

Modelagem Computacional de Bioimpedância e Ultrassom Aplicada à Detecção Perineal de Alterações Neoplásicas

Rafael Costa¹, Marcos F. Caetano¹, Marcelo A. Marotta¹

¹Departamento de Ciência da Computação – Universidade de Brasília (UnB)
Caixa Postal 70.910-900 – Brasília – DF – Brasil

costa.rafael@aluno.unb.br, {mfcaetano, marcelo.marotta}@unb.br

Abstract. *This work presents a computational proof-of-concept for non-invasive neoplastic detection using perineal ultrasound and bioimpedance signals integrated via a multimodal CNN architecture. Sim4Life simulations with IT'IS Foundation anatomical models confirm that acoustic and electric fields reach the urogenital region with adequate intensity, and that literature-derived contrasts in conductivity, permittivity, and acoustic impedance between healthy and neoplastic tissues provide sufficient physical basis for detection. The model generates a probabilistic estimate of neoplasia from complementary simulated data, preceding and requiring future validation with biomimetic models and clinical datasets.*

Resumo. *Este trabalho apresenta uma prova de conceito computacional para a detecção não invasiva de neoplasias utilizando ultrassom perineal e sinais de bioimpedância integrados por meio de uma arquitetura de rede neural convolucional multimodal. Simulações em Sim4Life com modelos anatômicos da Fundação IT'IS confirmam que os campos acústico e elétrico atingem a região urogenital com intensidade adequada e que os contrastes de condutividade, permissividade e impedância acústica entre tecidos saudáveis e neoplásicos, derivados da literatura, fornecem base física suficiente para a detecção. O modelo gera uma estimativa probabilística de neoplasia a partir de dados simulados complementares, precedendo e carecendo da validação futura com modelos biomiméticos e conjuntos de dados clínicos.*

1. Introdução

A detecção precoce de neoplasias urogenitais permanece um desafio clínico relevante, dado que métodos consolidados como biópsia transretal e ressonância multiparamétrica apresentam limitações de custo, invasividade e acessibilidade [Du et al. 2025, Fang et al. 2024, Panus et al. 2022]. Abordagens transperineais mostram vantagens de segurança, mas ainda dependem de infraestrutura especializada [Xiao et al. 2024, Ito et al. 2023].

Este trabalho propõe a modelagem computacional de um dispositivo perineal não invasivo que integra ultrassom e bioimpedância elétrica. O ultrassom caracteriza propriedades mecânicas dos tecidos via impedância acústica ($Z = \rho c$), enquanto a bioimpedância acessa propriedades elétricas — condutividade (σ) e permissividade (ϵ) — por meio da impedância complexa $Z = R + jX$. Neoplasias alteram simultaneamente ambas as classes de propriedades [Gabriel et al. 1996b, Moqadam et al. 2018, Jawli et al. 2024], justificando a fusão multimodal por CNN embarcada em plataforma Raspberry Pi.

A modelagem computacional preliminar, amplamente reconhecida em engenharia biomédica [McCabe et al. 2025, Manohar et al. 2024], visa demonstrar que os contrastes físicos documentados na literatura são suficientes para sustentar um sistema de detecção baseado em aprendizado de máquina, constituindo prova de viabilidade antes da construção do protótipo.

2. Trabalhos Relacionados

Ultrassom transperineal. O ultrassom transperineal é método estabelecido para biópsia prostática, com taxas de detecção comparáveis ou superiores à via transretal [Du et al. 2025, Fang et al. 2024, Panus et al. 2022, Xiao et al. 2024, Rakauskas et al. 2023, Jong et al. 2025, Ito et al. 2023]. Sistemas de navegação por espectroscopia Raman transperineal demonstraram viabilidade de sensores não convencionais nessa via [Picot et al. 2022, Grajales et al. 2022], porém todos esses métodos são semi-invasivos e dependem de infraestrutura especializada.

Bioimpedância em oncologia. A bioimpedância espectral detecta alterações teciduais neoplásicas com sensibilidade e especificidade clinicamente relevantes [Moqadam et al. 2018, Mansouri et al. 2020, Vicini et al. 2013, Borman et al. 2022, Ward et al. 2024, Cho et al. 2020, Kilgore et al. 2018]. Mei et al. [Mei et al. 2022] validaram algoritmo de rede neural baseado em bioimpedância para detecção precoce de câncer cervical. Entretanto, esses trabalhos utilizam a modalidade de forma *isolada* e majoritariamente fora da região perineal. A validação por phantoms físicos e modelos in silico é prática consolidada em engenharia biomédica [Wu et al. 2024, Hatamikia et al. 2023, McCabe et al. 2025, Manohar et al. 2024, Hwang et al. 2012, Jawli et al. 2024], legitimando a modelagem computacional como etapa inicial de desenvolvimento.

IA em imagem médica. CNNs e redes profundas apresentam resultados estabelecidos em detecção, segmentação e classificação de neoplasias [Mei et al. 2022, Moqadam et al. 2018].

2.1. O que ainda não existe claramente na literatura

A revisão da literatura evidencia uma lacuna ainda não explorada: nenhum trabalho combina, de forma integrada e não invasiva via região perineal, a aquisição simultânea de ultrassom e bioimpedância em uma arquitetura CNN multimodal para triagem urogenital. Tampouco existe, até o momento, um sistema embarcado de baixo custo com pipeline completo de prova de viabilidade física fundamentado em parâmetros teciduais da literatura. A originalidade desta proposta reside exatamente nessa lacuna, ao apresentar a integração multimodal perineal não invasiva, computacionalmente fundamentada, como etapa precedente ao desenvolvimento experimental.

3. Fundamentação Teórica

3.1. Princípios Físicos do Ultrassom

O ultrassom biomédico baseia-se na propagação de ondas mecânicas de pressão em meios biológicos. A equação linear da onda acústica em meio homogêneo é dada por:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = 0 \quad (1)$$

onde p é a pressão acústica e c é a velocidade de propagação no meio. A impedância acústica (Z) de um meio é definida como:

$$Z = \rho c \quad (2)$$

onde ρ é a densidade do meio. O coeficiente de reflexão de intensidade em uma interface entre dois meios com impedâncias Z_1 e Z_2 é:

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (3)$$

A Equação 3 mostra que quanto maior a diferença de impedância acústica entre dois tecidos, maior a reflexão na interface — princípio físico que fundamenta a capacidade do ultrassom de identificar estruturas com propriedades mecânicas distintas, como tumores. O tempo de voo (*time of flight*, TOF) para um eco proveniente de uma estrutura à profundidade d é:

$$TOF = \frac{2d}{c} \quad (4)$$

A atenuação da amplitude do sinal ao longo do percurso x é descrita por:

$$A(x) = A_0 e^{-\alpha x} \quad (5)$$

onde α é o coeficiente de atenuação do tecido (em dB/cm/MHz). Tecidos neoplásicos frequentemente apresentam valores de α , ρ e c distintos dos tecidos saudáveis adjacentes, produzindo contrastes detectáveis nas distribuições de pressão acústica e potência volumétrica.

3.2. Princípios Físicos da Bioimpedância Elétrica

A bioimpedância elétrica baseia-se na injeção de corrente alternada de baixa amplitude (I) e na medição da tensão resultante (V) para caracterizar as propriedades elétricas dos tecidos. A impedância complexa é definida por:

$$Z = \frac{V}{I} \quad (6)$$

A impedância é uma grandeza complexa, composta por resistência (R) e reatância (X):

$$Z = R + jX \quad (7)$$

Seu módulo e fase são:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (8)$$

$$\phi = \tan^{-1} \left(\frac{X}{R} \right) \quad (9)$$

As propriedades elétricas dos tecidos — condutividade (σ) e permissividade relativa (ϵ_r) — determinam a impedância medida e são fortemente dependentes da frequência, devido ao comportamento resistivo-capacitivo das membranas celulares (fenômeno de dispersão β) [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c].

3.3. Tumores alteram as propriedades físicas dos tecidos

Neoplasias modificam simultaneamente propriedades elétricas e mecânicas dos tecidos. Elettricamente, tecidos tumorais apresentam maior condutividade (σ) e permissividade (ϵ_r) devido ao aumento da densidade celular, maior razão núcleo-citoplasma e neovascularização — diferenças extensamente documentadas por Gabriel et al. [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c] e demonstradas clinicamente exploráveis por Mohammadi Moqadam et al. [Moqadam et al. 2018] e Mansouri et al. [Mansouri et al. 2020]. Mecanicamente, a rigidez aumentada e a reorganização estrutural tumoral alteram a velocidade de propagação acústica (c), o coeficiente de atenuação (α) e a impedância acústica ($Z = \rho c$), gerando contrastes detectáveis por ultrassom [Jawli et al. 2024, Wu et al. 2024]. A coexistência desses dois tipos de contraste, elétrico e mecânico, é o fundamento físico da abordagem multimodal: cada modalidade acessa uma dimensão independente do estado tecidual.

4. Metodologia

A metodologia compreende quatro etapas: aquisição multimodal, modelagem computacional, pré-processamento e classificação por CNN multimodal.

4.1. Arquitetura do Dispositivo

O sistema é concebido como dispositivo embarcado baseado em Raspberry Pi (CanaKit), integrando módulo de ultrassom (15–20 MHz) e eletrodos de bioimpedância (1–5 mA; 1–100 mA) posicionados perinealmente. As grandezas mensuradas são campo elétrico (E), densidade de corrente (J), pressão acústica (P) e potência volumétrica (dP/dV), adquiridas sincronamente pelo sistema embarcado.

4.2. Aquisição e Representação dos Dados

Os sinais são organizados em tensores bidimensionais por modalidade. O ramo de ultrassom recebe sinal RF, envelope, TOF (Eq. 4), atenuação estimada (Eq. 5) e espectro acústico. O ramo de bioimpedância recebe $|Z|$ (Eq. 8), fase ϕ (Eq. 9), componentes R e X e resposta em frequência, via $J = \sigma E$.

4.3. Modelagem Computacional

As simulações foram realizadas no Sim4Life com modelos anatômicos da IT’IS Foundation [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996c], no plano YZ. O domínio acústico avaliou P e dP/dV até 10 MHz; o domínio quasiestático avaliou E e J entre 1–10 MHz. Propriedades teciduais foram extraídas da literatura [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c] e estão consolidadas na Tabela 1. A detectabilidade é argumentada matematicamente na Seção 5.

Table 1. Propriedades elétricas e acústicas dos tecidos simulados [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c].

Tecido	σ (S/m)	ϵ_r	ρ (kg/m ³)	c (m/s)	α (dB/cm/MHz)
Músculo	0,50	8000	1050	1580	0,57
Próstata (saudável)	0,40	6000	1045	1560	0,60
Tumor (referência)	0,70–1,20	10000–20000	1060–1100	1540–1600	0,40–0,80
Gordura	0,04	11	920	1450	0,63

4.4. Pré-processamento

Os sinais são normalizados, redimensionados, filtrados e organizados em *batches* antes da entrada na CNN, garantindo consistência entre amostras e capacidade de generalização.

4.5. Modelo de Inteligência Artificial

A CNN *dual-branch* processa cada modalidade em ramo independente (conv + ReLU + *max-pooling* + *dense*), concatenando os vetores de características:

$$F = [F_{\text{ultra}}, F_{\text{bio}}] \quad (10)$$

e produzindo saída probabilística via função sigmoide:

$$P(y = 1 | x) = \frac{1}{1 + e^{-z}} \quad (11)$$

com $P \in [0, 1]$ interpretável diretamente como indicador de risco percentual. O treinamento supervisionado minimiza a função de perda de entropia cruzada binária (*Binary Cross-Entropy*):

$$L = -y \log \hat{y} - (1 - y) \log(1 - \hat{y}) \quad (12)$$

onde y é o rótulo verdadeiro e \hat{y} a probabilidade predita, com otimização via algoritmo Adam.

4.6. Fluxo Operacional

O sistema opera em cinco etapas sequenciais: (1) aquisição perineal simultânea de ultrassom e bioimpedância; (2) pré-processamento/filtragem; (3) extração de características pelos ramos CNN/mapa de feature; (4) fusão multimodal e classificação via CNN; (5) geração da estimativa $P(\text{neoplasia}) \in [0, 1]$ para apoio clínico.



Figure 1. Arquitetura do sistema embarcado proposto, com módulos de ultrassom e bioimpedância integrados à plataforma Raspberry Pi e fluxo de dados até a saída probabilística da CNN multimodal.

5. Evidência Quantitativa Preliminar

A viabilidade física da abordagem proposta pode ser sustentada matematicamente com base em dados consolidados da literatura, independentemente da modelagem explícita de tumores.

5.1. Contrastes elétricos entre tecidos saudáveis e neoplásicos

Gabriel et al. [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c] caracterizaram as propriedades dielétricas de tecidos biológicos entre 10 Hz e 20 GHz. Na faixa de 1 MHz a 100 MHz, Mohammadi Moqadam et al. [Moqadam et al. 2018] observaram que tecidos carcinomatosos podem apresentar condutividade (σ) até 2–3 vezes superior à de tecidos saudáveis adjacentes, produzindo diferenças mensuráveis no módulo e na fase da impedância complexa (Equações 8 e 9).

Assim, para uma variação $\Delta\sigma$, o contraste de densidade de corrente $\Delta J = \Delta\sigma \cdot E$ torna-se proporcional ao campo elétrico aplicado, sustentando fisicamente a diferenciação elétrica entre tecidos saudáveis e neoplásicos.

5.2. Contrastes acústicos entre tecidos saudáveis e neoplásicos

A impedância acústica de tecidos moles pélvicos situa-se tipicamente entre 1,4 e 1,7 MRayl. Jawli et al. [Jawli et al. 2024] e Wu et al. [Wu et al. 2024] relataram alterações na velocidade de propagação (Δc) e no coeficiente de atenuação ($\Delta\alpha$) em tumores prostáticos, resultando em coeficientes de reflexão $R > 0$ nas interfaces tumorais (Equação 3).

Diferenças de impedância acústica da ordem de 5% já produzem reflexões detectáveis por transdutores modernos, enquanto contrastes maiores aumentam significativamente a refletividade nas interfaces tumorais.

5.3. Fundamentação da detectabilidade

As evidências da literatura indicam que:

1. contrastes elétricos ($\Delta\sigma$, $\Delta\epsilon_r$) geram sinais de bioimpedância mensuráveis;
2. contrastes mecânicos ($\Delta\rho$, Δc , $\Delta\alpha$) produzem padrões acústicos detectáveis na faixa de 1–10 MHz;
3. a combinação dos contrastes elétrico e acústico fornece informação complementar sobre o estado tecidual.

Dessa forma, a detectabilidade decorre diretamente de propriedades físicas já documentadas na literatura especializada.

6. Resultados

A modelagem computacional no Sim4Life indicou que os campos elétricos e acústicos atingem a região urogenital por via perineal com magnitudes fisicamente coerentes.

O campo elétrico, simulado no domínio quasiestático no plano YZ, apresentou sensibilidade às variações de condutividade dos tecidos, com densidade de corrente ($J = \sigma E$) compatível com a detecção de contrastes elétricos descritos na literatura [Gabriel et al. 1996b, Moqadam et al. 2018]. O campo acústico apresentou propagação compatível com os coeficientes de absorção de tecidos moles, concentrando energia na região abdominal inferior. A distribuição de pressão acústica e potência volumétrica manteve coerência com os modelos físicos das Equações 1–5 e com os parâmetros da Tabela 1.

Em conjunto, os resultados demonstram viabilidade física preliminar da abordagem multimodal, indicando que ambas as modalidades alcançam a região de interesse com intensidade suficiente para exploração de contrastes entre tecidos saudáveis e neoplásicos.

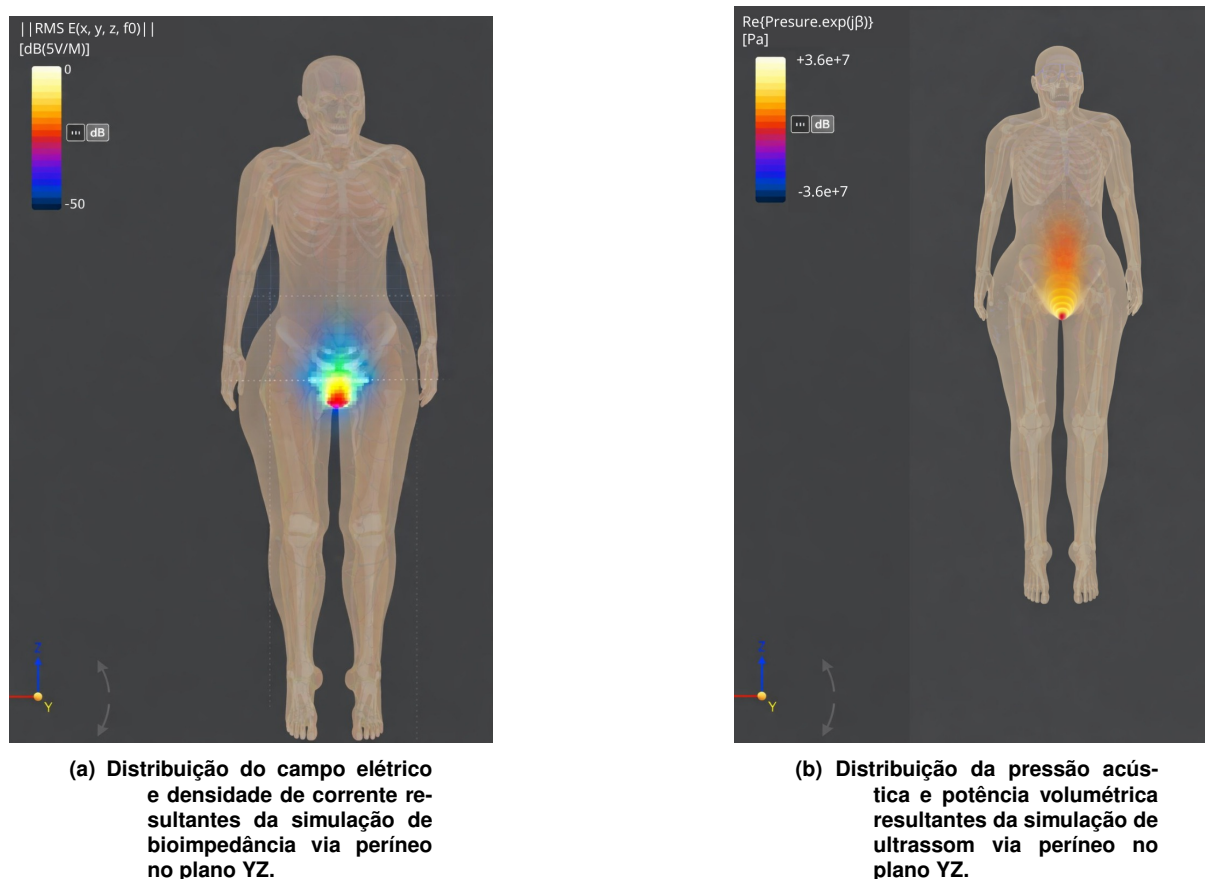


Figure 2. Resultados das simulações computacionais no Sim4Life utilizando modelos anatômicos da IT'IS Foundation: (a) bioimpedância e (b) ultrassom, ambos via acesso perineal no plano YZ.

7. Discussão

A modelagem computacional indicou viabilidade física preliminar da abordagem, com campos elétrico e acústico alcançando a região urogenital por via perineal e contrastes teciduais suficientes para sustentar a detectabilidade. Estudos prévios [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c, Moqadam et al. 2018, Mansouri et al. 2020] demonstram que diferenças de condutividade e permissividade produzem contrastes mensuráveis em bioimpedância. Da mesma forma, alterações de impedância acústica e atenuação [Jawli et al. 2024, Wu et al. 2024] permitem identificar tecidos com propriedades mecânicas alteradas.

A CNN multimodal proposta integra automaticamente essas informações complementares, aumentando a robustez diagnóstica. Além disso, a modelagem computacional, amplamente utilizada em engenharia biomédica [McCabe et al. 2025, Manohar et al. 2024, Hatamikia et al. 2023], permite validar a viabilidade física e orientar o desenvolvimento experimental. Contudo, a IA ainda não foi treinada com dados reais, e tumores explícitos não foram simulados nesta etapa. Assim, os resultados representam evidência de viabilidade física, e não validação clínica.

8. Conclusão

A modelagem computacional demonstrou viabilidade física preliminar para detecção não invasiva de alterações neoplásicas por integração de ultrassom e bioimpedância via períneo.

Os campos acústico e elétrico simulados no Sim4Life, com parâmetros teciduais baseados na literatura [Gabriel et al. 1996b, Gabriel et al. 1996a, Gabriel et al. 1996c], atingem a região urogenital com intensidades coerentes, enquanto os contrastes entre tecidos saudáveis e neoplásicos sustentam matematicamente a detectabilidade. A CNN multimodal proposta fornece uma estrutura plausível para integração de sinais complementares, com saída probabilística ($P(\text{neoplasia}) \in [0, 1]$) compatível com sistemas de apoio à decisão clínica.

Agradecimentos

Este trabalho recebeu apoio financeiro da Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) por meio do projeto PROFISSA - Programmable Future Internet for Secure Software Architectures, sob o processo nº 2020/05152-7.

Este trabalho foi parcialmente financiado pela Fundação de Apoio à Pesquisa do Distrito Federal (FAPDF) por meio do projeto “INSPIRE 6G: Intent-based Network Prospecting and Evaluation Tool for 6G” (SEI 00193-00002076/2023-18). Os experimentos computacionais foram realizados utilizando a infraestrutura de servidores e os recursos de GPU adquiridos no âmbito deste projeto.

References

- Borman, P., Yaman, A., Doğan, L., Dönmez, A. A., Koyuncu, E. G., Balcan, A., Aksoy, S., Özalan, C., Akin, R., and Üneş, K. (2022). The comparative frequency of breast cancer-related lymphedema determined by bioimpedance spectroscopy and circumferential measurements. *European Journal of Breast Health*, 18(2):148.
- Cho, K. H., Han, E. Y., Lee, S. A., Park, H., Lee, C., and Im, S. H. (2020). Feasibility of bioimpedance analysis to assess the outcome of complex decongestive therapy in cancer treatment-related lymphedema. *Frontiers in oncology*, 10:111.
- Du, J., Chen, S., Terris, M. K., Miyamoto, H., Yu, Y., and Ying, Q. (2025). Comparison of prostate cancer detection rates and complications between transrectal ultrasound-guided transperineal and transrectal biopsies: a systematic review and meta-analysis. *Translational Andrology and Urology*, 14(5):1418–1428.
- Fang, Y., Xia, L., Lu, H., and He, H. (2024). Meta-analysis of transperineal and transrectal ultrasound-guided prostate biopsy in the detection of prostate cancer. *Archivos Espanoles de Urologia*, 77(9):1089–1099.
- Gabriel, C., Gabriel, S., and Corthout, E. (1996a). The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. *Physics in medicine & biology*, 41(11):2231–2249.
- Gabriel, S., Lau, R., and Gabriel, C. (1996b). The dielectric properties of biological tissues: II. measurements in the frequency range 10 hz to 20 ghz. *Physics in medicine & biology*, 41(11):2251–2269.
- Gabriel, S., Lau, R. W., and Gabriel, C. (1996c). The dielectric properties of biological tissues: III. parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Physics in medicine & biology*, 41(11):2271–2293.
- Grajales, D., Picot, F., Shams, R., Dallaire, F., Sheehy, G., Alley, S., Barkati, M., Delouya, G., Carrier, J.-F., Birlea, M., et al. (2022). Image-guided raman spectroscopy navigation system to improve transperineal prostate cancer detection. part 2: In-vivo tumor-targeting using a

- classification model combining spectral and mri-radiomics features. *Journal of Biomedical Optics*, 27(9):095004–095004.
- Hatamikia, S., Gulyas, I., Birkfellner, W., Kronreif, G., Unger, A., Oberoi, G., Lorenz, A., Unger, E., Kettenbach, J., Figl, M., et al. (2023). Realistic 3d printed ct imaging tumor phantoms for validation of image processing algorithms. *Physica Medica*, 105:102512.
- Hwang, J., Ramella-Roman, J. C., and Nordstrom, R. (2012). Introduction: feature issue on phantoms for the performance evaluation and validation of optical medical imaging devices.
- Ito, M., Yonese, I., Toide, M., Ikuta, S., Kobayashi, S., and Koga, F. (2023). Superior detection of significant prostate cancer by transperineal prostate biopsy using mri-transrectal ultrasound fusion image guidance over cognitive registration. *International Journal of Clinical Oncology*, 28(11):1545–1553.
- Jawli, A., Aldehani, W., Nabi, G., and Huang, Z. (2024). Tissue-mimicking material fabrication and properties for multiparametric ultrasound phantoms: a systematic review. *Bioengineering*, 11(6):620.
- Jong, B.-E., Lo, C.-W., Shei-Dei Yang, S., Yu, C.-C., Hsu, C.-K., Li, M.-W., Tseng, S.-S., Tsai, P.-H., Chou, Y.-J., Chang, C.-L., et al. (2025). Predictors for clinically significant prostate cancer detection: insights from transperineal software-assisted fusion biopsy and transperineal cognitive fusion biopsy. *Urological Science*, 36(2):100–105.
- Kilgore, L. J., Korentager, S. S., Hangge, A. N., Amin, A. L., Balanoff, C. R., Larson, K. E., Mitchell, M. P., Chen, J. G., Burgen, E., Khan, Q. J., et al. (2018). Reducing breast cancer-related lymphedema (bcrl) through prospective surveillance monitoring using bioimpedance spectroscopy (bis) and patient directed self-interventions: Lj kilgore et al. *Annals of surgical oncology*, 25(10):2948–2952.
- Manohar, S., Sechopoulos, I., Anastasio, M. A., Maier-Hein, L., and Gupta, R. (2024). Super phantoms: advanced models for testing medical imaging technologies. *Communications Engineering*, 3(1):73.
- Mansouri, S., Alhadidi, T., and Ben Azouz, M. (2020). Breast cancer detection using low-frequency bioimpedance device. *Breast Cancer: Targets and Therapy*, pages 109–116.
- McCabe, C., Harrawood, B., Samei, E., and Abadi, E. (2025). In silico modeling of a clinical photon-counting ct system: verification and validation. *Medical Physics*, 52(6):3840–3853.
- Mei, L., Meng, J., Wei, D., Hu, Q., Chen, Y., Cui, T., Zhang, Y., Li, Q., Zhang, X., Liu, Y., et al. (2022). Diagnostic test of bioimpedance-based neural network algorithm in early cervical cancer. *Annals of Translational Medicine*, 10(8):471.
- Moqadam, S. M., Grewal, P. K., Haeri, Z., Ingledew, P. A., Kohli, K., and Golnaraghi, F. (2018). Cancer detection based on electrical impedance spectroscopy: A clinical study. *Journal of electrical bioimpedance*, 9(1):17.
- Panus, A., Hodorog, M. C., Mitroi, G., Drocas, A. I., Dragoescu, P. O., et al. (2022). Ultrasound guided transperineal vs. transrectal prostate biopsy: A comparison of significant cancer detection rate. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 48:S7.
- Picot, F., Shams, R., Dallaire, F., Sheehy, G., Trang, T., Grajales, D., Birlea, M., Trudel, D., Menard, C., Kadoury, S., et al. (2022). Image-guided raman spectroscopy navigation system to improve transperineal prostate cancer detection. part 1: Raman spectroscopy fiber-optics system and in situ tissue characterization. *Journal of Biomedical Optics*, 27(9):095003–095003.

- Rakauskas, A., Peters, M., Martel, P., van Rossum, P. S., La Rosa, S., Meuwly, J.-Y., Roth, B., and Valerio, M. (2023). Do cancer detection rates differ between transperineal and transrectal micro-ultrasound mpMRI-fusion-targeted prostate biopsies? a propensity score-matched study. *PloS one*, 18(1):e0280262.
- Vicini, F., Arthur, D., Shah, C., Anglin, B., Curcio, L., Laidley, A., Beitsch, P., Whitworth, P., and Lyden, M. (2013). Multi-institutional analysis of bioimpedance spectroscopy in the early detection of breast cancer related lymphedema. *J Cancer Res Ther*, 1(1):1–7.
- Ward, L. C., Thompson, B., Gaitatzis, K., and Koelmeyer, L. A. (2024). Comparison of volume measurements and bioimpedance spectroscopy using a stand-on device for assessment of unilateral breast cancer-related lymphedema. *European journal of breast health*, 20(2):141.
- Wu, Y., Enders, J., Williams, C., Jiang, B., Wiskin, J., Rothberg, M. B., Negussie, A. H., Klock, J., Hazen, L., Xu, S., et al. (2024). Realistic digital phantoms for prostate ultrasound and photoacoustic imaging. In *Medical Imaging 2024: Ultrasonic Imaging and Tomography*, volume 12932, pages 318–327. SPIE.
- Xiao, Y., Zeng, Y., Han, L., Lin, G., Ke, H., Xu, S., Lyu, G., and Li, S. (2024). A novel simplified transperineal prostate biopsy guided by perineal ultrasound. *British Journal of Radiology*, 97(1159):1351–1356.