Protótipo de Microscopia Fotoacústica: Montagem Experimental e Resultados Preliminares

BARÃO, Vinicius Luy[1]; NOVATSKI, Andressa[1,2]; SOMER, Aloisi[1,2]

Universidade Estadual de Ponta Grossa - Programa de Pós-Graduação em Física[1]
Universidade Estadual de Ponta Grossa - Departamento de Física[2]

viniciusluyb@gmail.com[1]

Palavras-Chave: Técnica de imageamento; transdutor piezoelétrico; varredura XY.

Resumo

A microscopia fotoacústica combina excitação óptica e detecção piezoelétrica para obter imagens a partir da geração de ondas de pressão. Neste trabalho, desenvolve-se e implementa-se um protótipo funcional baseado em um laser pulsado com varredura nos eixos x e y e em um transdutor piezoelétrico acoplado a um osciloscópio para aquisição dos sinais. A partir do controle do percurso e dos parâmetros de modulação, realizaram-se testes de mapeamento em uma placa metálica de computador, evidenciando contraste associado a diferenças de relevo. Os resultados são preliminares e indicam potencial para criação de um sistema de tomografia por fotoacústica de baixo custo.

I. Introdução

A tomografia fotoacústica (PAT) é baseada no efeito fotoacústico, processo térmico e elástico de um material a partir da emissão de pulsos modulados de luz por um laser. Ao incidir pulsos modulados de luz laser em alta frequência em um material, esse material absorverá a energia dessa luz, aumentando sua temperatura. Esse aumento causará uma expansão térmica que, por sua vez, gerará uma variação de pressão em seu interior, criando ondas mecânicas que se propagarão pelo interior do material (CHO et al., 2021). Essas ondas podem ser identificadas com um sensor que, como em uma tomografia por ultrassom, pode gerar uma imagem do interior do material. O estudo sobre PAT trouxe o desenvolvimento de diversas técnicas de PAI (*photoacoustic imaging*), cujas mais notáveis são a Tomografia Computadorizada Fotoacústica (PACT) e a Microscopia Fotoacústica (PAM). Apesar de as duas possuírem o mesmo princípio físico, possuem diferenças na forma como adquirem os dados e como formam as imagens.

A PACT utiliza luz não focalizada (TARVAINEN; COX, 2024) e detecção

simultânea por meio de arranjos de transdutores (FATIMA et al., 2019). Para a geração da imagem, utiliza-se métodos de inversão de imagem, como o método universal de retroprojeção (YAO; WANG, 2014). Além disso, a PACT pode gerar imagens com profundidade de até 7 cm (WANG; HU, 2012), sendo muito usada para imagens holográficas em 3D de órgãos e tecidos inteiros (WANG et al., 2024).

Já a PAM, utiliza-se de focos ópticos — geram resolução óptica (OR-PAM) — e acústicos — geram resolução acústica (AR-PAM) — confocais e detecção ponto a ponto em um plano 2D (YAO; WANG, 2013) com um único transdutor sendo utilizado na maioria dos casos (WANG et al., 2024). Para a geração de imagens, não são necessários métodos de inversão, pois são geradas diretamente a partir dos sinais detectados (YAO; WANG, 2013). A profundidade, porém, depende do foco usado: AR-PAM ou OR-PAM. AR-PAM normalmente utiliza um único sensor focalizado, transladado ou rotacionado mecanicamente, para receber os sinais fotoacústicos, permitindo uma maior profundidade ($\sim$3 mm) e mantendo resolução de até 40 μm (COX et al., 2012). OR-PAM, no entanto, possui um foco óptico mais apertado que o acústico, tendo uma resolução em escala subcelular; porém, a profundidade é limitada a $\sim$1 mm pelo espalhamento óptico (WANG et al., 2024).

Embora a literatura internacional em tomografia e microscopia fotoacústicas seja extensa, a produção nacional ainda é limitada; entre os trabalhos disponíveis, destacam-se as teses de Uliana (2021) e Cabrelli (2015). Nesse contexto, este trabalho tem como objetivo desenvolver e implementar um protótipo funcional de Microscopia Fotoacústica.

II. Fundamentação Teórica/Materiais e Métodos

A geração do sinal fotoacústico pode ser descrita, no regime de confinamento térmico e de tensão, pela pressão inicial p_0 produzida após a deposição de energia óptica:

$$p_0 = \Gamma_0 \eta_{th} \mu_a F, \tag{1}$$

em que Γ_0 é o parâmetro de Grüneisen do meio, η_{th} é a eficiência de conversão de energia luminosa em calor, μ_a é o coeficiente de absorção óptica e F é a fluência óptica local (WANG; GAO, 2014).

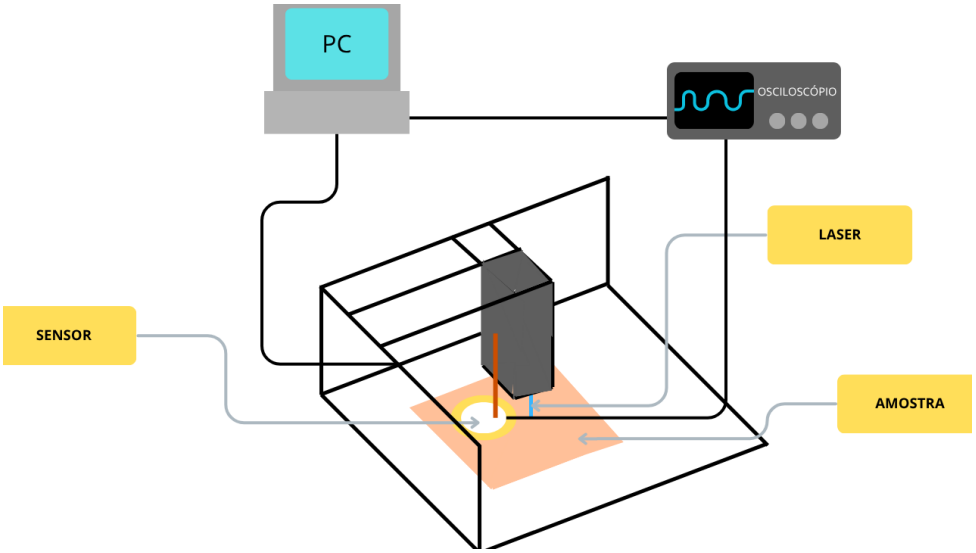
Para um absorvedor pontual localizado na posição $\vec{r}' = 0$ e excitado por um pulso de duração finita, a pressão acústica em $\vec{r}$ pode ser obtida pela convolução com a resposta ao impulso (pulso delta), resultando em:

$$P_{\delta D}(\vec{r},t) = \frac{1}{4\pi v_s^2}\frac{p_0}{|\vec{r}|}\frac{d}{dt}H\left(t - \frac{|\vec{r}|}{v_s}\right), \tag{2}$$

onde v_s é a velocidade do som no meio, t é o tempo e H é a função degrau de Heaviside.

A Figura 1 mostra o sistema do protótipo desenvolvido, composto por um laser de diodo (ACMER Mini Laser Engraver) com comprimento de onda de 445 nm e potência nominal de 1000 mW, acoplado a uma plataforma de varredura nos eixos x e y de uma máquina de corte a laser. A movimentação e a emissão do feixe são comandadas por um programa de controle implementado internamente no laboratório. A detecção dos sinais fotoacústicos é realizada por um transdutor piezoelétrico de baixo custo apenas para testes inciais, cujo sinal é condicionado e adquirido por um osciloscópio conectado ao mesmo computador. Durante a aquisição, o laser e o transdutor são posicionados sobre a amostra, e o feixe é varrido ponto a ponto. O software permite ajustar o percurso de varredura, a frequência de modulação e o tempo de irradiação em cada ponto.

Fig. 1. Esquema experimental da microscopia fotoacústica.



Fonte: o autor.

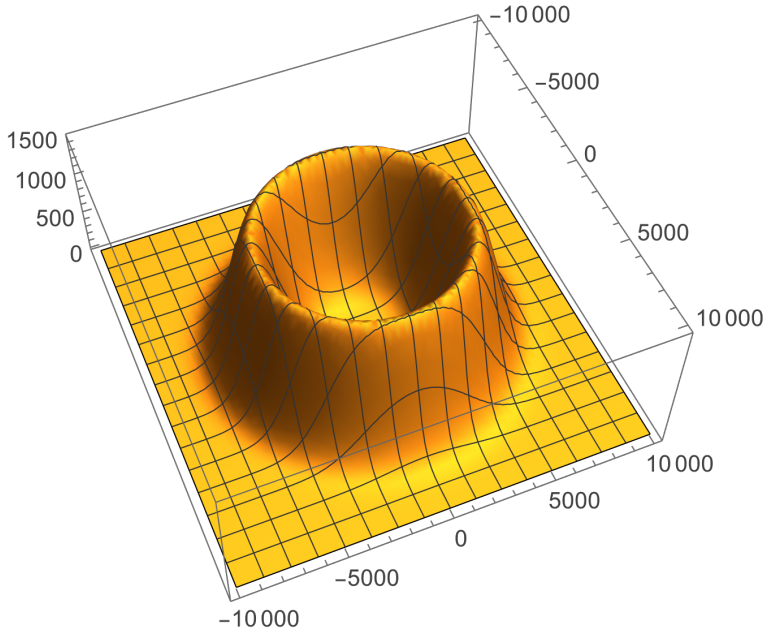
III. Resultados

Com base na Eq. (2), simulou-se a propagação da onda acústica em tecido biológico teórico, adotando-se $v_s = 1500\,\mathrm{m/s}$. Essa expressão evidencia que "a amplitude fotoacústica monopolar é proporcional ao produto do aumento de pressão inicial p_0 na origem e a primeira derivada temporal do perfil temporal do pulso de excitação $H(t)$"(WANG; GAO, 2014).

A Figura 2 apresenta a distribuição espacial de pressão resultante de uma excitação

pontual, com frente de onda aproximadamente esférica e decaimento de amplitude com a distância, conforme a dependência $1/|\vec{r}|$ da Eq. (2). Esse resultado auxilia a interpretar o sinal esperado no transdutor e a definir parâmetros experimentais, como o atraso de chegada do pulso e requisitos mínimos de banda e amostragem na aquisição.

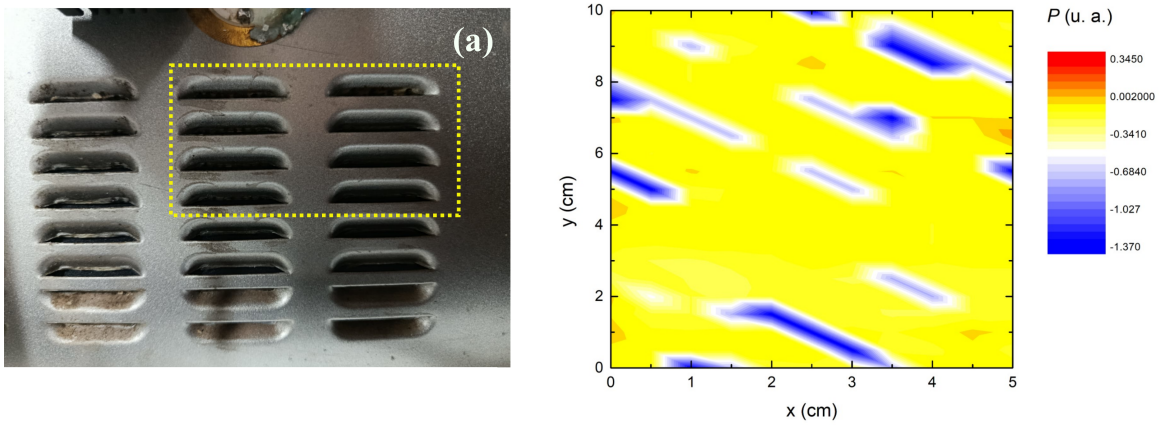
Fig. 2. Simulação da propagação da onda sonora após um pulso.



Fonte: o autor.

A Figura 3 apresenta um resultado experimental de mapeamento. Em (a), observa-se a placa metálica e, em destaque, a região na qual foi realizada a varredura; em (b), o mapa de pressão (em unidades arbitrárias) obtido a partir do sinal fotoacústico adquirido em cada ponto dessa área. Nota-se que as aberturas presentes na placa aparecem como regiões de menor resposta no mapa, reproduzindo qualitativamente a geometria observada na fotografia.

Fig. 3. (a) Fotografia da placa metálica de um computador, com a região escaneada destacada. (b) Mapa fotoacústico reconstruído a partir da varredura ponto a ponto da região delimitada em (a). A barra ao lado define a variação da pressão P da amostra, da maior pressão (vermelho) à menor pressão (azul), definida pela eq. 2.



Fonte: o autor.

IV. Conclusões

Conclui-se que, mesmo na etapa atual do protótipo, a microscopia fotoacústica permitiu mapear qualitativamente a estrutura da amostra (identificando as aberturas da placa), evidenciando seu potencial como técnica de imagem/tomografia para caracterização de superfícies. As distorções e artefatos (p.ex., faixas inclinadas e variações de fundo) são compatíveis com limitações do protótipo nesta etapa, como acoplamento acústico não uniforme, vibrações durante a varredura e resposta em frequência limitada do transdutor piezoelétrico empregado. Mesmo assim, o contraste obtido indica que o sistema é sensível a variações estruturais na superfície e fornece uma base para a otimização do controle de varredura e do estágio de detecção.

Agradecimentos

Este trabalho foi financiado pelo projeto $PBA2025201000088$ da Fundação Araucária, por bolsa produtividade $(304374/2024 - 5)$ do CNPq e por bolsa de mestrado financiada pelo CNPq. Agradecemos ao Grupo de Propriedades Eletrônicas e Vibracionais em Materiais (GPEViM) da UEPG pela estrutura.

Referências

CABRELLI, L. C. **Desenvolvimento de materiais mimetizadores de tecidos aplicados a técnicas ópticas e ultrassônicas de imagem**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2015.

CHO, S.-W. et al. High-speed photoacoustic microscopy: A review dedicated on light sources. **Photoacoustics**, Elsevier, v. 24, p. 100291, 2021.

COX, B. et al. Quantitative spectroscopic photoacoustic imaging: a review. **Journal of biomedical optics**, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 17, n. 6, p. 061202–061202, 2012.

FATIMA, A. et al. Review of cost reduction methods in photoacoustic computed tomography. **Photoacoustics**, Elsevier, v. 15, p. 100137, 2019.
TARVAINEN, T.; COX, B. Quantitative photoacoustic tomography: modeling and inverse problems. **Journal of biomedical optics**, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, v. 29, n. S1, p. S11509–S11509, 2024.
ULIANA, J. H. **Sistemas de imagem e espectroscopia fotoacústica**. Tese (Doutorado) — Universidade de São Paulo, 2021.
WANG, L. V.; GAO, L. Photoacoustic microscopy and computed tomography: from bench to bedside. **Annual review of biomedical engineering**, Annual Reviews, v. 16, n. 1, p. 155–185, 2014.
WANG, L. V.; HU, S. Photoacoustic tomography: in vivo imaging from organelles to organs. **science**, American Association for the Advancement of Science, v. 335, n. 6075, p. 1458–1462, 2012.
WANG, Y. et al. Compressed sensing for biomedical photoacoustic imaging: A review. **Sensors**, MDPI, v. 24, n. 9, p. 2670, 2024.
YAO, J.; WANG, L. V. Photoacoustic microscopy. **Laser & photonics reviews**, Wiley Online Library, v. 7, n. 5, p. 758–778, 2013.
YAO, J.; WANG, L. V. Sensitivity of photoacoustic microscopy. **Photoacoustics**, Elsevier, v. 2, n. 2, p. 87–101, 2014.