UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA POLITÉCNICA

ANDERSON TAVARES DE ANDRADE

**Estudo de técnicas de ultrassom e eletrônica direcionados para o
desenvolvimento de um equipamento de sonotrombólise.**

São Paulo
2020

ANDERSON TAVARES DE ANDRADE

Estudo de técnicas de ultrassom e eletrônica direcionados para o desenvolvimento de um equipamento de sonotrombólise.

Versão Revisada

Dissertação Texto apresentada à Escola de Politécnica da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração: Engenharia Biomédica

Orientador: Prof. Dr. Sérgio Shiguemi Furuie

São Paulo

2020

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Este exemplar foi revisado e corrigido em relação à versão original, sob responsabilidade única do autor e com a anuência de seu orientador.

São Paulo, 20 de novembro de 2020

Assinatura do autor:

Anderson T. de Andrade

Assinatura do orientador:

Sergio Furuie

Catálogo-na-publicação

Andrade, Anderson Tavares de

Estudo de técnicas de ultrassom e eletrônica direcionados para o desenvolvimento de um equipamento de sonotrombólise / A. T. Andrade, S. S. Furuie -- versão corr. -- São Paulo, 2020.
69 p.

Dissertação (Mestrado) - Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle.

1.Sonotrombólise 2.Eletrônica 3.Transdutor de ultrassom 4.Transdutor matricial I.Universidade de São Paulo. Escola Politécnica. Departamento de Engenharia de Telecomunicações e Controle II.t. III.Furuie, Sergio Shiguemi

RESUMO

O objetivo desta dissertação é estudar as características da PAUT (Phased Array Ultrasound Technique), capaz de direcionar e focalizar feixes de ultrassom produzidos por transdutores multi-elementos a partir da aplicação de atrasos aos sinais de controle.

O procedimento de sonotrombólise consiste na aplicação de ultrassom na região do coração para causar cavitação nas microbolhas, previamente injetadas na corrente sanguínea do paciente, gerando uma alta variação de pressão próxima ao trombo, atingindo-o e provocando a desobstrução parcial ou total das artérias, auxiliando no tratamento as vítimas de trombose coronária.

Aplicando a PAUT, propõe-se a utilização da focalização dos feixes de ultrassom em diferentes regiões focais distribuídas na região do coração por meio de uma varredura. O transdutor é dimensionado com base em dados médicos de tamanho e localização do coração humano.

A aplicação da varredura e focalização do transdutor é estudada analiticamente e por meio de simulações computacionais. Por meio destas, foi estudado o impacto da variação dos parâmetros de frequência de operação e dimensões do transdutor, uma vez fixado a quantidade de elementos do transdutor, o espaçamento entre eles e a número de ciclos por ativação.

Os mapas acústicos gerados pelas simulações foram comparados a partir dos parâmetros de intensidade acústica média temporal e máxima espacial, pressão relativa, aumento de temperatura e coeficiente de homogeneidade, definido ao longo da dissertação. As simulações mostram que a utilização da PAUT pode apresentar um coeficiente de homogeneidade de 93,14% e 98,26% para as frequências de operação de 250 kHz e 500 kHz, respectivamente.

Um projeto de hardware de baixo custo é apresentado para a construção de um protótipo para o equipamento de sonotrombólise, contemplando desde o armazenamento dos dados de atraso calculados para a aplicação, sua leitura, conversão dos sinais eletrônicos e aplicação ao transdutor matricial.

Palavras-chave: Sonotrombólise, Eletrônica, Transdutor de ultrassom, Transdutor matricial.

ABSTRACT

The objective of this dissertation is to study the PAUT (Phased Array Ultrasound Technique) characteristics, capable of directing and focusing ultrasound beams produced by multi-element transducers by applying delays to the control signals.

The sonothrombolysis procedure consists of applying ultrasound to the heart region to cause cavitation on the microbubbles, previously injected on the patient bloodstream, generating a high-pressure variation near the thrombus, reaching it and causing the partial or total artery clearance, helping to treat coronary thrombosis victims.

It is proposed the usage of the ultrasound beams focusing on different focal areas distributed in the heart region by a sweep. The transducer is dimensioned based on human heart size and location.

The sweep application and transducer focusing is studied analytically and by computer simulations. Based on this, we studied the impact of the operation frequency and transducer size variation, considering fixed the transducer element quantity, the spacing between them and the cycles number by activation.

The acoustic maps generated by the simulations were compared by the parameters of Spatial Peak Time Average Intensity, relative pressure, temperature raise and homogeneity coefficient. The simulations show that the PAUT use can present a homogeneity coefficient of 93,14% and 98,26% for the operation frequencies of 250 kHz e 500 kHz, respectively.

A low-cost hardware project is presented for a sonothrombolysis prototype construction, comprising the data storage of the calculated delays for the application, the delays reading, the electronic signal conversion and the application to the transducer matrix.

Keywords: Sonothrombolysis, Electronic, Ultrasound transducer, Transducer matrix.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Exemplo de discretização de um espaço tridimensional	20
Figura 2: Exemplo de aplicação do transdutor matricial no paciente	20
Figura 3: Anatomia do tórax masculino com coração.....	21
Figura 4: Ilustração lateral e frontal do coração em um corpo humano.....	22
Figura 5: Medida da espessura do tecido subcutâneo	22
Figura 6: Regiões de focalização e intermediária.....	23
Figura 7: Ilustração do transdutor matricial e um ponto focal	26
Figura 8: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 250 kHz	31
Figura 9: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 500 kHz	31
Figura 10: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 250 kHz	32
Figura 11: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 500 kHz	33
Figura 12: Análise do número de elementos do transdutor e energia aplicada na região central de focalização para 250 kHz e 500 kHz	36
Figura 13: Exemplo esquemático do transdutor matricial e sua região central de focalização	37
Figura 14: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz	39
Figura 15: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz	40
Figura 16: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz	40

Figura 17: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz	41
Figura 18: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz.....	43
Figura 19: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz.....	44
Figura 20: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz.....	45
Figura 21: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz.....	45
Figura 22: Comparação dos histogramas da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos e frequência de operação de 250 kHz	47
Figura 23: Comparação dos histogramas da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos e frequência de operação de 500 kHz	47
Figura 24: Exemplo de diagrama de sinais de ativação por tempo para uma região focal	48
Figura 25: Exemplo de diagrama de sinais de ativação por tempo para N regiões focais	49
Figura 26: Fluxograma macro de arquitetura do aparelho de sonotrombólise	50
Figura 27: Diagrama dos tipos de memória.....	51
Figura 28: Circuito simplificado de ativação de transdutores por chaveamento.....	54
Figura 29: Diagrama do transistor FET modelo N-Channel e P-Channel.....	55
Figura 30: Ilustração do transdutor matricial detalhada.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Características do transdutor matricial	24
Tabela 2: Valores de <i>PMI</i> para frequências de operação de 250 kHz e 500 kHz	29
Tabela 3: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz	32
Tabela 4: Simulação de número de elementos ativos do transdutor e seu perfil acústico para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz	34
Tabela 5: Características geométricas dos elementos do transdutor matricial	38
Tabela 6: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz	41
Tabela 7: Redimensionamento do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento	42
Tabela 8: Características geométricas dos elementos do transdutor matricial redimensionado	43
Tabela 9: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz	46
Tabela 10: Coeficiente de homogeneidade η_F^{-6}	46
Tabela 11: Comparação memórias seriais e paralelas	52
Tabela 12: Exemplo de programação da memória	53

GLOSSÁRIO

T_a	- Tempo de ativação
T_v	- Período de varredura de cada região focal
f_v	- Frequência de varredura
f_{op}	- Frequência de operação
N_n	- Número de regiões focais
v_n	- Volume de cada região focal n .
N_T	- Número de transdutores
T_{ck}	- Período de <i>clock</i>
f_{ck}	- Frequência de <i>clock</i>
f_a	- Frequência de amostragem do sinal s_n
d_{nT}	- Atraso referente à região focal n ao transdutor T
w_{nT}	- Largura do pulso referente à região focal n ao transdutor T
$s_{nT}(t)$	- Sinal de ativação referente à região focal n e ao transdutor T
$s_T(t)$	- Conjunto de sinais de ativação referente ao transdutor T
$s_T[n]$	- Conjunto de sinais de ativação digital referente ao transdutor T
$\widetilde{s}_T(t)$	- Conjunto de sinais de ativação reconstruído referente ao transdutor T
V_T	- Tensão aplicada aos transdutores
V_{Tmax}	- Tensão máxima aplicada aos transdutores
I_T	- Corrente de cada transdutor durante a ativação
V_A	- Tensão de alimentação do circuito
N_p	- Número de palavras da memória utilizada

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	12
2. OBJETIVO.....	14
3. FUNDAMENTOS.....	15
3.1 A SONOTROMBÓLISE.....	15
3.2 TECNOLOGIA PAUT.....	17
4. METODOLOGIA.....	19
4.1. O APARELHO DE SONOTROMBÓLISE.....	19
4.2. O TRANSDUTOR MATRICIAL.....	21
4.3 CÁLCULOS COMPUTACIONAIS E CARACTERÍSTICAS DA SIMULAÇÃO DO MAPA ACÚSTICO.....	24
5. RESULTADOS.....	34
5.1 PERFIL ACÚSTICO EM FUNÇÃO DO N° DE ELEMENTOS E FREQUÊNCIA.....	34
5.2 ANÁLISE DO PERFIL ACÚSTICO DA EXCITAÇÃO DE 9 ELEMENTOS POR FOCO EM 250 KHZ E 500 KHZ.....	38
5.3 REDIMENSIONAMENTO DO TRANSDUTOR MATRICIAL.....	42
5.4 ARQUITETURA DO HARDWARE.....	48
6. CONCLUSÃO.....	57
6.1 CONTRIBUIÇÕES.....	58
7. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA.....	60
ANEXO A - CÁLCULOS ANALÍTICOS PARA APLICAÇÃO DA PAUT.....	63

1. INTRODUÇÃO

A trombose pode ser definida como a formação de um coágulo na circulação sanguínea que resulta na obstrução de fluxo de sangue para alguma parte do corpo. Quando esta ocorre nas coronárias, artérias estas que levam oxigênio ao coração, pode causar o infarto e o óbito do paciente caso não seja tratado com urgência. Dentre os tratamentos existentes para a trombose, a sonotrombólise se destaca por ser um tratamento inovador e não invasivo.

A sonotrombólise consiste na destruição dos trombos por meio da aplicação local de ondas de ultrassom, causando a cavitação das microbolhas presentes na corrente sanguínea. A cavitação produz uma variação de pressão que, quando ocorre na região do trombo, pode dissolvê-lo parcialmente ou totalmente. A injeção de microbolhas na corrente sanguínea do paciente diminui a energia necessária para causar a cavitação na região do trombo, potencializando o procedimento.

Logo após o diagnóstico do infarto do miocárdio, o paciente deve ser transferido rapidamente para o hospital onde pode realizar exames para identificar a localização exata do trombo e, posteriormente, a desobstrução da artéria.

Durante o transporte do paciente para o hospital, em conjunto com os medicamentos administrados, poderia ser aplicado a técnica de sonotrombólise. O aparelho de sonotrombólise tem o objetivo de ser de fácil utilização, possibilitando que paramédicos realizem o procedimento com segurança, uma vez que a técnica não apresenta grandes riscos por ser não invasiva. Dessa forma as artérias poderiam ser desobstruídas, mesmo que parcialmente, até que o paciente chegue ao hospital, possibilitando que ele venha a sofrer menos danos e sequelas no transporte.

Para aplicar a técnica de sonotrombólise, primeiramente injeta-se na via sanguínea do paciente um líquido com microbolhas. Após a injeção, ondas de ultrassom de baixa frequência são aplicadas no peito do paciente por meio do transdutor do aparelho. As ondas de ultrassom produzem a cavitação das microbolhas presentes na via sanguínea do paciente. Essa cavitação, quando ocorrem na região do trombo,

destroem-no e, conseqüentemente, pode causar a desobstrução parcial ou total da artéria.

A técnica está sendo testada e explorada em outros estudos como em [1], comparando os efeitos da aplicação da sonotrombólise utilizando diferentes técnicas de ultrassom, frequências, transdutores, etc. seja por meio de simulações computacionais, aplicações em ambientes controlados (*“in vitro”*) ou testes em seres vivos.

2. OBJETIVO

Este trabalho tem por objetivo o estudo da técnica de ultrassom Phased Array Ultrasound Technique (PAUT) e sua aplicação no projeto de um equipamento de sonotrombólise portátil, de fácil uso e baixo custo. A partir de pesquisas sobre a anatomia humana, pretende-se dimensionar um transdutor que possibilite a focalização dos feixes acústicos em regiões focais distribuídas na região do coração por meio de uma varredura.

A partir do transdutor dimensionado, será feita uma análise da aplicação da varredura por meio de simulações computacionais, analisando, dentre os parâmetros escolhidos, qual é o impacto da sua alteração no desempenho do equipamento, considerando a pressão relativa aplicada na região do coração, uniformidade da distribuição e segurança da aplicação, tendo em foco o aumento da homogeneidade da varredura.

Por fim, o trabalho irá apresentar um projeto inicial de um hardware para a construção de um protótipo simples e de baixo custo visando a realização de testes e validação do equipamento proposto.

3. FUNDAMENTOS

3.1 A SONOTROMBÓLISE

A técnica de utilizar ondas sonoras de alta frequência em pacientes, também conhecida como ultrassom, é amplamente utilizada na área médica há muito tempo por ser um método simples, não invasivo e acessível para muitos hospitais. Apesar de ser uma técnica tradicional, a área está em constante evolução para a melhoria dos procedimentos existentes, ampliação da sua aplicação, descoberta de novas funcionalidades etc.

O Ultrassom é amplamente conhecido como método diagnóstico, ou seja, para detectar possíveis doenças por meio de exames como a ultrassonografia, porém há também procedimentos intervencionais onde o ultrassom pode ser utilizado como meio terapêutico, agindo ativamente no tratamento de algumas doenças. Dentre os estudos recentes da aplicação terapêutica do ultrassom encontra-se a sonotrombólise.

A sonotrombólise consiste na utilização de ultrassom para dissolver trombos em artérias periféricas e coronárias. Graças a sua característica não invasiva, a sonotrombólise mostra um grande potencial de auxílio no tratamento de trombose, principalmente da trombose das coronárias, como mostrado em [2][3].

As artérias coronárias são vasos sanguíneos responsáveis por irrigar o músculo do coração, o miocárdio. A obstrução total ou parcial desses vasos por conta da formação de trombos dificulta a chegada de oxigênio no miocárdio levando, em casos mais graves, a uma parada cardíaca.

Ao sofrer um infarto do miocárdio, o paciente deve ser atendido o mais rápido possível para que não haja sequelas e evitar óbito. No tratamento, primeiro são administrados medicamentos e, no hospital, o paciente é direcionado para o procedimento de desobstrução da artéria, comumente realizado com um cateter.

Este procedimento é delicado e invasivo, diferentemente da sonotrombólise que possibilita desobstruir parcialmente ou totalmente as artérias dissolvendo o trombo sem

danificar os tecidos ao seu redor, como visto em [4]. A utilização de um procedimento não substitui o outro.

A ação do ultrassom possibilita dissolver o trombo graças ao fenômeno da cavitação. A cavitação é um fenômeno onde pequenas cavidades formadas por gás, chamadas microbolhas, são expostas a um campo acústico e, devido a ele, oscilam, colapsam e rompem. A vibração e rompimento das microbolhas geram uma variação de pressão que, quando em contato com o trombo, podem quebrá-lo, desobstruindo parcialmente ou totalmente as artérias.

As microbolhas, agente fundamental no efeito da cavitação, está naturalmente presente em meios líquidos, está também presente na corrente sanguínea, possibilitando a realização do procedimento. Porém a inserção de microbolhas na corrente sanguínea pode potencializar o efeito da sonotrombólise, pois diminui a intensidade de ultrassom limite para induzir a cavitação. Dessa forma é possível obter uma cavitação de mesma intensidade com menor intensidade acústica.

A efetividade do procedimento está diretamente relacionada a frequência de onda acústica utilizada. Um estudo feito por Siegel em [5] mostram que ondas acústicas de frequências em uma faixa mais alta (2-10 MHz) não causam muitas alterações permanentes no meio que passam. Isto ocorre pois em alta frequência, as ondas acústicas sofrem maior atenuação conforme a Lei de Stokes para atenuação sonora, onde a amplitude de uma onda planar decresce exponencialmente com a distância percorrida pelo coeficiente α , calculado por:

$$\alpha = \frac{2\eta\omega^2}{3\rho V^3} \quad (1)$$

, onde η é o coeficiente de viscosidade dinâmica do fluido, ω é a velocidade angular da onda acústica, ρ é a densidade do fluido e V é a velocidade do som no meio. [6].

Além disso, ondas acústicas de altas frequências têm um menor comprimento de onda devido a relação

$$V = \lambda * f \quad (2)$$

, onde V é a velocidade da onda no meio, λ é o comprimento de onda e f é a frequência da onda. Quanto menor o comprimento de onda, maior a resolução espacial da onda de ultrassom. Estas características fazem com que ondas acústicas de frequências altas sejam ideais para aplicações diagnósticos.

Por outro lado, na sonotrombólise é ideal utilizar frequências menores (maiores que 0.02 MHz), pois estas possuem um coeficiente de atenuação α menor, atingindo assim maiores distâncias no meio com maior energia, conseguindo assim induzir a cavitação em maiores profundidades.

Além disso frequências menores, próximas a 20 kHz geram microbolhas maiores no meio que passam e estas, quando sofrem vibração e cavitação, produzem mais potência e mais energia de quando comparadas com microbolhas formadas por frequências maiores [7]. Estas microbolhas precisam de mais energia para que a cavitação seja alcançada, sendo que para frequências maiores que 2.5 Mhz a cavitação não é possível [2], a menos que sejam injetadas microbolhas artificialmente no paciente.

Mesmo sendo um procedimento não invasivo, alguns efeitos colaterais como o aumento de temperatura ou vibração excessiva podem danificar os tecidos próximos ao trombo. Para evitar que isto ocorra, outros aspectos como intensidade média temporal, pico de pressão acústico e frequência sonora correspondente também devem ser levados em consideração na aplicação da sonotrombólise [5][8].

3.2 TECNOLOGIA PAUT

Existem diferentes técnicas de ultrassom que podem ser usadas na aplicação de sonotrombólise; uma delas é a PAUT (Phased Array Ultrasound Technique). Esta técnica consiste em utilizar transdutores formados por pequenos elementos individuais que podem ser controlados separadamente, diferente das técnicas convencionais onde os elementos são controlados de forma simultânea [9]. A PAUT já é aplicada em diferentes

aplicações de ultrassom, como imagem [10], elastografia [11] e tratamentos cerebrais [12].

O controle individual dos elementos do transdutor permite que sejam aplicados eletronicamente atrasos nos elementos, possibilitando direcionar e emitir diferentes feixes acústicos conforme desejado, flexibilidade que não é possível atingir com as técnicas tradicionais. O direcionamento do feixe acústico é possível graças aos fenômenos de escaneamento eletrônico, focalização eletrônica e deflexão eletrônica.

O fenômeno de escaneamento eletrônico consiste na ativação de apenas alguns elementos do transdutor por vez, deslocando os elementos escolhidos de forma a provocar uma movimentação espacial do feixe acústico.

O fenômeno de focalização eletrônica baseia-se nos atrasos aplicados nos elementos para que o feixe acústico seja mais largo ou mais estreito, fazendo com que ele alcance diferentes profundidades sem que seja necessário trocar o transdutor.

O fenômeno de deflexão eletrônica utiliza os mesmos atrasos da focalização eletrônica, porém eles são utilizados para mudar a direção do feixe acústico que, conforme a combinação de atrasos utilizada, é emitido com um ângulo de incidência diferente.

A PAUT pode ser utilizada em diferentes tipos de transdutores. Cada transdutor tem características que possibilitam determinadas aplicações. Dentre os transdutores, destacam-se os transdutores matriciais que, devido a sua distribuição de elementos em duas dimensões, permitem que os feixes acústicos possam focalizar regiões em uma área tridimensional, conforme limitações do transdutor.

A combinação dos três fenômenos da PAUT permite que, com a utilização de um transdutor matricial, seja possível obter um conjunto de feixes acústicos com direções e intensidades diferentes, focalizando em um ponto ou área específica em uma região tridimensional. Essas características serão importantes na aplicação da sonotrombólise.

4. METODOLOGIA

4.1. O APARELHO DE SONOTROMBÓLISE

O aparelho de sonotrombólise deve ser capaz de aplicar ondas de ultrassom com energia suficiente para provocar a cavitação na região do trombo sem danificar outras regiões ou tecidos do corpo. Além disso é preciso que o aparelho abranja toda a área de coração, pois não é possível determinar a localização do trombo na sua aplicação na ausência de procedimentos complexos.

Devido a esta dificuldade, propõe-se neste trabalho um aparelho para a realização de uma varredura utilizando a PAUT, direcionando os feixes de ultrassom por toda área do coração do paciente, afetando um possível trombo que esteja na região determinada.

A PAUT possibilita, através dos fenômenos de escaneamento, focalização e deflexão eletrônica, direcionar os feixes de ultrassom emitidos por cada elemento para um mesmo foco, aumentando a intensidade na região escolhida, gerando nesta região uma alta variação de pressão e causando a cavitação das microbolhas. Como não se sabe a localização exata do trombo no paciente, propõe-se uma varredura focalizando os feixes acústicos em diversos pontos de forma a cobrir toda a região do coração, contendo as coronárias com possibilidade de obstrução.

Para isso é necessário discretizar a região onde está localizado o coração em N_n regiões focais, cada uma com volume v_n . Este volume é pequeno suficiente para que a variação da pressão ali causada pelo foco das ondas sonoras seja suficiente para a cavitação das bolhas. Na Figura 1 é exibido um exemplo de discretização do espaço.

Figura 1: Exemplo de discretização de um espaço tridimensional

Fonte: [13] – Modificado pelo autor.

Para realizar a varredura das N_n regiões focais com maior eficiência é preciso que seja utilizado um transdutor matricial, emitindo feixes acústicos em toda a região do coração, como exibido na Figura 2. As características deste transdutor serão determinadas na seção 4.2.

Figura 2: Exemplo de aplicação do transdutor matricial no paciente

Fonte: [14] – Modificado pelo autor.

4.2. O TRANSDUTOR MATRICIAL

Na construção do aparelho de sonotrombólise é preciso projetar e construir um transdutor matricial capaz de aplicar feixes acústicos focalizados em toda a região do coração através da PAUT. As características do transdutor devem ser determinadas a partir das características da aplicação da sonotrombólise.

A maior parte da energia de um transdutor matricial é emitida na direção normal à sua superfície, portanto o transdutor deve possuir dimensões maiores ou iguais a área do coração humano. De acordo com Henry Gray em *“Anatomy of the Human Body”*, o coração humano de um adulto mede aproximadamente 12 cm de comprimento, 8.5 cm de largura [15], como mostrado na Figura 3 e na Figura 4. Portanto o transdutor matricial deve possuir no mínimo essas dimensões.

A profundidade da aplicação está diretamente relacionada a frequência de operação do transdutor e a intensidade necessária para provocar a cavitação, uma vez que, quanto mais profunda a região, maior será a atenuação dos feixes emitidos. A profundidade da aplicação depende da espessura do coração e do tecido subcutâneo, tecido localizado entre a pele e o tórax, onde está localizado o coração.

Figura 3: Anatomia do tórax masculino com coração

Fonte: [16].

Figura 4: Ilustração lateral e frontal do coração em um corpo humano

Fonte: [14] e [17] – Modificado pelo autor.

Segundo Henry Gray em “*Anatomy of the Human Body*”, o coração de um humano adulto possui em média 6 cm de espessura [15]. Já o tecido subcutâneo, também conhecido como hipoderme, localizado entre o coração e a pele do paciente, apresenta variações de espessura para diferentes corpos. Um estudo feito pela Universidade de São Paulo com 86 adultos obteve uma espessura de tecido subcutâneo média de 1,52 cm [18]. Apesar da medida ser realizada em relação ao esterno (Figura 5), a espessura apresenta pouca variação na região do tórax, onde será aplicado o transdutor.

Figura 5: Medida da espessura do tecido subcutâneo

Fonte: [18].

Portanto, após o posicionamento do transdutor sobre o tórax do paciente (Figura 2), o volume onde o ultrassom será aplicado pode ser dividido em duas regiões: A região intermediária com 1,52 cm de profundidade, onde está localizado o tecido subcutâneo, e a região de focalização com 6 cm de profundidade, onde está localizado o coração (Figura 6).

Figura 6: Regiões de focalização e intermediária

Fonte: Autor

Portanto o transdutor deve emitir ondas de ultrassom capazes de provocar cavitação mesmo ao fundo da região de focalização, localizada a 7,52 cm do transdutor. Para isto, é preciso que f_{op} seja alto o suficiente para que o comprimento de onda λ_{op} garanta uma boa resolução espacial, porém o feixe não seja atenuado em altas profundidades. Além disso, é importante que tanto o *matching* quanto o *backing* do transdutor sejam dimensionados adequadamente para aumentar a transmissão de potência [19].

Levando em consideração estas características e para que outras variáveis sejam analisadas, este trabalho limita-se em analisar simulações utilizando as frequências de operação de 250kHz e 500kHz, e excitações de duração de 3 períodos, conforme a frequência de operação utilizada. Outras frequências e períodos de excitação também podem ser estudados para a aplicação.

Por fim, a quantidade de elementos do transdutor e seus espaçamentos também devem ser levados em consideração no projeto do transdutor. A quantidade de elementos do transdutor deve ser suficiente para apresentar uma boa precisão na focalização, porém também seja reduzida para manter as características de baixo custo

e complexidade eletrônica do aparelho desejado, uma vez para cada elemento adicionado deve-se adicionar um canal ao hardware de controle. Portanto será analisado neste trabalho um transdutor matricial 8x8 com 64 elementos.

A potência acústica emitida por cada elemento do transdutor é proporcional a sua própria área. Desse modo, para aumentar a potência acústica dos elementos do transdutor, é preciso que o espaçamento entre os elementos seja pequeno. Portanto, neste trabalho será considerado o espaçamento entre os transdutores em 0,5 mm.

Tabela 1: Características do transdutor matricial

Característica	Valor
Dimensão do transdutor	12 cm x 8,5 cm (ou maior)
Quantidade de elementos	64
Espaçamento entre os elementos	0,5 mm
Frequência de operação	250 kHz / 500 kHz
Tempo de excitação por foco	3 períodos

Fonte: Autor

Para diminuir o número de parâmetros a serem analisados, serão tomados como fixos a quantidade de elementos do transdutor, o espaçamento entre eles e a quantidade de ciclos por ativação com os valores descritos na Tabela 1. Nas próximas seções serão analisadas as dimensões e a frequência do transdutor matricial, o número de elementos ativados em cada varredura e as regiões focais utilizadas.

4.3 CÁLCULOS COMPUTACIONAIS E CARACTERÍSTICAS DA SIMULAÇÃO DO MAPA ACÚSTICO

Apesar da possibilidade de calcular analiticamente as pressões do mapa acústico geradas por um transdutor, como demonstrado no ANEXO A, as análises deste trabalho serão feitas a partir de cálculos computacionais devido sua praticidade e velocidade de cálculo. Existem softwares como FOCUS [20], k-Wave [21], entre outros que são

especializados em simulações de ondas de ultrassom, calculando de forma rápida e precisa mapas acústicos de pressão e atrasos para conjuntos de transdutores.

Para que o aparelho de sonotrombólise possa realizar a cavitação de forma uniforme na região do coração, espera-se que a energia emitida seja concentrada na região de focalização, evitando que ocorra cavitação entre o coração e a superfície, o que pode gerar efeitos colaterais a outros tecidos.

Portanto o conjunto de pontos focais $\mathcal{F}$ utilizados na aplicação da PAUT devem ser escolhidos dentro da região de focalização, evitando assim focalização na região intermediária.

Para cada ponto focal f do conjunto de pontos focais $\mathcal{F}$, é determinado quais elementos serão ativados, como exibido na Figura 7 e, a partir disso, são calculados os atrasos para cada elemento e a pressão exercida pelo conjunto em toda a região de focalização. Este procedimento é detalhado a seguir:

1. Escolhe-se um ponto focal f de $\mathcal{F}$
2. Determina-se, para o ponto focal f , quais elementos do transdutor serão ativados.
3. Calcula-se os atrasos para os elementos.
4. Aplica-se o atraso e o sinal de controle $s_{nT}(t)$ nos elementos com a frequência de operação f_{op} .
5. Registra-se a pressão em função do tempo $P_f^i(t)$ em cada um dos pontos i pertencentes tanto na região de focalização C_{in} quanto na região intermediária C_{out} .
6. Repete-se os passos 1 a 5 até que sejam simulados todos os pontos focais de $\mathcal{F}$.

Após repetir os passos para todos os pontos focais f de $\mathcal{F}$, obtém-se um conjunto de funções $P_f^i(t)$ para todos os pontos i das regiões C_{in} e C_{out} . Na aplicação, os pontos focais f serão excitados em sequência a cada t_f segundos, formando, portanto, uma única função no tempo $P_{\mathcal{F}}^i(t)$ calculada como a seguir:

$$P_{\mathcal{F}}^i(t) = \sum_{f \in \mathcal{F}} P_f^i(t - t_f), 0 \leq t < T_v \quad (3)$$

Figura 7: Ilustração do transdutor matricial e um ponto focal

Fonte: Autor

Com o cálculo e aplicação dos atrasos, pode-se garantir, para meio homogêneo, que os feixes de ultrassom emitidos cheguem em fase em cada uma das regiões focais escolhidas na discretização da região de focalização. A região focal é maior do que um ponto e depende, assim como sua intensidade, da duração do pulso, do comprimento de onda, da geometria do transdutor, do meio de propagação [22] e da distribuição geométrica dos transdutores.

No presente texto, empregaremos simplesmente o termo pressão significando a pressão acústica, ou seja, a diferença entre a pressão absoluta no espaço e tempo e a pressão de equilíbrio no ponto de medida.

A partir das simulações realizadas, o cálculo de algumas variáveis será essencial para que seja feita a análise da eficiência dos métodos utilizados. A seguir serão detalhadas cada uma delas:

- **Pressão pico a pico (P_{pp}^i)**

A cavitação das microbolhas na corrente sanguínea do paciente ocorre devido ao gradiente de pressão e a pressão pico a pico causado pelas ondas de ultrassom. A pressão pico a pico na região i , definida como P_{pp}^i é calculada conforme abaixo:

$$P_{pp}^i = P_{max}^i - P_{min}^i \quad (4)$$

$$P_{max}^i = \max_{t \in [0, T_v]} P_{\mathcal{F}}^i(t) \quad (5)$$

$$P_{min}^i = \min_{t \in [0, T_v]} P_{\mathcal{F}}^i(t) \quad (6)$$

Por questões de segurança, é preciso também monitorar o índice mecânico (MI), a intensidade acústica média temporal e máxima espacial (I_{SPTA}) e o aumento de temperatura (ΔT) em toda a região de aplicação.

- **Intensidade acústica média temporal e máxima espacial (I_{SPTA})**

Para o cálculo da intensidade acústica média máxima I_{SPTA} (*Spatial Peak Time Average Intensity*), é preciso primeiramente calcular a Intensidade instantânea, obtida pela fórmula [23]

$$I_{\mathcal{F}}^i(t) = \frac{P_{\mathcal{F}}^i(t)^2}{\rho c} \quad (7)$$

, onde ρ é a densidade do meio e c é a velocidade de propagação no meio. Nas simulações o meio analisado é aproximado pela água, onde $\rho = 997 \text{ kg/m}^3$ e $c = 1480 \text{ m/s}$.

A partir da intensidade instantânea, calcula-se a intensidade média $I_{TA\mathcal{F}}^i$ para cada ponto i e, após isto, calcula-se $I_{SPTA\mathcal{F}}$ como o ponto de maior intensidade média dentre ambas as regiões de focalização e intermediária, conforme exibido abaixo [23]

$$I_{TA\mathcal{F}}^i = \int_0^{T_v} \frac{I_{\mathcal{F}}^i(t)}{T_v} dt, \quad (8)$$

$$I_{SPTAF} = \max_{i \in C_{in} \cup C_{out}} I_{TAF}^i. \quad (9)$$

O cálculo da intensidade acústica média máxima espacial é importante para verificar se o aparelho se enquadra nas especificações de segurança, assim como compará-lo com demais aparelhos do mercado.

- **Índice mecânico (MI)**

O índice mecânico é uma função da pressão acústica mínima P_{min}^i aplicada em um ponto i e da frequência f_{op} e pode ser calculado conforme abaixo

$$MI^i = \frac{|P_{min}^i|}{\sqrt{f_{op}}} \quad (10)$$

Para caracterizar o aparelho, determina-se o MI_{max} como o maior MI^i , considerando ambas as regiões de focalização e intermediária, conforme abaixo

$$MI_{max} = \max_{i \in C_{in} \cup C_{out}} MI^i = \max_{i \in C_{in} \cup C_{out}} \frac{|P_{min}^i|}{\sqrt{f_{op}}} \quad (11)$$

,onde a pressão negativa mínima P_{min}^i é medida em $[MPa]$ e a frequência de operação f_{op} é medida em $[MHz]$.

- **Pressão de máximo índice mecânico (P_{MI})**

Para fins diagnósticos, o MI deve ser menor do que 1,9 [24], implicando que podemos obter o limite superior do pico da pressão de rarefação, que é dependente da frequência de operação. A pressão necessária para obter-se um *Mechanical Index* de 1,9 para determinada frequência f_{op} é chamada de P_{MI} . Os valores de P_{MI} para as frequências de 250 kHz e 500 kHz (Tabela 2) serão utilizados como referência neste trabalho.

Tabela 2: Valores de P_{MI} para frequências de operação de 250 kHz e 500 kHz

	$f_{op} = 250kHz$	$f_{op} = 500kHz$
P_{MI}	0,95 MPa	1,3435 MPa

Fonte: Autor

- **Aumento de temperatura (ΔT)**

Para garantir que nenhum tecido do paciente seja danificado durante o procedimento, é preciso analisar o aumento máximo de temperatura (ΔT) na região de aplicação causada pelas ondas de ultrassom.

Esta variação é diretamente proporcional à intensidade acústica média máxima espacial I_{SPTAF} e à duração total do procedimento D_p do aparelho, como exibido abaixo [23]:

$$\Delta T = 2\alpha I_{SPTA} \cdot \frac{D_p}{C_v} \quad (12)$$

, onde C_v é a capacitância térmica por unidade de volume e α é o coeficiente de atenuação. Nas simulações o meio analisado foi aproximado pela água, onde $C_v = 4,1796 \text{ J} \cdot \text{cm}^{-3} \cdot \text{K}^{-1}$, e considerou-se $\alpha = 1 \text{ N}_p \cdot \text{cm}^{-1}$.

Para fins diagnósticos, a temperatura máxima em qualquer ponto não deve ultrapassar 43 graus Celsius [23]. Como o corpo humano possui uma temperatura média de 37 graus Celsius, tem-se que $\Delta T < 6 \text{ K}$.

- **Coeficiente de Homogeneidade ($\eta_f^{\mu_{in}}$)**

A pressão pico a pico máxima P_{pp}^i na região de focalização deve ser relativamente homogênea de forma a garantir que ocorrerá cavitação das microbolhas em todo o volume do coração de maneira uniforme após o término da varredura. Quanto mais homogênea a distribuição da energia na região, melhor a cobertura da região do coração.

Para medir a homogeneidade da simulação, calcula-se a potência pico a pico máxima em dB em relação a P_{MI} para todo ponto i , como exibido abaixo. Considerou-se metade da amplitude pico a pico pois a P_{MI} se refere ao pico negativo.

$$P_{DB}^i = 20 \log_{10} \left(\frac{\frac{P_{pp}^i}{2}}{P_{MI}} \right) \quad (13)$$

Para avaliar a homogeneidade do conjunto $\mathcal{F}$, determina-se o subconjunto $C_{in}^* \subset C_{in}$ correspondente a região de focalização que é excitada com energia suficiente, de forma que

$$P_{DB}^{C_{in}} = \max(P_{DB}^i) / i \in C_{in} \quad (14)$$

$$P_{DB}^i - P_{DB}^{C_{in}} \geq \mu_{in} / i \in C_{in} \leftrightarrow i \in C_{in}^* \quad (15)$$

, onde μ_{in} é o limite mínimo de pressão pico a pico máxima, em dB . Neste trabalho, será considerado $\mu_{in} = -6 \text{ dB}$ para o cálculo do coeficiente de homogeneidade.

Dessa maneira, define-se o coeficiente de homogeneidade como

$$\eta_{\mathcal{F}}^{-6} = \frac{|C_{in}^*|}{|C_{in}|} \quad (16)$$

onde $\eta_{\mathcal{F}}^{-6} \in [0,1]$ e $|C|$ significa o número de elementos no conjunto C .

Para a análise da aplicação da sonotrombólise será considerado inicialmente um transdutor matricial de 64 elementos e dimensões iguais as dimensões do coração, ou seja, 8,5 cm por 12 cm e demais especificações como descritas na Tabela 1.

Realizando uma simulação de ativação simultânea dos elementos com o transdutor descrito acima obtém-se os mapas acústicos na Figura 8 e Figura 9.

Como pode ser notado, as interações entre os sinais emitidos tendem a ser mais intensas nas regiões centrais do transdutor e menos intensas nas demais regiões, fazendo com que haja pouca homogeneidade na região de focalização, fenômeno mais explícito para a frequência de operação de 250 kHz.

Figura 8: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 9: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

A distribuição da intensidade na zona de focalização C_{in} pode ser melhor analisada a partir de histogramas, como na Figura 10 e na Figura 11. Para ambas as

frequências de operação 250 kHz e 500 kHz há uma grande variação na pressão pico a pico chegando a 30 decibéis. Na aplicação de sonotrombólise isso pode acarretar a ocorrência da cavitação apenas em determinadas regiões tornando, portanto, o procedimento não eficiente. Os valores do coeficiente de homogeneidade η_F^{-6} , pressão pico a pico máxima P_{pp}^C , intensidade acústica média temporal e máxima espacial I_{SPTA} , índice mecânico MI e o aumento de temperatura ΔT são calculados a partir dos dados simulados e são exibidos na Tabela 3.

Tabela 3: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz

Frequência	η_F^{-6}	$P_{pp}^{C_{in}}$	$P_{DB}^{C_{in}}$	I_{SPTA}	MI	ΔT
250kHz	24,93 %	3,80 MPa	6,04 dB	6,44 W/cm ²	3,80	0,0092 °C
500kHz	76,07 %	2,17 MPa	-1,84 dB	1,13 W/cm ²	1,53	0,0016 °C

Fonte: Autor

Figura 10: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 11: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com ativação simultânea e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Na próxima seção será analisada a aplicação da PAUT para realizar a varredura nos pontos focais f de $\mathcal{F}$. Dessa forma, espera-se obter uma maior homogeneidade de pressão da região de focalização, medida pelo coeficiente $\eta_{\mathcal{F}}^{-6}$.

5. RESULTADOS

5.1 PERFIL ACÚSTICO EM FUNÇÃO DO N° DE ELEMENTOS E FREQUÊNCIA

Para aplicar o fenômeno de escaneamento eletrônico da PAUT é necessário escolher quais elementos serão ativados para cada ponto focal escolhido. Para isto foi levantado, por meio de simulações, o mapa acústico com a ativação de 1 a 64 elementos do transdutor. Cada transdutor possui 9.5 mm de aresta e é separado de seus vizinhos por um espaçamento de 0.5 mm. Experimentos foram realizados com frequências de 250kHz e 500kHz com foco nas coordenadas (x;y;z) iguais a (0;0;4,5 cm) e o resultado exibido na Tabela 4, com o plano xz para y=0 (central) e o plano xy para z=4,5 cm.

O perfil acústico muda conforme o número de elementos utilizados para realizar o foco, assim como P_{pp}^C . Quanto maior o número de elementos, maior a pressão P_{pp}^C , porém também mais espalhada, ou seja, menor a focalização, como pode ser observado nas simulações realizadas.

Tabela 4: Simulação de número de elementos ativos do transdutor e seu perfil acústico para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz

Núm. de Elementos Formação		Mapa Acústico 250 kHz	Mapa Acústico 500 kHz
1
		$P_{MI} = 0.95 \text{ MPa}$	$P_{MI} = 1.34 \text{ MPa}$
4
		$P_{MI} = 0.95 \text{ MPa}$	$P_{MI} = 1.34 \text{ MPa}$

Fonte: Autor

Figura 12: Análise do número de elementos do transdutor e energia aplicada na região central de focalização para 250 kHz e 500 kHz

Fonte: Autor

Na Figura 12 é exibido o percentual de energia emitida na região central de focalização para cada conjunto de elementos simulados nas frequências de 250 e 500 kHz. Nela é possível notar que, para a frequência de 250 kHz, a configuração que apresenta melhor resultado é o transdutor de 9 elementos, atingindo 28,8% de energia concentrada na região central de focalização, enquanto que, para a frequência de 500 kHz, a configuração que apresenta melhor resultado é o transdutor de 4 elementos, atingindo 36,3% de energia concentrada na região central de focalização. É possível notar que a eficiência do transdutor depende não somente de sua geometria, ou da quantidade de elementos, mas também da frequência de operação.

Analisando a Figura 12 pode-se notar que as configurações com 4, 9 e 16 elementos apresentam maior eficiência de energia. A configuração de elementos analisada neste trabalho será de 9 elementos com as mesmas dimensões dos elementos do transdutor matricial 8x8 de 12cm x 8,5cm, ou seja, elementos de 14,5 mm de comprimento, 10,1 mm de largura, espaçados por 0,05 cm.

Para comparar, medir e quantificar a cobertura realizada pelo grupo de elementos ativos do transdutor define-se a Região Central de Focalização (RCF) como a parte da região de focalização localizada em frente ao elemento ativo central, como exibido na Figura 13. A região representa a região do coração a ser excitada relativa aos elementos do transdutor ativados.

Define-se também uma Região de Máxima Pressão (RMP) definida pela região onde é observada uma pressão pico a pico P_{pp}^i maior que 50% da pressão pico a pico máxima P_{pp}^{Cin} .

Para que ocorra uma cobertura homogênea da região de focalização espera-se que, para um conjunto de elementos ativos do transdutor, a região RMP seja capaz de cobrir a região RCF.

Figura 13: Exemplo esquemático do transdutor matricial e sua região central de focalização

Fonte: Autor

Para a melhor cobertura da região central de focalização (RCF) pela região de máxima pressão (RMP) da matriz de transdutores, foram realizadas simulações com diferentes distâncias focais, obtendo-se melhores resultados com distância focal de 6,5

cm para ambas frequências de 250 kHz e 500 kHz. As características do transdutor obtido são exibidas na Tabela 5.

Tabela 5: Características geométricas dos elementos do transdutor matricial

Tamanho y	10,1 mm
	Tamanho x	14,5 mm
	Espaçamento	0,5 mm
	Distância focal	6,5 cm

Fonte: Autor

A partir da simulação de uma região de focalização, é possível simular o escaneamento eletrônico excitando todo o transdutor de 64 elementos, 9 elementos por excitação e, assim, levantar o mapa acústico de toda a região desejada.

Concluimos que a utilização de 9 elementos do transdutor para um ponto focal apresenta uma boa cobertura, mesmo que parcial, da Região Central de Focalização (RCF). Contudo precisa-se verificar a cobertura de toda a região de focalização por meio do levantamento do mapa acústico resultante da aplicação da PAUT em uma distribuição mais abrangente de pontos focais, o que será investigado na seção a seguir.

5.2 ANÁLISE DO PERFIL ACÚSTICO DA EXCITAÇÃO DE 9 ELEMENTOS POR FOCO EM 250 KHZ E 500 KHZ

Para isto, a região de focalização é discretizada em 36 pontos focais distantes de 1,5 cm no eixo x, 1,06 cm no eixo y e pertencentes ao mesmo plano xy com distância focal de 6,5 cm para ambas as frequências 250 kHz e 500 kHz. Os mapas acústicos das simulações são exibidos na Figura 14 e Figura 15.

Pode-se notar que a distribuição da pressão na região central ocorreu de maneira uniforme, porém nas regiões mais externas houve um nível baixo de energia (10% do nível máximo). Na Figura 16 e Figura 17 são exibidos os histogramas das simulações

realizadas, no qual pode-se notar a alta variação de pressão na região de focalização, assim como o impacto na região intermediária.

Figura 14: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 15: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Figura 16: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 17: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Calculando-se o coeficiente de homogeneidade, obtém-se $\eta_F^{-6} = 88,87\%$ para o transdutor de $f_{op} = 250 \text{ Hz}$ e $\eta_F^{-3} = 72,94\%$ para o transdutor de $f_{op} = 500 \text{ Hz}$. Além da homogeneidade, também é calculado a intensidade I_{SPTA} e a variação de temperatura ΔT .

Tabela 6: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz

Frequência	η_F^{-6}	$P_{pp}^{C_{in}}$	$P_{DB}^{C_{in}}$	I_{SPTA}	MI	ΔT
250kHz	88,87%	1,98 MPa	0,38 dB	8,12 W/cm^2	1,98	0,0117 °C
500kHz	72,94%	2,45 MPa	-0,78 dB	6,39 W/cm^2	1,73	0,0092 °C

Fonte: Autor

Concluimos que a aplicação da PAUT em todos os pontos focais apresentou bons resultados de homogeneidade, atingindo valores de η_F^{-6} maiores que 70%. Contudo pode-se notar que o valor pode ser melhorado com o aumento da área do transdutor,

uma vez que as zonas periféricas da região de focalização apresentam uma pressão relativa menor que as demais (Figura 14 e Figura 15). Este redimensionamento do transdutor será investigado na seção a seguir.

5.3 REDIMENSIONAMENTO DO TRANSDUTOR MATRICIAL

Pode-se notar pela Figura 14 que o tamanho do transdutor matricial não foi suficiente para cobrir toda a região de focalização pois a área excitada na extremidade oposta à matriz é de 8,6 cm x 6,4 cm. Para melhorar a cobertura da matriz de transdutores, pode-se aumentar o tamanho do transdutor de forma que a área excitada possa cobrir toda a região de focalização. Na Tabela 7 é exibido as dimensões referentes a matriz de transdutores antes e após seu redimensionamento.

Após o redimensionamento foi realizada novamente a simulação ativando os 9 elementos do escaneamento, considerando os dados da Tabela 7 e otimizando a cobertura da RCF, obtendo-se os melhores resultados com a distância focal de 8,5 cm e 2,5 cm para as frequências de 250 kHz e 500 kHz, respectivamente. Na Tabela 8 e são exibidas as características finais do transdutor redimensionado.

Tabela 7: Redimensionamento do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento

	Eixo x	Eixo y
Transdutor original	12 cm	8,5 cm
Elementos e espaçamento	1,5 cm	1,06 cm
Região de focalização obtida	8,6 cm	6,4 cm
Transdutor redimensionado	16,8 cm	11,2 cm
Elementos e espaçamento redimensionado	2,1 cm	1,4 cm

Fonte: Autor

Tabela 8: Características geométricas dos elementos do transdutor matricial redimensionado

Tamanho y	13,5 mm
	Tamanho x	20,5 mm
	Espaçamento	0.5 mm
	Distância focal	8,5 cm (250 kHz) 2,5 cm (500 kHz)

Fonte: Autor

Figura 18: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Comparando os mapas acústicos das matrizes de transdutores redimensionadas (Figura 18 e Figura 19) com os mapas acústicos originais (Figura 14 e Figura 15), é possível observar que a cobertura da matriz de transdutores redimensionado abrange

toda a região de focalização, refletindo em um histograma mais concentrado para ambas as frequências utilizadas, como observado nas Figura 20 e Figura 21.

Figura 19: Simulação do mapa acústico da pressão P_{DB}^i gerada pelo transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Após o redimensionamento da matriz de transdutores, obteve-se um maior coeficiente de homogeneidade, chegando a $\eta_{\mathcal{F}}^{-6} = 93,14\%$ e $\eta_{\mathcal{F}}^{-6} = 98,26\%$ para as frequências de 250 kHz e 500 kHz, respectivamente. Na Tabela 9 são exibidas as características analíticas do transdutor matricial redimensionado.

Figura 20: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 21: Histograma da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos redimensionado com a ativação de 9 elementos por escaneamento e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Tabela 9: Características analíticas do transdutor matricial de 64 elementos com a ativação de 9 elementos por escaneamento para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz

Frequência	η_F^{-6}	$P_{pp}^{C_{in}}$	$P_{pp}^{C_{in}}$	I_{SPTA}	MI	ΔT
250kHz	93,14%	2,37 MPa	1,94 dB	$3,65 \text{ W/cm}^2$	2,37	0,0145 °C
500kHz	98,26%	2,14 MPa	-1,96 dB	$4,36 \text{ W/cm}^2$	1,51	0,0063 °C

Fonte: Autor

A partir das simulações realizadas é possível comparar os resultados da aplicação do ultrassom para as frequências de operação 250 kHz e 500 kHz para a ativação simultânea dos elementos, aplicação da PAUT com o transdutor original e redimensionado, como exibido na Tabela 10.

Tabela 10: Coeficiente de homogeneidade η_F^{-6}

f_{op}	Ativação Simultânea	PAUT - Transdutor Original	PAUT - Transdutor Redimensionado
250 kHz	24,93 %	88,87%	93,14%
500 kHz	76,07 %	72,94%	98,26%

Fonte: Autor

A ativação simultânea apresenta uma baixa homogeneidade, principalmente para a frequência de 250 kHz. Com a aplicação da PAUT há um aumento da homogeneidade para a frequência de 250 kHz, chegando a quase 90%, enquanto para a frequência de 500 kHz há um leve decaimento. Em ambas as frequências, há uma baixa cobertura nas regiões periféricas da região de focalização.

Após o redimensionamento do transdutor, as regiões periféricas passam a receber maior energia, aumentando o coeficiente de homogeneidade para ambas as frequências, alcançando coeficientes de homogeneidade de mais de 90%.

O aumento do coeficiente de homogeneidade é um reflexo da condensação do histograma do mapa acústico no lado direito, demonstrando uma maior concentração de

voxels com alta intensidade de pressão pico a pico. A evolução dos histogramas para cada simulação realizada é exibido na Figura 22 e Figura 23.

Figura 22: Comparação dos histogramas da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos e frequência de operação de 250 kHz

Fonte: Autor

Figura 23: Comparação dos histogramas da pressão P_{DB}^i gerada pela simulação do transdutor matricial de 64 elementos e frequência de operação de 500 kHz

Fonte: Autor

Concluimos que o redimensionamento do transdutor na aplicação da PAUT melhorou a pressão relativa nas zonas periféricas, apresentando assim melhores valores de homogeneidade, atingindo valores de η_F^{-6} maiores que 90%. Uma vez realizada as simulações, é preciso projetar e desenvolver um hardware capaz de aplicar os atrasos calculados ao transdutor, o que será investigado na seção a seguir.

Nas simulações foram utilizados um período de varredura de 64 milisegundos e um tempo de aplicação total de 3 segundos. Estes valores dependem de características da simulação como número de regiões focais.

5.4 ARQUITETURA DO HARDWARE

Além dos mapas focais, as simulações utilizando o software FOCUS também calculam os atrasos eletrônicos d_{nT} necessários para cada um dos focos n e cada elemento T do transdutor matricial. A partir dos atrasos d_{nT} calculados e da definição do intervalo w_{nT} que cada elemento T fica ativo para cada foco n , pode-se determinar um conjunto de sinais de ativação ao longo do tempo. Na Figura 24 é exibido um exemplo do conjunto de sinais para a região focal $n = 1$.

Figura 24: Exemplo de diagrama de sinais de ativação por tempo para uma região focal

Fonte: Autor

Os atrasos d_{nT} significam o tempo transcorrido desde a ativação do primeiro transdutor até a ativação do transdutor T para a região focal n .

Definindo sinal de ativação para $n = 1:N_n$; $T = 1:N_T$ como

$$s_{nT}(t) = A \cdot \left(u(t - d_{nT}) - u(t - (d_{nT} + w_{nT})) \right); \quad (17)$$

, onde $u(t)$ é a função unitária e A é a amplitude do sinal, tem-se que, para cada região focal n , existirá um conjunto de N_T sinais de ativação $s_{nT}(t)$ contemplando a ativação de todos os N_T elementos para aquele foco. Como na seção anterior definiu-se a ativação de 9 elementos por região focal, apenas 9 sinais de ativação $s_{nT}(t)$ serão não nulos para determinado elemento T .

A varredura consiste na focalização de todas as N_n regiões focais. Para isto, define-se uma frequência de varredura f_v e um período de varredura T_v onde, a cada intervalo T_v , uma região focal é excitada e, conseqüentemente, um sinal $s_{nT}(t)$ é aplicado, formando assim o sinal $s_T(t)$ emitido pelo transdutor T , tal que

$$s_T(t) = \sum_{n=1}^{N_n} s_{nT}(t - (n - 1) * T_v); \quad T = 1:N_T, \quad (18)$$

, realizando assim, após o tempo $N_n * T_v$, a varredura do volume determinado. A Figura 25 exibe um exemplo do processo de varredura.

Figura 25: Exemplo de diagrama de sinais de ativação por tempo para N regiões focais

Fonte: Autor

O cálculo do conjunto de sinais $s_{nT}(t)$ é feito com o uso de softwares e simulações a partir dos parâmetros de projeto (conjunto de transdutores e discretização da região a ser excitada), portanto requer um alto processamento. Para tornar o aparelho de menor custo, este processamento pode ser realizado externamente e exportado para o aparelho através de uma memória externa. Desta forma os dados estarão gravados e o

processamento necessário será apenas para realizar a leitura da memória. O fluxograma da Figura 26 detalha esse processo.

Para gravar e exportar o conjunto de sinais $s_T(t)$ para uma ou mais memórias é preciso transformá-lo em sinais digitais $s_T[n]$. Isto pode ser feito utilizando uma frequência de amostragem f_a . Esta frequência deve ser da mesma ordem dos atrasos d_{nT} e da largura w_{nT} ou maior pois, caso contrário, a diferença do sinal reconstituído pode ser relativamente grande e alterar o resultado da aplicação.

Figura 26: Fluxograma macro de arquitetura do aparelho de sonotrombólise

Fonte: Autor

Os sinais digitais $s_T[n]$ gravados na memória contém toda a informação necessária para fazer a varredura conforme simulado anteriormente, porém, caso seja necessário realizar alguma alteração nele, o aparelho não possui essa autonomia. Esta alteração pode ser necessária quando o mesmo aparelho será utilizado em uma criança e um adulto, por exemplo.

Para abranger essas alterações pode-se projetar o aparelho e a gravação dos dados de forma que sejam gravados diferentes sinais $s_T[n]$ calculados a partir de diferentes regiões de excitação, abrangendo assim uma quantidade mais ampla de

pacientes, por exemplo. Assim, ao ligar o aparelho pode-se escolher a configuração desejada conforme as características do paciente.

- **Gravação e leitura dos dados**

As memórias eletrônicas são separadas em duas principais categorias: RAM (Random Access Memory) e ROM (Read Only Memory), como mostrado na Figura 27 e dentre as memórias ROM ainda há algumas divisões. As mais utilizadas hoje em dia são as EEPROM, porém qualquer memória ROM pode ser utilizada na arquitetura. As memórias RAM não podem ser utilizadas devido sua volatilidade, ou seja, ela perde as informações gravadas assim que deixa de ser alimentada. As memórias Flash também podem ser utilizadas.

Figura 27: Diagrama dos tipos de memória

Fonte: [25].

As memórias ROM são classificadas também em serial e paralelas. Memórias paralelas são assim chamadas pois tanto sua entrada (endereçamento) quanto sua saída (conteúdo) são acessados de forma paralela, o que faz com que estas memórias sejam fisicamente maiores pois possuem 8 pinos de saída (relativos a 1 byte) e o número de pinos de endereçamento depende da sua capacidade, chegando a até 20 pinos.

Já nas memórias seriais tanto a entrada quanto a saída são realizadas de forma serial e por isso, utilizam protocolos de comunicação como o I2C e SPI. O uso destes

protocolos requer pré e pós processamento dos dados considerando a aplicação deste trabalho. Por outro lado, a comunicação serial faz com que estas memórias sejam fisicamente menores, possuindo em média 8 pinos.

O tempo de acesso à memória, ou seja, o tempo gasto para ler um byte gravado nela determina o quão rápido pode ser a frequência de operação do aparelho. Como a aplicação requer uma frequência de amostragem f_a , o tempo de acesso deve ser menor que o período T_a .

Na memória serial o tempo de acesso aos dados são altos pois a leitura de um byte pode levar de 16 a 24 ciclos de clock, dependendo da capacidade da memória, e sua frequência de operação é da ordem de MHz. Já nas memórias paralelas este tempo é limitado apenas pelo tempo de acesso do hardware que é da ordem de nano segundos, pois a informação de endereço e leitura são realizados de forma paralela.

Após o levantamento das características gerais de ambos os tipos de memória (paralela e serial), é possível compará-las (Tabela 11). Vale ressaltar que ambas possuem suas vantagens e desvantagens, cabendo ao projetista analisar quais requisitos se enquadram melhor no seu projeto.

Tabela 11: Comparação memórias seriais e paralelas

Característica	Memória serial	Memória paralela
Tamanho	Pequena (8 pinos)	Grande (24 a 44 pinos)
Tempo de acesso (1 byte)	Alto	Baixo
Comunicação	Protocolos I2C e SPI (requer processamento)	Paralela (não requer processamento)

Fonte: Autor.

Após definido o tipo de memória a ser utilizada no projeto, os sinais $s_T[n]$, calculados a partir das simulações computacionais, podem ser gravados na memória como palavras. Na Tabela 12 é exibido um exemplo de gravação dos sinais $s_T[n]$ em uma memória onde cada palavra possui os dados de 8 elementos para um determinado tempo t definido pela frequência de amostragem f_a .

Para reconstruir o sinal $s_T[n]$ basta realizar a leitura das palavras em sequência na mesma frequência de amostragem f_a utilizada na gravação. Caso a frequência utilizada na leitura seja diferente, o resultado da focalização será inconsistente com as simulações.

Tabela 12: Exemplo de programação da memória

		Endereço											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	...	N_p
Byte	Q0	$s_1[1]$	$s_1[2]$	$s_1[3]$	$s_1[4]$	$s_1[5]$	$s_1[6]$	$s_1[7]$	$s_1[8]$	$s_1[9]$	$s_1[10]$	...	$s_1[N_p]$
	Q1	$s_2[1]$	$s_2[2]$	$s_2[3]$	$s_2[4]$	$s_2[5]$	$s_2[6]$	$s_2[7]$	$s_2[8]$	$s_2[9]$	$s_2[10]$	...	$s_2[N_p]$
	Q2	$s_3[1]$	$s_3[2]$	$s_3[3]$	$s_3[4]$	$s_3[5]$	$s_3[6]$	$s_3[7]$	$s_3[8]$	$s_3[9]$	$s_3[10]$	...	$s_3[N_p]$
	Q3	$s_4[1]$	$s_4[2]$	$s_4[3]$	$s_4[4]$	$s_4[5]$	$s_4[6]$	$s_4[7]$	$s_4[8]$	$s_4[9]$	$s_4[10]$	...	$s_4[N_p]$
	Q4	$s_5[1]$	$s_5[2]$	$s_5[3]$	$s_5[4]$	$s_5[5]$	$s_5[6]$	$s_5[7]$	$s_5[8]$	$s_5[9]$	$s_5[10]$	...	$s_5[N_p]$
	Q5	$s_6[1]$	$s_6[2]$	$s_6[3]$	$s_6[4]$	$s_6[5]$	$s_6[6]$	$s_6[7]$	$s_6[8]$	$s_6[9]$	$s_6[10]$	...	$s_6[N_p]$
	Q6	$s_7[1]$	$s_7[2]$	$s_7[3]$	$s_7[4]$	$s_7[5]$	$s_7[6]$	$s_7[7]$	$s_7[8]$	$s_7[9]$	$s_7[10]$	...	$s_7[N_p]$
	Q7	$s_8[1]$	$s_8[2]$	$s_8[3]$	$s_8[4]$	$s_8[5]$	$s_8[6]$	$s_8[7]$	$s_8[8]$	$s_8[9]$	$s_8[10]$	...	$s_8[N_p]$

Fonte: Autor.

Fazendo esta leitura sequencial, uma palavra é lida a cada período de amostragem T_a e, após a leitura das N_p palavras da memória, passa-se a repetir a leitura da memória do início. Caso a capacidade da memória não seja suficiente para armazenar o sinal digital $s_T[n]$, deve-se escolher uma memória com maior capacidade e, conseqüentemente, N_p maior.

- **Chaveamento dos elementos do transdutor**

Após a reconstrução dos sinais $s_T[n]$ gravados na memória, sua tensão deve ser elevada pois a eletrônica para leitura da memória possui tensão baixa (4V - 6V) enquanto para ativar os transdutores piezoelétricos é preciso uma tensão alta (18V – 100V).

Portanto o circuito é separado em duas partes: leitura da memória (baixa tensão) e ativação do transdutor (alta tensão). Para alimentação de ambos os circuitos pode-se usar fontes de baixa e alta tensão ou até mesmo utilizar baterias recarregáveis e um conversor de tensão DC/DC, possibilitando a autonomia do aparelho.

Uma das maneiras de realizar a comunicação entre estas duas partes é a utilização de transistores para chaveamento das cargas (neste caso, os elementos do transdutor) em alta tensão a partir de seu sinal de ativação $\widetilde{s}_T(t)$ de baixa tensão, como representado na Figura 28.

Figura 28: Circuito simplificado de ativação de transdutores por chaveamento

Fonte: Autor

Transistores são componentes de geralmente 3 terminais compostos de materiais semicondutores e podem ser utilizados como amplificadores e chaveadores de sinais elétricos, entre outras funções. Dentre os diversos modelos de transistores, estes são separados em dois principais tipos: Transistor Bipolar de Junção (TBJ) e Transistor de efeito de campo (FET).

Uma vantagem do transistor FET (Figura 29) é que a corrente de porta I_{GS} é nula e, portanto, a porta é totalmente isolada do dreno e da fonte. Isto possibilita que, no circuito, a região de baixa tensão esteja isolada da região de alta tensão, evitando interferência entre ambas.

Outra característica do transistor FET é que a corrente I_{DS} independe da tensão de porta V_{GS} quando este está na região de saturação, portanto é possível variar a tensão de ativação V_T e, assim, variar a corrente I_{DS} sem a necessidade de alterar o circuito.

Figura 29: Diagrama do transistor FET modelo N-Channel e P-Channel

Fonte: Autor

Um possível circuito de ativação com o transistor tipo FET é mostrado na Figura 28. Nele utiliza-se um transistor MOSFET configuração *N-Channel*, conectando-se o transdutor no dreno D do transdutor e o sinal de ativação $\widetilde{s}_T(n)$ alimentando a porta G. Portanto quando $V_{GS} = 0$, $V_{AD} = 0$ e o não há corrente passando pelo transdutor e quando $V_{GS} = V_A$, $V_{AD} \cong V_T$ e a corrente percorre o transdutor, ativando-o.

Vale ressaltar que a tensão V_{AD} não será exatamente um trem de pulsos devido a característica capacitiva do transdutor que, combinada com a capacitância interna do MOSFET, faz com que, mesmo após a abertura da chave, o “capacitor” leve um tempo para descarregar, segundo a constante de tempo

$$\tau = (C_{TRANSD.} + C_{MOSFET}) * R_{TRANSD} \quad (19)$$

onde $C_{TRANSD.}$ e R_{TRANSD} são características do elemento do transdutor e C_{MOSFET} é característico do transistor utilizado.

A constante de tempo τ deve ser de ordem menor que o período de operação do transdutor T_{op} para que seja possível o chaveamento do transdutor na frequência de operação f_{op} . Para diminuir a constante de tempo e assim deixar o trem de pulsos conforme desejado é preciso adicionar uma resistência em paralelo R_p ao transdutor, de forma que a nova constante de tempo será

$$\tau = (C_{TRANS D.} + C_{MOSFET}) * \frac{R_{TRANS D.} * R_P}{R_{TRANS D.} + R_P}. \quad (20)$$

Devido ao alto valor de $R_{TRANS D.}$, pode-se considerar $R_{TRANS D.} \gg R_P$. Dessa forma temos

$$\tau = (C_{TRANS D.} + C_{MOSFET}) * R_P, \quad (21)$$

portanto quanto menor a resistência R_P em paralelo com o transdutor, menor a constante de tempo e mais rápida a resposta do sistema. É importante levar em consideração que, quanto menor R_P , maior a potência dissipada e menor a eficiência do equipamento.

6. CONCLUSÃO

O objetivo deste trabalho foi estudar a aplicação da PAUT de ultrassom no desenvolvimento de um equipamento de sonotrombólise, buscando uma maior homogeneidade da região de focalização em comparação com técnicas tradicionais de ultrassom e, a partir dos dados levantados, apresentar uma arquitetura de hardware inicial deste equipamento, visando um protótipo simples e de baixo custo para a realização de testes e validações.

A partir de pesquisas sobre a anatomia do corpo humano foram determinadas as condições de contorno para o projeto do transdutor necessário para a realização do procedimento de sonotrombólise, determinando-se a região de focalização a ser estudada.

Para a realização da análise das simulações computacionais, métricas de pressão, intensidade, índice mecânico, aumento de temperatura e homogeneidade foram definidos. A partir da fixação de determinados parâmetros, foi analisado o impacto da alteração da frequência de operação, tamanho do transdutor e distância focal na aplicação da PAUT para a realização da varredura.

Após a escolha da configuração de 9 elementos por ponto focal, realizou-se a simulação do mapa focal para o transdutor de tamanho original (12 cm x 8,5 cm) e redimensionado (16,8 cm x 11,2 cm), buscando uma maior cobertura das áreas periféricas da zona de focalização.

Os resultados demonstram que, após a aplicação da PAUT e do redimensionamento do transdutor, houve aumento da homogeneidade para a frequência de operação de 250 kHz, de 24,93% para 93,14%, e de 500 kHz, de 76,07% para 98,26%, evidenciando, a partir de simulações computacionais, a eficiência da PAUT frente a ativação simultânea dos elementos do transdutor.

Os resultados obtidos através das simulações são úteis para a validação do modelo, porém podem apresentar divergências em relação aos resultados experimentais pois não consideram incertezas presentes no mundo real. Para obter-se resultados

experimentais, pode-se construir um transdutor matricial com as características do transdutor simulado, aplicar a PAUT com os atrasos calculados e realizar testes “in vitro”, ou seja, em ambiente controlado. No experimento pode-se utilizar microbolhas para obter-se maior similaridade com a aplicação de sonotrombólise.

Para a realização dos experimentos é preciso a construção de um hardware capaz de aplicar aos elementos do transdutor os atrasos calculados e a instalação de hidrofones ou outros equipamentos que possam registrar a pressão relativa na região desejada. Os resultados obtidos podem ser comparados com os resultados teóricos deste trabalho.

Para a arquitetura de um protótipo para o equipamento estudado neste trabalho apresentou-se uma abordagem de divisão do alto processamento e baixo processamento do equipamento, onde os cálculos dos atrasos são realizados a partir de um computador e transferidos para o equipamento por meio do armazenamento dos dados em memórias, diminuindo assim a complexidade e, conseqüentemente, o custo do aparelho. Além disso, foi projetado um circuito de chaveamento para os elementos dos transdutores utilizando transistores MOSFET modelo *N-Channel*.

As informações apresentadas sobre a arquitetura do hardware não possibilitam a construção imediata de um protótipo funcional. Entretanto elas servem de subsídio e inspiração para que o projeto possa ser evoluído e desenvolvido em próximos trabalhos, possibilitando assim a construção de uma versão inicial do equipamento e a realização de testes práticos utilizando-o.

6.1 CONTRIBUIÇÕES

Por fim, as contribuições deste trabalho consistem na aplicação da PAUT, já consolidada no meio biomédico, na aplicação da sonotrombólise, mostrando suas vantagens ao compará-la a ativação simultânea dos elementos do transdutor por meio de simulações computacionais. As características do transdutor simulado podem ser replicadas em um transdutor real, contribuindo como ponto de partida para a realização de testes práticos.

Apresenta-se também uma metodologia para o cálculo de atrasos e mapas acústicos da aplicação da PAUT para a varredura de áreas tridimensionais por meio de simulações computacionais. Esta metodologia pode ser utilizada também para o estudo da aplicação desta técnica em outros procedimentos além da sonotrombólise.

A arquitetura do hardware apresenta conceitos e diretrizes que podem ser desenvolvidos em posteriores trabalhos a fim de realizar o projeto e construção de um protótipo para a leitura e aplicação da PAUT em transdutores multielementos.

7. REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

1. Santos, D. S.; Cardoso, F. M.; Furuie, S. S. Development of a 2d Array Ultrasound Transducer for Acoustic Radiation Force Impulse Imaging in Deep Tissues in: 23rd Congress of the European Society of Biomechanics, 2017, Seville.
2. W. Porter T.R. Mathias. Cardiovascular Sonothrombolysis Current Cardiology Reports. 2019;21.
3. Azevedo L. F., Ramires J. A. F., Mathias W.. Cardiovascular Sonothrombolysis - Therapeutic Application of Ultrasound Biomedical Journal of Scientific Technical Research. 2019;21.
4. Mathias W. Jr., Tsutsui J. M., Tavares B. G., et al. Diagnostic Ultrasound Impulses Improve Microvascular Flow in Patients with Stemi Receiving Intravenous Microbubbles. J AM COLL Cardiol 2016; 67:2506–15.
5. Siegel R. J. Ultrasound Angioplasty. In Siegel RJ (Eds.), Kluwer, Academic Publishers, 1995.
6. Stokes G. G. On the theories of the internal friction in fluids in motion, and of the equilibrium and motion of elastic solids, Transactions of the Cambridge Philosophical Society, vol.8, 22, pp. 287-342 (1845).
7. Luo H., Nishioka T., Fishbein M. C., Cercek B., Forrester J. S., Transcutaneous ultrasound augments lysis of arterial thrombi in vivo. Circulation 94(4): 775-778.
8. Bacon D. R., Carstensen E. L.. Increased heating by diagnostic ultrasound due to nonlinear propagation. J. Acoust. Soc. Am. 88(1): 26-34.
9. Poguét J., Vazquez J., Marguet J., Pichonnat F.. Phased array technology: concepts, probes and applications in 8th European Congress on Non Destructive testing; (Barcelona, Spain) 2002.
10. Satyanarayan L., Krishnamurthy C. V., Balasubramaniam K.. Simulation of ultrasonic phased array technique for imaging and sizing of defects using longitudinal waves International Journal of Pressure Vessels and Piping. 2007.
11. Jeong W. K., Lim H. K., Lee H., Jo J. M., Kim Y. Principles and clinical application of ultrasound elastography for diffuse liver disease Ultrasonography. 2014; 33: 149-160.

12. Hynynen K., Clement G., Clinical applications of focused ultrasound—The brain International Journal of Hyperthermia. 2007; 23: 193-202.
13. Daltoé K., Strelow S.. Trabalhando com material dourado e blocos lógicos nas séries iniciais. Disponível em <https://www.somatematica.com.br/artigos/a14/p2.php>. Acessado em 01/06/2020.
14. Human Heart with Body Lateral view. Endocardium, cava. Disponível em https://www.dreamstime.com/stock-illustration-human-heart-body-lateral-view-muscular-organ-size-closed-fist-functions-as-body%C3%A2%E2%82%AC%E2%84%A2s-image96248062#_. Acessado em 01/06/2020.
15. Gray H.. Anatomy of the Human Body, 20th edition. (1918) ISBN:1587341026.
16. Gismondi R.. O que você precisa saber sobre síndrome aórtica aguda. Disponível em <https://pebmed.com.br/o-que-voce-precisa-saber-sobre-sindrome-aortica-aguda/>. Acessado em 01/06/2020.
17. Visco K.. How a Deadly Disease May Also Contribute to Greater Fertility. Disponível em <https://www.eivf.org/post/how-a-deadly-disease-may-also-contribute-to-greater-fertility>. Acessado em 01/06/2020.
18. Staniak, Henrique Lane et al. Espessura do tecido subcutâneo como preditor independente de ruído em imagem de TC cardíaca. Arq. Bras. Cardiol., São Paulo, v. 102, n. 1, p. 86-92, Jan. 2014. Disponível em http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0066-782X2014000100012&lng=en&nrm=iso. Acessado em 02/05/2020.
19. Kinsler L. E., Frey A. R., Coppens A. B., & Sanders J. V. Fundamentals of Acoustics. John Wiley & Sons, Inc. (2000) ISBN-13: 978-0471847892.
20. University Michigan State. Fast Object-Oriented C++ Ultrasound Simulator. <https://www.egr.msu.edu/~fultras-web/>.
21. Treeby B Jaros J.. k-Wave: A MATLAB toolbox for the time-domain simulation of acoustic wave fields.
22. Joon Park, R. S. Lakes; Biomaterials: An Introduction. Springer; 3rd Edition (September 7, 2007), ISBN-13: 978-0387378794. 564 Pages.

23. Hoskins P. R., Thrush A., Martin K., Whittingham T. A. Diagnostic Ultrasound: Physics and Equipment. Cambridge, UK: Cambridge University, 2002.
24. Szabo, Thomas L.; Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Second Edition (Biomedical Engineering); Publisher: Academic Press; 2 Edition (December 26, 2013); ISBN-13: 978-0123964878; 832 p.
25. Basics of Computers - Primary Memory. Disponível em https://www.tutorialspoint.com/basics_of_computers/basics_of_computers_primary_memory.htm. Acessado em 01/06/2020.

ANEXO A - CÁLCULOS ANALÍTICOS PARA APLICAÇÃO DA PAUT

• PRESSÃO GERADA POR UM TRANSDUTOR RETANGULAR

Para o estudo da pressão emitida por um transdutor matricial em um determinado ponto focal P primeiramente deve-se calcular a pressão emitida por um de seus elementos. Considerando um elemento i do transdutor matricial em um plano (x, y) , de lados L_x, L_y , que vibra com $\mathbf{u}_i(t) = U_0 \cdot e^{j(\omega t + \varphi_i)} \cdot \mathbf{u}_z$; onde $\mathbf{u}_z$ é um versor na direção z , e com o centro em $\mathbf{r}_i = (x_i, y_i, 0)$.

Para um ponto P em $\mathbf{r} = (x, y, z)$, pode-se determinar a pressão $p_i(\mathbf{r}, t)$ em função do tempo t devido a vibração do transdutor i para $\|\mathbf{r}\| \gg \{L_x, L_y\}$.

O elemento i do transdutor está localizado em (u, v) em relação ao centro do transdutor e seja $\mathbf{r}'$ o vetor que conecta este elemento ao ponto P (Figura 30). Então,

$$\mathbf{r}_i + (u, v) + \mathbf{r}'_i = \mathbf{r}; \quad (22)$$

$$\mathbf{r}'_i = (x - x_i - u, y - y_i - v, z) \quad (23)$$

$$\|\mathbf{r}'_i\| = f(u, v) = \sqrt{(x - x_i - u)^2 + (y - y_i - v)^2 + z^2} = r \sqrt{\left(\frac{x - x_i - u}{r}\right)^2 + \left(\frac{y - y_i - v}{r}\right)^2 + \left(\frac{z}{r}\right)^2} \quad (24)$$

Figura 30: Ilustração do transdutor matricial detalhada

Fonte: Autor

Sendo que $\|\mathbf{r}\| \gg \{L_x, L_y\}$, os termos $\left(\frac{u}{\|\mathbf{r}\|}\right)$ e $\left(\frac{v}{\|\mathbf{r}\|}\right)$ são pequenos. Portanto, utilizando Taylor,

$$f(u, v) \cong f(0,0) + \frac{\partial f(0,0)}{\partial u} \cdot u + \frac{\partial f(0,0)}{\partial v} \cdot v; \quad (25)$$

$$\frac{\partial f(u, v)}{\partial u} = \frac{-(x - x_i - u)}{\sqrt{(x - x_i - u)^2 + (y - y_i - v)^2 + z^2}}; \rightarrow \frac{\partial f(0,0)}{\partial u} = \frac{-(x - x_i)}{\sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + z^2}} \quad (26)$$

$$\frac{\partial f(u, v)}{\partial v} = \frac{-(y - y_i - v)}{\sqrt{(x - x_i - u)^2 + (y - y_i - v)^2 + z^2}}; \rightarrow \frac{\partial f(0,0)}{\partial v} = \frac{-(y - y_i)}{\sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + z^2}} \quad (27)$$

Definindo d_i como:

$$d_i = \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\| = f(0,0) = \sqrt{(x - x_i)^2 + (y - y_i)^2 + z^2}, \quad (28)$$

tem-se que

$$\|\mathbf{r}'\| \cong d_i - \frac{x - x_i}{d_i} \cdot u - \frac{y - y_i}{d_i} \cdot v; \quad (29)$$

e a pressão em $\mathbf{r}$ referente a vibração do transdutor i , segundo [19] é

$$dp_i(\mathbf{r}, t) = \frac{j\rho_0 c k e^{j(wt - k\|\mathbf{r}'\|)}}{2\pi\|\mathbf{r}'\|} dQ; \quad (30)$$

, onde ρ_0 é a densidade do meio em equilíbrio, c é a velocidade da onda no meio, $k = \frac{2\pi f_{op}}{c}$ é o número de onda e $w = 2\pi f_{op}$ é a frequência angular da onda. Como

$$dQ \cdot e^{jw t} = \mathbf{u}(t) \cdot \mathbf{u}_z dS = U_0 \cdot e^{j(wt + \varphi_i)} du \cdot dv, \quad (31)$$

, substituindo (31) em (30) e integrando na superfície do elemento do transdutor, tem-se

$$p_i(\mathbf{r}, t) = \frac{j\rho_0 ck U_0 e^{j(\omega t + \varphi_i)}}{2\pi} \iint_{-\frac{L_x}{2}, -\frac{L_y}{2}}^{\frac{L_x}{2}, \frac{L_y}{2}} \frac{e^{j(-k\|\mathbf{r}'\|)}}{\|\mathbf{r}'\|} du. dv \quad (32)$$

, logo combinando x e y, tem-se:

$$p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 e^{j(\omega t + \varphi_i)}}{2\pi} \iint_{-\frac{L_x}{2}, -\frac{L_y}{2}}^{\frac{L_x}{2}, \frac{L_y}{2}} \frac{e^{-jk\left(d_i - \frac{x-x_i}{d_i} \cdot u - \frac{y-y_i}{d_i} \cdot v\right)}}{d_i - \frac{x-x_i}{d_i} \cdot u - \frac{y-y_i}{d_i} \cdot v} du. dv. \quad (33)$$

Como $\|\mathbf{r}\| \gg \{L_x, L_y\}$, também $d_i \gg \frac{x-x_i}{d_i} \cdot u + \frac{y-y_i}{d_i} \cdot v$, logo

$$p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 e^{j(\omega t - kd_i + \varphi_i)}}{2\pi d_i} \iint_{-\frac{L_x}{2}, -\frac{L_y}{2}}^{\frac{L_x}{2}, \frac{L_y}{2}} e^{\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot u + (y-y_i) \cdot v)} du. dv; \quad (34)$$

$$p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 e^{j(\omega t - kd_i + \varphi_i)}}{2\pi d_i} \int_{-\frac{L_y}{2}}^{\frac{L_y}{2}} e^{\frac{jk}{d_i}((y-y_i) \cdot v)} dv \int_{-\frac{L_x}{2}}^{\frac{L_x}{2}} e^{\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot u)} du; \quad (35)$$

como $\int e^{ax} = \frac{e^{ax}}{a}$, então

$$\begin{aligned} \int_{-\frac{L_x}{2}}^{\frac{L_x}{2}} e^{\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot u)} du &= \left. \frac{e^{\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot u)}}{j \frac{k}{d_i} (x-x_i)} \right| = \frac{e^{\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot \frac{L_x}{2})} - e^{-\frac{jk}{d_i}((x-x_i) \cdot \frac{L_x}{2})}}{j \frac{k}{d_i} (x-x_i)} = \frac{2j \sin\left(\frac{kL_x}{2d_i} (x-x_i)\right)}{j \frac{k}{d_i} (x-x_i)} \\ &= \frac{L_x \sin\left(\frac{kL_x}{2d_i} (x-x_i)\right)}{\frac{kL_x}{2d_i} (x-x_i)} = L_x \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2d_i} (x-x_i)\right). \end{aligned} \quad (36)$$

Analogamente, tem-se que:

$$\int_{-\frac{L_y}{2}}^{\frac{L_y}{2}} e^{\frac{jk}{d_i}((y-y_i) \cdot v)} dv = L_y \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2d_i} (y-y_i)\right). \quad (37)$$

Combinando (35), (36) e (37), pode-se concluir que

$$\therefore p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 e^{j(\omega t - kd_i + \varphi_i)}}{2\pi d_i} L_x \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2d_i}(x - x_i)\right) L_y \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2d_i}(y - y_i)\right) \quad (38)$$

, que também pode ser reescrita combinando (28) e (38) como

$$p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 L_x L_y \cdot e^{j(\omega t - kd_i + \varphi_i)}}{2\pi |\mathbf{r} - \mathbf{r}_i|} \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i|}(x - x_i)\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i|}(y - y_i)\right). \quad (39)$$

Portanto a amplitude da pressão em $\mathbf{r}$ devido ao elemento i é

$$P_i(\mathbf{r}) = \frac{\rho_0 ck U_0 L_x L_y}{2\pi \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|}(x - x_i)\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|}(y - y_i)\right). \quad (40)$$

Considerando o ângulo do vetor $\mathbf{d}_i = \mathbf{r} - \mathbf{r}_i$ em relação ao eixo z como θ_i e da sua projeção no plano (x, y) em relação ao eixo x como α_i , tem-se que

$$\frac{(x - x_i)}{\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} = \sin\theta_i \cdot \cos\alpha_i; \quad (41)$$

$$\frac{(y - y_i)}{\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} = \sin\theta_i \cdot \sin\alpha_i; \quad (42)$$

Logo (39) e (40) podem ser reescritos, utilizando (41) e (42), como:

$$p_i(\mathbf{r}, t) \cong \frac{j\rho_0 ck U_0 L_x L_y \cdot e^{j(\omega t - kd_i + \varphi_i)}}{2\pi \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2} \sin\theta_i \cdot \cos\alpha_i\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2} \sin\theta_i \cdot \sin\alpha_i\right); \quad (42)$$

$$P_i(\mathbf{r}) = \frac{\rho_0 ck U_0 L_x L_y}{2\pi \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2} \sin\theta_i \cdot \cos\alpha_i\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2} \sin\theta_i \cdot \sin\alpha_i\right). \quad (43)$$

Separando a pressão $P_i(\mathbf{r})$ em componentes axial e angular, tem-se

$$P_i(\mathbf{r}) = P_{i,axial}(\mathbf{r}) \cdot H(\theta_i, \alpha_i); \quad (44)$$

onde

$$P_{i,axial}(\mathbf{r}) = \frac{\rho_0 ck U_0 L_x L_y}{2\pi \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|}; \quad (45)$$

$$H(\theta_i, \alpha_i) = \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2} \sin\theta_i \cdot \cos\alpha_i\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2} \sin\theta_i \cdot \sin\alpha_i\right). \quad (46)$$

Nota-se que se $x_i = y_i = 0$, ou seja, o transdutor está centralizado em (0,0), então

$$p_0(\mathbf{r}, t) \cong \frac{\rho_0 ck U_0 L_x L_y}{2\pi \|\mathbf{r}\|} \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2\|\mathbf{r}\|} x\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2\|\mathbf{r}\|} y\right) \cdot j e^{j(\omega t - kr + \varphi_0)}; \quad (47)$$

$$P_0(\mathbf{r}) = \frac{\rho_0 ck U_0 L_x L_y}{2\pi \|\mathbf{r}\|} \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2\|\mathbf{r}\|} x\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2\|\mathbf{r}\|} y\right). \quad (48)$$

A Equação (30) nos diz que para pontos axiais ao transdutor em i e distantes ($\|\mathbf{r}\| \gg \{L_x, L_y\}, x = y = 0$) a amplitude decrescerá proporcionalmente à distância, e para pontos fora do seu eixo central a amplitude variará de acordo com a posição relativa do ponto segundo o produto de duas funções do tipo *sinc*, podendo resultar em lóbulos laterais. Contudo, esta equação se refere à contribuição de apenas um elemento do transdutor, enquanto para o projeto é importante o resultado de vários elementos contribuindo no foco.

• PRESSÃO GERADA POR UM CONJUNTO DE TRANSDUTORES

Uma vez conhecida a pressão exercida por um único elemento do transdutor, pode-se combinar o efeito da ativação em conjunto dos elementos selecionados. Dessa forma é possível determinar os atrasos necessários para cada elemento de forma que a interferência das ondas no ponto P selecionado seja construtiva, causando a focalização das ondas.

Portanto, considerando um conjunto de elementos do transdutor, a pressão em um ponto P localizado em $\mathbf{r} = (x, y, z)$ para $r \gg \{L_x, L_y\}$. pode ser calculado, devido a linearidade, como a soma das pressões exercidas por cada um dos elementos conforme

$$p(\mathbf{r}, t) = \rho_0 ck U_0 L_x L_y \cdot \sum_{i=1}^{N_s} \frac{j e^{j(\omega t - k\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\| + \varphi_i)}}{2\pi \|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_x}{2\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} (x - x_i)\right) \cdot \text{sinc}\left(\frac{kL_y}{2\|\mathbf{r} - \mathbf{r}_i\|} (y - y_i)\right). \quad (49)$$

Para que ocorra a focalização em $\mathbf{r}_f$ as fases das ondas acústicas devem ser as mesmas, ou seja,

$$-k\|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\| + \varphi_i = -k\|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_0\| + \varphi_0, \quad (50)$$

, assumindo o transdutor central localizado em $\mathbf{r}_0 = \mathbf{0}$ e que $k = \frac{w}{c}$, tem-se que

$$-\varphi_i = \frac{w}{c}(\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\|) - \varphi_0. \quad (51)$$

Seja $f_1(t) = A \cdot e^{j(wt + \varphi_0)}$ e $f_2(t)$ seja $f_1(t)$ com um $delay = \Delta t$, ou seja,

$f_2(t) = f_1(t - \Delta t) = A \cdot e^{j(w(t - \Delta t) + \varphi_0)} = A \cdot e^{j(wt + \varphi_0 - w \cdot \Delta t)}$, a diferença entre as fases pode ser escrita como $\Delta\varphi = -w \cdot \Delta t$. Portanto

$$delay = \Delta t = -\frac{\Delta\varphi}{\Delta w} = -\frac{d\varphi}{dw} \quad (52)$$

e, combinando (51) e (52), conclui-se que

$$delay_i = \frac{\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\|}{c} - delay_0. \quad (53)$$

Considerando m o elemento do transdutor mais longe de P , seu disparo tem que ocorrer primeiro que os outros transdutores pois $\mathbf{r}_m \geq \mathbf{r}_i$ e as ondas emitidas devem chegar com a mesma fase em P . Portanto pode-se considerar que o elemento m é ativado com $delay_m = 0$, logo

$$delay_m = \frac{\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_m\|}{c} - delay_0 = 0; \quad (54)$$

$$delay_0 = \frac{\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_m\|}{c}, \quad (55)$$

e, combinando (53) e (55), pode-se concluir que

$$delay_i = \frac{\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\|}{c} - \frac{\|\mathbf{r}_f\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_m\|}{c}; \quad (56)$$

$$delay_i = \frac{\|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\| - \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_m\|}{c}. \quad (57)$$

Uma vez que $\|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_m\| \geq \|\mathbf{r}_f - \mathbf{r}_i\|$ para todo elemento do transdutor i , infere-se que $delay_i \geq 0$ e $delay_i$ diminui quanto mais perto os elementos estão do ponto focal, como esperado.