

FIA 2020/22

XII CONGRESSO/CONGRESO IBEROAMERICANO DE ACÚSTICA
XXIX ENCONTRO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE ACÚSTICA - SOBRAC

Florianópolis, SC, Brasil

Design e encapsulamento de acelerômetros piezoelétricos para dispositivos auditivos

Miron, Guilherme C.¹; Paul, Stephan²; Cordioli, Julio A.³

^{1,2,3} Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, SC, Brasil, gcm.miron@gmail.com, stephan.paul@ufsc.br, julio.cordioli@ufsc.br

Resumo

A deficiência auditiva afeta um grande número de pessoas em todo o mundo e pode ser tratada com diferentes tipos de dispositivos, como aparelhos auditivos e implantes cocleares. No entanto, seus componentes externos podem causar desconforto ao usuário. Os dispositivos auditivos totalmente implantáveis surgem como uma alternativa para permitir que o dispositivo auditivo seja totalmente implantado no corpo do paciente. Porém, projetar e fabricar um sensor capaz de atender a todos os requisitos para esses dispositivos ainda é um desafio. Este trabalho apresenta um estudo numérico do design e encapsulamento de um acelerômetro piezoelétrico MEMS otimizado para ser implantado na orelha média. Modelos numéricos 3D usando COMSOL Multiphysics foram construídos para prever a sensibilidade do dispositivo e calcular seu Equivalent Input Noise (EIN). Um desses modelos inclui uma cavidade de ar para simular a influência do ar aprisionado dentro do encapsulamento, permitindo incorporar amortecimento viscoso. Usando o modelo encapsulado, o campo de tensão, a vida em fadiga e os efeitos do amortecimento viscoso foram examinados e considerados para prever a faixa dinâmica dos sensores. Utilizando uma otimização focada na minimização do EIN, obteve-se um projeto de 2 mm x 2 mm e 1,5 mm x 1,5 mm para sensores MEMS. Esses designs apresentam desempenho excepcional em relação à relação sinal-ruído, com EIN comparável a um microfone condensador de eletreto normalmente usado em aparelhos auditivos tradicionais.

Palavras-chave: Acelerômetro, Piezoelétrico, Implante, Orelha, Dispositivo auditivo.

PACS: 43.38.Fx, 43.66.Ts, 43.80.Vj.

On the design and packaging of piezoelectric accelerometers for hearing devices

Abstract

Hearing impairment affects a large number of people worldwide and can be treated with different types of devices such as hearing aids and cochlear implants. Nevertheless, their external components can cause discomfort to the user. Totally implantable hearing devices come as an alternative allowing the hearing device to be completely implanted in the patient's body. However, designing and manufacturing a sensor capable of meeting all the requirements for these devices is still a challenge. This work presents a numerical study of the design and packaging of a MEMS piezoelectric accelerometer optimized to be implanted in the middle ear. 3D numerical models using COMSOL Multiphysics were built to predict the sensibility of the device and calculate its Equivalent Input Noise (EIN). One of those models include an air cavity to account for the influence of the air trapped in the packaging, allowing it to incorporate damping. Using the packaged model, the stress field, fatigue life and effects of viscous damping were examined and considered to predict the dynamic range of the sensors. Using an optimization focused on the minimization of the EIN, a 2 mm x 2 mm and a 1,5 mm x 1,5 mm design for MEMS sensors were obtained. Those designs exhibit exceptional performance in relation to signal-to-noise ratio, with EIN comparable to an electret condenser microphone usually used in traditional hearing devices.

Keywords: Accelerometer, Piezoelectric, Implant, Hear, Hearing device.



1. INTRODUÇÃO

A perda auditiva, em suas diferentes formas e graus, é uma condição de saúde prevalente em todo o mundo. Em 2018, foi considerada a quarta deficiência mais comum no mundo [1]. Atualmente existem diversas formas de mitigação da perda auditiva, incluindo o uso de dispositivos auditivos, como próteses auditivas, implantes de orelha média e implantes cocleares, todos capazes de aumentar a qualidade de vida do usuário. Apesar dos benefícios, as pessoas que recorrem ao uso desses dispositivos podem enfrentar vários problemas como estigma social, risco por condições úmidas, empoeiradas ou sujas, altos custos para substituição de peças e reparo, desconforto físico e limitações para uso em atividades esportivas (exposição à água, transpiração, ruído do vento) [2, 3], e muitas vezes estes estão relacionados à parte externa visível do dispositivo. Como alternativa a esses dispositivos, que possuem pelo menos um componente externo, os Dispositivos Auditivos Totalmente Implantáveis (DATI) são uma solução atraente. Embora a ideia do DATI tenha sido lançada há algum tempo, vários problemas foram relatados após a implantação de tais dispositivos, e a maioria dos dispositivos foi retirada do mercado ou ainda está sendo testada [3–7]. Um dos grandes desafios para o DATI é o desenvolvimento de um sensor implantável capaz de converter as ondas sonoras em um sinal elétrico, garantindo que toda a faixa de frequências e níveis de pressão sonora de interesse sejam capturados com uma relação sinal/ruído, ou *signal-to-noise ratio* (SNR), suficientemente alta e com baixo consumo de energia.

Em geral, foram propostos sensores DATI a serem implantados na orelha externa (OE), orelha média (OM) ou orelha interna (OI) [8], mas até hoje apenas o uso de sensores acústicos subcutâneos implantados na orelha externa [4–6, 9] ou sensores de vibração implantados na orelha média [10–15] foram relatados para serem usados em protótipos de implantes cocleares totalmente implantáveis. Vários problemas surgem com a implantação do sensor acústico subcutâneo [4, 5], e os sensores implantados no OM ou OI são, portanto, alternativas interessantes a serem consideradas. Os sensores propostos para implantação na OM humana são em sua maioria sensores de vibração,

mesmo que sensores de deslocamento [11, 12], sensores híbridos acústicos e de vibração [16] e outros também tenham sido propostos [3].

Para a implantação de sensores de vibração da orelha média no umbo [15, 17, 18], a bigorna [19, 20] e o estribo [19] foram propostos, mas trabalhos anteriores [21] mostraram que o Ramo Longo da Bigorna (RLB) é um local de implantação particularmente adequado.

A partir da revisão de Calero et al. [3] três princípios de transdução para sensores de vibração implantáveis na orelha média humana podem ser destacados e têm sido explorados na literatura para sensores de vibração para DATI: (i) piezoresistivo, (ii) capacitivo e (iii) piezoelétrico. Uma característica importante de todos esses princípios de transdução é sua implementação simples com a tecnologia de *Microelectromechanical Systems* (MEMS). Isso impulsionou os sensores MEMS como possíveis alternativas para serem implantados na OM ou OI, contando fortemente com avanços em materiais biocompatíveis e processos de fabricação [22–25]. De fato, todos os sensores de vibração propostos para implantação na OM humana utilizam a tecnologia MEMS.

Um acelerômetro MEMS piezoresistivo implantado no estribo foi proposto por Park et al. [19] como sensor para um DATI. Para proteger o sensor, foi desenvolvido um encapsulamento com interconexões verticais para reduzir ao máximo a área total. Assim, apesar de ter dimensões muito reduzidas (387 μm x 800 μm x 230 μm) e ter uma baixa impedância de saída, o sensor tem um consumo superior a 1 mW e um baixo SNR. O Nível de Pressão Sonora (NPS) mínimo detectável não ficou abaixo da meta de 40 dB NPS para quaisquer frequências entre 200 Hz e 8 kHz. O protótipo foi testado em laboratório, para avaliar a influência do encapsulamento no comportamento do sensor, bem como em ossos temporais humanos. Foi demonstrado que o encapsulamento introduz amortecimento no sistema [13], sendo este amortecimento controlado pela pressão estática interna, assim como reduz o ruído elétrico.

Usando o princípio capacitivo, Ko et al. [11, 12] desenvolveu um sensor de deslocamento composto por um diafragma de 850 μm x 850 μm e um substrato de silício, conectados por molas

de massa desprezível. Este sensor deve ser conectado diretamente ao umbo que, ao vibrar, provoca variações na capacitância entre o diafragma e o substrato, sendo posteriormente traduzidos em sinais elétricos por um circuito de amplificação. O protótipo final de seu projeto tinha uma área total de 2 mm x 2 mm e foi testado em ossos temporais humanos. Os resultados mostraram uma boa relação sinal/ruído para frequências mais altas até 8 kHz, mas abaixo de 0,8 kHz o dispositivo não conseguiu atingir os 40 dB NPS necessários.

Sachse et al. [10] desenvolveu um acelerômetro MEMS capacitivo baseado em um modelo de parâmetros concentrados buscando otimizar o ruído elétrico e mecânico, bem como a primeira frequência natural. Um protótipo baseado nessas otimizações, com duas estruturas de eletrodos interdigitados (massa móvel e estrutura fixa) com área total de 2,1 mm × 2,1 mm foi produzido e avaliado a partir de experimentos em ossos temporais humanos. Este dispositivo é capaz de operar de forma satisfatória no meio da faixa de frequência desejada, detectando 40 dB NPS de 500 Hz a 5kHz.

O princípio capacitivo também foi utilizado no sensor híbrido vibro-acústico proposto por Seong et al. [16] para ser acoplado ao RLB. Este sensor grande não encapsulado (3,1 mm de diâmetro e 2,8 mm de altura) apresenta quatro vigas em forma de L, presos a uma base circular para o microfone condensador de eletreto (MCE). Como todos as 4 vigas têm as mesmas dimensões, o sensor de vibração mostra uma única frequência de ressonância distinta entre 1 e 2 kHz e uma sensibilidade consideravelmente menor para todas as frequências abaixo de 1 KHz e acima de 2 kHz. Embora o desempenho vibro-acústico para frequências maiores que 100 Hz pareça promissor, o tamanho grande provavelmente dificultará a implantação. Além disso, a formação de umidade ou tecido cicatricial sobre o microfone ou na entrada acústica provavelmente degradará o desempenho dos microfones ao longo do tempo. A destruição potencial devido ao fluido da orelha média, por exemplo, durante otite média, é outro problema que afetaria um sensor acústico.

O desempenho dos sensores propostos por Park et al. [19], Ko et al. [12] e Sachse et al. [10] são usados aqui para comparação com o desempenho

dos sensores aqui propostos. Seong et al. [16] não é usado como comparação neste trabalho, pois seu artigo mostrou uma comparação direta com Ko et al. [12] e apresentou pequena diferença de desempenho.

No presente trabalho, explora-se o princípio da transdução piezoelétrica para um sensor de aceleração a ser implantado no RLB na orelha média humana, aproveitando seu baixo SNR quando comparado a transdutores piezoresistivos [10], seu baixo consumo de energia quando comparado a transdutores capacitivos e piezoresistivos [3] e seu tamanho reduzido quando comparado ao sensor vibroacústico híbrido de [16].

Em etapas anteriores deste projeto, Gesing et al. [15, 26] desenvolveu protótipos de acelerômetros MEMS piezoelétricos usando uma otimização diferencial evolutiva, a fim de aumentar a sensibilidade do sensor. Cinco projetos de sensores foram desenvolvidos e fabricados, obtendo o melhor desempenho com um sensor rotulado An406, que consistia em uma grande massa sísmica circular de 411 µm de espessura no centro de uma membrana de 10 µm de espessura com um filme fino de AlN com 0,5 µm de espessura. Após testar e validar seu modelo numérico, Gesing et al. [15] propôs alterar a função objetivo para uma que levasse em conta o ruído de fundo do dispositivo.

Assim, o trabalho aqui apresentado visa avançar esta pesquisa removendo alguns limites de otimização, alterando o material piezoelétrico de AlN para PZT, e utilizando o ruído de fundo como variável na função objetivo. Além disso, busca-se uma faixa de frequência utilizável ampliada, movendo-se em direção à largura de banda encontrada em sensores acústicos, como microfones de dispositivos auditivos de última geração. Aqui é apresentado o processo detalhado usado para conceituar esses sensores para dispositivos auditivos e discutir brevemente modelagem piezoelétrica, análise de fadiga, ruído interno e procedimento de otimização. Os resultados da simulação de 2 diferentes designs de sensores são então apresentados aqui como dispositivos viáveis para implantação e seu desempenho esperado é comparado a outros sensores na literatura. Por fim, são discutidos os méritos e limitações deste conceito, além de fornecer conclusões importantes para o desenvolvimento futuro de sensores para dispositivos



auditivos.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

Esta seção apresenta os materiais e métodos utilizados no exercício desse trabalho como a construção dos modelos numéricos, tipos de material piezoelétricos escolhido e suas propriedades, e o procedimento de otimização tomado.

2.1 Modelagem de MEMS piezoelétrico

O efeito piezoelétrico direto e piezoelétrico inverso permite que sensores que fazem uso de tal princípio de transdução converta a deformação em energia elétrica e vice-versa, respectivamente. Este trabalho utiliza o software comercial COMSOL[®] multiphysics [27] para modelar a natureza acoplada de sensores piezoelétricos. Três geometrias diferentes foram usadas durante este trabalho: (i) A primeira é a geometria, identificada aqui como geometria A, desenvolvida por Gesing et al. [15, 26], mas substituindo o material piezoelétrico original AlN por PZT, (ii) a segunda geometria, identificada aqui como geometria B, é mais refinada e adaptada a um MEMS do tipo viga usando PZT, e (iii) a última geometria, identificada como geometria C, é uma versão adaptada da geometria B para simular o sensor dentro de uma pequena cavidade de ar criada pelo encapsulamento.

O objetivo dos modelos derivados dessas geometrias é realizar algumas análises específicas do comportamento vibroacústico e elétrico dos sensores a fim de prever seu ruído interno. Sensibilidade de carga, capacitância, a massa do elemento inercial e a primeira frequência natural do sensor são as variáveis necessárias aqui. A sensibilidade de carga $S_q(f)$ [pCs²/m] pode ser derivada das equações piezoelétricas lineares, que podem ser expressas de várias formas, sendo uma delas [28, 29]

$$\sigma = c_E \varepsilon - e^T E, \quad (1)$$

$$D = e \varepsilon + \varepsilon_e E, \quad (2)$$

com σ [Pa] a tensão, c_E [N/m²] a rigidez sob um campo elétrico constante, ε [mm/mm] a deformação, e [pC/m²] o módulo piezoelétrico, E [V/m] o campo elétrico, D [pC/m²] a densidade do fluxo elétrico, ε_e [pF/m] a permissividade dielétrica

sob deformação constante. O sobrescrito T indica uma matriz transposta. A sensibilidade de carga $S_q(f)$ [pCs²/m] do modelo numérico pode ser derivada após a resolução do sistema totalmente acoplado via análise modal, integrando a densidade de fluxo elétrico $D(f)$ sobre a área do eletrodo A_{el} [m²] e dividindo pela aceleração de entrada no ponto de implantação $a_{RLB}(f)$ [m/s²] obtido pela modelagem FEM [21] para que

$$S_q(f) = \frac{1}{a_{RLB}(f)} \int_{A_{el}} (e \varepsilon(f) + \varepsilon_e E(f)) dA \quad (3)$$

[pCs²/m].

Para obter a capacitância do sensor C [pF], o problema eletrostático é resolvido assumindo uma tensão de excitação fixa e calculando a relação carga-tensão. Pode-se supor que a capacitância C obtida pelo modelo eletrostático é a mesma que a dinâmica, pois a capacitância é praticamente inalterada para frequências entre 100 Hz e 100 kHz [30]. Por fim, a primeira frequência natural $f_{n,1}$ já foi resolvida, pois uma das simulações foi resolvida via análise modal (com graus de liberdade mecânico e eletrostático totalmente acoplados).

2.2 Propriedades de PZT e análise de fadiga

Vários tipos de PZT estão disponíveis na indústria, com diferentes constantes piezoelétricas [31] que dependem também do procedimento de fabricação [32]. Um método de deposição sol-gel para o PZT foi escolhido aqui com base em um precursor do Material Mitsubishi [33]. Este processo é conhecido pelo excelente controle de espessura, controle da composição química, melhor controle das propriedades físicas e baixo custo. No caso do PZT, o efeito piezoelétrico do filme é definido por d_{33} , d_{31} e d_{15} [34]. Como a tensão principal em um PZT polarizado na direção z sob tensão de flexão será na direção x , d_{31} é o coeficiente piezoelétrico mais significativo. Enquanto a literatura relata uma grande variação para d_{31} , variando de 16 a 160 pC/N [35–39], este trabalho usará $d_{31} = 60$ pC/N como dado por [39] para um filme PZT da mesma composição (Pb(Zr_{0,52}Ti_{0,48})O₃).

Outra característica importante esperada deste sensor é o grande ciclo de vida, e uma das principais limitações dos filmes ferroelétricos, ou seja, PZT, é a fadiga [40]. Embora o foco deste tra-

balho não seja investigar o comportamento do sensor sob carregamento cíclico longo, é necessária uma breve análise para avaliar se o dispositivo é viável para funcionar por um longo período de tempo. Assim, a relação de Goodman modificada é usada para estabelecer o fator de segurança do projeto n [41],

$$\frac{1}{n} = \frac{\sigma_a}{\sigma_e} + \frac{\sigma_m}{\sigma_{ut}}, \quad (4)$$

onde σ_a é a tensão cíclica de Von-Mises máxima no filme de PZT, σ_m é a tensão de Von-Mises máxima no filme devido à gravidade, σ_{ut} é a resistência à tração e σ_e é o limite de fadiga.

A resistência à tração dos filmes de PZT relatada na literatura varia de 69 MPa a mais de 172 MPa [42], e $\sigma_{ut} = 110$ MPa foi usado aqui com base em dados publicados por Shepard et al. [43] para filmes finos de PZT ($\text{Pb}(\text{Zr}_{0,52}\text{Ti}_{0,48})\text{O}_3$) fabricados via sol-gel sem despolarização. Quanto à resistência à tração, muito trabalho foi feito para entender o comportamento do PZT sob carga cíclica, cada um com resultados e objetivos diferentes [40, 43–46]. Embora Chuang et al. [44] não tenha analisado o PZT de filme fino fabricado via sol-gel, seu trabalho foi o único estudo identificado que forneceu uma curva S-N com dados experimentais de PZT não compósito suportando mais de 10^8 ciclos. Portanto, com base nesses dois trabalhos foram selecionados $\sigma_{ut} = 110$ MPa e $\sigma_e = 30$ MPa.

2.3 Procedimento de otimização e cálculo de ruído interno

Um processo de otimização é realizado neste trabalho para atingir os requisitos resumidos por Calero et al. [3] em termos de largura de banda de frequência, faixa dinâmica e consumo máximo de energia para um sensor para dispositivos auditivos implantados na orelha média humana, particularmente para implantes cocleares totalmente implantáveis. A tabela 1 resume esses requisitos, adicionando a área máxima permitida estimada para um sensor no RLB e sua massa máxima. O último critério é baseado em dados de Nishihara et al. [47], mostrando que a adição de 3 mg ao RLB resultou em perda mínima (< 3 dB) na amplitude de deslocamento umbo.

O procedimento de otimização adotado aqui

Tabela 1: Requisitos mínimos para um sensor a ser implantado na orelha média humana.

Requisitos	Especificações
Largura de banda	250 Hz - 8 kHz
Faixa dinâmica (NPS na membrana timpânica)	40 - 100 dB
Área máxima	2 x 2 mm ²
Massa máxima (se implantado na bigorna)	3 mg
Consumo máximo de energia	1 mW

utilizou um algoritmo de evolução diferencial (DE) implementado em MATLAB[®] [48] em conjunto com análise de elementos finitos usando COMSOL[®]. O DE básico é executado em 4 etapas [49]: (i) Geração da população inicial, (ii) Mutações para gerar o chamado vetor de *design* doador, (iii) *Crossover*/recombinação para gerar um chamado vetor de teste e (iv) Seleção, ou seja, aceitação ou rejeição do vetor de teste utilizando a função objetivo (FO). Para todos os casos de otimização, um fator de escala de 0,8 foi usado junto com uma taxa de cruzamento de 0,9, população inicial definida como 80 e convergência de otimização quando uma diferença de 10^{-6} foi alcançada entre 50 gerações ou encerrada quando o número de iterações chegou a 500. A geometria A é utilizada para desenvolver o modelo de elementos finitos (EF) nesta etapa devido ao seu menor custo computacional.

A função objetivo utilizada na seleção (iv) é baseada na SNR do sensor. Para definir adequadamente a função objetivo, o ruído interno do sensor em termos de aceleração espectral equivalente ao ruído [30] é estimado como

$$\bar{a}_{eq}(f) = \sqrt{4k_B T \left(\frac{2\pi f_{n,1}}{m_{sm} Q} + \frac{\eta C}{2\pi f S_q^2} \right)} \quad [\text{m/s}^2], \quad (5)$$

onde k_B é a constante de Boltzmann ($1,3807 \cdot 10^{-23}$ J/K), T é a temperatura [K], Q é o fator de qualidade do acelerômetro, η é o fator de dissipação e f é a frequência de vibração [Hz]. Temperatura, fator de qualidade e fator de dissipação são $T = 300$ K, $Q = 100$ [26] e $\eta = 0,015$ [30], respectivamente.



Uma relação entre o ruído interno do sensor e o nível de pressão sonora dos sinais de entrada na membrana timpânica pode ser estabelecida com o conceito de *Equivalent Input Noise* (EIN) [3, 15], que representa o NPS mínimo de entrada necessário para o sinal superar o ruído interno. O EIN pode ser calculado usando,

$$\begin{aligned} \text{EIN} &= 94 \text{ dB} - \text{SNR} \\ &= 20 \log \left(\frac{\bar{a}_{\text{eq}}(f) \cdot \sqrt{\Delta f}}{a_{\text{RLB}}(f, 20 \mu\text{Pa})} \right) [\text{dB}], \quad (6) \end{aligned}$$

com Δf sendo a discretização espectral, geralmente 100 Hz para um tempo de aquisição de 10 ms [10], e a_{RLB} o aceleração normal no local de implantação na cadeia ossicular - no caso atual a aceleração do RLB. A função objetivo visa minimizar o EIN máximo em todas as bandas de oitava com frequências centrais de 250 Hz a 8 kHz.

Por fim, são impostas restrições à otimização para garantir que o algoritmo busque apenas candidatos viáveis, ou seja, sensores que possam ser implantados no RLB (restrições de área máxima) ou fabricados. A tabela 2 destaca essas restrições. A largura da moldura é definida logo acima de 70 μm , recomendado para garantir a ligação adequada dos fios [50]. A largura mínima da viga é definida para evitar a obtenção de uma estrutura muito delicada. Deve-se destacar que a espessura das camadas são fixadas com os mesmos valores que em nossos trabalhos anteriores [15, 26], com exceção da espessura do filme piezoelétrico que é definida de acordo com as capacidades da deposição sol-gel procedimento com materiais Mitsubishi. A distância mínima entre a moldura e a massa sísmica precisa ser definida para evitar uma estrutura que não possa ser fabricada, e um valor de 20 μm é definido como um limite razoável com base no trabalho de Dixit et al. [51].

3. RESULTADOS

Os resultados das otimizações e simulações numéricas são separados, neste trabalho, em modelos com e sem encapsulamento.

3.1 Modelo B e otimização

Do processo de otimização, dois sensores se destacaram quando comparados a outros descritos na

Tabela 2: Restrições estabelecidas para as otimizações iniciais.

	Limites [μm]
Área máxima	= 2000 x 2000
Largura da moldura	= 100
Largura da viga	≥ 200
Distancia entre moldura e massa sísmica	≥ 20
Espessura do PZT	$\leq 2,5$

literatura. Os parâmetros dos sensores denominados 20 e 15 foram obtidos a partir da otimização dos parâmetros da geometria A, mas com diferentes restrições de área máxima. O sensor 20 foi obtido considerando uma área máxima fixa de 2 mm x 2 mm. Ao terminar esta otimização, os parâmetros obtidos são então aplicados à geometria B para obter um modelo numérico mais confiável desta geometria. Este modelo, chamado B1, é usado para todas as análises posteriores do Sensor 20. A Figura 1 mostra o EIN do sensor comparado com o sensor AN406 de Gesing et al. [15, 26]. A região em amarelo é o objetivo imposto pelos requisitos da Tabela 1. Dentro da largura de banda de interesse, o Sensor 20 mostrou máximos EIN locais de 32,1 dB a 7 kHz, 14,7 dB a 250 Hz e 30,6 dB a 8 kHz. O menor EIN, se comparado ao modelo anular AN406, é resultado da menor capacitância do sensor do tipo viga (240 pF vs. 660 pF para o sensor AN406) e uma sensibilidade aumentada em frequências mais baixas. Além disso, o Sensor 20 fornece uma redução do limite inferior da faixa de frequência do $\text{EIN}_{\leq 40 \text{ dB}}$ de 250 Hz para 115 Hz.

A considerável redução do EIN do sensor pode ser explicada pelo fato de que a geometria baseada em uma viga com massa sísmica permite que o algoritmo de otimização reduza bastante a primeira frequência natural do sensor, e que a segunda frequência natural ainda cai na região-alvo e contribui para um EIN mais baixo. Assim, o DE pode posicionar o primeiro modo vibracional em uma região de frequência mais baixa para compensar a baixa aceleração dos ossículos [21] nesta faixa de frequência, e alocar o segundo modo vibracional de forma a reduzir o EIN geral. Apesar

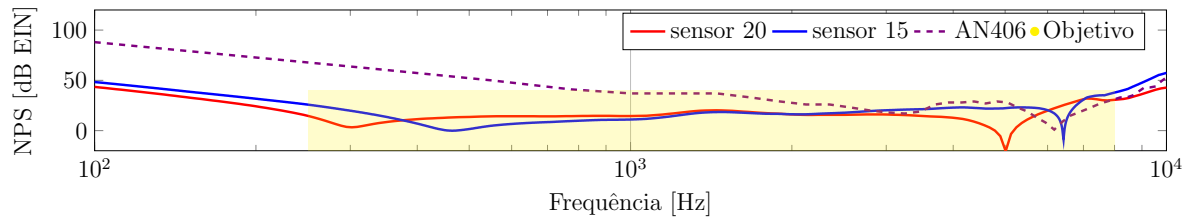


Figura 1: EIN do Sensor 20 com $2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$ em comparação com o EIN do Sensor 15 com $1,5\text{ mm} \times 1,5\text{ mm}$ e com o EIN de um sensor AIN MEMS anular de trabalho anterior [15, 26]. Objetivo original em que $\text{EIN} \leq 40\text{ dB}$, em amarelo.

dos bons resultados das primeiras otimizações, a massa total do sensor foi estimada em 3 mg, e como o sensor deve ser encapsulado, espera-se que a massa do dispositivo final ultrapasse o limite estabelecido de 3 mg.

Um segundo procedimento de otimização foi então realizado para obter um sensor mais leve e menor, que é denominado Sensor 15. Para reduzir o peso e o tamanho, as restrições de dimensão de área máxima, largura da moldura e largura da viga da Tabela 2 foram revisadas, resultando em novas restrições. Uma restrição de espaço de $1,5\text{ mm} \times 1,5\text{ mm}$, largura da moldura de $70\text{ }\mu\text{m}$ e largura da viga de $100\text{ }\mu\text{m}$ é definida para o segundo lote de otimizações.

Os parâmetros desta nova otimização são aplicados à geometria B para obter um modelo numérico mais confiável do Sensor 15, que é chamado de modelo B2. O EIN do modelo B2 é comparado ao EIN obtido para o modelo B1 (Sensor 20) na Figura 1. Dentro da faixa de frequência de interesse, o EIN máximo de 37,8 dB foi alcançado em 8 kHz, enquanto o outro máximo local foi de 25,9 dB em 250 Hz. Os mínimos de EIN em 458 Hz e 6,4 kHz correspondem à primeira e segunda frequências naturais. Embora a perda de desempenho seja perceptível devido ao tamanho reduzido, o EIN do Sensor 15 ainda está dentro dos requisitos. Em particular, a massa dos sensores é estimada em 1,6 mg, que está dentro do limite estabelecido anteriormente. O sensor 15 também garante um limite inferior da faixa de frequência do $\text{EIN} \leq 40\text{ dB}$ reduzido de 250 Hz para a 143 Hz.

3.2 Análise do Modelo C

Em geral, o amortecimento associado a MEMS sujeitos a pequenas oscilações vibracionais dentro

de um encapsulamento é causado principalmente por perdas visco-térmicas no gás enclausurado no encapsulamento [52]. Portanto, é importante avaliar como a pressão estática interna do encapsulamento afeta o desempenho do sensor, bem como avaliar as tensões na estrutura para prever possíveis falhas mecânicas. Para simular um sensor encapsulado, foram desenvolvidos dois modelos: o modelo C1 adota os parâmetros do Sensor 20 e o modelo C2 utiliza os parâmetros do Sensor 15. Em ambos os casos, ainda é necessário definir os limites do domínio acústico. Em outras palavras, é necessário prescrever a distância entre o encapsulamento e a massa sísmica. Neste trabalho, propomos utilizar o encapsulamento como fim de curso para a massa sísmica para limitar o deslocamento máximo $d_{\text{max, sm}}$ da massa sísmica e para evitar tensões excessivas na estrutura.

Uma simulação quase estática é realizada para obter a tensão máxima no filme fino piezoelétrico e o deslocamento vertical da borda externa da massa sísmica. Como o PZT tem uma resistência mecânica muito menor que o silício [53, 54], a análise é focada apenas no filme piezoelétrico. Ao aumentar progressivamente a excitação aplicada ao sistema, encontra-se uma relação linear entre a tensão de von-Mises máxima no PZT e o deslocamento da borda externa da massa sísmica. A tensão de von-Mises máxima em $d_{\text{max, sm}}$ é definida aqui como metade de σ_{ut} , sendo assim 55 MPa. Portanto, a tensão máxima está abaixo da maioria das resistências à tração apresentadas na literatura para PZT. Como consequência, $d_{\text{max, sm}}$ para os Sensores 20 e 15 são $26\text{ }\mu\text{m}$ e $12\text{ }\mu\text{m}$, respectivamente.

Após definir os limites do encapsulamento, pode ser feita uma análise da influência da pressão interna do encapsulamento e do amortecimento viscoso resultante no desempenho do sensor. A partir



de então, a questão se o amortecimento adicional permitiria que o sensor operasse dentro da faixa dinâmica desejada de 40 dB e 100 dB sem falha mecânica pode ser abordada. O EIN calculado para o Sensor 20 com diferentes pressões estáticas internas é mostrado na Figura 2a. Pode-se notar claramente que o ar ao redor da massa sísmica provoca um aumento na rigidez do sistema, de modo que sua primeira frequência natural aumenta com o aumento da pressão estática interna. Também é mostrado que o limite de frequência inferior de $EIN_{\leq 40\text{ dB}}$ é aumentado para ≈ 140 Hz para casos com 30 Pa e 1 atm de pressão estática interna.

A Figura 2b mostra as mesmas curvas para o Sensor 15. Embora o aumento da pressão estática no encapsulamento certamente aumente o EIN, ele permanece abaixo de 40 dB EIN em uma faixa de frequência estendida de interesse (173 Hz - 8 kHz para o encapsulamento de 30 Pa e 195 - 8 kHz para o encapsulamento de 1 atm). O aumento da rigidez alterou a primeira frequência natural do sensor 20 de 298 Hz para 371 Hz e do sensor 15 de 458 Hz para 588 Hz para o sensor não encapsulado e encapsulado a 30 Pa, respectivamente. Ambos o sensor 20 e 15, não exibem uma primeira frequência natural aparente devido ao alto amortecimento. O segundo modo de vibração de flexão do sensor 20 passou de 5,0 kHz para 5,1 kHz e 5,1 kHz, enquanto o sensor 15 de 6,4 kHz para 6,9 kHz e 6,9 kHz para o sensor não encapsulado e o encapsulado a 30 Pa e 1 atm, respectivamente.

A partir da análise das tensões de Von-Mises máximas nos filmes de PZT sobre a viga para diferentes pressões estáticas internas para o Sensor 20 e 15 sob uma excitação de 100dB NPS, pode-se identificar que, embalado com pressão estática interna de 30 Pa, o Sensor 20 tem uma tensão Von-Mises máxima $\sigma_m = 9,53$ MPa no filme de PZT e uma tensão de Von-Mises alternada máxima $\sigma_a = 12,31$ MPa a 5129 Hz. No caso do Sensor 15, uma tensão de Von-Mises máxima de $\sigma_m = 7,22$ MPa e tensão Von-Mises alternada máxima de $\sigma_a = 3,80$ MPa em 583 Hz são encontrados. Esses números aplicados na Equação (4) fornecem uma faixa dinâmica de até 100 dB para ambos os sensores encapsulados a 30 Pa de pressão estática interna, com um fator de segurança

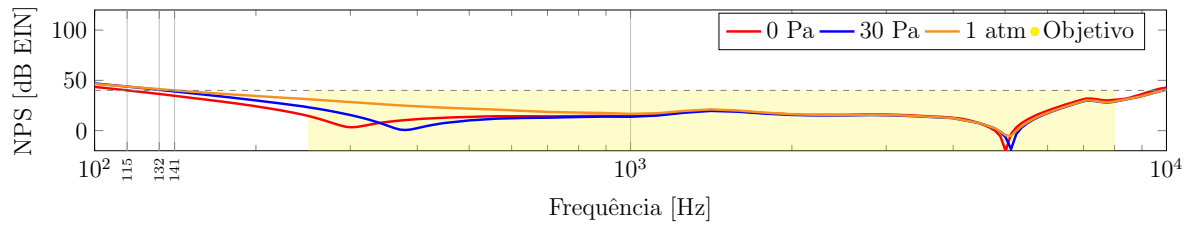
de 2,0 para o Sensor 20 e 5,2 para o Sensor 15.

Ao comparar o desempenho dos sensores C1 (2 mm $\times$ 2mm) e C2 (1,5 mm $\times$ 1,5 mm) com pressão estática interna de 30 Pa ao EIN de outros sensores descritos na literatura (Figura 3) ambos os sensores mostram melhorias significativas, apresentando EIN abaixo de 40 dB NPS começando em 132 e 173 Hz, respectivamente, e exibindo EIN baixo semelhante ao MCE tradicional. Essa melhoria foi alcançada diminuindo consideravelmente a primeira frequência natural dentro da região alvo e movendo a segunda para dentro da região alvo.

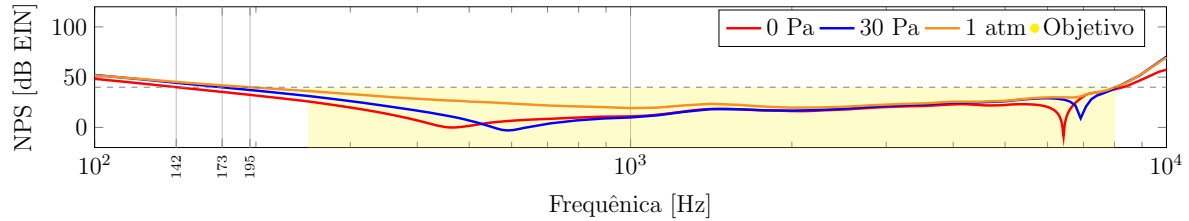
4. DISCUSSÃO

Dois sensores MEMS implantáveis para dispositivos auditivos totalmente implantáveis foram desenvolvidos neste trabalho usando um algoritmo genético acoplado à análise multifísica de elementos finitos. Ambos os sensores usam o princípio de transdução piezoelétrica para converter a vibração mecânica da orelha média em um sinal elétrico, apresentando um filme de PZT sobre uma viga que contém uma massa sísmica na ponta. Foram especificadas duas áreas máximas diferentes para cada sensor: 2 mm $\times$ 2 mm e 1,5 mm $\times$ 1,5 mm, levando em consideração que os sensores devem ser implantados no ramo longo da bigorna. O procedimento de otimização buscou um baixo ruído interno equivalente na faixa de 250 Hz a 8 kHz em combinação com os requisitos geométricos impostos pelas técnicas de fabricação disponíveis. Este trabalho mostra a importância de incluir o sinal de entrada no processo de otimização se o sensor for exposto a uma excitação que varia em frequência. Isso permite que a otimização diminua as frequências naturais e molde o SNR do sensor de forma a compensar os baixos sinais de entrada do local de implantação. Assim, ambos *designs* mostram dois modos de flexão com frequências naturais correspondentes posicionadas perto dos limites superior e inferior da faixa de frequência alvo.

O sensor otimizado de 2 $\times$ 2 mm não encapsulado exibiu EIN muito baixo, próximo ao EIN de um MCE, e uma largura de banda $EIN_{\leq 40\text{ dB}}$ estendida de 115 Hz a 9,4 kHz. No entanto, esperava-se que a massa total de uma versão encapsulada do sensor de 2 mm $\times$ 2 mm excedesse a massa



(a) Sensor 20: Limite inferior em 115 Hz para 0 Pa, 132 Hz para 30 Pa e 141 Hz para 1 atm.



(b) Sensor 15: Limite inferior em 142 Hz para 0 Pa, 173 Hz para 30 Pa e 195 Hz para 1 atm.

Figura 2: EIN dos sensores 20 e 15 encapsulados com diferentes pressões estáticas internas. Marcações extras são introduzidas nos eixos de frequência para destacar o limite inferior da faixa de frequência para $EIN_{\leq 40 \text{ dB}}$.

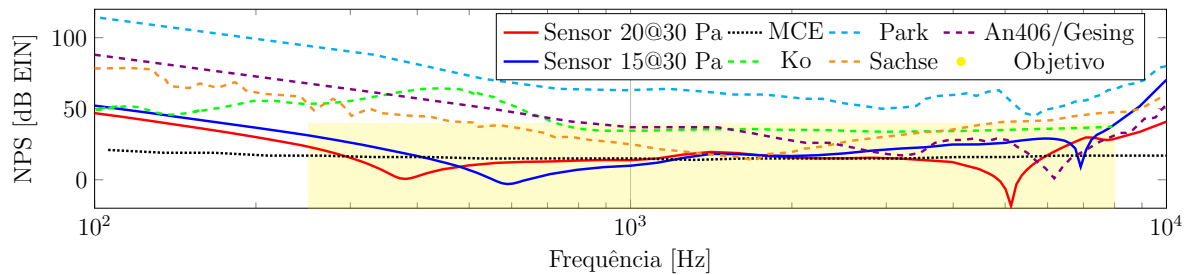


Figura 3: EIN dos sensores encapsulados de $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ e $1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}$ (sensor 20 e sensor 15) a 30 Pa de pressão estática interna comparado ao EIN de outros sensores implantáveis descritos na literatura [10, 12, 15, 39] e um MCE.

máxima sugerida de 3 mg. Por outro lado, o sensor não encapsulado $1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}$ tem uma massa total compatível com a massa máxima de 3 mg, às custas de um EIN geral mais alto e um aumento do limite inferior do $EIN_{\leq 40 \text{ dB}}$ em 143 Hz e um limite de frequência superior ligeiramente aumentado em 8,3 kHz.

A influência do encapsulamento do sensor foi levada em consideração simulando a cavidade acústica visco-térmica interna do sensor, o que resulta em uma rigidez adicional ao sistema, bem como na adição de amortecimento viscoso. Foi demonstrado que esses efeitos foram diretamente influenciados pelas pressões estáticas internas. Usando uma abordagem linear do problema, os resultados mostram que a pressão estática interna aumenta o ruído interno equivalente em frequências infe-

riores a 1 kHz para o sensor encapsulado de $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ e em frequências inferiores do que 3 kHz para o encapsulado de $1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}$. O limite de frequência inferior para $EIN_{\leq 40 \text{ dB}}$ variou entre 115 e 195 Hz, dependendo da área máxima do sensor e da pressão estática interna do encapsulamento. Os resultados também sugerem que o projeto aqui proposto deve operar na faixa dinâmica de 40 a 100 dB NPS com um fator de segurança de 2,0 e 5,2 para o sensor de $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm}$ encapsulado com 30 Pa e o sensor de $1,5 \text{ mm} \times 1,5 \text{ mm}$ encapsulado com 30 Pa, respectivamente. Para esses sensores, o limite de frequência inferior de $EIN_{\leq 40 \text{ dB}}$ foi 132 Hz e 173 Hz, respectivamente. Embora a introdução de ar no modelo tenha aumentado o EIN geral, os limites de frequência inferiores ainda são inferiores aos 250 Hz inicialmente propostos. Esse limite



de frequência inferior reduzido se aproxima dos sensores acústicos [55] e pode ser útil para melhorar a qualidade do som e a percepção da fala, tanto para usuários de implantes de orelha média totalmente implantáveis quanto para implantes cocleares totalmente implantáveis. Um estudo mais aprofundado deve ser feito no uso do encapsulamento como fim de curso. Pois, o impacto da massa sísmica com o encapsulamento cria um problema não linear que também deve ser abordado. Por fim, os sensores projetados no presente estudo apresentaram resultados gerais muito promissores, que devem ser corroborados por meio da fabricação e teste dos *designs* propostos.

5. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Wavetech Soluções Tecnológicas e FINEP pelo apoio financeiro deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] WHO. Addressing the rising prevalence of hearing loss. Technical report, World Health Organization (WHO), 2018. License: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [2] Counter, P. Implantable hearing aids. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 222(6):837–852, jun 2008. ISSN 0954-4119. doi: [10.1243/09544119JEM365](https://doi.org/10.1243/09544119JEM365).
- [3] Calero, Diego; Paul, Stephan; Gesing, André; Alves, Fabio e Cordioli, Júlio A. A technical review and evaluation of implantable sensors for hearing devices. *BioMedical Engineering OnLine*, 17(1):23, dec 2018. ISSN 1475-925X. doi: [10.1186/s12938-018-0454-z](https://doi.org/10.1186/s12938-018-0454-z).
- [4] Carlson, Matthew L; Pelosi, Stanley e Haynes, David S. Historical Development of Active Middle Ear Implants. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 47(6):893–914, dec 2014. ISSN 00306665. doi: [10.1016/j.otc.2014.08.004](https://doi.org/10.1016/j.otc.2014.08.004).
- [5] Pulcherio, Janaina Oliveira Bentivi; Bittencourt, Aline Gomes; Burke, Patrick Rademaker; Monsanto, Rafael da Costa; Brito, Rubens; Tsuji, Robinson Koji e Bento, Ricardo Ferreira. Carina® and Esteem®: A Systematic Review of Fully Implantable Hearing Devices. *PLoS ONE*, 9(10):e110636, oct 2014. ISSN 1932-6203. doi: [10.1371/journal.pone.0110636](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0110636).
- [6] Jenkins, Herman A.; Atkins, James S.; Horlbeck, Drew; Hoffer, Michael E.; Balough, Ben; Arigo, Joseph V.; Alexiades, George e Garvis, William. U.S. Phase I preliminary results of use of the Otologics MET Fully-Implantable Ossicular Stimulator. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 137(2):206–212, aug 2007. ISSN 01945998. doi: [10.1016/j.otohns.2007.03.012](https://doi.org/10.1016/j.otohns.2007.03.012).
- [7] National Library of Medicine (U.S.). Feasibility study: A totally implantable cochlear implant (mi2000) for electrical stimulation of the auditory pathway of adults with severe to profound sensorineural hearing loss. Technical report, National Library of Medicine (U.S.), Setembro 2020. Identifier NCT04571333.
- [8] Prochazka; Huber; Dobrev; Harris; Dalbert; Rösli; Obrist e Pfiffner. Packaging Technology for an Implantable Inner Ear MEMS Microphone. *Sensors*, 19(20):4487, oct 2019. ISSN 1424-8220. doi: [10.3390/s19204487](https://doi.org/10.3390/s19204487). Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/20/4487>.
- [9] Zenner, Hans Peter e Leysieffer, Hans. Total implantation of the implex TICA hearing amplifier implant for high-frequency sensorineural hearing loss. *Otolaryngologic Clinics of North America*, 34(2):417–446, apr 2001. ISSN 00306665. doi: [10.1016/S0030-6665\(05\)70340-6](https://doi.org/10.1016/S0030-6665(05)70340-6).
- [10] Sachse, M; Hortschitz, W; Stifter, M; Steiner, H e Sauter, T. Design of an implantable seismic sensor placed on the ossicular chain. *Medical Engineering & Physics*, 35(10):1399–1405, oct 2013. ISSN 13504533. doi: [10.1016/j.medengphy.2013.03.012](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2013.03.012).
- [11] Ko, Wen H.; Guo, J.; Xuesong Ye; Zhang, R.; Young, D. J. e Megerian, Cliff A. MEMS acoustic sensors for totally implantable hearing aid systems. Em *2008 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, págs. 1812–1817. IEEE, may 2008. ISBN 978-1-4244-1683-7. doi: [10.1109/ISCAS.2008.4541792](https://doi.org/10.1109/ISCAS.2008.4541792). Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/document/4541792/>.
- [12] Ko, Wen H; Zhang, Rui; Huang, Ping; Guo, Jun; Ye, Xuesong; Young, Darrin J e Megerian, Cliff A. Studies of MEMS Acoustic Sensors as Implantable Microphones for Totally Implantable Hearing-Aid Systems. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 3(5):277–285, oct 2009. ISSN 1932-4545. doi: [10.1109/TBCAS.2009.2032267](https://doi.org/10.1109/TBCAS.2009.2032267).
- [13] Park, Woo Tae; Partridge, Aaron; Candler, Rob N.; Ayanoor-Vitikkate, Vipin; Yama, Gary; Lutz, Markus e Kenny, Thomas W. Encapsulated submillimeter piezoresistive accelerometers. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 15(3):507–514, jun 2006. ISSN 10577157. doi: [10.1109/JMEMS.2006.876648](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2006.876648).
- [14] Yip, Marcus; Jin, Rui; Nakajima, Hideko Heidi; Stan-kovic, Konstantina M e Chandrakasan, Anantha P. A Fully-Implantable Cochlear Implant SoC With Piezoelectric Middle-Ear Sensor and Arbitrary Waveform Neural Stimulation. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 50(1):214–229, jan 2015. ISSN 0018-9200. doi: [10.1109/JSSC.2014.2355822](https://doi.org/10.1109/JSSC.2014.2355822).
- [15] Gesing, Andre Loch; Masson, Zargos Neves; Arel-lano, Diego Calero; Alves, Fabio; Paul, Stephan e Cordioli, Julio Apolinario. Middle Ear Ossicular Chain Vibration Detection by Means of an Optimized MEMS Piezoelectric Accelerometer. *IEEE Sensors*

- Journal*, 19(6):2079–2086, mar 2019. ISSN 1530-437X. doi: [10.1109/JSEN.2018.2886043](https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2886043).
- [16] Seong, Ki Woong; Mun, Ha Jun; Shin, Dong Ho; Kim, Jong Hoon; Nakajima, Hideko Heidi; Puria, Sunil e Cho, Jin-Ho. A vibro-acoustic hybrid implantable microphone for middle ear hearing aids and cochlear implants. *Sensors*, 19(5), 2019. ISSN 1424-8220. doi: [10.3390/s19051117](https://doi.org/10.3390/s19051117). Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/19/5/1117>.
- [17] Hake, Alison E.; Zhao, Chuming; Sung, Wang-Kyung e Grosh, Karl. Design and Experimental Assessment of Low-Noise Piezoelectric Microelectromechanical Systems Vibration Sensors. *IEEE Sensors Journal*, 21(16):17703–17711, aug 2021. ISSN 1530-437X. doi: [10.1109/JSEN.2021.3085825](https://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3085825). Disponível em: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9446110/>.
- [18] İlik, Bedirhan; Koyuncuoğlu, Aziz; Sukas e Külak, Haluk. Thin film piezoelectric acoustic transducer for fully implantable cochlear implants. *Sensors and Actuators A: Physical*, 280:38–46, 2018. ISSN 0924-4247. doi: <https://doi.org/10.1016/j.sna.2018.07.020>. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424718300827>.
- [19] Park, Woo-Tae; O'Connor, Kevin N.; Chen, Kuan-Lin; Mallon, Joseph R; Maetani, Toshiki; Dalal, Parmita; Candler, Rob N; Ayanoor-Vitikkate, Vipin; Roberson, Joseph B; Puria, Sunil e Kenny, Thomas W. Ultraminiature encapsulated accelerometers as a fully implantable sensor for implantable hearing aids. *Biomedical Microdevices*, 9(6):939–949, dec 2007. ISSN 1387-2176. doi: [10.1007/s10544-007-9072-4](https://doi.org/10.1007/s10544-007-9072-4).
- [20] Jia, Xian-Hao; Gao, Na; Xu, Xin-da; Wu, Yong-Zhen; Kang, Hou-Yong e Chi, Fang-Lu. A new floating piezoelectric microphone for the implantable middle ear microphone in experimental studies. *Acta Otolaryngologica*, 136(12):1248–1254, dec 2016. ISSN 0001-6489. doi: [10.1080/00016489.2016.1201590](https://doi.org/10.1080/00016489.2016.1201590). Disponível em: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00016489.2016.1201590>.
- [21] Calero, Diego; Lobato, Lucas; Paul, Stephan e Cordioli, Júlio A. Analysis of the Human Middle Ear Dynamics Through Multibody Modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 142(7), jul 2020. ISSN 0148-0731. doi: [10.1115/1.4046689](https://doi.org/10.1115/1.4046689).
- [22] Kotzar, Geoffrey; Freas, Mark; Abel, Phillip; Fleischman, Aaron; Roy, Shuvo; Zorman, Christian; Moran, James M e Melzak, Jeff. Evaluation of MEMS materials of construction for implantable medical devices. *Biomaterials*, 23(13):2737–2750, jul 2002. ISSN 01429612. doi: [10.1016/S0142-9612\(02\)00007-8](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00007-8).
- [23] Ko, Wen H. Trends and frontiers of MEMS. *Sensors and Actuators, A: Physical*, 136(1):62–67, may 2007. ISSN 09244247. doi: [10.1016/j.sna.2007.02.001](https://doi.org/10.1016/j.sna.2007.02.001).
- [24] Svatos, V; Pekarek, J; Dusek, D; Zak, J; Hadas, Z e Prasek, J. Design and Fabrication of Fully Implantable MEMS Cochlea. *Procedia Engineering*, 100:1224–1231, 2015. ISSN 18777058. doi: [10.1016/j.proeng.2015.01.487](https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.01.487). 25th DAAAM International Symposium on Intelligent Manufacturing and Automation, 2014.
- [25] Villarruel Mendoza, Luis Abelardo; Scilletta, Natalia Antonela; Bellino, Martin Gonzalo; Desimone, Martin Federico e Catalano, Paolo Nicolas. Recent Advances in Micro-Electro-Mechanical Devices for Controlled Drug Release Applications. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 8:827, jul 2020. ISSN 2296-4185. doi: [10.3389/fbioe.2020.00827](https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.00827).
- [26] Gesing, A. L.; Alves, F. D. P.; Paul, S. e Cordioli, J. A. On the design of a MEMS piezoelectric accelerometer coupled to the middle ear as an implantable sensor for hearing devices. *Scientific Reports*, 8(1):3920, dec 2018. ISSN 2045-2322. doi: [10.1038/s41598-018-22219-7](https://doi.org/10.1038/s41598-018-22219-7).
- [27] COMSOL Multiphysics. Introduction to comsol multiphysics®. *COMSOL Multiphysics*, Burlington, MA, accessed Feb, 9:2018, 1998.
- [28] Tichý, Jan; Erhart, Jiří; Kittinger, Erwin e Přivratská, Jana. *Fundamentals of Piezoelectric Sensorics*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2010. ISBN 978-3-540-43966-0. doi: [10.1007/978-3-540-68427-5](https://doi.org/10.1007/978-3-540-68427-5).
- [29] Kim, Donghwan; Hewa-Kasakarage, Nishshanka N. e Hall, Neal A. A theoretical and experimental comparison of 3-3 and 3-1 mode piezoelectric microelectromechanical systems (MEMS). *Sensors and Actuators A: Physical*, 219:112–122, nov 2014. ISSN 09244247. doi: [10.1016/j.sna.2014.08.006](https://doi.org/10.1016/j.sna.2014.08.006).
- [30] Levinzon, F.A. Fundamental Noise Limit of Piezoelectric Accelerometer. *IEEE Sensors Journal*, 4(1): 108–111, feb 2004. ISSN 1530-437X. doi: [10.1109/JSEN.2003.820366](https://doi.org/10.1109/JSEN.2003.820366).
- [31] Hussey, Bob e Wilson, Jo. *Advanced Technical Ceramics Directory and Databook*. Boston, MA: Springer US, 1998. ISBN 978-0-412-80310-9. doi: [10.1007/978-1-4419-8662-7](https://doi.org/10.1007/978-1-4419-8662-7).
- [32] Izyumskaya, N.; Alivov, Y.-I.; Cho, S.-J.; Morkoç, H.; Lee, H. e Kang, Y.-S. Processing, Structure, Properties, and Applications of PZT Thin Films. *Critical Reviews in Solid State and Materials Sciences*, 32(3-4):111–202, dec 2007. ISSN 1040-8436. doi: [10.1080/10408430701707347](https://doi.org/10.1080/10408430701707347).
- [33] Shilpa, G D; Sreelakshmi, K e Ananthaprasad, M G. PZT thin film deposition techniques, properties and its application in ultrasonic MEMS sensors: a review. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 149:012190, sep 2016. ISSN 1757-8981. doi: [10.1088/1757-899X/149/1/012190](https://doi.org/10.1088/1757-899X/149/1/012190).
- [34] Sirohi, Jayant e Chopra, Inderjit. Fundamental Understanding of Piezoelectric Strain Sensors. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 11(4): 528–542, jun 1999. doi: [10.1117/12.350731](https://doi.org/10.1117/12.350731).
- [35] Barrow, D. A.; Petroff, T. E.; Tandon, R. P. e Sayer, M. Characterization of thick lead zirconate titanate films fabricated using a new sol gel based process.



- Journal of Applied Physics*, 81(2):876–881, jan 1997. ISSN 0021-8979. doi: [10.1063/1.364172](https://doi.org/10.1063/1.364172).
- [36] Gardeniers, Johannes G.E.; Verholen, A.G.B.J.; Verholen, A.G.B.J.; Tas, Niels Roelof e Elwenspoek, Michael Curt. Direct measurement of piezoelectric properties of sol-gel pzt films. *Journal of the Korean Physical Society*, 32(32):S1573–S1577, 1998. ISSN 0374-4884.
- [37] Luginbuhl, Ph; Racine, G.-A; Lerch, Ph; Romanowicz, B; Brooks, K.G; Rooij, N.F; Renaud, Ph e Setter, N. Piezoelectric cantilever beams actuated by PZT sol-gel thin film. *Sensors and Actuators A: Physical*, 54(1-3):530–535, jun 1996. ISSN 09244247. doi: [10.1016/S0924-4247\(95\)01196-X](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(95)01196-X).
- [38] Tsauro, Jiunnjye; Wang, Zhan Jie; Zhang, Lulu; Ichiki, Masaaki; Wan, Jiang Wen e Maeda, Ryutaro. Preparation and Application of Lead Zirconate Titanate (PZT) Films Deposited by Hybrid Process: Sol-Gel Method and Laser Ablation. *Japanese Journal of Applied Physics*, 41(Part 1, No. 11B):6664–6668, nov 2002. ISSN 0021-4922. doi: [10.1143/JJAP.41.6664](https://doi.org/10.1143/JJAP.41.6664).
- [39] Park, Gun-Tae; Choi, Jong-Jin; Ryu, Jungho; Fan, Huiqing e Kim, Hyoun-Ee. Measurement of piezoelectric coefficients of lead zirconate titanate thin films by strain-monitoring pneumatic loading method. *Applied Physics Letters*, 80(24):4606–4608, jun 2002. ISSN 0003-6951. doi: [10.1063/1.1487901](https://doi.org/10.1063/1.1487901).
- [40] Hauke, T.; Beige, H.; Giersbach, M.; Seifert, S. e Sporn, D. Mechanical and electric fatigue of PZT(53/47) films on metallic substrates. *Integrated Ferroelectrics*, 35(1-4):219–228, feb 2001. ISSN 1058-4587. doi: [10.1080/10584580108016903](https://doi.org/10.1080/10584580108016903).
- [41] Marghitu, Dan B.; Diaconescu, Cristian I. e Ciocirlan, Bogdan O. Mechanics of Materials. Em *Mechanical Engineer's Handbook*, págs. 119–188. Elsevier, 2001. doi: [10.1016/B978-012471370-3/50004-8](https://doi.org/10.1016/B978-012471370-3/50004-8).
- [42] Butler, John L.; Rolt, Kenneth D. e Tito, Frank A. Piezoelectric ceramic mechanical and electrical stress study. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 96(3):1914–1917, sep 1994. ISSN 0001-4966. doi: [10.1121/1.410205](https://doi.org/10.1121/1.410205).
- [43] Shepard, J. F.; Chu, F.; Xu, B. e Troler-McKinstry, S. The Effects of Film Thickness and Texture on the high and Low-Field stress Response of Lead Zirconate Titanate Thin Films. *MRS Proceedings*, 493:81, feb 1997. ISSN 0272-9172. doi: [10.1557/PROC-493-81](https://doi.org/10.1557/PROC-493-81).
- [44] Chuang, Tze-je; Wang, Zhengdong; Hill, Michael e White, Grady. Fatigue Life Predictions of PZT Using Continuum Damage Mechanics and Finite Element Methods. Em Bradt, R C; Hasselman, D P H; Munz, D; Sakai, M e Shevchenko, V Ya., editores, *Fracture Mechanics of Ceramics*, págs. 135–148. Springer US, Boston, MA, 1996. ISBN 978-1-4615-5853-8. doi: [10.1007/978-1-4615-5853-8_10](https://doi.org/10.1007/978-1-4615-5853-8_10).
- [45] Mazzalai, Andrea; Balma, Davide; Chidambaram, Nachiappan; Matloub, Ramin e Mural, Paul. Characterization and Fatigue of the Converse Piezoelectric Effect in PZT Films for MEMS Applications. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 24(4):831–838, aug 2015. ISSN 1057-7157. doi: [10.1109/JMEMS.2014.2353855](https://doi.org/10.1109/JMEMS.2014.2353855).
- [46] Jones, Jacob L.; Salz, Christopher R. J. e Hoffman, Mark. Ferroelastic Fatigue of a Soft PZT Ceramic. *Journal of the American Ceramic Society*, 88(10):2788–2792, oct 2005. ISSN 0002-7820. doi: [10.1111/j.1551-2916.2005.00520.x](https://doi.org/10.1111/j.1551-2916.2005.00520.x).
- [47] Nishihara, Shinsei; Aritomo, Hiroshi e Goode, Richard L. Effect of Changes in Mass on Middle Ear Function. *Otolaryngology–Head and Neck Surgery*, 109(5):899–910, nov 1993. ISSN 0194-5998. doi: [10.1177/019459989310900520](https://doi.org/10.1177/019459989310900520).
- [48] Buehren, Markus. Differential Evolution, 2014.
- [49] Arora, Jasbir. *Introduction to optimum design (fourth edition)*. San Diego, CA: Academic Press, 2016. ISBN 9780128009185.
- [50] Schuettler, M e Stieglitz, T. Microassembly and micropackaging of implantable systems. Em Immann, Andreas e Hodgins, Diana, editores, *Implantable Sensor Systems for Medical Applications*, Woodhead Publishing Series in Biomaterials, págs. 108–149. Elsevier, 2013. ISBN 978-1-84569-987-1. doi: [10.1533/9780857096289.1.108](https://doi.org/10.1533/9780857096289.1.108).
- [51] Dixit, Pradeep e Henttinen, Kimmo. Via Technologies for MEMS. Em Tilli, Markku; Motooka, Teruaki; Airaksinen, Veli-Matti; Franssila, Sami; Paulasto-Kröckel, Mervi e Lindroos, Veikko, editores, *Handbook of Silicon Based MEMS Materials and Technologies*, Micro and Nano Technologies, págs. 694–712. Elsevier, Boston, second ed^a ed., 2015. ISBN 978-0-323-29965-7. doi: [10.1016/B978-0-323-29965-7.00038-5](https://doi.org/10.1016/B978-0-323-29965-7.00038-5).
- [52] Hosaka, H; Itao, K e Kuroda, S. Evaluation of energy dissipation mechanisms in vibrational micro-actuators. Em *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Robotic Systems*, págs. 193–198. IEEE, 1994. ISBN 0-7803-1833-1. doi: [10.1109/MEMSYS.1994.555622](https://doi.org/10.1109/MEMSYS.1994.555622).
- [53] McLaughlin, J.C. e Willoughby, A.F.W. Fracture of silicon wafers. *Journal of Crystal Growth*, 85(1-2):83–90, nov 1987. ISSN 00220248. doi: [10.1016/0022-0248\(87\)90207-7](https://doi.org/10.1016/0022-0248(87)90207-7).
- [54] Hooker, Matthew W. Properties of pzt-based piezoelectric ceramics between-150 and 250c. Technical report, National Aeronautics and Space Administration (NASA), 1998.
- [55] Knowles. *MEMS Microphone, MM20-33366-000 Datasheet*, sept. 2019.