v7.n10.2026

REVISTA CIENTÍFICA - RECIMA21 ISSN 2675-6218

COMO ARQUITETURAS TUMORAIS E INFLAMATÓRIAS ALTERAM A ASSINATURA ELETROFÍSICA SUPERFICIAL: UM *PHANTOM* HEPÁTICO MULTICAMADAS

HOW TUMOR AND INFLAMMATORY ARCHITECTURES ALTER THE SUPERFICIAL ELECTROPHYSICAL SIGNATURE: A MULTILAYER HEPATIC PHANTOM

CÓMO LAS ARQUITECTURAS TUMORALES E INFLAMATORIAS ALTERAN LA FIRMA ELECTROFÍSICA SUPERFICIAL: UN PHANTOM HEPÁTICO MULTICAPA

Geraldo Medeiros Junior[1]

e7109190
https://doi.org/10.47820/recima21.v7i10.9190

PUBLICADO: 10/2026

RESUMO

As propriedades elétricas de meios biológicos dependem de sua composição, organização estrutural e condições de excitação. Alterações internas podem modificar a resposta elétrica detectada na superfície, porém essa relação permanece pouco explorada em modelos multicamadas por mapeamento espacial. Objetivo: Investigar se diferentes configurações físico-químicas e arquitetônicas de inclusores em um *phantom* hepático multicamadas produzem padrões eletrofísicos superficiais distinguíveis. Métodos: Foram avaliados cinco modelos experimentais: controle, benigno, maligno geométrico, maligno infiltrativo e inflamatório, cada um representado por um *phantom* independente (n=1). O mapeamento superficial foi realizado em grade 5 × 7 (35 pontos), registrando tensão pico a pico (Vpp), tensão RMS (Vrms) e frequência dominante. Cada modelo foi submetido a 20 Vpp em onda quadrada durante 10 minutos, com e sem *offset* de 10 V. Foram realizadas medidas complementares entre camadas e por eletrodos de superfície. A análise incluiu estatística descritiva e análise multivariada por componentes principais. Resultados: Com *offset*, Vpp médio variou de 9,94 a 11,56 V e Vrms de 1,65 a 2,00 V. A frequência média variou de 68,53 a 142,73 Hz. Os modelos infiltrativo e inflamatório apresentaram maior concentração espacial das frequências registradas na faixa de 60–80 Hz. Na análise de componentes principais, PC1 explicou 59,87% da variância e PC2, 33,88%, evidenciando contribuição complementar de amplitude, magnitude RMS e frequência. Conclusão: Diferentes arquiteturas internas produziram padrões eletrofísicos superficiais distintos. Os resultados sustentam a existência de uma assinatura eletrofísica espacialmente organizada e dependente da condição de excitação, justificando estudos com replicação independente e caracterização espectral ampliada.

PALAVRAS-CHAVE: Bioeletricidade. Campo eletrofísico. Bioimpedância. Neoplasia. Inflamação.

ABSTRACT

The electrical properties of biological media depend on their composition, structural organization, and excitation conditions. Internal alterations may modify the electrical response detected at the surface; however, this relationship remains poorly explored in multilayer models using spatial mapping. Objective: To investigate whether different physicochemical and architectural configurations of inclusions in a multilayer hepatic phantom produce distinguishable superficial electrophysical patterns. Methods: Five experimental models were evaluated: control, benign, geometric malignant, infiltrative malignant, and inflammatory, each represented by an independent phantom (n=1). Surface mapping was performed on a 5 × 7 grid (35 points), recording peak-to-peak voltage (Vpp), RMS voltage (Vrms), and dominant frequency.

[1] Biomédico pela Universidade Paulista - UNIP, habilitado em Patologia clínica, pós-graduado e habilitado em Hematologia e Biofotônica.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Each model was subjected to 20 Vpp square-wave stimulation for 10 minutes, with and without a 10 V offset. Complementary measurements were performed between layers and using surface electrodes. The analysis included descriptive statistics and multivariate principal component analysis. Results: With offset, mean Vpp ranged from 9.94 to 11.56 V and Vrms from 1.65 to 2.00 V. Mean frequency ranged from 68.53 to 142.73 Hz. The infiltrative and inflammatory models showed greater spatial concentration of the recorded frequencies within the 60–80 Hz range. In the principal component analysis, PC1 explained 59.87% of the variance and PC2 explained 33.88%, demonstrating complementary contributions from amplitude, RMS magnitude, and frequency. Conclusion: Different internal architectures produced distinct superficial electrophysical patterns. The results support the presence of a spatially organized electrophysical signature that depends on the excitation condition, warranting studies with independent replication and expanded spectral characterization.

KEYWORDS: Bioelectricity. Electrophysical field. Bioimpedance. Neoplasia. Inflammation.

RESUMEN

Las propiedades eléctricas de los medios biológicos dependen de su composición, organización estructural y condiciones de excitación. Las alteraciones internas pueden modificar la respuesta eléctrica detectada en la superficie; sin embargo, esta relación ha sido poco explorada en modelos multicapa mediante mapeo espacial. Objetivo: Investigar si diferentes configuraciones fisicoquímicas y arquitectónicas de inclusores en un phantom hepático multicapa producen patrones electrofísicos superficiales distinguibles. Métodos: Se evaluaron cinco modelos experimentales: control, benigno, maligno geométrico, maligno infiltrativo e inflamatorio, cada uno representado por un phantom independiente (n=1). El mapeo superficial se realizó mediante una cuadrícula de 5 × 7 (35 puntos), registrando tensión pico a pico (Vpp), tensión RMS (Vrms) y frecuencia dominante. Cada modelo fue sometido a 20 Vpp mediante onda cuadrada durante 10 minutos, con y sin offset de 10 V. Se realizaron mediciones complementarias entre las capas y mediante electrodos de superficie. El análisis incluyó estadística descriptiva y análisis multivariado mediante componentes principales. Resultados: Con offset, el Vpp medio varió de 9,94 a 11,56 V y el Vrms de 1,65 a 2,00 V. La frecuencia media varió de 68,53 a 142,73 Hz. Los modelos infiltrativo e inflamatorio presentaron una mayor concentración espacial de las frecuencias registradas en el intervalo de 60–80 Hz. En el análisis de componentes principales, PC1 explicó el 59,87 % de la varianza y PC2 el 33,88 %, evidenciando una contribución complementaria de la amplitud, la magnitud RMS y la frecuencia. Conclusión: Las diferentes arquitecturas internas produjeron distintos patrones electrofísicos superficiales. Los resultados respaldan la existencia de una firma electrofísica espacialmente organizada y dependiente de la condición de excitación, lo que justifica estudios con replicación independiente y una caracterización espectral ampliada.

PALABRAS CLAVE: *Bioelectricidad. Campo electrofísico. Bioimpedancia. Neoplasia. Inflamación.*

1. INTRODUÇÃO

As propriedades elétricas de tecidos e materiais biológicos não são determinadas por um único componente. A condutividade e a resposta elétrica dependem da composição do meio, distribuição de água e íons, organização estrutural, interfaces entre compartimentos e frequência

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

do estímulo aplicado. Revisões sobre bioimpedância ressaltam que composição e arquitetura tecidual influenciam a resposta elétrica e que essa resposta é dependente da frequência [1, 2, 3].

Essa relação assume particular importância em tecidos submetidos a alterações estruturais. Modificações na densidade celular, conteúdo extracelular, distribuição de fluidos e organização das interfaces podem modificar os caminhos disponíveis para condução e polarização. Estudos experimentais e clínicos demonstraram diferenças de propriedades elétricas entre tecidos normais e neoplásicos, embora a direção e a magnitude dessas diferenças variem de acordo com o tipo histopatológico [1, 2, 3].

No fígado, por exemplo, medições *ex vivo* de impedância complexa demonstraram diferenças entre tecido hepático normal e tecido tumoral, mostrando que propriedades elétricas podem apresentar comportamento dependente da frequência e da condição estrutural do tecido [4].

Entretanto, existe uma diferença fundamental entre medir uma propriedade elétrica intrínseca do tecido e observar na superfície a consequência eletrofísica de uma estrutura localizada em profundidade. Essa distinção constitui a questão central que orienta o presente estudo [5, 6].

Em um sistema multicamadas, um sinal elétrico registrado na superfície não representa necessariamente uma propriedade isolada da camada superficial. Ele pode resultar da interação entre a excitação aplicada, as propriedades dos diferentes compartimentos, as interfaces entre materiais e a geometria das estruturas internas [5, 6].

Assim, uma alteração localizada no compartimento hepático poderia, em princípio, modificar não somente a magnitude do sinal registrado externamente, mas também sua distribuição espacial.

O *phantom* multicamadas proposto é composto por pele, tecido adiposo, músculo, costela, músculo profundo e fígado. Os inclusores experimentais são posicionados no compartimento hepático. A excitação elétrica é aplicada ao sistema e a resposta é amostrada na superfície por uma sonda pontual distribuída em uma grade de 35 posições.

A proposta, portanto, é que a resposta eletrofísica seja interpretada de forma integrada, considerando a combinação dos diferentes parâmetros avaliados, e não valores isolados de tensão ou frequência. O conceito investigado é mais amplo: uma assinatura eletrofísica pode ser entendida como o conjunto de características mensuráveis que emerge de determinado sistema quando submetido a uma condição definida de excitação.

Neste estudo, essa assinatura foi operacionalmente definida pelo vetor:

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

$$S(x,y) = [V_{pp}(x,y), V_{RMS}(x,y), f(x,y)]$$

em que x e y representam a posição espacial da medida.

Essa definição é deliberadamente diferente de espectroscopia de impedância elétrica. O presente experimento não mediu impedância complexa, fase ou espectro de impedância. Foram avaliados sinais de tensão registrados espacialmente sob uma condição de excitação definida.

Essa distinção é importante porque a literatura pertinente à bioimpedância demonstra que diferentes propriedades elétricas podem refletir composição e arquitetura tecidual, mas também enfatiza que sua interpretação depende do método de aquisição e da frequência utilizada [1, 2, 3].

Dessa forma, o presente estudo foi concebido como uma investigação experimental da seguinte hipótese: diferentes arquiteturas e composições internas de um *phantom* multicamadas podem produzir padrões espaciais distintos de resposta elétrica detectáveis na superfície.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

As propriedades elétricas dos tecidos dependem de sua composição, organização estrutural e frequência de excitação. Diferenças de condutividade, conteúdo hídrico, composição iônica e interfaces entre compartimentos podem modificar a propagação e a distribuição dos sinais elétricos. Estudos de bioimpedância demonstram que tecidos normais e neoplásicos podem apresentar diferenças mensuráveis em suas propriedades elétricas, embora essas diferenças variem conforme o tecido e as condições experimentais [1, 2, 3].

Em processos tumorais, alterações de composição e arquitetura, incluindo heterogeneidade estrutural e diferentes interfaces entre regiões teciduais, podem modificar a distribuição local da resposta elétrica [1, 2]. Processos inflamatórios também produzem alterações físico-químicas e estruturais que podem repercutir sobre essas propriedades. Assim, um modelo multicamadas contendo inclusores com diferentes características pode ser utilizado para investigar como alterações internas se expressam na resposta elétrica registrada na superfície.

Neste estudo, assinatura eletrofísica é definida operacionalmente como o conjunto de características elétricas obtidas em cada condição experimental, incluindo Vpp, Vrms, frequência registrada e distribuição espacial. A análise conjunta desses parâmetros permite avaliar a resposta elétrica não apenas quanto à sua amplitude, mas também quanto à sua organização espacial e comportamento de frequência.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

3. OBJETIVO

3.1 Objetivo geral

Investigar se diferentes configurações físico-químicas e arquitetônicas de inclusores inseridos em um *phantom* hepático multicamadas produzem assinaturas eletrofísicas superficiais espacialmente distinguíveis.

3.2 Objetivos específicos

1. Mapear a distribuição superficial de Vpp, Vrms e frequência dominante em 35 posições.
2. Comparar os padrões espaciais entre controle, benigno, maligno geométrico, maligno infiltrativo e inflamatório.
3. Avaliar o efeito da presença ou ausência de *offset* de 10 V.
4. Avaliar a heterogeneidade espacial dos sinais.
5. Comparar a resposta superficial com medidas obtidas entre as camadas.
6. Avaliar a contribuição conjunta de Vpp, Vrms e frequência para a caracterização dos diferentes modelos.
7. Investigar se emerge uma configuração multivariada compatível com uma assinatura eletrofísica experimental específica de cada modelo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Desenho experimental

Foram estudados cinco grupos experimentais:

- controle;
- inclusor benigno;
- inclusor maligno geométrico;
- inclusor maligno infiltrativo;
- modelo inflamatório.

Cada grupo foi representado por um *phantom* experimental independente (n=1). Os 35 pontos de cada *phantom* representam posições espaciais de aquisição.

4.2 *Phantom* multicamadas

O modelo foi estruturado para reproduzir, de maneira experimental simplificada, o caminho transcutâneo entre a superfície e o compartimento hepático.

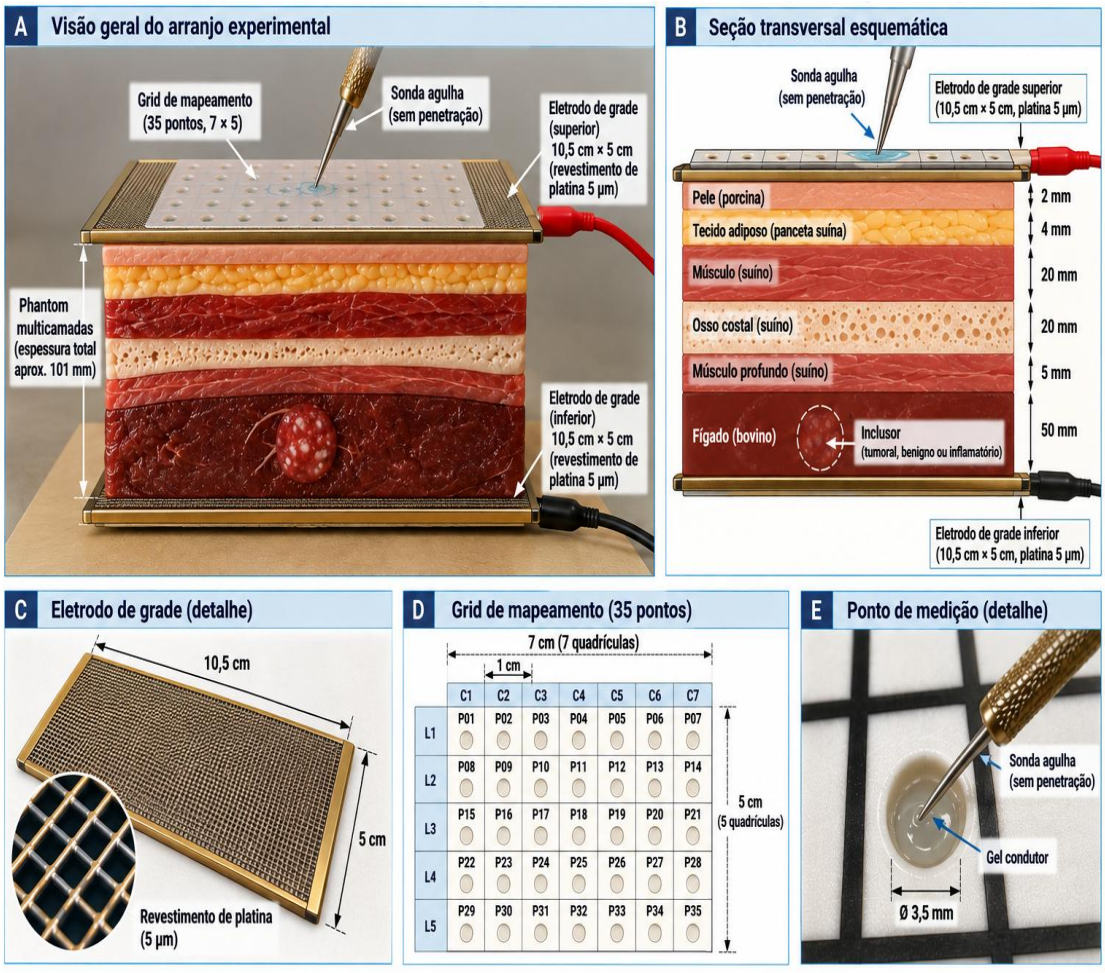
Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

A organização utilizada foi:

pele → tecido adiposo → músculo → costela → músculo profundo → fígado

As espessuras definidas para o modelo foram, respectivamente, 2, 4, 20, 20, 5 e 50 mm. O *phantom* foi concebido não como reprodução anatômica integral, mas como um sistema físico multicamadas contendo diferentes interfaces e propriedades eletrofísicas.

Figura 1. Configuração experimental do *phantom* hepático multicamadas. Representação dos eletrodos de estimulação em configuração tipo sanduíche, das camadas do *phantom*, da implantação do inclusor a aproximadamente 2,5 cm de profundidade e do sistema de mapeamento superficial com 35 pontos



Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

4.3 Modelos experimentais e formulação dos inclusores

Foram estabelecidas cinco condições experimentais: controle, benigno, maligno geométrico, maligno infiltrativo e inflamatório. Essas denominações foram utilizadas para representar, de forma experimental simplificada, diferentes configurações físico-químicas e arquitetônicas associadas a essas condições, não correspondendo à reprodução histopatológica integral de lesões humanas.

Os inclusores experimentais foram implantados no compartimento hepático por meio de uma incisão realizada na superfície do tecido hepático. Após a abertura, cada inclusor foi introduzido a aproximadamente 2,5 cm de profundidade, permanecendo completamente circundado pelo tecido hepático. O procedimento foi padronizado entre os modelos experimentais, mantendo posição comparável dos inclusores em relação à superfície de mapeamento.

O modelo controle foi constituído pelo compartimento hepático sem inclusão, sendo utilizado como referência para comparação com os demais modelos.

O modelo benigno foi representado por uma inclusão focal homogênea, com geometria regular e dimensões aproximadas de 18 mm de comprimento × 8 mm de diâmetro. Sua formulação utilizou água, ágar, albumina e glicerol, com concentração de NaCl ajustada para produzir condutividade de aproximadamente 1200–1500 µS/cm.

Os modelos maligno geométrico e maligno infiltrativo compartilharam uma formulação de maior complexidade físico-química e condutividade, contendo água, ágar, albumina, glicerol, sílica e ácido láctico, com NaCl ajustado para aproximadamente 2000 µS/cm. O modelo geométrico apresentou configuração focal regular, enquanto o infiltrativo foi construído com geometria irregular e prolongamentos periféricos, introduzindo maior heterogeneidade arquitetônica.

O modelo inflamatório foi preparado sem ágar, utilizando uma solução fluida composta por solução salina, albumina e glicerol. Diferentemente dos inclusores focais, essa formulação foi distribuída por cinco microinjeções de 0,2 mL, realizadas nos pontos P09, P13, P18, P23 e P27, abrangendo aproximadamente 3 × 3 cm da região hepática. Essa configuração foi utilizada para produzir uma alteração multifocal e espacialmente distribuída.

4.3.1 Composição dos inclusores

Formulação utilizada na construção dos modelos experimentais

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Tabela 1. Composição dos inclusores

Componente	Benigno	Maligno geométrico	Maligno infiltrativo	Inflamatório
Água	20 mL	20 mL	20 mL	—
Solução salina	—	—	—	4 mL
Ágar	0,4 g	0,4 g	0,4 g	—
Albumina	0,2 mL	1,0 mL	1,0 mL	0,8 mL
Glicerol	0,5 mL	1,0 mL	1,0 mL	0,2 mL
Sílica	—	5 mg	5 mg	—
Ácido láctico	—	5 µL	5 µL	—
NaCl	Ajuste da condutividade	Ajuste da condutividade	Ajuste da condutividade	—
Condutividade-alvo	1200–1500 µS/cm	~2000 µS/cm	~2000 µS/cm	—

Nota: o modelo controle não recebeu inclusor. No modelo inflamatório, o volume total da formulação foi de 5 mL, sendo 1,0 mL efetivamente distribuído no phantom por cinco microinjeções de 0,2 mL.

4.3.2 Função experimental dos componentes

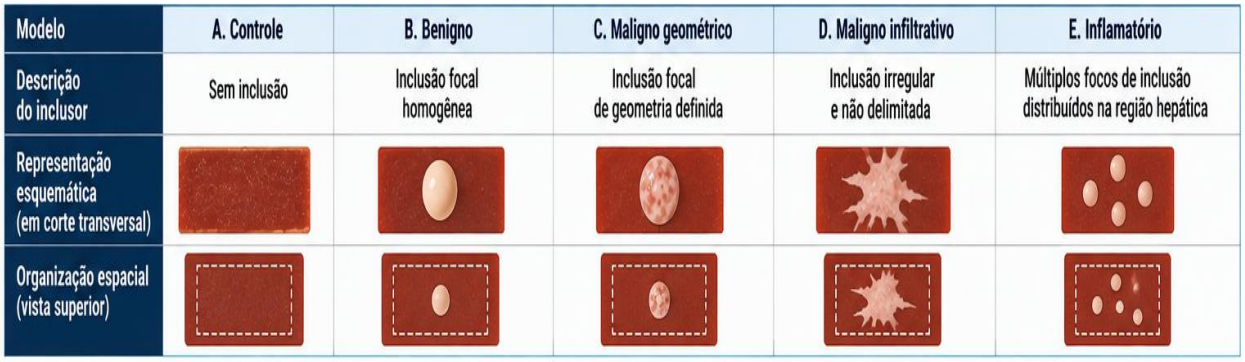
A composição dos inclusores foi definida para estabelecer contrastes controlados de consistência, composição iônica, conteúdo proteico, heterogeneidade estrutural e organização espacial. O **ágar** forneceu uma matriz gelificada capaz de preservar a geometria dos inclusores; o NaCl foi utilizado para ajustar a concentração iônica e a condutividade; a albumina acrescentou um componente proteico à matriz; e o glicerol contribuiu para modificar suas propriedades físico-químicas e reológicas. Nos modelos malignos, a sílica foi incorporada para aumentar a heterogeneidade físico-estrutural, enquanto o ácido láctico acrescentou um componente químico adicional à formulação.

No modelo inflamatório, a ausência de ágar manteve a preparação em estado fluido, permitindo sua distribuição por microinjeções em múltiplos pontos. A combinação de solução salina, albumina e glicerol estabeleceu, assim, uma condição físico-química distinta dos inclusores gelificados e espacialmente distribuída no compartimento hepático.

Dessa forma, os modelos não foram diferenciados por um único componente, mas pela combinação entre composição, condutividade, estado físico e arquitetura espacial, constituindo condições experimentais destinadas a investigar como diferentes organizações internas repercutem na assinatura eletrofísica registrada na superfície.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Figura 2. Modelos experimentais e inclusores utilizados no phantom hepático



(A) Controle, sem inclusão. (B) Modelo benigno, com inclusão focal homogênea. (C) Modelo maligno geométrico, com inclusão focal de geometria definida. (D) Modelo maligno infiltrativo, caracterizado por configuração irregular e prolongamentos periféricos. (E) Modelo inflamatório, constituído por múltiplos focos de inclusão distribuídos na região hepática.

5. ESTIMULAÇÃO ELÉTRICA

Cada condição experimental recebeu estímulo de 20 Vpp em onda quadrada durante 10 minutos. Foram avaliadas duas configurações de excitação: sem *offset* e com *offset* positivo de 10 V.

Offset é uma tensão contínua adicionada ao sinal alternado, responsável por deslocar verticalmente a forma de onda em relação ao nível de referência (0 V), sem alterar sua amplitude pico a pico. Assim, considerando o sinal de 20 Vpp utilizado neste experimento, a condição sem *offset* correspondeu a uma onda centrada em torno de 0 V, enquanto o *offset* de +10 V deslocou a mesma onda para a faixa positiva.

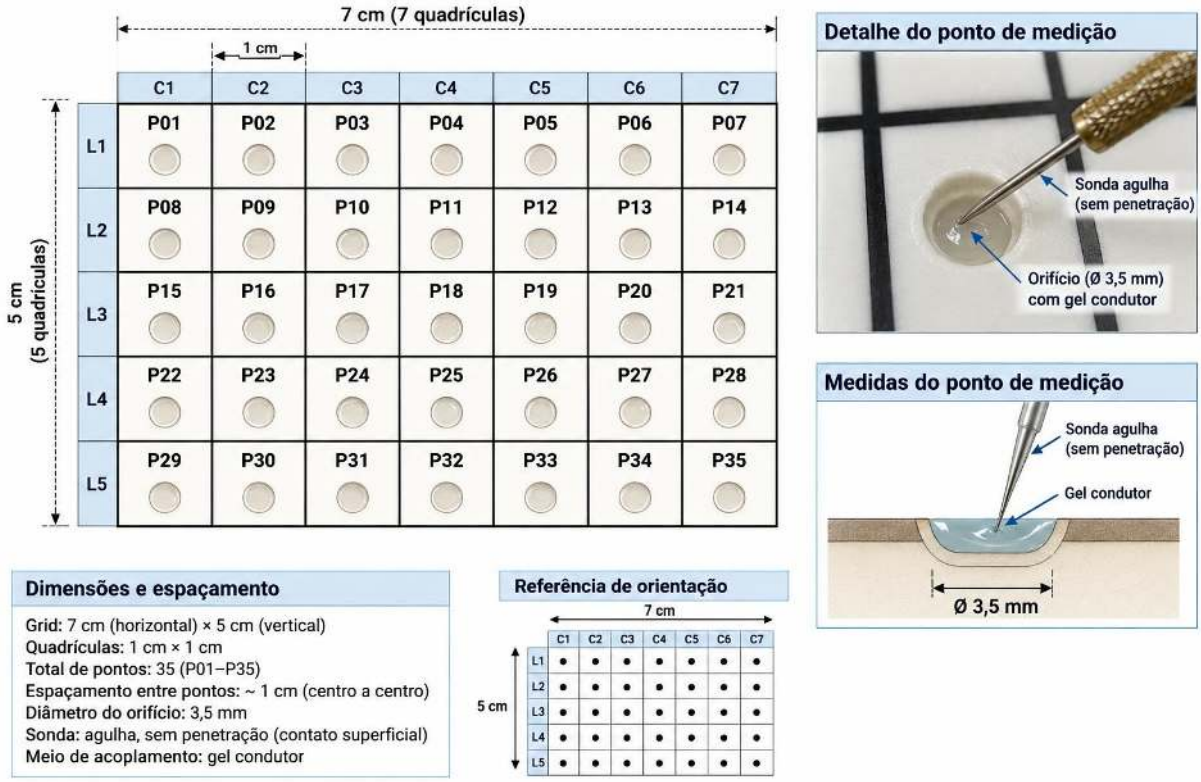
A comparação entre as duas condições permitiu avaliar como o sistema respondia à mesma amplitude de excitação, porém com diferente nível médio de tensão.

6. MAPEAMENTO ELETROFÍSICO

O mapeamento superficial final foi realizado em uma grade de 5 × 7 pontos, totalizando 35 posições. A sonda utilizada no mapeamento possuía aproximadamente 1,3 mm de diâmetro e 17 mm de comprimento. A extremidade da sonda tocava a superfície de cada posição sem penetração.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Figura 3. Grade de mapeamento eletrofísico superficial. Representação da grade de 35 pontos (7 × 5), identificação das posições P01–P35, dimensões, espaçamento entre pontos, orifícios de acoplamento e posicionamento da sonda-agulha para aquisição sem penetração



Em cada ponto foram registrados:

- Vpp;
- Vrms;
- Frequência dominante registrada.

O Vrms foi empregado como medida da magnitude efetiva do sinal detectado, enquanto Vpp representou sua excursão máxima.

A frequência foi denominada frequência dominante registrada, evitando interpretá-la automaticamente como uma frequência fisiológica ou como pico espectral intrínseco.

7. CONTROLE DE RUÍDO

Antes das aquisições foi registrado o ruído ambiental:

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

- Vpp = 412 mV;
- Vrms = 62 mV;
- frequência registrada = 68,3 Hz.

8. MEDIDAS COMPLEMENTARES

Foram realizadas medidas pontuais entre camadas utilizando uma segunda sonda de menor diâmetro, aproximadamente 0,4 mm de diâmetro e 31 mm de comprimento, com inserção entre as camadas.

Foram avaliadas principalmente:

- interface fígado/inclusor;
- fígado/costela;
- tecido adiposo/derme.

Também foram realizadas medidas complementares com eletrodos de superfície do tipo ECG, posicionados a aproximadamente 5 cm um do outro.

Essas medidas não foram utilizadas para substituir o mapeamento de 35 pontos. Sua função foi complementar, ajudando a verificar se a alteração observada na superfície é compatível com mudanças na transmissão do sinal através do sistema multicamadas.

9. ANÁLISE ESTATÍSTICA

Foram calculadas:

- média;
- desvio-padrão;
- distribuição espacial;
- coeficiente de variação;
- comparação entre grupos;
- comparação pareada entre condições com e sem offset;
- análise multivariada por componentes principais.

Para a condição com *offset*, foram realizadas comparações globais exploratórias por Kruskal–Wallis e Friedman, além de comparações par a par.

É necessário ressaltar que as posições da grade P01–P35 não são réplicas biológicas independentes. Portanto, os testes estatísticos devem ser interpretados como análises

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

exploratórias da estrutura espacial dos dados, e não como inferência populacional sobre tumores, tecidos ou pacientes.

10. RESULTADOS

10.1 Amplitude e magnitude RMS

Na condição com *offset*, os valores médios foram:

Tabela 2. Valores médios de Vpp e Vrms na condição com offset de 10 V

Grupo	Vpp (V)	Vrms (V)
Controle	9,94 ± 0,69	1,65 ± 0,04
Benigno	10,86 ± 0,53	1,92 ± 0,03
Maligno geométrico	11,14 ± 0,64	1,96 ± 0,05
Maligno infiltrativo	10,82 ± 0,64	1,83 ± 0,05
Inflamatório	11,56 ± 0,33	2,00 ± 0,02

Esses resultados mostram que Vpp e Vrms não produziram uma ordenação simples dos grupos.

O controle apresentou os menores valores médios, enquanto o modelo inflamatório apresentou os maiores. Entretanto, os dois modelos malignos não ocuparam uma posição única ou monotônica entre os grupos.

10.2 Frequência registrada e distribuição espacial

A frequência registrada apresentou comportamento muito mais estruturado.

Na condição com *offset*:

Tabela 3. Distribuição da frequência registrada nos cinco modelos experimentais na condição com *offset* de 10 V

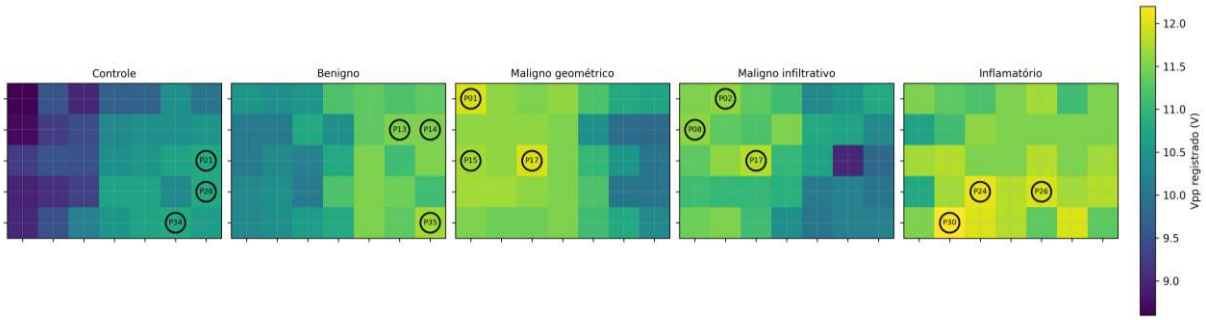
Grupo	Frequência média	DP	Pontos entre 60–80 Hz
Controle	132,18 Hz	47,18	6/35
Benigno	123,97 Hz	53,56	9/35
Maligno geométrico	142,73 Hz	52,67	3/35
Maligno infiltrativo	70,52 Hz	7,33	31/35

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Inflamatório	68,53 Hz	5,73	35/35

Enquanto controle, benigno e maligno geométrico apresentam distribuições mais amplas, os modelos infiltrativo e inflamatório apresentam forte concentração dos valores registrados em uma faixa estreita.

Figura 4. Distribuição espacial da resposta eletrofísica superficial nos cinco modelos experimentais na condição com *offset* de 10 V. Os mapas representam os valores de Vpp registrados nos 35 pontos de aquisição, com destaque para os três maiores valores de cada modelo. A frequência média e a proporção de pontos na faixa de 60–80 Hz são apresentadas como informações complementares. ***Hotspots*:** três maiores valores de Vpp registrados em cada modelo.



10.3 Efeito do *offset*

A comparação entre as duas condições revelou que o *offset* modificou substancialmente a resposta do sistema.

Por exemplo, no controle:

- Vpp médio: 12,997 → 9,938 V;
- Vrms médio: 2,016 → 1,652 V;
- frequência média: 298,43 → 132,18 Hz.

No benigno:

- Vpp: 16,75 → 10,86 V;
- Vrms: 2,14 → 1,92 V;
- frequência: 164,45 → 123,97 Hz.

No maligno geométrico:

- Vpp: 16,03 → 11,14 V;

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

- Vrms: 1,95 → 1,96 V;
- frequência: 162,63 → 142,73 Hz.

No maligno infiltrativo:

- Vpp: 11,43 → 10,82 V;
- Vrms: 1,96 → 1,83 V;
- frequência: 156,50 → 70,52 Hz.

No inflamatório:

- Vpp: 16,11 → 11,56 V;
- Vrms: 2,79 → 2,00 V;
- frequência: 72,48 → 68,53 Hz.

10.4 Análise multivariada

Foram observadas diferenças globais entre os cinco modelos para Vpp, Vrms e frequência registrada. O teste de Kruskal–Wallis apresentou H = 77,69 para Vpp, H = 150,65 para Vrms e H = 91,28 para frequência, todos com p < 0,001.

Tabela 4. Comparações estatísticas globais e espaciais entre os cinco modelos experimentais na condição com offset de 10 V

Parâmetro	Kruskal–Wallis H	p	Friedman χ^2	W de Kendall
Vpp	77,69	<0,001	63,09	0,451
Vrms	150,65	<0,001	126,04	0,900
Frequência	91,28	<0,001	68,65	0,490

Para a análise das posições espaciais correspondentes entre os modelos, o teste de Friedman apresentou χ^2 = 63,09 para Vpp, χ^2 = 126,04 para Vrms e χ^2 = 68,65 para frequência. Os respectivos coeficientes W de Kendall foram 0,451, 0,900 e 0,490.

10.4.1 Componentes principais

A análise conjunta de Vpp, Vrms e frequência mostrou que esses parâmetros carregam informações complementares. Na condição com *offset*, os três primeiros componentes principais explicaram conjuntamente 100% da variância, sendo PC1 responsável por 59,87%, PC2 por 33,88% e PC3 por 6,25%.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Vpp e Vrms apresentaram as maiores cargas em PC1, indicando que esse componente representa predominantemente a dimensão de amplitude e magnitude do sinal elétrico. A frequência apresentou forte carga em PC2, caracterizando uma segunda dimensão associada ao comportamento temporal do sinal.

As cargas foram:

Tabela 5. Cargas das variáveis nos dois primeiros componentes principais da análise multivariada

VARIÁVEL	PC1	PC2
VPP	0,709	−0,068
VRMS	0,703	0,144
FREQUÊNCIA	0,054	−0,987

A frequência apresentou, portanto, contribuição predominantemente independente da dimensão de amplitude/magnitude representada por PC1.

PC1 e PC2 concentraram conjuntamente 93,75% da variância total, indicando que a maior parte da estrutura multivariada observada pode ser representada por duas dimensões principais: magnitude do sinal e frequência registrada.

10.5 Medidas intercamadas

As medidas entre camadas mostraram que os sinais registrados na superfície não podem ser tratados como fenômenos exclusivamente cutâneos.

Por exemplo, no modelo maligno geométrico com *offset* foram registrados:

- fígado/inclusor: 12,1 Vpp; 1,99 Vrms; 141 Hz;
- fígado/costela: 11,7 Vpp; 1,98 Vrms; 112 Hz;
- tecido adiposo/derme: 11,7 Vpp; aproximadamente 0,197 V RMS conforme registro bruto;
- eletrodos ECG: 766 mVpp; 99 mVrms; 67,3 Hz.

11. DISCUSSÃO

A principal observação deste estudo é que a resposta elétrica superficial não se comportou como uma variável única.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Se considerarmos apenas Vpp, os grupos apresentam sobreposição considerável. O mesmo ocorre com Vrms. Entretanto, quando frequência e distribuição espacial são incorporadas, emergem padrões mais estruturados.

Essa observação é compatível com a literatura que descreve as propriedades elétricas dos tecidos como dependentes simultaneamente de composição, estrutura e frequência de excitação [1, 2, 3].

A literatura de bioimpedância também demonstra que alterações neoplásicas podem produzir diferenças elétricas em relação ao tecido normal, mas essas diferenças não são universais [2, 3]. A revisão sistemática de Pathiraja et al. [2] encontrou diferenças de impedância ou métricas relacionadas em diferentes tipos de câncer, ressaltando simultaneamente que a magnitude e mesmo o comportamento das alterações variam conforme a histopatologia.

Esse ponto é particularmente importante para interpretar os presentes resultados.

Os dados não demonstraram uma sequência:

controle → benigno → maligno geométrico → maligno infiltrativo

Em vez disso, diferentes configurações produziram diferentes combinações de amplitude, magnitude RMS e frequência. Essa ausência de uma ordenação monotônica não constitui uma limitação do conceito de assinatura; ao contrário, é compatível com a hipótese de que uma assinatura eletrofísica seja multidimensional.

O modelo maligno geométrico, por exemplo, apresentou a maior frequência média na condição com *offset* (142,73 Hz), enquanto o maligno infiltrativo apresentou frequência média de apenas 70,52 Hz. O modelo inflamatório apresentou 68,53 Hz. Entretanto, a proximidade desses valores com o ruído ambiental de 68,3 Hz exige cautela interpretativa.

Ainda assim, observa-se que os modelos maligno infiltrativo e inflamatório apresentaram distribuição espacial de frequências mais concentrada, com valores médios entre 68 e 71 Hz.

12. O CONCEITO DE ASSINATURA ELETROFÍSICA

Neste estudo, a assinatura eletrofísica experimental corresponde à combinação entre amplitude, magnitude efetiva, frequência registrada e distribuição espacial da resposta obtida sob uma condição definida de excitação.

O principal aspecto acrescentado pelo modelo é a dimensão espacial: diferentes arquiteturas internas podem produzir configurações superficiais distintas mesmo quando submetidas à mesma condição de excitação.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

13. LIMITAÇÕES

O estudo teve caráter experimental exploratório, com um *phantom* independente por condição e 35 pontos de amostragem espacial. Os pontos representam medidas espaciais do mesmo sistema, não réplicas biológicas independentes, limitando a extrapolação dos resultados para variabilidade populacional.

A frequência corresponde à frequência dominante registrada pelo instrumento, sem aquisição de FFT completa ou espectroscopia de impedância. A presença de componente ambiental próximo a 68,3 Hz requer cautela na interpretação das frequências nessa faixa.

A assinatura eletrofísica foi definida neste estudo a partir de Vpp, Vrms, frequência e distribuição espacial, não constituindo caracterização completa de impedância. Estudos futuros deverão incorporar replicação independente, caracterização espectral ampliada e parâmetros elétricos complementares.

14. CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este estudo demonstrou, em um *phantom* hepático multicamadas, que diferentes configurações internas produzem respostas elétricas superficiais que diferem não apenas em amplitude, mas também em magnitude RMS, frequência registrada e organização espacial.

A análise conjunta de Vpp, Vrms e frequência revelou que esses parâmetros carregam informações parcialmente complementares. Enquanto Vpp e Vrms contribuíram predominantemente para uma dimensão comum de magnitude do sinal, a frequência representou uma dimensão independente importante na organização multivariada dos dados.

Os modelos maligno infiltrativo e inflamatório apresentaram distribuição de frequência particularmente concentrada na faixa de 60–80 Hz, embora essa região coincida com a frequência do ruído ambiental registrado, impedindo atribuição específica sem aquisição espectral adicional.

Os resultados, portanto, sustentam a hipótese de que a arquitetura interna de um meio multicamadas pode produzir uma assinatura eletrofísica espacialmente organizada e detectável na superfície.

Mais importante, os achados indicam que essa assinatura não deve ser reduzida a um único parâmetro. Sua caracterização requer a integração de amplitude, magnitude efetiva, frequência e organização espacial.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.

Estudos futuros deverão reproduzir os modelos com replicação independente, ampliar a caracterização espectral e incorporar medidas de impedância complexa para determinar em que medida essas assinaturas refletem propriedades elétricas intrínsecas das diferentes arquiteturas experimentais.

DECLARAÇÃO DE USO DE INTELIGÊNCIA ARTIFICIAL

Durante a preparação deste manuscrito, ferramentas de inteligência artificial foram utilizadas como apoio à organização estrutural, revisão linguística e redação de trechos do texto, bem como à organização e apresentação dos resultados. A definição do desenho experimental, a obtenção dos dados, a interpretação científica, as decisões metodológicas e a responsabilidade pelo conteúdo final permaneceram sob responsabilidade do autor. As ferramentas de inteligência artificial não foram utilizadas para gerar os dados experimentais.

REFERÊNCIAS

1. Di Gregorio E, Israel S, Staelens M, Tankel G, Shankar K, Tuszyński JA. The distinguishing electrical properties of cancer cells. Phys Life Rev. 2022;43:139-188. doi:10.1016/j.plrev.2022.09.003.

2. Pathiraja AA, Weerakkody R, von Roon AC, Ziprin P, Bayford R. The clinical application of electrical impedance technology in the detection of malignant neoplasms: a systematic review. J Transl Med. 2020;18:227. doi:10.1186/s12967-020-02395-9.

3. Hossain S. Biodielectric phenomenon for actively differentiating malignant and normal cells: an overview. Electromagn Biol Med. 2020;39(2):89-96. doi:10.1080/15368378.2020.1737804.

4. Prakash S, Karnes MP, Sequin EK, West JD, Hitchcock CL, Nichols SD, et al. Ex vivo electrical impedance measurements on excised hepatic tissue from human patients with metastatic colorectal cancer. Physiol Meas. 2015;36(2):315-328. doi:10.1088/0967-3334/36/2/315.

5. Medeiros Junior G. Reorganização espacial do campo elétrico em phantom hepático híbrido multicamadas com inclusão tumoral heterogênea. RECIMA21 Rev Cient Multidiscip. 2026;7(8):e788690. doi:10.47820/recima21.v7i8.8690.

6. Medeiros Junior G. Heterogeneidade elétrica em tumores: validação experimental da redistribuição do campo elétrico em phantoms multicamadas e implicações para modelos eletrometabólicos. RECIMA21 Rev Cient Multidiscip. 2026;7(6):e768339. doi:10.47820/recima21.v7i6.8339.

Este artigo é publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Atribuição 4.0 Internacional (CC-BY), que permite uso, distribuição e reprodução irrestritos em qualquer meio, desde que o autor original e a fonte sejam creditados.