

Procedimento metodológico para aquisição de impedância elétrica em articulações sinoviais por meio de medições de bioimpedância

João Pedro P. S. Neves*, Anailson Raasch e Rodolpho V. A. Neves†

Resumo—A bioimpedância elétrica tem sido amplamente utilizada na avaliação da composição corporal e no monitoramento de condições fisiológicas. No entanto, sua aplicação em articulações sinoviais ainda é pouco explorada, abrindo espaço para novas pesquisas nessa área. Dado o aumento da prevalência de dores crônicas associadas ao envelhecimento populacional, torna-se relevante investigar ferramentas que possam contribuir com abordagens terapêuticas mais seguras e direcionadas. Este projeto propõe elaborar um procedimento metodológico padronizado para a realização de testes de bioimpedância elétrica em articulações sinoviais do corpo humano, como joelho, cotovelo, punho e ombro, utilizando correntes de baixa intensidade. A proposta abrange desde os fundamentos e as configurações do teste até a execução e a análise dos dados obtidos, visando garantir reprodutibilidade e consistência nos procedimentos. A aquisição dos dados foi automatizada por meio de software e os resultados foram analisados por meio de modelos elétricos clássicos, considerando uma articulação em um protocolo para a análise detalhada. Dessa forma, esse procedimento metodológico visa auxiliar futuros estudos voltados ao desenvolvimento de dispositivos de iontoforese com maior precisão na aplicação localizada de fármacos, contribuindo para o tratamento de dores articulares crônicas.

Index Terms—Bioimpedância Elétrica; Iontofores; Articulações Sinoviais; Dores Crônicas; Procedimento metodológico.

I. INTRODUÇÃO E JUSTIFICATIVA

A crescente demanda por abordagens terapêuticas mais seguras, eficazes e personalizadas tem impulsionado o desenvolvimento de técnicas não invasivas voltadas à promoção da saúde, especialmente no tratamento de doenças crônicas que comprometem a mobilidade e a qualidade de vida. Dentre essas, destacam-se as inflamações articulares conhecidas como artrites, um grupo que abrange mais de 100 condições

distintas, sendo a osteoartrite a mais prevalente [1]. Sua ocorrência tem aumentado significativamente nas últimas décadas, gerando impacto funcional direto em milhões de pessoas em todo o mundo [2]. Essas condições podem levar à degeneração de estruturas como cartilagens e meniscos, além de promover a inflamação da membrana sinovial, o que resulta em sintomas como dor, rigidez e edema articular [3].

Nesse cenário, os anti-inflamatórios não esteroides (AINEs), como o diclofenaco, consolidaram-se como primeira linha terapêutica devido à sua comprovada eficácia no alívio da dor [4], [5]. No entanto, a administração prolongada desses medicamentos está associada a efeitos adversos importantes, como complicações gastrointestinais, hepáticas, renais e cardiovasculares [6], [7]. A ampla disponibilidade comercial desses fármacos favorece seu uso indiscriminado, o que representa um desafio clínico adicional na busca por terapias eficazes com riscos minimizados.

Dessa forma, o desenvolvimento de estratégias que favoreçam a liberação localizada dos fármacos é de suma importância, de modo a maximizar sua ação terapêutica e reduzir os efeitos colaterais sistêmicos. Nesse contexto, os sistemas de liberação controlada baseados em nanocarreadores surgem como alternativas promissoras [8], [9], especialmente quando combinados a métodos físicos de penetração cutânea, como a iontoforese, técnica reconhecida por sua segurança, praticidade e caráter não invasivo.

Essa técnica consiste na aplicação de uma corrente elétrica de baixa intensidade, menor que $0,5 \text{ mA/cm}^2$, de forma a promover o transporte de moléculas através da pele, dispensando o uso de vias sistêmicas [10]. Ao evitar o metabolismo hepático de primeira passagem e a degradação enzimática no trato gastrointestinal, essa abordagem permite maior precisão na dosagem, reduz o risco de toxicidade e favorece a adesão ao tratamento.

A eficácia da iontoforese, contudo, depende de diversos fatores, entre os quais se destacam as propriedades elétricas da pele e do tecido subjacente à aplicação. A epiderme, camada mais externa da pele

*Este trabalho foi desenvolvido no Departamento de Engenharia Elétrica, da Universidade Federal de Viçosa e foi financiado com apoio da TechPain Pesquisa e Desenvolvimento Científico Ltda.

†Este Trabalho de Conclusão de Curso foi apresentado no dia 27 de novembro de 2025.

(Figura 1), atua como uma barreira altamente seletiva, dificultando a penetração de substâncias [11]. Além disso, o trajeto da corrente elétrica pode seguir por folículos pilosos, ductos sudoríparos, espaços intercelulares ou intracelulares, o que influencia diretamente os resultados da técnica [12].

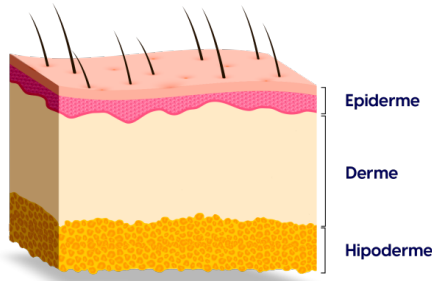


Figura 1: Representação da estrutura dos tecidos da pele humana. Ilustração esquemática das três principais camadas da pele: epiderme (superficial), derme (intermediária) e hipoderme (mais profunda), com suas respectivas características estruturais e funcionais. Fonte: Adaptado de [13].

Nesse sentido, a bioimpedância elétrica (*Electrical Bioimpedance – EBI*) tem sido amplamente utilizada em contextos clínicos, com ênfase na avaliação da composição corporal, no monitoramento do estado de hidratação e no diagnóstico de distúrbios metabólicos [14], [15], [12]. Essa técnica baseia-se na aplicação de uma corrente elétrica alternada de baixa intensidade, possibilitando a medição da impedância dos tecidos [14]. Embora amplamente empregada, ainda há lacunas relevantes no que se refere à obtenção de dados específicos sobre a impedância elétrica de articulações sinoviais, frequentemente acometidas por processos inflamatórios e que representam regiões-chave para a aplicação de fármacos por via tópica com auxílio da iontoforese.

As articulações sinoviais são caracterizadas pela presença de fluido sinovial, que atua como lubrificante entre as superfícies articulares, reduzindo o atrito e facilitando o movimento. Outrossim, podem ser classificadas de acordo com o número de graus de liberdade que permitem, sendo divididas em planares, uniaxiais, biaxiais e triaxiais [16]. As articulações planares possibilitam movimentos discretos de translação e rotação; já as uniaxiais, biaxiais e triaxiais permitem, respectivamente, um, dois e três graus de liberdade, possibilitando movimentos progressivamente mais complexos [17].

Diante do exposto, o presente trabalho propõe demonstrar um procedimento metodológico para aquisição de impedância elétrica em articulações sinoviais humanas, como cotovelo, punho, joelho e ombro, considerando suas particularidades anatômicas e

funcionais. A metodologia abrange a coleta de dados, utilizando corrente elétrica de baixa potência em quatro articulações e em três protocolos diferentes, totalizando doze posições distintas. Após a coleta, selecionou-se uma articulação e um protocolo para análise detalhada, a fim de exemplificar o comportamento da impedância elétrica em função da variação da frequência. A análise dessas articulações visa subsidiar o desenvolvimento de dispositivos de iontoforese mais precisos, seguros e eficientes, contribuindo para a evolução de terapias tópicas, voltadas ao manejo de doenças articulares crônicas, de forma menos invasiva e mais eficaz.

II. PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

O desenho do estudo é apresentado a seguir, com o intuito de ilustrar, de forma detalhada, cada etapa do teste, desde as definições iniciais até a análise dos dados obtidos, tornando o procedimento mais claro e compreensível.

A amostra foi definida com base nos desvios padrão das impedâncias da pele reportados na literatura, possibilitando alcançar um intervalo de confiança de aproximadamente 2,5% [14].

A. Fundamentos e Configurações do Teste:

Antes da realização dos testes foi necessário definir elementos fundamentais do sistema, como a quantidade de eletrodos, os métodos de aquisição e os procedimentos de análise dos dados, a fim de viabilizar sua execução adequada. Esses tópicos foram fundamentais para orientar os próximos passos do trabalho.

1) Sistema de dois Eletrodos:

No sistema de quatro eletrodos, há uma separação entre os eletrodos de corrente e os de medição, ao contrário do sistema de dois eletrodos, no qual os mesmos desempenham ambas as funções, como ilustrado na Figura 2. Embora o sistema de dois eletrodos seja vantajoso em termos de simplicidade e custo, ele apresenta um aumento considerável na impedância de contato eletrodo-pele. Isso ocorre porque os mesmos eletrodos são responsáveis tanto pela injeção da corrente quanto pela medição da diferença de potencial, tornando o sistema mais sensível às variações da impedância de contato quando comparado ao sistema de quatro eletrodos [18].

Neste estudo, foi utilizado um sistema de dois eletrodos, compostos por um eletrodo positivo e um negativo. Essa configuração foi escolhida principalmente por ser a configuração padrão utilizada no tratamento de iontoforese e pela simplicidade do circuito

de aquisição, que facilita a implementação e torna o sistema mais acessível para a realização de medições.

Em contrapartida, como discutido por Ojarand *et al.* [19], a análise utilizando quatro eletrodos não é simples quando comparada ao sistema de dois eletrodos, pois o sinal de tensão não é coletado nos mesmos locais de aplicação da corrente, ou seja, a grandeza obtida é a impedância de transferência, que depende da distribuição da densidade de corrente no tecido. Além disso, o resultado da medição sofre uma alta influência em relação ao posicionamento dos eletrodos, sendo que em curtas distâncias a incerteza da medição pode ser considerada alta, tornando o sistema mais indicado para medições em longa distância, como as de corpo inteiro.

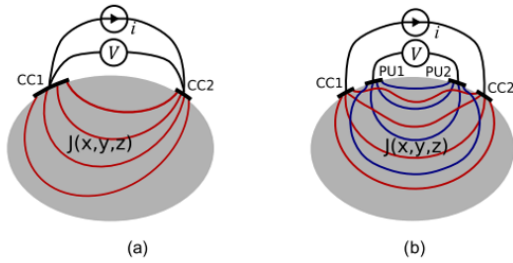


Figura 2: (a) Sistema de dois eletrodos, no qual os mesmos eletrodos são utilizados tanto para injeção de corrente (CC1 e CC2) quanto para a medição de tensão. (b) Sistema de quatro eletrodos, que utiliza dois eletrodos para injeção de corrente (CC1 e CC2) e dois eletrodos adicionais para medição de tensão (PU1 e PU2), reduzindo a influência da impedância de contato. Adaptado de [19].

Para mitigar os efeitos da impedância de contato eletrodo-pele, foram utilizados eletrodos descartáveis de eletrocardiograma com gel condutor, modelo demonstrado na Figura 3, que é utilizado em aplicações clínicas. Esse tipo de eletrodo apresenta uma base adesiva e uma camada de gel feita de Ag/AgCl (Prata/Cloreto de Prata) que melhora a condutividade elétrica entre o eletrodo e a pele, reduzindo significativamente a resistência de contato e aumentando a estabilidade das medições. A escolha por esse modelo buscou aliar praticidade, custo acessível e maior confiabilidade nos dados coletados ao longo dos testes de bioimpedância.

2) Sistema de Medição:

Para a condução dos testes foram adotadas diversas estratégias visando à padronização e à automação do processo de medição. A aquisição dos dados foi realizada por meio do osciloscópio digital KEYSIGHT MSOX2002A, com o suporte do software MATLAB® [21]. Além do osciloscópio, o sistema de medição foi composto por um gerador de sinais, uma fonte de tensão e uma fonte de corrente baseada na topologia de Howland [22], permitindo a injeção precisa da corrente



Figura 3: Vista frontal e traseira de um eletrodo descartável para ECG respectivamente. Eletrodo autoadesivo descartável para uso adulto, modelo tipo “pêra”, utilizado na aquisição de sinais eletrofisiológicos, como o eletrocardiograma (ECG). A parte traseira contém o conector metálico para ligação ao cabo do equipamento, enquanto a vista frontal possui a superfície adesiva e condutora em gel, que é aplicada diretamente sobre a pele do paciente. Fonte: Adaptado de [20].

desejada durante todo o experimento.

A automação do controle de corrente, assim como a aquisição, o armazenamento, o processamento e a análise dos dados, foram implementados no ambiente MATLAB®. Todo o sistema foi desenvolvido com foco na medição de bioimpedância, permitindo a obtenção do espectro de impedância elétrica do corpo humano.

3) Análise dos Dados com Modelos Elétricos:

Com o sistema de medição descrito anteriormente, é possível obter os dados e, dessa forma, calcular a impedância média de todos os voluntários coletada durante os testes. Considerando a influência de contato eletrodo-pele e a resposta elétrica dos tecidos biológicos, torna-se necessário recorrer a modelos elétricos clássicos para descrever separadamente a contribuição da pele, dos tecidos internos e dos eletrodos.

Ao longo das décadas, diversos modelos e formas de representação elétrica para biomateriais foram propostos, com o objetivo de descrever adequadamente a complexa interação entre eletrodo, pele e tecidos. Um dos fenômenos fundamentais associado a esses materiais é a dispersão, que está relacionada à permissividade elétrica, ou seja, à capacidade do tecido de se polarizar diante de um campo elétrico. Esse fenômeno demanda modelos matemáticos sofisticados para representar com precisão os processos de polarização dos tecidos.

Entre esses modelos, o de Cole é amplamente utilizado para modelar o comportamento de biomateriais. Aquele que considera um único processo de dispersão, Figura 4(a) é adequado para representar tecidos homogênicos, já o com dispersão dupla Figura 4(b), incorpora dois elementos de dispersão, sendo mais apropriado para a complexidade de materiais biológicos [23].

No interior desses modelos, bem como em outros

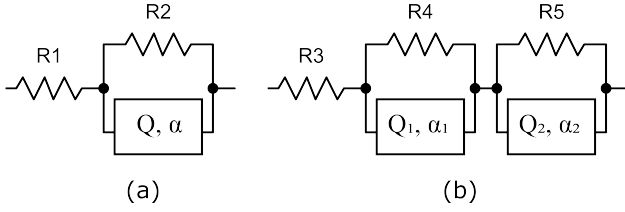


Figura 4: Modelo de Cole de Dispersão Única (a) e Modelo de Cole de Dispersão Dupla (b)

sistemas que apresentam comportamentos dispersivos, o Elemento Constante de Fase (CPE), é frequentemente empregado para representar a resposta elétrica de sistemas que apresentam dispersão. O CPE é um elemento matemático capaz de descrever transições entre comportamentos resistivos e capacitivos, sendo definido por:

$$Z_{CPE} = \frac{1}{Q(j\omega)^\alpha}, \quad (1)$$

nos quais Z_{CPE} é a impedância do CPE, Q é um coeficiente proporcional, j é a unidade imaginária, ω representa a frequência angular, α é um expoente que varia entre 0 e 1 determinando o grau de dispersão do sistema. Q e α são, respectivamente, a pseudo-capacitância e o expoente de ordem fracionária. Quando $\alpha = 0$ o CPE tem característica de um resistor e com $\alpha = 1$ um capacitor.

Diante dessas características, foi adotado neste trabalho uma estrutura composta por elementos com o modelo de Cole com dispersão única, o modelo de Cole com dispersão dupla e o CPE, de modo a representar de maneira mais completa e precisa os diferentes componentes da interface eletrodo-pele-tecido. O modelo proposto está ilustrado na Figura 5.

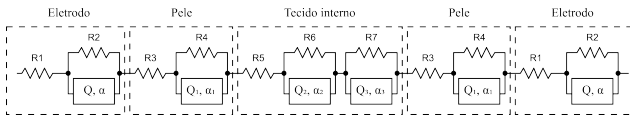


Figura 5: Circuito completo do modelo utilizado.

O circuito equivalente utilizado foi estruturado com elementos resistivos, capacitivos e de fase constante, totalizando 15 parâmetros ajustáveis. As resistências (R_1 a R_7) representam os diferentes caminhos de condução elétrica ao longo da interface eletrodo-pele-tecido, enquanto os elementos dispersivos (Q , Q_1 , Q_2 e Q_3) dos CPEs funcionam como pseudo-capacitâncias e descrevem a intensidade dos processos de polarização em cada elemento do modelo. Já os expoentes (α , α_1 , α_2 e α_3), quantificam o grau de dispersão elétrica associada a esses processos. Dessa forma, cada parâmetro contribui para representar de forma separada cada resposta elétrica das diferentes partes do modelo proposto.

A estimação desses parâmetros foi realizada em duas etapas sequenciais no ambiente MATLAB®:

- **Otimização global:** realizada com Algoritmo Genético (GA), utilizando uma população de 200 indivíduos e 300 gerações. Fornece ponto de partida para a próxima etapa.
- **Refinamento local:** realizado com o *sequential quadratic programming* (SQP), utiliza a informação do gradiente para refinar a solução da etapa anterior.

A função objetivo utilizada foi a raiz do erro quadrático médio relativo ($RMSE_{relativo}$), definida como:

$$RMSE_{relativo} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum \left| \frac{Z_{fit} - Z_{exp}}{|Z_{exp}| + \varepsilon} \right|^2} \quad (2)$$

As otimizações respeitaram limites físico-biológicos, previamente estabelecidos para os parâmetros do modelo, com foco particular na característica dos eletrodos. Para a definição dos parâmetros associados aos eletrodos, foram adotadas limitações baseadas em testes experimentais feitos a priori, com intenção de restringir a influência sobre o modelo. O critério de parada adotado foi a obtenção de um coeficiente de determinação $RMSE_{relativo} < 0,05$ ou, alternativamente, o alcance de um máximo de 25.000 iterações no processo de ajuste.

Com os elementos do sistema previamente definidos, foi possível estabelecer um protocolo experimental estruturado para a realização do teste nos voluntários. As etapas a seguir descrevem, de forma sequencial, o processo de organização dos testes, abrangendo desde o agendamento das sessões até a coleta da impedância elétrica nas diferentes articulações.

B. Agendamento:

A organização dos horários de participação foi feita utilizando a plataforma Google Agenda, permitindo que cada participante escolhesse entre os horários disponíveis. Durante esse processo, os voluntários receberam orientações padronizadas sobre os procedimentos experimentais, incluindo recomendações quanto à vestimenta apropriada para permitir o acesso às articulações do teste. Além disso, foram instruídos a comparecer com a pele livre de produtos tópicos e chegar com, no mínimo, 10 minutos de antecedência para garantir o bom andamento do cronograma experimental.

C. Preparação para Coleta de Dados:

O teste foi realizado no Departamento de Engenharia Elétrica (DEL). Inicialmente, os voluntários receberam o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) para assinatura, documento que apresentou os objetivos e os riscos relacionados ao experimento. Ressalta-se que pesquisas envolvendo seres humanos necessitam da aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da UFV (CAAE 78939024.5.0000.5153).

Após a assinatura do TCLE, os voluntários preencheram um questionário padronizado, contendo dados pessoais, uso de medicamentos, presença de dores crônicas ou tratamentos em andamento. Em seguida, foram registradas as medidas antropométricas dos participantes (peso, altura e pressão arterial).

A amostra do estudo foi composta por 30 voluntários, sendo 15 homens e 15 mulheres, com idades entre 18 e 60 anos e uma média de $25,5 \pm 5,2$ anos. Posteriormente, os participantes permaneceram em repouso por aproximadamente 10 minutos em um ambiente climatizado a 24°C , conforme recomendações da literatura, a fim de garantir a padronização das coletas e minimizar possíveis interferências térmicas e de umidade na impedância da pele [24].

Durante todo o procedimento, os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira, com os pés suspensos, evitando o contato com o solo, de modo a reduzir ruídos e as interferências externas. Essa padronização visou garantir a reprodutibilidade das medições de bioimpedância entre os diferentes protocolos do experimento.

Enquanto os participantes permaneciam em repouso, iniciou-se o processo de marcação para o posicionamento dos eletrodos nas articulações do joelho, punho, cotovelo e ombro, conforme ilustrado nas Figuras 6, 7, 8 e 9, respectivamente. Em seguida, as articulações foram higienizadas com álcool iodado e algodão, garantindo que as áreas estivessem limpas e secas para a correta fixação dos eletrodos.

Após a higienização, os eletrodos foram fixados nas posições anatômicas previamente marcadas. De acordo com a literatura, é necessário aguardar um tempo mínimo para estabilização da impedância eletrodo-pele, especialmente nos primeiros minutos após a aplicação dos eletrodos, sendo observado que, após cerca de 5 minutos de adesão, os valores de bioimpedância variam menos [25].

Durante esse período de espera, foram medidas distâncias entre os eletrodos de cada articulação uti-

lizando uma fita métrica e tomando como referência o eletrodo de polaridade negativa. Essas medições tiveram o objetivo de garantir a uniformidade entre os participantes.

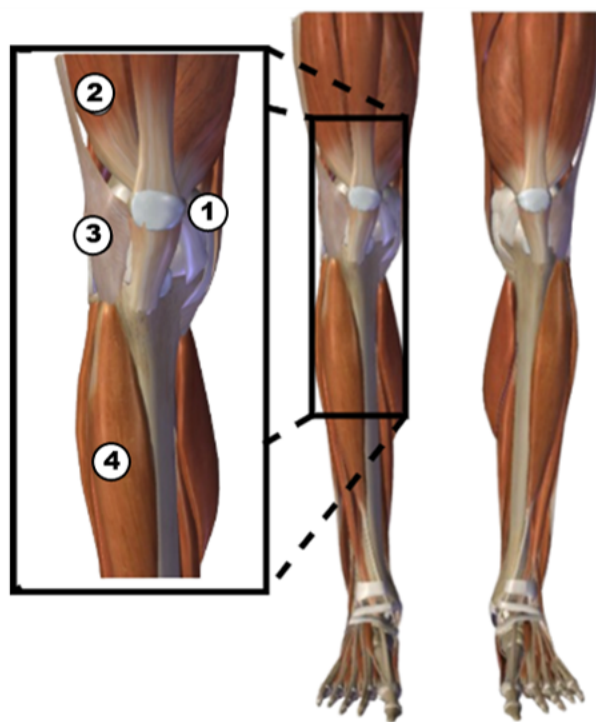


Figura 6: Posicionamento dos eletrodos na articulação do joelho: 1 - Epicôndilo medial do fêmur; 2 - Vasto medial proximal; 3 - Epicôndilo lateral do fêmur e 4 - Tíbia anterior distal. Fonte: Adaptado de [26].

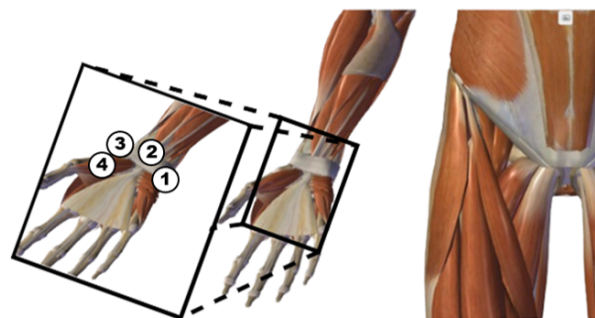


Figura 7: Posicionamento dos eletrodos na articulação do punho: 1 - Processo estiloide da ulna; 2 - Pronador quadrado proximal; 3 - Processo estiloide do rádio e 4 - Adutor do polegar distal. Fonte: Adaptado de [26].

D. Estrutura e Execução do Teste:

Os testes foram organizados em três protocolos, definidos com o objetivo de avaliar como diferentes combinações de posicionamento dos eletrodos influenciam as medições elétricas nas articulações. As configurações escolhidas buscaram representar situações distintas musculares e ósseas, permitindo investigar o comportamento do sinal em condições diferentes. Assim, foram estabelecidos os seguintes protocolos:

Tabela I: Polaridade e Posição dos eletrodos (nas articulações de acordo com o protocolo).

Articulação	Polaridade	Protocolo 1	Protocolo 2	Protocolo 3
Joelho	–	Epicôndilo medial do fêmur (1)	Epicôndilo medial do fêmur (1)	Epicôndilo medial do fêmur (1)
	+	Vasto medial proximal (2)	Tibial anterior distal (4)	Epicôndilo lateral do fêmur (3)
Punho	–	Processo estilóide da ulna (1)	Processo estilóide da ulna (1)	Processo estilóide da ulna (1)
	+	Pronador quadrado proximal (2)	Adutor do polegar distal (4)	Processo estilóide do rádio (3)
Cotovelo	–	Epicôndilo medial (1)	Epicôndilo lateral (3)	Epicôndilo lateral (3)
	+	Bíceps braquial proximal (2)	Músculo principal do antebraço distal (4)	Epicôndilo medial (1)
Ombro	–	Tubérculos maior e menor do úmero (1)	Tubérculos maior e menor do úmero (1)	Tubérculos maior e menor do úmero (1)
	+	Peitoral maior (3)	Deltóide lateral distal (2)	Processo infraglenoidal da escápula (4)

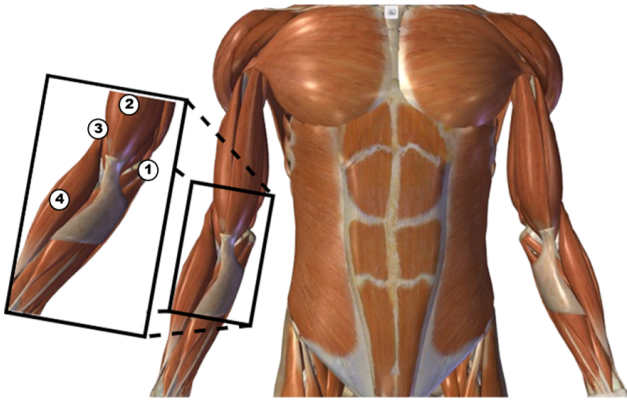


Figura 8: Posicionamento dos eletrodos na articulação do cotovelo: 1 - Epicôndilo medial; 2 - Bíceps braquial proximal; 3 - Epicôndilo lateral e 4 - Músculo principal do antebraço distal. Fonte: Adaptado de [26].

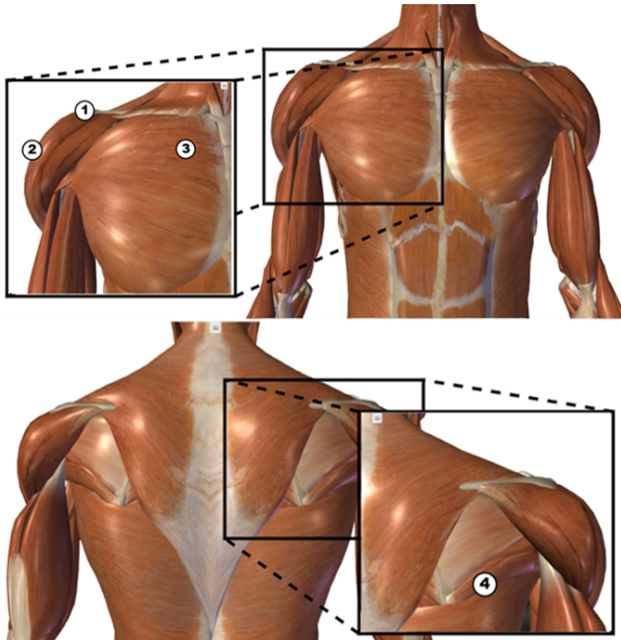


Figura 9: Posicionamento dos eletrodos na articulação do ombro: 1 - Tubérculos maior e menor do úmero; 2 - Deltóide lateral distal; 3 - Peitoral maior e 4 - Processo infraglenoidal da escápula. Fonte: Adaptado de [26].

óssea (ver Tabela I);

- **Protocolo 2** – Um eletrodo posicionado sobre um músculo distal e o outro sobre uma posição óssea;
- **Protocolo 3** – Ambos os eletrodos posicionados exclusivamente sobre estruturas ósseas.

Cada protocolo foi executado utilizando corrente alternada (CA), com variação de frequência entre 10 Hz até 1 MHz e intensidade de 0,1 mA RMS. Em todos, foram realizadas medições em quatro articulações, seguindo sempre a mesma ordem: joelho, punho, cotovelo e ombro, totalizando quatro medições por protocolo, como mostrado na Tabela I. Assim, cada participante realizou doze medições ao todo, correspondentes aos três protocolos definidos.

A ordem fixa das articulações foi adotada para garantir que cada articulação tivesse um intervalo suficiente sem estímulo antes do próximo protocolo. Cada medição em uma articulação tinha duração aproximada de 7 minutos, o que resultava em um tempo total de execução de cerca de 28 minutos por protocolo. Essa duração garantiu, naturalmente, um intervalo superior a 10 minutos entre medições sucessivas na mesma articulação. Esse intervalo mínimo foi adotado com o objetivo de evitar possíveis efeitos residuais do estímulo elétrico e assegurar maior confiabilidade dos resultados.

III. RESULTADOS

A Tabela II apresenta os parâmetros estimados do modelo utilizado da Figura 5. Os dados foram obtidos a partir da média da impedância experimental, considerando o intervalo de frequências até 500 KHz. Vale ressaltar que todos os protocolos foram realizadas seguindo o mesmo procedimento experimental, garantindo padronização na coleta.

Com base nos dados coletados, é possível analisar a contribuição individual de cada parâmetro do modelo

- **Protocolo 1** – Um eletrodo posicionado sobre um músculo proximal e o outro sobre uma posição

Tabela II: Parâmetros obtidos do circuito equivalente

Articulação	R1 (Ω)	R2 (k Ω)	R3 (Ω)	R4 (k Ω)	R5 (Ω)	R6 (k Ω)	R7 (k Ω)	Q (mS · s $^{\alpha}$)	Q1 (nS · s $^{\alpha 1}$)	Q2 (nS · s $^{\alpha 2}$)	Q3 (nS · s $^{\alpha 3}$)	α	α_1	α_2	α_3	Erro Relativo
Cot. P1	18,02	403,51	169,24	686,06	54,66	101,62	274,08	7,18	280,88	71,16	5,90E+08	0,616	0,826	0,982	0,999	0,0676
Cot. P2	18,18	765,39	111,85	894,30	153,44	607,81	120,27	9,10	247,23	9,18E+08	98,71	0,556	0,855	0,978	0,904	0,0678
Cot. P3	18,67	697,40	74,44	857,85	161,13	124,96	418,02	5,50	375,51	57,03	5,24E+08	0,554	0,805	1,000	0,997	0,0591
Joel. P1	18,10	549,08	196,28	704,84	28,13	118,13	426,18	10,50	229,61	69,80	5,72E+08	0,588	0,851	0,966	0,948	0,0713
Joel. P2	18,06	515,75	132,94	664,74	94,29	63,61	515,00	12,00	204,07	49,25	3,52E+08	0,470	0,858	1,000	0,869	0,0602
Joel. P3	18,08	607,31	135,40	870,43	159,60	301,63	153,53	9,97	286,45	6,36E+08	57,22	0,599	0,836	0,458	0,987	0,0700
Omb. P1	18,00	798,03	101,09	784,91	125,65	55,06	603,20	12,00	473,87	64,82	6,07E+08	0,620	0,794	0,975	0,138	0,0822
Omb. P2	22,58	406,17	160,23	530,37	27,78	67,50	171,02	6,79	446,89	71,34	9,71E+08	0,526	0,788	0,977	0,951	0,0739
Omb. P3	18,27	182,58	158,17	954,45	82,86	385,52	54,01	10,61	418,44	4,09E+08	60,38	0,545	0,817	0,159	0,996	0,0747
Pun. P1	18,08	447,85	60,35	755,98	128,94	112,81	579,37	12,00	204,31	38,20	3,80E+08	0,614	0,855	1,000	0,992	0,0568
Pun. P2	18,04	369,54	96,68	473,75	86,98	52,25	123,19	8,70	283,88	34,90	3,94E+08	0,573	0,803	0,984	0,675	0,0723
Pun. P3	18,31	837,23	99,03	742,80	62,58	154,32	506,16	5,50	189,73	46,33	7,20E+08	0,519	0,844	0,954	0,228	0,0624

Legendas: Cot. = Cotovelo; Joel. = Joelho; Omb. = Ombro; Pun. = Punho; P1, P2, P3 = Protocolo 1, 2 e 3

para as diferentes articulações e protocolos avaliados. A Figura 10 apresenta diretamente essa análise para a articulação do punho no Protocolo 1, destacando a contribuição de cada elemento do modelo (eletrodo, pele e tecido interno). Nesta figura, o módulo da impedância é exibido na parte superior e a fase na parte inferior. A curva “Total” representa a média da impedância experimental e as curvas “Eletrodo”, “Pele” e “Tecido” representam, respectivamente, as contribuições estimadas desses componentes.

Os resultados mostram que a pele e o tecido interno exercem maior influência sobre a impedância total. A pele apresenta contribuição prevalente nas faixas de 10 Hz à 100 Hz e de 600 Hz à 300 kHz. Enquanto o tecido interno permanece com valores iguais ou inferiores aos da pele ao longo de todo o espectro da frequência analisado.

Em contraste, os eletrodos exercem pouca influência sobre a impedância total. Essa baixa contribuição, observada na Figura 11, vem das limitações previamente impostas na estimativa dos parâmetros. Tais restrições foram adotadas inicialmente como forma de auxiliar na estimativa dos parâmetros, uma vez que para análise dos dados foram utilizados os métodos (GA e SQP) que requerem valores iniciais para a otimização.

A análise do caso específico do Punho no Protocolo 1 permitiu observar a contribuição significativa dos componentes eletrodo, pele e tecido na impedância total. Com base nos dados apresentados na Tabela II, essa análise pode ser estendida às demais articulações e protocolos, utilizando a mesma metodologia. Os resultados obtidos contribuem para a viabilidade do modelo proposto e oferecem subsídios relevantes para o desenvolvimento de dispositivos de iontoforese mais seguros e precisos.

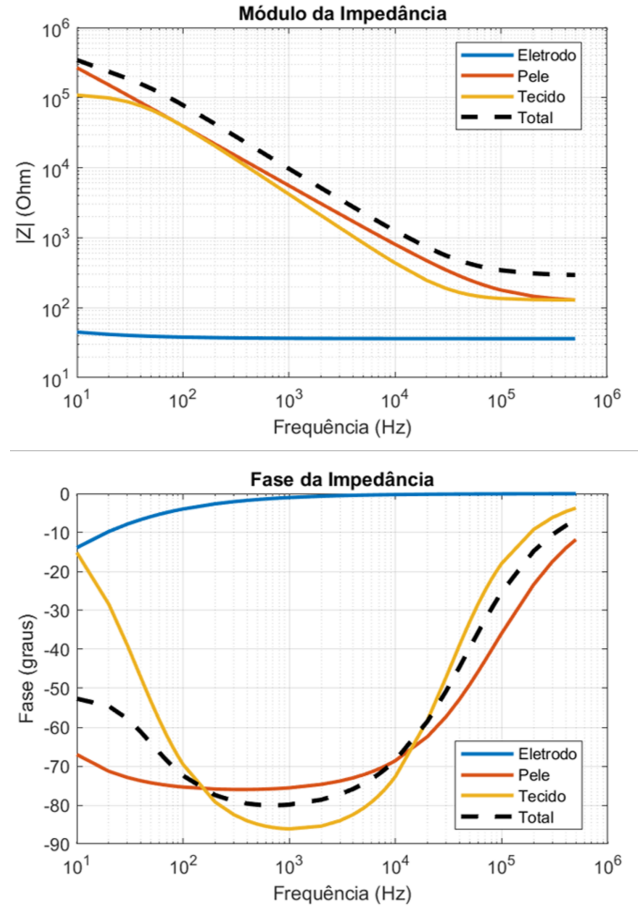


Figura 10: Módulo da Impedância (superior) e Fase da Impedância (inferior) do Protocolo 1 do punho.

IV. CONCLUSÃO

Este projeto estabeleceu e validou um procedimento metodológico padronizado para a aquisição de impedância elétrica em diferentes articulações sinoviais humanas. A aplicação desse procedimento possibilitou a coleta de dados nas articulações e protocolos de estudo propostos, permitindo a obtenção dos parâmetros do modelo proposto apresentado na Tabela II.

A análise detalhada da articulação do punho no

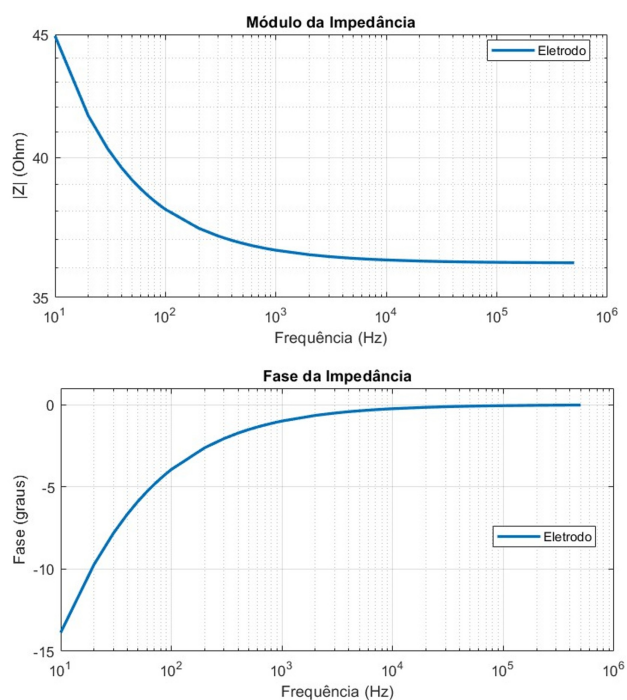


Figura 11: Módulo da Impedância (superior) e Fase da Impedância (inferior) do Eletrodo do Protocolo 1 no punho.

Protocolo 1 auxiliou na validação dos cuidados de preparação e posicionamento dos eletrodos implementados durante o teste. Sem esses cuidados e as limitações impostas durante a estimação dos parâmetros não seria possível compreender de forma mais clara as contribuições de cada parte do modelo proposto. Além disso, o entendimento do comportamento das estruturas da pele durante a aplicação de corrente elétrica tende a apoiar avanços futuros no desenvolvimento de dispositivos para iontoforese mais precisos, eficazes e seguros. Vale ressaltar que todos os protocolos seguiram o mesmo padrão metodológico.

Em trabalhos futuros, pretendemos analisar de forma detalhada as demais articulações do teste, apresentando a contribuição de cada parte do modelo. Também será realizada uma análise considerando o índice de massa corporal (IMC) dos voluntários como parâmetro, investigando como esse fator pode influenciar os resultados finais.

Além disso, planejamos explorar como a variação da distância entre os eletrodos pode ou não influenciar o resultado. Essa análise poderá fornecer uma compreensão mais precisa sobre a possível relação entre a distância dos eletrodos e a impedância elétrica.

REFERÊNCIAS

- [1] Centers for Disease Control and Prevention, "Prevalence of diagnosed arthritis among u.s. adults, 2019–2021," *MMWR*, vol. 72, no. 41, pp. 1101–1107, 2023.
- [2] W. H. Organization, "Osteoarthritis." Fact Sheet, 2023.
- [3] A. Abhishek and M. Doherty, "Mechanisms of the placebo response in pain in osteoarthritis," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. 21, no. 9, pp. 1229–1235, 2013.
- [4] S. Derry, P. Conaghan, J. A. P. Da Silva, P. J. Wiffen, and R. A. Moore, "Topical nsais for chronic musculoskeletal pain in adults," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, no. 4, 2016.
- [5] K. Kroenke, E. E. Krebs, and M. J. Bair, "Pharmacotherapy of chronic pain: a synthesis of recommendations from systematic reviews," *General hospital psychiatry*, vol. 31, no. 3, pp. 206–219, 2009.
- [6] V. E. Friedewald, J. S. Bennett, J. P. Christo, J. L. Pool, J. M. Scheiman, L. S. Simon, V. Strand, W. B. White, G. W. Williams, and W. C. Roberts, "Ajc editor's consensus: Selective and nonselective nonsteroidal anti-inflammatory drugs and cardiovascular risk," *American Journal of Cardiology*, vol. 106, no. 6, pp. 873–884, 2010.
- [7] L. J. Crofford, "Use of nsais in treating patients with arthritis," *Arthritis research & therapy*, vol. 15, pp. 1–10, 2013.
- [8] N. Demina and S. Skatkov, "Development strategies and biopharmaceutical aspects of drug delivery systems," *Russian Journal of General Chemistry*, vol. 83, pp. 2519–2523, 2013.
- [9] F. Lühder and H. M. Reichardt, "Novel drug delivery systems tailored for improved administration of glucocorticoids," *International journal of molecular sciences*, vol. 18, no. 9, p. 1836, 2017.
- [10] T. Gratieri, G. M. Gelfuso, and R. F. V. Lopez, "Princípios básicos e aplicação da iontoforese na penetração cutânea de fármacos," *Química Nova*, vol. 31, no. 6, pp. 1490–1498, 2008.
- [11] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Tratado de Fisiologia Médica*. Rio de Janeiro: Elsevier Brasil, 11 ed., 2006.
- [12] K. Ehtiati, J. Eiler, A. Bochynska, L. L. Nissen, E. Strøbech, L. F. Nielsen, and E. Thormann, "Skin and artificial skin models in electrical sensing applications," *ACS Applied Bio Materials*, vol. 6, no. 8, pp. 3033–3051, 2023.
- [13] Omint Saúde, "Dezembro laranja: mês de prevenção ao câncer de pele," 2023. <https://www.omint.com.br/blog/dezembro-laranja/> Acesso em: 24 abril. 2025.
- [14] A. Piccoli, L. Pillon, and F. Dumler, "Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the united states: standard reference intervals as bivariate z scores," *Nutrition*, vol. 18, no. 2, pp. 153–167, 2002.
- [15] U. G. Kyle, L. Genton, D. O. Slosman, and C. Pichard, "Fat-free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years," *Nutrition*, vol. 17, no. 7-8, pp. 534–541, 2001.
- [16] S. J. Hall, *Biomecânica Básica*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 7 ed., 2016.
- [17] A. Maciel, "Modelagem de articulações para humanos virtuais baseada em anatomia," Master's thesis, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2001. Dissertação de Mestrado em Ciência da Computação.
- [18] S. Grimnes and Ø. G. Martinsen, "Bioimpedance," *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, 2006.
- [19] J. Ojarand, E. Priidel, and M. Min, "Derivation of bioimpedance model data utilizing a compact analyzer and two

- capacitive electrodes: a forearm example,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 16, no. 5, pp. 891–901, 2022.
- [20] Descarpac Produtos Descartáveis, “Eletrodo p/ ecg descartável adulto - descarpac,” 2024. <https://mercadomed.com.br/loja/cardiologia/eletrodos-pera/eletrodo-p-ecg-desc-adulto-descarpac/> - Acesso em: 8 jun. 2025.
- [21] L. M. Hai, N. T. Thuong, and V. N. Tuan, “High precision system for bioimpedance measurement,” in *II Latin American Conference on Bioimpedance: 2nd CLABIO, Montevideo, September 30-October 02, 2015*, pp. 1–4, Springer, 2016.
- [22] S. Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits*. New York, NY: McGraw-Hill Education, 4th ed., 2015.
- [23] D. Naranjo-Hernández, J. Reina-Tosina, and M. Min, “Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications,” *Journal of Sensors*, vol. 2019, no. 1, p. 9210258, 2019.
- [24] G. Medrano, A. Ubl, N. Zimmermann, T. Gries, and S. Leonhardt, “Skin electrode impedance of textile electrodes for bioimpedance spectroscopy,” in *13th International Conference on Electrical Bioimpedance and the 8th Conference on Electrical Impedance Tomography: ICEBI 2007, August 29th-September 2nd 2007, Graz, Austria*, pp. 260–263, Springer, 2007.
- [25] X. Ye, L. Wu, K. Mao, Y. Feng, J. Li, L. Ning, and J. Chen, “Bioimpedance measurement of knee injuries using bipolar electrode configuration,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 16, no. 5, pp. 962–971, 2022.
- [26] I. Zygote Media Group, “Zygotebody,” 2024. <https://www.zygotebody.com> - Acesso em: 18 jun. 2025.