ		0,29		0,35	$\approx 0,30$ (8)	$\approx 0,30$ (8)	$\approx 0,30$ (8)	0,36	0,34	0,28
$\Delta T/\Delta T$	$10^{-6}/^\circ\text{C}$	14		19	2,5	1,5	1,7	9	23	26
$Q_m^{(9)}$		≥ 1400	≥ 17000	≥ 3000	≈ 500 (10)	≈ 1000 (10)	≈ 750 (10)	≥ 2400	≥ 50000	
T_f	10^6 Pa	550	370	150				720	190	123
S_f	10^{-3}	2,52	2,59	1,69				6,80	2,57	2,93

- (1) Langley-Hidurax Special.
- (2) Naval brass BS 251 (right-hand-side data).
- (3) Titanium ICI 318A with composition 90% Ti, 6% Al, and 4% V.
- (4) Duralumin BS L 65 fully heat treated.
- (5) Magnesium alloy AZ61 with composition 93% Mg, 6% Al, and 1% Zn.
- (6) $v_3^E = 2N_3^E$.
- (7) s_{33}^E .
- (8) σ_{31} .
- (9) Mechanical quality factors at approximately half the fatigue strength; the symbol \geq stands for lower intensities. See also Section 8.4.
- (10) Q_m^E .

tabela A.3.1- Propriedades físicas dos materiais para transdutores de alta intensidade.

- Se o diâmetro D de um ressonador de meio comprimento de onda é comparável a ou maior que seu comprimento, então modos ressonantes "laterais" ou radiais são possíveis e podem (dependendo da relação diâmetro/espessura) estar próximos ou abaixo da frequência fundamental de vibração axial da cerâmica. Então, o melhor para esse tipo de transdutor, é ter $D < \lambda/2$ onde possível.

Nos muitos tipos de transdutores de alta potência é importante observar que as condições de operação solicitam de tal forma as diversas partes que muitas vezes o material cerâmico não suporta o tracionamento e as tensões mecânicas envolvidas e não raro sofre deformações irreversíveis ou até

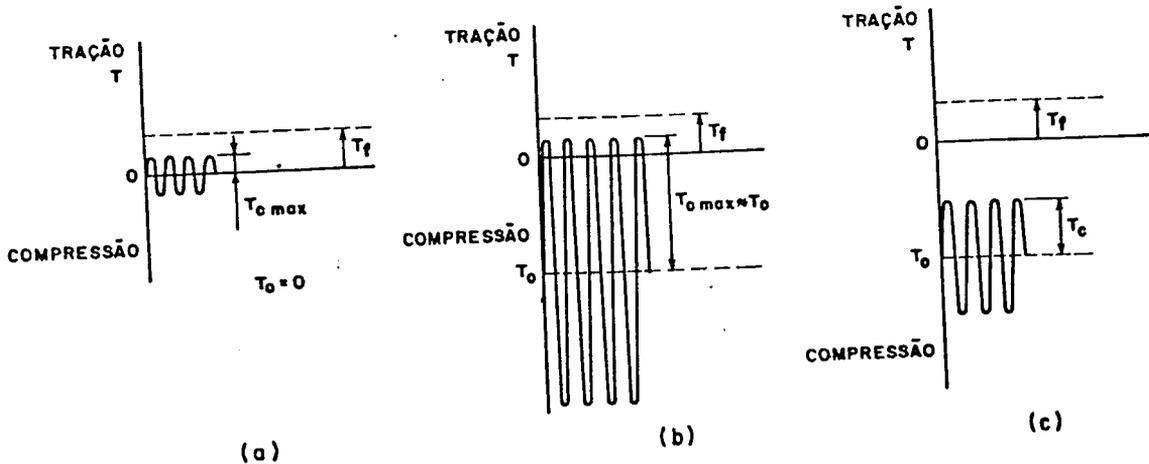


fig. A.3.3- Tensão de fadiga T_f , pré-tensionamento T_0 e amplitude da tensão máxima permissível $T_{c \text{ max}}$ no centro do transdutor

- (a) sem pré-tensionamento, pequeno (T_c limitada pela tensão de fadiga das cerâmicas);
- (b) com pré-tensionamento, (T_c limitada pela tensão de fadiga do parafuso),
- (c) com pré-tensionamento, (T_c limitada pelas perdas internas).

Isso pode ser contornado pré-tensionando-se mecanicamente os transdutores na direção axial por intermédio de um ou mais parafusos; a intensidade usual de pré-tensionamento T_0 é aproximadamente $25 \times 10^6 \text{ Pa}$ ($\sim 250 \text{ kg/cm}^2$). Nessas condições, T_0 substitui T_{cmax} , como é ilustrado na fig.A.3.3(b). Em operação contínua, o sobreaquecimento devido às perdas elétricas e mecânicas geralmente limita as tensões mecânicas inferiores, e a situação é como na fig.A.3.3(c).

Pré-tensionamentos mecânicos causam mudanças reversíveis (maiores ou menores) nas propriedades mecânicas e eletromecânicas das cerâmicas piezoelétricas. Um pré-tensionamento muito elevado pode causar a quebra do parafuso ou pode também modificar irreversivelmente as propriedades do material cerâmico (despolarização). Assim, a aplicação e remoção repetida desse pré-tensionamento mecânico poderia fazer variar de maneira irreproduzível a relação entre capacitância e tensão, ou entre fator de acoplamento e tensão. Garantindo-se, entretanto, que o pré-tensionamento seja mantido abaixo de $30 \times 10^6 \text{ Pa}$, as variações são razoavelmente reproduzíveis. Um pré-tensionamento muito baixo reduz a eficiência porque há um aumento nas perdas mecânicas nas várias interfaces.

Existem vários métodos de medida do pré-tensionamento, mas o mais seguro é a medida da carga gerada na cerâmica sob tensionamento mecânico crescente. Isso pode ser conseguido de forma indireta, medindo-se a tensão que aparece em um capacitor conectado às cerâmicas durante o período de compressão.

Um método mais simples do que a medida de carga é o torquímetro, mas menos acurado.

As forças no parafuso para se obter o pré-tensionamento proposto podem ser consideráveis; para uma cerâmica de 38 mm de diâmetro, elas alcançam de 25 a 30 kN. Quando uma tensão elétrica alternada é aplicada, o parafuso terá que suportar grandes forças adicionais, o que exigirá cuidados especiais com as dimensões e a fabricação da rosca.

Referência Bibliográfica:

- van Randeraat, J. & Settrington, R.E. (ed.) - "Piezoelectric Ceramics" - Philips-Mullard Ed. - 1974 pp123-145.