



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - PPGEL

Associação ampla UFSJ / CEFET-MG

Estimação do perfil de impedâncias de articulações sinoviais para aplicação em equipamentos de iontoforese

Anailson Raasch

Orientador: Leonardo Bonato Felix

Coorientador: Rodolpho Vilela Alves Neves

São João del-Rei, janeiro de 2026.



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica - PPGEL

Associação ampla UFSJ / CEFET-MG

Estimação do perfil de impedâncias de articulações sinoviais para aplicação em equipamentos de iontoforese

Anailson Raasch

Dissertação apresentada à banca examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, associação ampla entre a Universidade Federal de São João del-Rei e o Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Leonardo Bonato Felix

Coorientador: Rodolpho Vilela Alves Neves

São João del-Rei, janeiro de 2026.

Ficha catalográfica elaborada pela Divisão de Biblioteca (DIBIB)
e Núcleo de Tecnologia da Informação (NTINF) da UFSJ,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

R111e Raasch, Anailson .
Estimação do perfil de impedâncias de articulações
sinoviais para aplicação em equipamentos de
iontoforese / Anailson Raasch ; orientador Leonardo
Bonato Felix; coorientador Rodolpho Vilela Alves. --
São João del-Rei, 2026.
96 p.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica) -- Universidade Federal de São
João del-Rei, 2026.

1. Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica. 2.
Articulações Sinoviais. 3. Modelos Lineares Mistos
(LMM). 4. Modelo de Cole. 5. Iontoforese. I. Bonato
Felix, Leonardo, orient. II. Vilela Alves, Rodolpho,
co-orient. III. Título.

ANAILSON RAASCH

**Estimação do perfil de impedâncias de articulações sinoviais
para aplicação em equipamentos de iontoforese**

Dissertação apresentada à banca examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, associação ampla entre a Universidade Federal de São João del-Rei e o Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Elétrica.

Orientador: Leonardo Bonato Felix

Coorientador: Rodolpho Vilela Alves Neves

Data de aprovação: 29 de janeiro de 2026

Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix - Universidade Federal de Viçosa (Orientador)

Prof. Dr. Rodolpho Vilela Alves Neves - Universidade Federal de Viçosa (Coorientador)

Prof. Dr. Heverton Augusto Pereira - Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais

Prof. Dr. Tiago Zanotelli - Instituto Federal do Espírito Santo

Documento assinado digitalmente
 LEONARDO BONATO FELIX
Data: 14/08/2026 08:11:57-0300
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix

Orientador

*A todos aqueles que acreditaram no meu potencial, mesmo nos momentos de incerteza.
Dedico este trabalho à curiosidade que me move e à resiliência que me trouxe até aqui.*

Agradecimentos

Agradeço primeiramente a Deus, por me guiar em toda minha jornada, aos meus pais, irmãs, e a todos os demais familiares por terem me dado todo o suporte, amor e carinho de sempre. Agradeço a todos os amigos que me motivaram, me auxiliaram de alguma forma a tomar as decisões que me trouxeram até aqui neste momento.

Agradeço ao meu Orientador, Leonardo Bonato Felix, ao meu Coorientador, Rodolpho Vilela Alves Neves, ao Eduardo Souza Silva, à Fabiana Noronha Dornelles, e ao Paulo Fábio por terem me auxiliado neste trabalho, ao CNPq pelo apoio financeiro concedido e à Startup TechPain pela oportunidade de fazer parte da mesma.

Um agradecimento especial a João Pedro Pereira Silva Neves, que me acompanhou e ajudou muito desde o início deste trabalho. Também tenho que agradecer a todos os voluntários; sem vocês, este trabalho não seria possível.

Aos amigos que fiz aqui, e a todos que me acolheram, em especial ao pessoal do NIAS, do Jiu-jitsu, aos professores e servidores.

Jamais poderia deixar agradecer à família do 302, Pedro, Guilherme e Rodrigo, onde com os quais criei laços que vou levar por toda a minha vida. Agradeço a todos pelos aprendizados adquiridos. Muito Obrigado a todos que se sentem felizes pela minha conquista!

"O presente é deles; o futuro, pelo qual eu realmente trabalhei, é meu."

Nikola Tesla

Resumo

A osteoartrite afeta 10% da população global, demandando terapias localizadas como a iontoforese, que utiliza correntes elétricas para a entrega de fármacos. Este estudo caracteriza a bioimpedância de 30 voluntários em quatro articulações (cotovelo, joelho, ombro e punho) sob três protocolos de posicionamento, avaliando um espectro de 10 Hz a 500 kHz. O objetivo é fornecer subsídios para o desenvolvimento de sistemas de iontoforese personalizados, fundamentados na especificidade anatômica. Aplicou-se uma estratégia de modelagem de Cole com o algoritmo híbrido GA-SQP, isolando a interface eletrodo-pele para extrair exclusivamente as propriedades teciduais internas. A análise via Modelos Lineares Mistos (LMM) revelou que a modelagem de circuitos equivalentes é superior à análise da impedância para detectar detalhes fisiológicos. Enquanto a impedância sugeriu independência do sexo, os parâmetros de Cole revelaram uma diferença seletiva no parâmetro $R_{\infty b}$, indicando que a distinção entre sexos nas articulações é determinada pelo volume condutor e massa muscular, e não pela dinâmica das membranas. Quanto à anatomia, o joelho demonstrou ser a estrutura mais robusta ao posicionamento, enquanto o punho apresentou alta sensibilidade em parâmetros extracelulares e de dispersão (α e τ). A variabilidade individual, confirmada por ICCs de até 0,41, ratifica a necessidade de modelos que considerem a subjetividade biológica. Conclui-se que o projeto de hardware para iontoforese deve prever reservas de tensão para compensar a maior carga resistiva identificada no grupo feminino e a dependência posicional no punho, garantindo a manutenção da corrente terapêutica e a eficácia da dosagem conforme o perfil do paciente.

Palavras-chave: Espectroscopia de Bioimpedância Elétrica, Articulações Sinoviais, Posicionamento de Eletrodos, Modelos Lineares Mistos (LMM), Modelo de Cole, Iontoforeses.

Abstract

Osteoarthritis affects 10% of the global population, requiring localized therapies such as iontophoresis, which uses electric currents for drug delivery. This study characterizes the bioimpedance of 30 volunteers across four joints (elbow, knee, shoulder, and wrist) under three positioning protocols, evaluating a spectrum from 10 Hz to 500 kHz. The objective is to provide insights for the development of personalized iontophoresis systems based on anatomical specificity. A Cole modeling strategy was applied using the hybrid GA-SQP algorithm, isolating the electrode-skin interface to exclusively extract internal tissue properties. Analysis via Linear Mixed Models (LMM) revealed that equivalent circuit modeling is superior to raw impedance analysis for detecting physiological details. While impedance suggested sex independence, Cole parameters revealed a selective difference in the R_{∞_b} parameter, indicating that the distinction between sexes in joints is determined by conductive volume and muscle mass rather than membrane dynamics. Regarding anatomy, the knee proved to be the most robust structure to positioning, whereas the wrist showed high sensitivity in extracellular and dispersion parameters (α and τ). Individual variability, confirmed by ICCs up to 0.41, ratifies the need for models that consider biological subjectivity. It is concluded that iontophoresis hardware design must provide voltage reserves (compliance voltage) to compensate for the higher resistive load identified in the female group and the positional dependence in the wrist, ensuring the maintenance of therapeutic current and dosage efficacy according to the patient's profile.

Keywords: Electrical Bioimpedance Spectroscopy, Synovial Joints, Electrode Placement, Linear Mixed Models (LMM), Cole Model, Iontophoresis.

Lista de Figuras

2.1	(a) Modelo de Fricke e Morse (1925) e (b) Modelo de Cole (1928).	8
2.2	(a) Modelo de Fricke e Morse com CPE e (b) Modelo de Cole com CPE.	9
2.3	Comparação esquemática das configurações de eletrodos. (a) Sistema de dois eletrodos, (b) Sistema de três eletrodos e (c) Sistema de 4 eletrodos. Adaptado de Amini et al. (2018).	10
3.1	Modelo do eletrodo descartável de ECG (Ag/AgCl) utilizado no experimento, exibindo a vista frontal (superfície com gel condutor) e a vista traseira (conector metálico). Fonte: Adaptado de Descarpac Produtos Descartáveis (2024).	20
3.2	Diagrama de blocos da arquitetura de controle e aquisição automatizada via MATLAB. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).	21
3.3	Esquemático elétrico da fonte de corrente de Howland melhorada para injeção de corrente AC. Fonte: Elaborada pelo autor (2022).	21
3.4	Configuração experimental do sistema de injeção e monitoramento de bioimpedância em ambiente laboratorial. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).	22
3.5	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 ZygoteBody Zygote Media Group (2024).	24
3.6	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 ZygoteBody (Zygote Media Group, 2024).	24

3.7	Posicionamento dos eletrodos na articulação do punho: 1 - Processo estiloide da ulna, 2 - Pronador quadrado, 3 - Processo estiloide do rádio e 4 - Adutor do polegar. Fonte: Adaptado de ZygoteBody Zygote Media Group (2024).	25
3.8	Posicionamento dos eletrodos na articulação do ombro: 1 Tubérculos maior e menor do úmero, 2 - Deltoide lateral (distal), 3 - Peitoral maior (proximal) e 4 - Processo infraglenoidal da escápula. Fonte: Adaptado de ZygoteBody Zygote Media Group (2024).	25
3.9	Representação do circuito elétrico equivalente completo, composto pela associação em série de dois modelos de eletrodo e o modelo tecidual. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).	27
4.1	Diagramas de Bode (módulo e fase) da impedância média experimental para os protocolos P1, P2 e P3 e ambos os sexos (masculino e feminino), referentes às articulações do (a) punho, (b) cotovelo, (c) joelho e (d) ombro, avaliadas no espectro de 10 Hz a 500 kHz.	38

Lista de Tabelas

2.1	Decomposição detalhada da dimensão do vetor de efeitos fixos (p) conforme o delineamento experimental.	17
3.1	Polarização (Pol) e posição dos eletrodos nas articulações (Art) de acordo com o protocolo. As posições estão entre parênteses.	25
3.2	Limites do espaço de busca para os parâmetros do modelo do eletrodo.	29
3.3	Limites de busca inferior (lb) e superior (ub) adotados para a otimização.	31
4.1	Comparação dos LMM.	39
4.2	Teste Omnibus do Modelo Estatístico (Efeitos Fixos).	40
4.3	Parâmetros do eletrodo e erro global de ajuste (Média $\pm$ Desvio Padrão).	42
4.4	Parâmetros do tecido biológico e erro global de ajuste (Média $\pm$ Desvio Padrão).	43
4.5	Resumo dos índices de ajuste (R^2) e variância explicada (ICC) para os modelos lineares mistos dos parâmetros bioelétricos.	44
4.6	Resultados do Teste F Omnibus para os efeitos fixos e interações nos parâmetros do circuito equivalente, expressos como: <i>Valor F (valor-p)</i>	45
A.1	EMMs e intervalos de confiança (95%) por grupo para a interação Articulação x Protocolo.	59
A.2	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação entre todos os voluntários (H1), com correção de Tukey.	60
A.3	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo com todos os voluntários (H3), com correção de Tukey.	60

A.4	EMMs e intervalos de confiança (95%) por grupo para interação Sexo x Articulação x Protocolo.	61
A.5	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação, separados por sexo (H2), com correção de Tukey.	62
A.6	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo, separados por sexo (H4), com correção de Tukey.	63
A.7	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre cada uma das 12 posições anatômicas entre voluntários do sexo masculino e feminino (H5), com correção de Tukey.	64
B.1	EMMs para a interação Articulação × Protocolo de todos os parâmetros bioelétricos.	65
B.2	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação entre todos os voluntários (H1) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.	66
B.3	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo com todos os voluntários (H3) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.	66
B.4	EMMs para Sexo × Articulação × Protocolo de todos os parâmetros bioelétricos.	67
B.5	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação separados por sexo (H2) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.	68
B.6	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo e sexo (H4) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.	69
B.7	Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre cada uma das 12 posições anatômicas entre voluntários do sexo masculino e feminino (H5) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.	70

Lista de Símbolos

$(R_{\infty_e}, \Delta R_e, R_{\infty_b}, \Delta R_b)$, elementos dispersivos (Q_e e Q_b) e expoentes (α_e e α_b).

R_{∞_e} : Resistência série do eletrodo, composta pela resistência metálica e do gel condutor

ΔR_e : Resistência de transferência de carga na interface do eletrodo

R_{∞_b} : Resistência do tecido biológico quando a frequência tende ao infinito

ΔR_b : Largura da dispersão resistiva do tecido biológico ($\Delta R_b = R_{0_b} - R_{\infty_b}$)

Q_e : Coeficiente proporcional do elemento de fase constante (CPE) do eletrodo

α_e : Expoente de dispersão da interface do eletrodo

Q_b : Magnitude da pseudocapacitância do tecido biológico

α_b : Expoente de dispersão do tecido biológico

R_{0_b} : Resistência do tecido biológico quando a frequência tende a zero

τ_b : Constante de tempo característica do processo de polarização tecidual

f : Frequência de operação

ω : Frequência angular ($\omega = 2\pi f$)

j : Unidade imaginária ($\sqrt{-1}$)

Ω : Ohm (unidade de medida de impedância e resistência)

Z_{CPE} : Impedância do Elemento de Fase Constante

Z_b : Impedância do tecido biológico

Z_e : Impedância dos eletrodos

Z_{total} : Impedância total do sistema

$J(p)$: Função objetivo a ser minimizada no processo de ajuste

Z_{exp} : Impedância complexa obtida experimentalmente

Z_{fit} : Impedância complexa calculada pelo modelo de circuito equivalente

lb : Limite inferior do espaço de busca para os parâmetros

ub : Limite superior do espaço de busca para os parâmetros

y : Vetor de observações ou variável dependente

X : Matriz de desenho dos efeitos fixos

β : Vetor de coeficientes de regressão para os efeitos fixos

Z : Matriz de desenho dos efeitos aleatórios

u : Vetor de efeitos aleatórios

ϵ : Vetor de erros residuais independentes

R^2 : Coeficiente de determinação

R_c^2 : Coeficiente de determinação condicional

p : Nível de significância estatística (p -value)

δ : Constante de estabilidade numérica para o cálculo do erro relativo

Lista de Abreviações

- AIC: Critério de Informação de Akaike (Akaike Information Criterion)
- AINES: Anti-inflamatórios não esteroides
- BIC: Critério de Informação Bayesiano (Bayesian Information Criterion)
- CA: Corrente Alternada
- CAAE: Certificado de Apresentação de Apreciação Ética
- CEP: Comitê de Ética em Pesquisa
- CPE: Elemento de Fase Constante (Constant Phase Element)
- DC: Corrente Contínua (Direct Current)
- EBI: Bioimpedância Elétrica (Electrical Bioimpedance)
- ECG: Eletrocardiograma
- EIE: Espectroscopia de Impedância Elétrica
- EMMs: Médias Marginais Estimadas (Estimated Marginal Means)
- GA: Algoritmos Genéticos (Genetic Algorithms)
- ICC: Coeficiente de Correlação Intraclass (Intraclass Correlation Coefficient)
- LMM: Modelos Lineares Mistos (Linear Mixed Models)
- LogLik: Log-verossimilhança (Log-Likelihood)
- ML: Máxima Verossimilhança (Maximum Likelihood)
- P1: Protocolo 1
- P2: Protocolo 2
- P3: Protocolo 3
- QP: Programação Quadrática (Quadratic Programming)
- REML: Máxima Verossimilhança Restrita (Restricted Maximum Likelihood)
- RMS: Valor Eficaz (Root Mean Square)

RMSWRE: Raiz do Erro Quadrático Médio Ponderado Relativo (Root Mean Square Weighted Relative Error)

SQP: Programação Quadrática Sequencial (Sequential Quadratic Programming)

TCLE: Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

VD: Variável dependente

VISA: Virtual Instrument Software Architecture

Sumário

1	Introdução	1
1.1	Objetivos e Hipóteses	3
1.2	Organização do Trabalho	4
2	Fundamentação Teórica	7
2.1	Modelagem da Bioimpedância	7
2.1.1	Modelos clássicos de Bioimpedância	7
2.1.2	Elemento constante de fase (CPE)	8
2.1.3	Configuração dos Eletrodos	9
2.1.4	Modelo do eletrodo	10
2.1.5	Modelo do tecido biológico	11
2.2	Métodos de Otimização para Estimativa de Parâmetros	13
2.2.1	Utilização de gradientes: Programação Quadrática Sequencial (SQP)	13
2.2.2	Otimização inteligente: Algoritmos Genéticos (GA)	14
2.3	Modelagem Estatística: Modelos Lineares Mistos	15
3	Procedimentos Metodológicos	19
3.1	Sistema de coleta	19
3.1.1	Fundamentos do experimento	19
3.1.2	Eletrodos	20
3.1.3	Sistema de Medição	20
3.2	Delineamento Experimental e Coleta de Dados	22
3.2.1	Participantes	23

3.2.2	Protocolo Experimental e Coleta de Dados	23
3.3	Estimativa dos parâmetros da Bioimpedância	26
3.3.1	Modelo elétrico completo	27
3.3.2	Caracterização Experimental dos Eletrodos	28
3.3.3	Processo de Otimização de Parâmetros	28
3.3.4	Implementação Computacional	31
3.3.5	Análise de Qualidade do Ajuste	31
3.4	Análise Estatística	31
3.4.1	Análise 1: LMM nos Dados Espectrais	32
3.4.2	Etapa 2: Análise dos Parâmetros do Circuito Equivalente	32
3.4.3	Teste de Hipóteses	33
4	Resultados e Discussões	37
4.1	Análise da Impedância	37
4.1.1	Efeito do Protocolo e Diferenças entre Articulações (H1 e H3)	39
4.1.2	Influência do Sexo (H2, H4 e H5)	40
4.2	Análise dos Parâmetros do Circuito Equivalente	41
4.2.1	Efeito do Protocolo e Diferenças entre Articulações (H1 e H3)	44
4.2.2	Influência do Sexo (H2, H4 e H5)	46
4.3	Discussão	47
5	Conclusões	51
5.1	Trabalhos Futuros	52
	Referências Bibliográficas	53
A	Tabelas da análise da impedância	59
A.1	Articulação x Protocolo	59
A.2	Sexo x Articulação x Protocolo	61
B	Tabelas da análise do circuito equivalente	65
B.1	Articulação x Protocolo	65
B.2	Sexo x Articulação x Protocolo	67

Introdução

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. Dentre essas, destacam-se as inflamações articulares conhecidas como artrites, sendo a osteoartrite a mais prevalente (Fallon, 2023). Estima-se que a artrite afete cerca de 10% da população mundial, sendo que dois terços desses indivíduos são adultos em idade produtiva (Turchetti et al., 2014; Hootman et al., 2016).

Com o aumento da expectativa de vida e da obesidade, projeta-se um crescimento de 49% na prevalência dessas condições até 2040 (Hootman et al., 2016), consolidando-as como um grave problema de saúde pública que gera impactos socioeconômicos profundos devido à perda de produtividade e aos elevados gastos com tratamentos e cirurgias (Turchetti et al., 2014; Fallon, 2023).

Essas condições promovem a degeneração de cartilagens e a inflamação da membrana sinovial, resultando em dor, rigidez e edema (Abhishek e Doherty, 2013). Embora os anti-inflamatórios não esteroides (AINEs) sejam a primeira linha terapêutica, seu uso prolongado está associado a graves efeitos adversos gastrointestinais e cardiovasculares (Friedewald et al., 2010; Crofford, 2013). Diante da urgência por novas abordagens, persiste uma lacuna crítica no dimensionamento elétrico seguro e personalizado de sistemas terapêuticos, como a iontoforese, quando aplicados às complexas estruturas articulares.

Nesse cenário, a iontoforese surge como uma alternativa promissora para a liberação localizada de fármacos. Esta técnica emprega correntes elétricas de baixa intensidade ($\leq 0,5 \text{ mA/cm}^2$) para promover a migração de íons através da pele, permitindo maior precisão na dosagem e re-

duzindo riscos sistêmicos (Gratieri et al., 2008). Contudo, a eficácia da iontoforese depende intrinsecamente das propriedades elétricas da pele e dos tecidos subjacentes. A epiderme atua como uma barreira seletiva, e o trajeto da corrente pode variar drasticamente dependendo da estrutura anatômica da região alvo (Guyton e Hall, 2006; Ehtiati et al., 2023).

Para compreender esses fenômenos, a Bioimpedância Elétrica (*Electrical Bioimpedance* – EBI) consolidou-se como uma ferramenta fundamental. Utilizada há mais de um século para caracterizar propriedades fisiológicas (Sung et al., 2001; Kyle et al., 2001; Lintsi et al., 2004; Ehtiati et al., 2023), a EBI permite analisar a resposta elétrica dos tecidos através da aplicação de correntes alternadas, fornecendo dados sobre resistência e reatância (Piccoli et al., 2002). Com o avanço da miniaturização eletrônica, a EBI tornou-se viável para medições rápidas e confiáveis em contextos experimentais complexos (Mabrouk et al., 2019; Ye et al., 2022).

A versatilidade da EBI como técnica não invasiva tem consolidado seu uso em diversos cenários clínicos, desde o monitoramento hemodinâmico (Anand et al., 2021) e a engenharia de tecidos (Amini et al., 2018) até o acompanhamento de processos de cicatrização óssea (Lin et al., 2019). Estudos recentes demonstram o potencial da espectroscopia de impedância na diferenciação de tecidos saudáveis e osteopênicos (Bhardwaj et al., 2018), bem como na detecção precoce de edemas e lesões em articulações como o tornozelo (Mabrouk et al., 2019) e o joelho (Ye et al., 2022). Além disso, a EBI tem sido explorada como uma ferramenta inovadora para o monitoramento objetivo da dor aguda, permitindo a quantificação da resposta tecidual mesmo em pacientes impossibilitados de comunicação (Ghita et al., 2020).

Apesar dessas aplicações consolidadas, a caracterização elétrica específica de articulações sinoviais — considerando sua geometria complexa, a presença de fluido sinovial e as diferenças entre os sexos — permanece pouco explorada. Consequentemente, a transição desses achados para a prática clínica enfrenta desafios, especialmente no desenvolvimento de dispositivos vestíveis capazes de lidar com artefatos de movimento e garantir a integridade do sinal em monitoramentos longitudinais de reabilitação (Naranjo-Hernández et al., 2019).

A precisão dessas aplicações depende criticamente da compreensão da interface eletrodo-pele (Ehtiati et al., 2023) e da validação de modelos matemáticos que descrevem a heterogeneidade tecidual. Nesse contexto, a modelagem de Cole destaca-se pela capacidade de extrair parâmetros bioelétricos intrínsecos, permitindo dissociar a impedância da pele das variações internas do membro (Ojarand et al., 2022). Essa caracterização granular é fundamental para

tecnologias terapêuticas como a iontoforese, utilizada com sucesso no tratamento de tendinopatias (Rigby et al., 2015), onde o conhecimento da carga elétrica articular permite otimizar a entrega do fármaco e garantir a segurança biológica do paciente.

Apesar de sua ampla aplicação na avaliação da composição corporal, persiste uma escassez de dados sobre a impedância específica de articulações sinoviais, cujas particularidades anatômicas — como a presença de fluido sinovial e complexidade geométrica — influenciam a distribuição da carga elétrica (Maciel, 2001; Hall, 2016). Do ponto de vista da instrumentação, embora a impedância forneça a magnitude da carga total vista pelo dispositivo, ela atua como uma medida agregada que pode mascarar variações biológicas e procedimentais. Entretanto, ainda não está estabelecido se a mesma é suficiente para orientar o projeto de sistemas de iontoforese em articulações, ou se a modelagem por circuitos equivalentes, como a de Cole (Medrano et al., 2007; Ehtiati et al., 2023), é necessária para revelar diferenças biológicas relevantes, como aquelas associadas ao sexo e ao posicionamento dos eletrodos. Tal distinção é fundamental para identificar como esses fatores afetam especificamente o *hardware*, garantindo que a fonte de corrente alimente a carga sem saturar e assegure a precisão da dosagem terapêutica.

Diante do exposto, o presente trabalho propõe caracterizar a bioimpedância de quatro articulações sinoviais humanas (cotovelo, joelho, ombro e punho) sob diferentes protocolos de posicionamento e frequências, considerando o impacto das diferenças entre os sexos. A investigação utiliza uma abordagem estatística robusta baseada em Modelos Lineares Mistos (LMM) e a modelagem de Cole para dissociar as influências geométricas das propriedades dielétricas intrínsecas dos tecidos. A finalidade do estudo é responder se a modelagem de circuitos equivalentes revela variações biológicas específicas dos tecidos invisíveis na análise da impedância e subsidiar o desenvolvimento de dispositivos de iontoforese mais precisos e seguros, contribuindo para a evolução de terapias tópicas voltadas ao manejo de doenças articulares crônicas.

1.1 Objetivos e Hipóteses

O objetivo geral deste trabalho é caracterizar a bioimpedância de articulações sinoviais humanas e avaliar o impacto de variáveis biológicas e procedimentais visando o dimensionamento de sistemas de iontoforese. Para tal, definem-se os seguintes objetivos específicos e suas res-

pectivas hipóteses:

- Avaliar a influência dos protocolos de posicionamento de eletrodos na impedância articular:
 - **H1:** A média da variável bioelétrica entre os 3 protocolos de uma mesma articulação são iguais.
 - **H2:** A média da variável bioelétrica dos 3 protocolos de uma mesma articulação são iguais e independente do sexo.
- Comparar o comportamento bioelétrico entre diferentes articulações sinoviais:
 - **H3:** A média da variável bioelétrica das 4 articulações são iguais dentro de cada um dos três protocolos.
 - **H4:** A média da variável bioelétrica das 4 articulações são iguais dentro de cada um dos três protocolos e independente do sexo.
- Investigar o impacto das diferenças entre os sexos na bioimpedância articular:
 - **H5:** A média da variável bioelétrica de cada um dos 12 locais anatômicos específicos é independente do sexo.

1.2 Organização do Trabalho

Esta dissertação está organizada em cinco capítulos. O Capítulo 1 apresenta a introdução, a motivação e a revisão de literatura, contextualizando o elevado impacto socioeconômico e a prevalência das doenças articulares (Turchetti et al., 2014; Fallon, 2023), além de descrever o estado da arte da bioimpedância e definir o desafio tecnológico do dimensionamento de *hardware* para a iontoforese. O Capítulo 2 estabelece a fundamentação teórica necessária, detalhando a modelagem de circuitos equivalentes de Cole e a estatística dos LMM. A metodologia experimental, abrangendo a coleta de dados em voluntários, os protocolos de posicionamento de eletrodos e a instrumentação utilizada, é descrita no Capítulo 3. O Capítulo 4 apresenta a análise e discussão integrada dos resultados, confrontando a impedância e os parâmetros de Cole para identificar diferenças associadas ao sexo e à sensibilidade anatômica. No Capítulo 5,

são apresentadas as conclusões e as diretrizes para a personalização de protocolos clínicos e o dimensionamento de dispositivos de entrega de fármacos.

Fundamentação Teórica

Este capítulo estabelece a base teórica essencial para fundamentar a análise da bioimpedância e o tratamento estatístico proposto nesta pesquisa. A discussão é organizada em três eixos centrais: a modelagem do sistema, os métodos numéricos de otimização para extração de parâmetros e a fundamentação da modelagem estatística mista. Essa estrutura visa fornecer o embasamento necessário para a interpretação biológica e matemática dos resultados obtidos.

2.1 Modelagem da Bioimpedância

A compreensão da bioimpedância exige uma base sólida sobre como os tecidos interagem com campos elétricos em diferentes escalas. Esta seção percorre a evolução dos modelos matemáticos fundamentais, desde as representações clássicas por circuitos equivalentes até as formulações modernas que incorporam dispersões dielétricas complexas.

2.1.1 Modelos clássicos de Bioimpedância

Os primeiros modelos matemáticos aplicados à bioimpedância surgiram no início do Século XX (Debye, 1913; Van Beek, 1960), sendo fundamentais para a compreensão inicial dos fenômenos fisiológicos relacionados à condução elétrica dos tecidos biológicos. Dentre eles destacam-se os desenvolvidos por Fricke e Morse (Fricke e Morse, 1925) na Figura 2.1a, e por Cole (Cole, 1928) na Figura 2.1b, denominados de Modelo A e B respectivamente. Esses modelos baseiam-se na representação dos tecidos por meio de circuitos elétricos equivalentes compostos por resistores e capacitores, permitindo a análise da resposta dielétrica das células e tecidos. Na Figura 2.1a, R_1 e R_2 representam, respectivamente, as resistências externa e in-

terna das células e C capacitância da membrana. Já na Figura 2.1b, R_∞ representa a resistência dos meios intra e extracelular, ΔR a resistência das membranas celulares e do estrato córneo e $C1$ a capacitância da membrana.

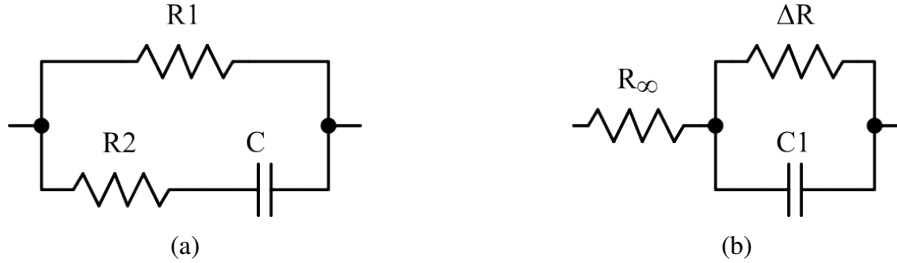


Figura 2.1: (a) Modelo de Fricke e Morse (1925) e (b) Modelo de Cole (1928).

Esses modelos foram refinados para se adequarem melhor aos parâmetros biológicos observados experimentalmente (Cole, 1940; Cole e Cole, 1941), e têm sido utilizados de diferentes formas para a melhor adequação dos parâmetros biológicos, sofrendo algumas alterações para melhorar sua precisão e atender às necessidades (Grimnes e Martinsen, 2004; Naranjo-Hernández et al., 2019).

2.1.2 Elemento constante de fase (CPE)

Com o avanço dos estudos na área, os modelos de bioimpedância passaram por modificações importantes, entre elas a inclusão do Elemento de Constante de Fase (Constant Phase Element – CPE). Embora a origem exata do CPE não esteja claramente estabelecida (Stupin et al., 2021), sua primeira menção, ainda que em uma forma diferente da atual, é geralmente atribuída a K. Cole (Ojarand et al., 2022; Grimnes e Martinsen, 2004). Esse componente permite uma representação mais precisa da resposta elétrica dos tecidos biológicos, especialmente ao considerar a dispersão da impedância e sua dependência com a frequência. A Figura 2.2 apresenta a configuração esquemática do CPE em um circuito equivalente, onde ele substitui o capacitor presente nos modelos da Figura 2.1. O CPE é definido por

$$Z_{CPE} = \frac{1}{Q(j\omega)^\alpha}, \quad (2.1)$$

onde Z_{CPE} é a impedância do Elemento Constante de Fase, 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.

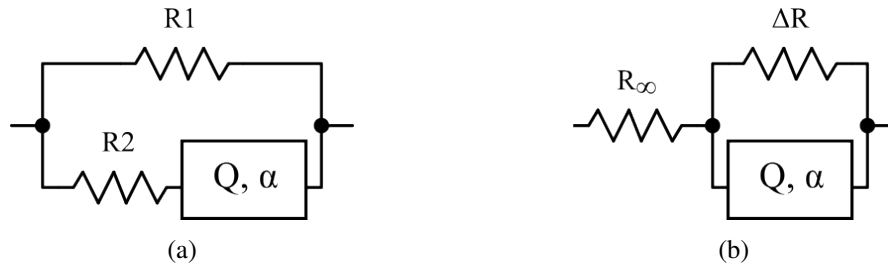


Figura 2.2: (a) Modelo de Fricke e Morse com CPE e (b) Modelo de Cole com CPE.

A introdução do CPE nos modelos de bioimpedância permitiu uma melhor adaptação dos parâmetros às condições reais, possibilitando uma descrição mais precisa dos fenômenos observados nos tecidos biológicos (Ojarand et al., 2022) enfatizando as características biológicas dos tecidos (Bora e Dasgupta, 2020).

2.1.3 Configuração dos Eletrodos

Outro aspecto crucial na bioimpedância refere-se à configuração dos eletrodos utilizados para as medições. Diferentes configurações podem ser empregadas, cada uma apresentando vantagens e limitações específicas. As configurações mais comuns incluem (Amini et al., 2018):

- **Configuração de dois eletrodos:** Simples e fácil de implementar, essa configuração utiliza um par de eletrodos para injetar corrente e medir a diferença de tensão. Embora vantajosa nesses aspectos, acarreta um aumento considerável da impedância de contato eletrodo-pele. Tal fenômeno ocorre porque os mesmos eletrodos são responsáveis tanto pela injeção de corrente quanto pela medição da diferença de potencial, tornando o sistema mais suscetível às variações na interface de contato em comparação ao sistema de quatro eletrodos (Grimnes e Martinsen, 2006)(Figura 2.3a).
- **Configuração de três eletrodos:** Adiciona um eletrodo de referência ao sistema, reduzindo parte dos efeitos da impedância de contato e melhorando a estabilidade da medição (Figura 2.3b).
- **Configuração de quatro eletrodos:** Separa os eletrodos de injeção de corrente dos eletrodos de medição de tensão, minimizando os erros causados pela impedância de contato e proporcionando medições mais precisas (Figura 2.3c).

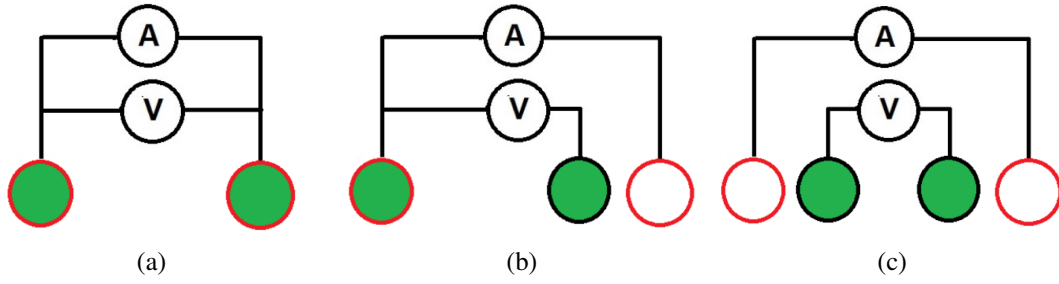


Figura 2.3: Comparação esquemática das configurações de eletrodos. (a) Sistema de dois eletrodos, (b) Sistema de três eletrodos e (c) Sistema de 4 eletrodos. Adaptado de [Amini et al. \(2018\)](#).

A escolha da configuração depende do objetivo do estudo e das características do sistema a ser analisado. Como discutido por [Ojarand et al. \(2022\)](#), a análise com quatro eletrodos apresenta complexidades adicionais, visto que o sinal de tensão não é coletado nos locais de aplicação da corrente, sendo obtida a impedância de transferência, que depende da distribuição da densidade de corrente no tecido. Além disso, os resultados da medição sofrem alta influência do posicionamento dos eletrodos. Em curtas distâncias, a incerteza da medição pode ser elevada, tornando a configuração de quatro eletrodos mais indicada para medições de longa distância, como as de corpo inteiro.

2.1.4 Modelo do eletrodo

A interface entre o eletrodo metálico e o eletrólito (gel) apresenta um comportamento complexo que desvia-se do comportamento de um capacitor ideal, dessa forma, ocorre uma redistribuição de cargas na superfície, criando a chamada Dupla Camada Elétrica (Helmholtz Double Layer), que é a formação de duas camadas de cargas opostas na fronteira entre o eletrodo metálico e a solução condutora ([Ojarand et al., 2022](#); [Medrano et al., 2007](#); [Stupin et al., 2021](#)).

O modelo mais amplamente aceito para eletrodos de Ag/AgCl (como os utilizados neste estudo) é o modelo da Figura 2.2b, consistindo em uma resistência série $R_{\infty e}$, que inclui a resistência do eletrodo metálico e a do gel, associada a uma malha paralela contendo uma resistência de transferência de carga ΔR_e e um elemento CPE, que representa a dupla camada de Helmholtz ([Grimnes e Ørjan G Martinsen, 2015](#); [Ehtiati et al., 2023](#)).

Dessa forma, a impedância dos dois eletrodos (Z_e) será modelada pela Equação 2.2:

$$Z_e(\omega) = 2R_{\infty e} + \frac{2\Delta R_e}{1 + \Delta R_e Q_e(j\omega)^{\alpha_e}} \quad (2.2)$$

2.1.5 Modelo do tecido biológico

Para caracterizar as propriedades elétricas das articulações sinoviais também foi adotado um modelo de Cole com CPE (Figura 2.2b), composto por um resistor R_{∞_b} em série com uma malha paralela contendo um resistor ΔR_b e um CPE com magnitude Q_b e expoente α_b , conforme Equação 2.3.

$$Z_b(\omega) = R_{\infty_b} + \frac{\Delta R_b}{1 + \Delta R_b Q_b (j\omega)^{\alpha_b}} \quad (2.3)$$

A resposta do tecido biológico à passagem de corrente elétrica é intrinsecamente dependente da frequência, o que permite decompor a impedância medida em parâmetros distintos associados não apenas a compartimentos fisiológicos fluidicos, mas também às propriedades dielétricas e à arquitetura estrutural das membranas celulares (Freeborn e Critcher, 2021; Martinsen e Heiskanen, 2014; Mohsen et al., 2021):

- **Impedância em Alta Frequência (Z_{∞_b}):** Corresponde à impedância quando a frequência tende ao infinito ($\omega \rightarrow \infty$).

$$Z_{\infty_b} \approx R_{\infty_b} \quad (2.4)$$

Fisiologicamente, em altas frequências, a reatância capacitiva das membranas celulares torna-se desprezível, permitindo que a corrente flua através dos meios intra e extracelulares (Martinsen e Heiskanen, 2014). Portanto, R_{∞_b} é um indicador do volume condutivo total e da hidratação global (Freeborn e Critcher, 2021).

- **Largura de Dispersão (ΔR_b):** Representa a resistência na malha paralela ao CPE. Martinsen e Heiskanen (2014) definem este termo como a largura da dispersão, quantificando a variação da impedância causada pelo processo de relaxamento dielétrico.

A impedância quando a frequência tende a zero ($\omega \rightarrow 0$) é bloqueada pelas membranas e deve atravessar tanto R_{∞_b} quanto ΔR_b . Assim, a impedância total (Z_{0_b}) é a soma dos componentes resistivos:

$$Z_{0_b} \approx R_{0_b} = R_{\infty_b} + \Delta R_b \quad (2.5)$$

Consequentemente, ΔR_b isola a contribuição resistiva das interfaces celulares (volume intracelular e membranas) que bloqueiam a corrente em baixa frequência (Freeborn e Critcher, 2021):

$$\Delta R_b = R_{0b} - R_{\infty b} \quad (2.6)$$

- **Coefficiente de Dispersão (α_b):** O parâmetro adimensional α_b ($0 \leq \alpha_b \leq 1$), denominado expoente de dispersão ou ordem fracionária, modela o desvio do comportamento do tecido em relação a um sistema ideal ($\alpha_b = 1$). Fisiologicamente, este desvio é atribuído à heterogeneidade da arquitetura tecidual, sendo $\alpha_b = 1$ um tecido homogêneo. Enquanto uma suspensão de células idênticas apresentaria uma única constante de tempo de relaxamento, tecidos biológicos reais possuem células de diferentes tamanhos, formatos e orientações, resultando em uma distribuição estatística de tempos de relaxamento (τ_b) (Bora e Dasgupta, 2020; Martinsen e Heiskanen, 2014; Mohsen et al., 2021).
- **Pseudocapacitância (Q_b):** Diferentemente de capacitores ideais, as membranas biológicas e a pele apresentam superfícies rugosas e uma arquitetura fractal (Bora e Dasgupta, 2020; Mohsen et al., 2021). Esses fatores físicos impedem o armazenamento uniforme de carga. Assim, Q_b mede a magnitude da capacidade de armazenamento, mas deformada pelo fator de dispersão α_b , assumindo a unidade $S \cdot s^{\alpha_b}$ (Siemens), o que a torna dimensionalmente dependente da heterogeneidade do tecido (Martinsen e Heiskanen, 2014).
- **Constante de Tempo Característica (τ_b):** Para padronizar a análise da resposta temporal das membranas e eliminar a dependência dimensional do parâmetro Q_b , calcula-se τ_b . Este parâmetro representa o tempo médio de relaxamento do processo de polarização tecidual e é derivado das variáveis estimadas através da relação (Martinsen e Heiskanen, 2014):

$$\tau_b = (\Delta R_b \cdot Q_b)^{1/\alpha_b} \quad (2.7)$$

Descreve a velocidade intrínseca da resposta celular (quanto menor o τ_b , mais rápida a polarização), sendo um marcador da integridade e dimensão celular e menos influenciado por fatores geométricos macroscópicos do que os parâmetros resistivos (Freeborn e Critcher, 2021; Martinsen e Heiskanen, 2014).

2.2 Métodos de Otimização para Estimativa de Parâmetros

A transição entre a coleta de dados de impedância e a obtenção de parâmetros com significado fisiológico depende de algoritmos capazes de resolver superfícies de erro complexas. A seguir, apresentam-se as técnicas de otimização selecionadas para este trabalho, explorando o equilíbrio entre o refinamento local e a busca global.

Nesse sentido, a extração de parâmetros fisiológicos a partir de dados experimentais de bioimpedância configura-se matematicamente como um problema inverso de otimização não-linear. O objetivo é encontrar o vetor de parâmetros $\mathbf{p} = [R_{\infty e}, \Delta R_e, R_{\infty b}, \Delta R_b, Q_e, Q_b, \alpha_e, \alpha_b]$ que minimize uma função objetivo $J(\mathbf{p})$. Esta função é geralmente definida pelo erro residual complexo entre a impedância medida (Z_{exp}) e a prevista pelo modelo (Z_{fit}):

$$\min_{\mathbf{p}} J(\mathbf{p}) = \sum_{j=1}^N |Z_{exp}(\omega_j) - Z_{fit}(\mathbf{p}, \omega_j)|^2 \quad (2.8)$$

sujeita a restrições de caixa que garantem a plausibilidade física dos parâmetros: $lb \leq \mathbf{p} \leq ub$, sendo lb e ub os limites inferior e superior, respectivamente.

Existem dois métodos para se resolver o problema da estimativa de parâmetros, o primeiro método utiliza gradientes, e o segundo utiliza otimização inteligente baseado na busca estocástica da população.

2.2.1 Utilização de gradientes: Programação Quadrática Sequencial (SQP)

A Programação Quadrática Sequencial (SQP) é um método iterativo de otimização determinística, considerado um dos mais eficazes para a solução de problemas não-lineares sujeitos a restrições (Nocedal e Wright, 2006). O método opera aproximando o problema original (Equação 2.8) por uma sequência de subproblemas de Programação Quadrática (QP), que possuem função objetivo quadrática e restrições lineares. Em cada iteração k , o algoritmo define uma direção de busca d (vetor de deslocamento no espaço de parâmetros) ao resolver o seguinte subproblema:

$$\begin{aligned} \min_d \quad & \nabla J(\mathbf{p}_k)^T d + \frac{1}{2} d^T \mathbf{H}_k d \\ \text{s.t.} \quad & lb \leq \mathbf{p}_k + d \leq ub \end{aligned} \quad (2.9)$$

Nesta formulação, $\mathbf{p}_k$ representa o vetor de parâmetros do modelo elétrico utilizado. O termo $\nabla J(\mathbf{p}_k)$ é o vetor gradiente, que indica a inclinação da superfície de erro (função objetivo J) em relação aos parâmetros, enquanto $\mathbf{H}_k$ representa uma aproximação da matriz Hessiana, que descreve a curvatura dessa superfície através de derivadas de segunda ordem. As variáveis lb e ub definem, respectivamente, os limites inferior (*lower bound*) e superior (*upper bound*) permitidos para os parâmetros biológicos, garantindo a viabilidade física da solução encontrada.

A principal vantagem da SQP é sua rápida taxa de convergência (capacidade de atingir a solução em poucas iterações) e alta precisão. Contudo, por ser um método local, ele pode convergir para mínimos locais — pontos de erro baixo mas que não representam a melhor solução global - caso a estimativa inicial esteja distante do ideal ou a superfície de erro seja excessivamente irregular.

2.2.2 Otimização inteligente: Algoritmos Genéticos (GA)

Os Algoritmos Genéticos (GA) são métodos de otimização estocástica baseados nos princípios da seleção natural e genética, originalmente propostos por Holland e popularizados por [Goldberg \(1989\)](#). O processo inicia-se com uma população de soluções candidatas $X = \{\mathbf{p}_1, \mathbf{p}_2, \dots, \mathbf{p}_M\}$. Para cada indivíduo, avalia-se uma função de aptidão (*fitness*) $F(\mathbf{p})$, inversamente proporcional ao erro:

$$F(\mathbf{p}) = \frac{1}{1 + J(\mathbf{p})} \quad (2.10)$$

A probabilidade de um indivíduo ser selecionado para a próxima geração é proporcional à sua aptidão, seguindo o esquema de seleção por roleta ([Goldberg, 1989](#)):

$$P(\mathbf{p}_i) = \frac{F(\mathbf{p}_i)}{\sum_{j=1}^M F(\mathbf{p}_j)} \quad (2.11)$$

Os indivíduos selecionados sofrem operações de cruzamento (*crossover*), para troca de informações genéticas, e mutação, para garantir a diversidade e evitar a convergência prematura. No contexto da bioimpedância, o GA é extremamente eficaz para fornecer uma estimativa inicial robusta, localizando a bacia de atração do mínimo global, mesmo em superfícies de erro complexas.

2.3 Modelagem Estatística: Modelos Lineares Mistos

Para a validação das hipóteses científicas deste estudo, é fundamental adotar uma abordagem estatística capaz de lidar com a complexidade de dados estruturados em múltiplos níveis. Esta seção detalha a fundamentação dos LMM, enfatizando as vantagens que justificam sua aplicação nesta pesquisa.

Para a análise dos dados obtidos, o uso dos LMM é considerado uma abordagem estatística superior aos métodos clássicos, como a Análise de Variância (ANOVA) para medidas repetidas. Essa superioridade manifesta-se especialmente na capacidade de modelar explicitamente a dependência entre as múltiplas observações realizadas no mesmo indivíduo (diferentes articulações e protocolos), além de oferecer maior robustez para lidar com eventuais desbalanceamentos amostrais e heterogeneidade de variâncias (Brown, 2021; West et al., 2022).

Matematicamente, os LMM são uma extensão do modelo linear geral que incorpora, em uma única equação de predição, tanto efeitos fixos quanto efeitos aleatórios. Os efeitos fixos representam as variáveis de interesse direto que exercem uma influência sistemática e constante sobre a média da população estudada, modelando as tendências gerais da população. Já os efeitos aleatórios representam fatores cujos níveis são entendidos como uma amostra aleatória de uma população maior. Em vez de estimar um valor específico para cada nível, o modelo estima a variância que esse fator introduz, permitindo que as conclusões do estudo sejam generalizadas para além dos indivíduos específicos presentes na amostra (West et al., 2022). Essa estrutura permite verificar se a dependência espectral da impedância (inclinação da curva) varia significativamente entre os grupos experimentais. A estrutura do modelo para a variável resposta y (seja ela uma medida de impedância ou um parâmetro bioelétrico derivado, como τ_b e R_{∞_b}) é expressa matricialmente por (Fausto et al., 2008):

$$y = X\beta + Zu + \epsilon \quad (2.12)$$

onde:

- $y \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ é o vetor de observações;
- $X \in \mathbb{R}^{n \times p}$ é a matriz de desenho dos efeitos fixos;
- $\beta \in \mathbb{R}^{p \times 1}$ é o vetor contendo os coeficientes de regressão para os efeitos fixos;

- $\mathbf{Z} \in \mathbb{R}^{n \times q}$ é a matriz de desenho dos efeitos aleatórios;
- $\mathbf{u} \in \mathbb{R}^{q \times 1}$ é o vetor de efeitos aleatórios;
- $\boldsymbol{\epsilon} \in \mathbb{R}^{n \times 1}$ é o vetor de erros residuais independentes;

As dimensões n , p e q variam de acordo com a etapa da análise, conforme descrito abaixo:

- **n (Número de observações):** Representa o volume total de dados. Na análise espectral, $n = 14.760$ (30 voluntários $\times$ 4 articulações $\times$ 3 protocolos $\times$ 41 frequências). Na análise do Modelo de Cole, $n = 360$ ($30 \times 4 \times 3$).
- **p (Número de efeitos fixos):** Indica a quantidade de coeficientes estimados para os termos do modelo, baseada na codificação *dummy* ($k - 1$ coeficientes para um fator de k níveis). Na análise de Cole, $p = 24$ (fatorial completo de 3 vias). Na análise da impedância, $p = 48$ (fatorial completo de 4 vias), refletindo a inclusão da frequência e suas interações com os demais fatores. A Tabela 2.1 detalha a composição aritmética desses termos.
- **q (Número de efeitos aleatórios):** Definido pelo número de voluntários multiplicado pelos componentes aleatórios. Na análise espectral, $q = 60$ (30 voluntários com intercepto e inclinação aleatórios); na análise de Cole, $q = 30$ (30 voluntários apenas com intercepto aleatório).

A estrutura de efeitos aleatórios do modelo foi definida para contemplar a hierarquia dos dados. O fator *Voluntário* foi incluído como intercepto aleatório, assumindo que os participantes são uma amostra de uma população maior e que cada indivíduo possui sua própria linha de base fisiológica. Adicionalmente, para as variáveis de impedância, o modelo incorporou inclinações aleatórias (*random slopes*) para os fatores intra-sujeito. Essa especificação permite que não apenas o ponto de partida, mas também a magnitude da resposta às condições experimentais (Articulação e Protocolo) varie individualmente entre os voluntários, corrigindo de forma robusta a não-independência dos resíduos gerada pelas medidas repetidas (Freitas et al., 2011; West et al., 2022).

Para a estimação dos parâmetros do modelo, utilizou-se o método de Máxima Verossimilhança Restrita (REML). Diferentemente da Máxima Verossimilhança (ML) tradicional, o REML leva em consideração os graus de liberdade perdidos na estimação dos efeitos fixos ao

Tabela 2.1: Decomposição detalhada da dimensão do vetor de efeitos fixos (p) conforme o delineamento experimental.

Termo do Modelo	Graus de Liberdade	Cole (p)	Impedância (p)
Intercepto (Referência)	1	1	1
Gênero (G)	1	1	1
Articulação (A)	3	3	3
Protocolo (P)	2	2	2
log(Freq) (F)	1	-	1
$G \times A$	$1 \times 3 = 3$	3	3
$G \times P$	$1 \times 2 = 2$	2	2
$A \times P$	$3 \times 2 = 6$	6	6
$G \times F$	$1 \times 1 = 1$	-	1
$A \times F$	$3 \times 1 = 3$	-	3
$P \times F$	$2 \times 1 = 2$	-	2
$G \times A \times P$	$1 \times 3 \times 2 = 6$	6	6
$G \times A \times F$	$1 \times 3 \times 1 = 3$	-	3
$G \times P \times F$	$1 \times 2 \times 1 = 2$	-	2
$A \times P \times F$	$3 \times 2 \times 1 = 6$	-	6
$G \times A \times P \times F$	$1 \times 3 \times 2 \times 1 = 6$	-	6
TOTAL (p)		24	48

calcular os componentes de variância. Essa propriedade torna o REML um estimador não viesado e consistente, sendo especialmente recomendado para modelos com estruturas complexas de covariância (Shen e Lu, 2025; West et al., 2022).

A seleção da melhor estrutura de covariância e a qualidade do ajuste foram avaliadas através de múltiplos indicadores. O Log-Likelihood (Log-verossimilhança - LogLik) foi utilizado para mensurar a verossimilhança do modelo aos dados observados. Para penalizar a complexidade e evitar *overfitting*, adotaram-se os Critérios de Informação de Akaike (AIC) e Bayesiano (BIC) - valores menores são melhores. Adicionalmente, reporta-se o Coeficiente de Determinação Condicional (R_c^2), que quantifica a variância explicada pelo modelo completo (efeitos fixos e aleatórios), e o Coeficiente de Correlação Intraclasse (ICC), que avalia a proporção da variância total atribuída à variabilidade entre os sujeitos, justificando a necessidade da abordagem mista (Pietrafesa et al., 2022; Brown, 2021).

Por fim, para a análise detalhada das diferenças entre os níveis dos fatores fixos e suas interações, aplicaram-se testes *post-hoc* de comparações pareadas. Para controlar a inflação da taxa de erro Tipo I (falsos positivos) inerente a múltiplas comparações simultâneas, utilizou-se o ajuste de Tukey. Este procedimento é amplamente recomendado para ajustar a significância estatística em desenhos experimentais com múltiplas hipóteses, assegurando que a probabili-

dade de cometer pelo menos um erro do Tipo I no conjunto de comparações permaneça sob o nível de significância estipulado ($p = 0,05$) (Staffa e Zurakowski, 2020; Brysbaert e Debeer, 2025).

Procedimentos Metodológicos

Este capítulo detalha os recursos e as etapas sistemáticas empregadas para a investigação da bioimpedância nas articulações humanas. A descrição abrange desde a instrumentação e o delineamento experimental com os voluntários até os procedimentos computacionais de estimativa de parâmetros e a fundamentação das análises estatísticas. Ressalta-se que este estudo foi conduzido em estrita observância às diretrizes éticas para pesquisas envolvendo seres humanos, tendo sido aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFV (CAAE 78939024.5.0000.5153). Toda essa organização metodológica foi estruturada de forma a assegurar a reprodutibilidade do estudo e a validade das inferências realizadas.

3.1 Sistema de coleta

A integridade dos sinais de bioimpedância depende diretamente da qualidade da interface eletrodo-pele e da precisão do sistema de instrumentação. A seguir, apresentam-se as definições técnicas do *hardware* utilizado e as justificativas para as escolhas dos componentes de aquisição.

3.1.1 Fundamentos do experimento

Dessa forma, previamente à coleta, definiram-se elementos fundamentais do sistema, como o número de eletrodos, os métodos de aquisição e os procedimentos de análise de dados, visando garantir sua correta execução. Tais definições foram essenciais para orientar as etapas subsequentes do trabalho.

3.1.2 Eletrodos

Na coleta, optou-se por um sistema de dois eletrodos (positivo e negativo). Essa configuração foi selecionada devido a dois fatores principais: (i) ser a configuração padrão em tratamentos de iontoforese e (ii) a simplicidade do circuito de aquisição, que facilita a implementação e reduz o custo do sistema.

Para mitigar os efeitos da impedância de contato no sistema de dois eletrodos adotado, foram utilizados eletrodos descartáveis de eletrocardiograma (ECG) com gel condutor (Figura 3.1), comumente empregados em aplicações clínicas. Esse tipo de eletrodo possui uma camada de gel condutor de Ag/AgCl (Prata/Cloreto de Prata) que otimiza a interface elétrica com a pele, reduzindo a resistência de contato e aumentando a estabilidade das medições. A escolha deste modelo visou aliar praticidade, custo acessível e maior confiabilidade aos dados coletados.



Figura 3.1: Modelo do eletrodo descartável de ECG (Ag/AgCl) utilizado no experimento, exibindo a vista frontal (superfície com gel condutor) e a vista traseira (conector metálico). Fonte: Adaptado de [Descarpac Produtos Descartáveis \(2024\)](#).

3.1.3 Sistema de Medição

Visando à padronização e automação, o processo de medição da impedância foi estruturado como um sistema de aquisição automatizado, onde o ambiente *MATLAB*[®] atuou como controlador de todo o experimento. A comunicação entre o computador e o osciloscópio digital com gerador de sinais integrado KEYSIGHT MSOX2002A foi estabelecida via interface USB, utilizando o protocolo de comunicação VISA (*Virtual Instrument Software Architecture*) para garantir o sincronismo entre a geração de sinais e a captura de dados ([Hai et al., 2016](#)).

Conforme ilustrado no diagrama de blocos da Figura 3.2, o *MATLAB*[®] configurava o gerador de sinais para fornecer a tensão senoidal necessária à entrada da fonte de Howland (Figura

3.3). Esta, operando como um conversor tensão-corrente (V-I), injetava a corrente no voluntário através dos eletrodos de Ag/AgCl. Durante a varredura de frequências, o osciloscópio monitorava dois canais: um para a queda de tensão na articulação e outro para a tensão em um resistor de $3300\ \Omega$ (tolerância de 1%) para obtenção da corrente. O *MATLAB*[®] requisitava as formas de onda digitalizadas via comandos VISA, calculando a impedância utilizando a Transformada Rápida de Fourier (FFT).

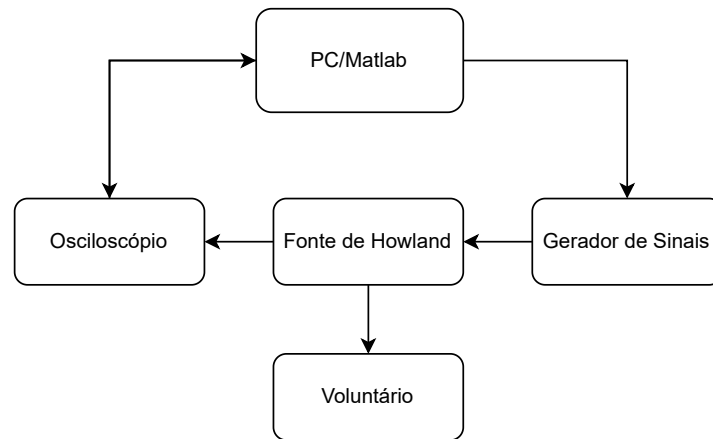


Figura 3.2: Diagrama de blocos da arquitetura de controle e aquisição automatizada via MATLAB. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

O elemento central do *hardware* de injeção de corrente consiste em uma fonte de Howland melhorada, mostrada no esquemático da Figura 3.3. Esta topologia atua como um conversor tensão-corrente (V-I), sendo alimentada pelo gerador de funções. A escolha dessa fonte justifica-se pela sua alta impedância de saída, garantindo que a corrente injetada fosse de no máximo $0,1\ mA_{RMS}$, independentemente das variações na impedância da articulação do voluntário (Nwokoye e Triantis, 2024). Os valores dos resistores utilizados foram, $R1 = R3 = 15\ k\Omega$ e $R2 = R4 = R_o = 3.3\ k\Omega$.

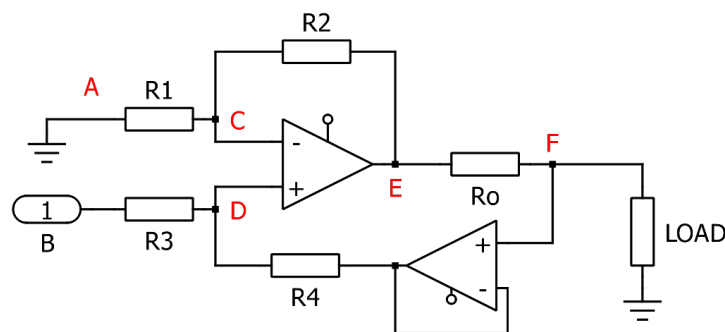


Figura 3.3: Esquemático elétrico da fonte de corrente de Howland melhorada para injeção de corrente AC. Fonte: Elaborada pelo autor (2022).

Para a implementação física do experimento, os componentes eletrônicos foram integrados aos instrumentos de bancada conforme a configuração apresentada na Figura 3.4. O *MATLAB*® processava os dados em tempo real, realizando o ajuste da amplitude da tensão no gerador (entre $2 V_{RMS}$ e $3,5 V_{RMS}$) para manter a corrente alvo (máximo de $0,1 mA_{RMS}$) em cada frequência da varredura. Esta integração automatizada via interface USB e bibliotecas *Keysight IO Libraries Suite* permitiu a aquisição de dados com alta repetibilidade, assegurando a integridade das medições para os protocolos experimentais realizados nos voluntários.

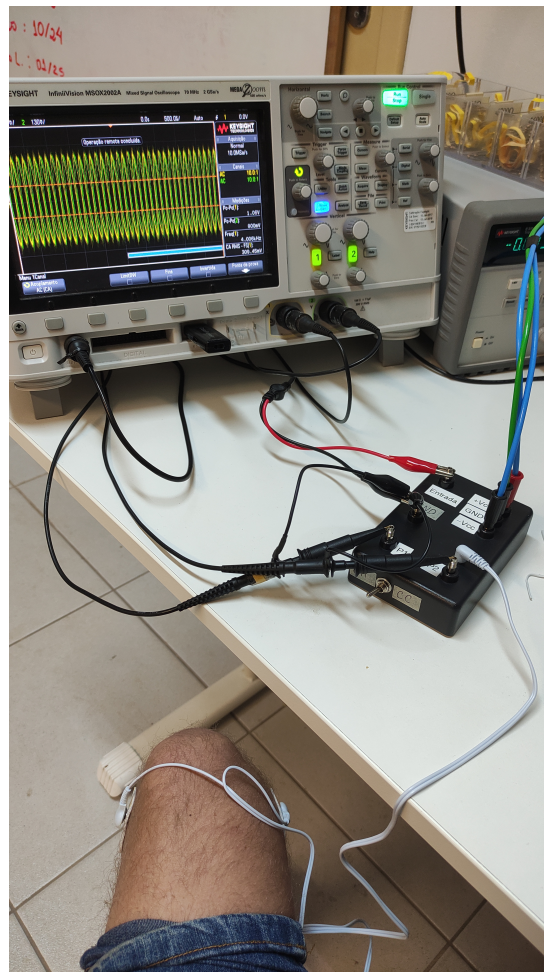


Figura 3.4: Configuração experimental do sistema de injeção e monitoramento de bioimpedância em ambiente laboratorial. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

3.2 Delineamento Experimental e Coleta de Dados

Para garantir que os resultados reflitam a variabilidade biológica da população, estabeleceu-se um protocolo rigoroso de seleção de voluntários e de padronização da coleta. Esta seção

descreve o perfil amostral, as normas éticas seguidas e a rotina sistemática adotada durante as medições.

As articulações foram selecionadas de forma a representar diferentes níveis de complexidade biomecânica. Cotovelo e joelho são agrupados por sua similaridade funcional como articulações em dobradiça (um grau de liberdade anatômica), enquanto punho e ombro representam junções multiaxiais de maior complexidade estrutural e amplitude de movimento, com 2 e 3 graus de liberdade anatômicas, respectivamente.

3.2.1 Participantes

Nesse cenário, o estudo incluiu 30 voluntários (sendo 15 do sexo masculino e 15 do sexo feminino) com idades entre 18 e 60 anos (média $\pm$ desvio padrão: $25,5 \pm 5,2$ anos). O tamanho amostral foi definido com base nos desvios padrão da impedância cutânea reportados na literatura, visando alcançar um intervalo de confiança de aproximadamente 2,5% (Piccoli et al., 2002).

3.2.2 Protocolo Experimental e Coleta de Dados

No dia do experimento, os participantes foram recebidos no Departamento de Engenharia Elétrica (DEL) e conduzidos à sala de coleta. Inicialmente, foram informados sobre os objetivos e procedimentos do estudo e, após a elucidação de dúvidas, assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), em conformidade com as normas do Comitê de Ética em Pesquisa (CEP).

Em seguida, os voluntários preencheram um questionário para coleta de dados demográficos e de histórico clínico (uso de medicamentos, dores crônicas, tratamentos em andamento). Por fim, foram registradas as medidas antropométricas: peso, altura e pressão arterial.

Posteriormente, os participantes permaneceram em repouso por 10 minutos em ambiente climatizado (24 °C). Esse período de aclimação, recomendado pela literatura (Medrano et al., 2007), visa à estabilização térmica do voluntário e à padronização das condições cutâneas, minimizando interferências de temperatura e umidade na medição.

Paralelamente ao período de repouso, iniciou-se o posicionamento dos eletrodos. Os pontos anatômicos de referência foram marcados na pele com caneta dermatográfica, seguindo os pontos mostrados nas Figuras 3.5, 3.6, 3.7 e 3.8, para o cotovelo, joelho, punho e ombro,

respectivamente. A Tabela 3.1 mostra as polaridades e pontos utilizados para cada um dos 3 protocolos nas 4 articulações, observando que o Protocolo 1 (P1) tem posicionamento dos eletrodos osso-músculo proximal, o Protocolo 2 (P2) osso-músculo distal e o Protocolo 3 (P3) osso-osso.

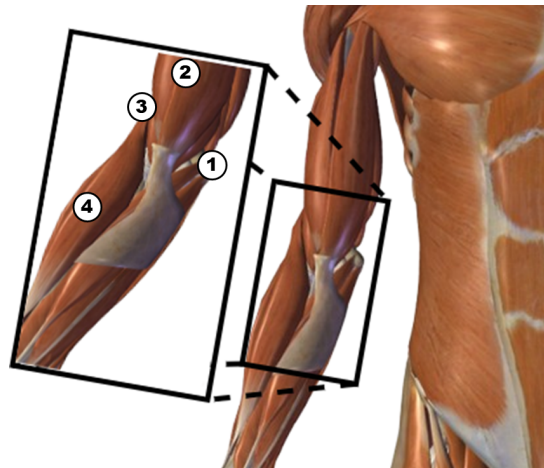


Figura 3.5: Posicionamento dos eletrodos na articulação do cotovelo: 1 - Epicôndilo medial, 2 - Bíceps braquial (proximal), 3 - Epicôndilo lateral e 4 - Músculo principal do antebraço (distal). Fonte: Adaptado de ZygoteBody [Zygote Media Group \(2024\)](#).

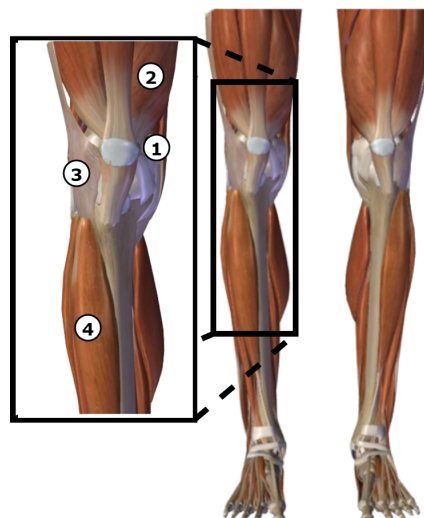


Figura 3.6: Posicionamento dos eletrodos na articulação do joelho: 1 - Epicôndilo medial do fêmur, 2 - Vasto medial (proximal), 3 - Epicôndilo lateral do fêmur e 4 - Tíbia anterior (distal). Fonte: Adaptado de ZygoteBody ([Zygote Media Group, 2024](#)).

Na sequência, os locais de marcação foram higienizados com álcool iodado e algodão, assegurando que as áreas estivessem limpas e secas antes da fixação dos eletrodos.

Os eletrodos foram fixados nos pontos anatômicos previamente marcados. Respeitou-se um período de estabilização de 5 minutos após a aplicação, conforme recomendado por [Ye et al. \(2022\)](#). Esse procedimento garante a estabilidade da interface eletrodo-pele antes do início das

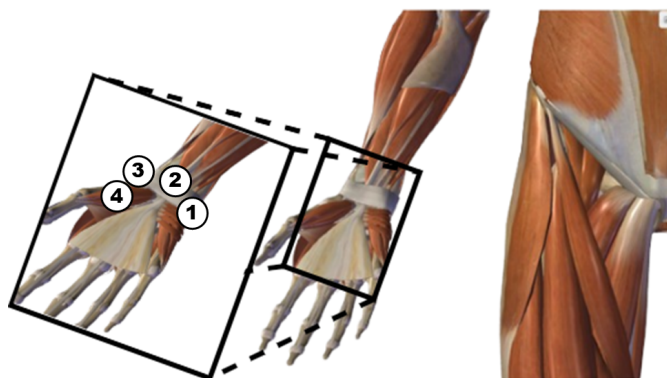


Figura 3.7: Posicionamento dos eletrodos na articulação do punho: 1 - Processo estilóide da ulna, 2 - Pronador quadrado, 3 - Processo estilóide do rádio e 4 - Adutor do polegar. Fonte: Adaptado de ZygoteBody [Zygote Media Group \(2024\)](#).

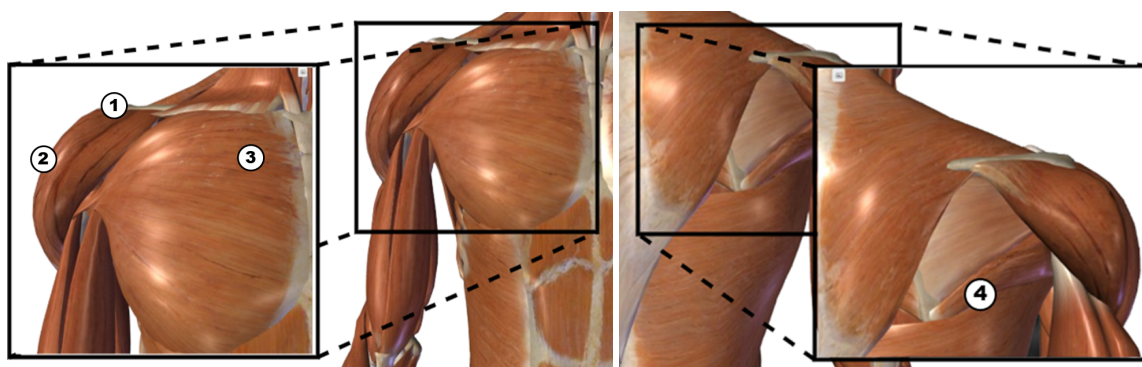


Figura 3.8: Posicionamento dos eletrodos na articulação do ombro: 1 Tubérculos maior e menor do úmero, 2 - Deltoide lateral (distal), 3 - Peitoral maior (proximal) e 4 - Processo infraglenoidal da escápula. Fonte: Adaptado de ZygoteBody [Zygote Media Group \(2024\)](#).

Tabela 3.1: Polarização (Pol) e posição dos eletrodos nas articulações (Art) de acordo com o protocolo. As posições estão entre parênteses.

Art.	Pol.	P1	P2	P3
Cotovelo	–	Epicôndilo medial (1)	Epicôndilo lateral (3)	Epicôndilo lateral (3)
	+	Bíceps proximal (2)	Antebraço distal (4)	Epicôndilo medial (1)
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)
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)	Deltoide lateral (2)	Processo infraglenoidal da escápula (4)

medições.

Durante o período de estabilização (os 5 minutos de espera), a distância entre os centros dos eletrodos em cada articulação foi aferida com fita métrica, tomando o eletrodo negativo como referência. O objetivo desta medição foi (i) verificar a consistência do posicionamento entre os participantes e (ii) registrar um parâmetro para futuras análises de correlação entre a distância inter-eletrodos e a impedância medida.

A aquisição dos dados de espectroscopia de impedância elétrica (EIE) evidenciou as limitações operacionais da fonte de corrente frente à elevada carga biológica em baixas frequências. No intervalo de 10 Hz a 100 Hz, a alta impedância das articulações levou o sistema à saturação de tensão ($\approx 4 V_{RMS}$), resultando em intensidades de corrente inferiores ao valor nominal máximo ($0,1 mA_{RMS}$). Até a frequência de 2 kHz, a tensão de entrada da fonte (proveniente do gerador de sinais) foi mantida constante em $3,5 V_{RMS}$, permitindo que a corrente na carga se elevasse progressivamente conforme a impedância diminuía. Uma vez atingido o patamar máximo de projeto de $0,1 mA_{RMS}$, o sistema estabilizou a injeção de corrente enquanto a tensão na articulação apresentou o decaimento esperado. O protocolo consistiu na varredura de 41 frequências distribuídas logaritmicamente entre 10 Hz e 500 kHz.

O procedimento de medição foi estruturado em três rodadas, uma para cada protocolo de posicionamento (P1, P2 e P3). Para garantir um intervalo de no mínimo 10 minutos entre medições sucessivas na mesma articulação, minimizando efeitos residuais, uma sequência fixa de coleta foi adotada em todas as rodadas: Joelho $\rightarrow$ Punho $\rightarrow$ Cotovelo $\rightarrow$ Ombro. Ao final das três rodadas, 12 espectros de impedância ($4 \text{ articulações} \times 3 \text{ protocolos}$) haviam sido coletados por participante, com duração aproximada de 6 minutos para cada espectro.

Durante todo o procedimento, os voluntários permaneceram sentados em uma cadeira, com os pés suspensos (sem contato com o solo), a fim de minimizar ruídos e interferências externas. Essa postura padronizada visou garantir a reprodutibilidade das medições entre os participantes e as rodadas.

3.3 Estimativa dos parâmetros da Bioimpedância

A extração de informações fisiológicas a partir dos espectros de impedância requer o uso de modelos elétricos representativos e algoritmos de ajuste robustos. Descreve-se aqui a arqui-

tetura do circuito equivalente adotado e as estratégias híbridas de otimização utilizadas para a convergência dos parâmetros.

3.3.1 Modelo elétrico completo

Com foco nessa caracterização, para a modelagem do sistema biológico, foi empregado um modelo segmentado em eletrodo e tecido biológico. Visando representar fielmente o desenho do experimento, temos o eletrodo duplicado. Em ambos foi utilizado o modelo de Cole com CPE (Figura 2.2b). A combinação desses modelos resultou na configuração final apresentada na Figura 3.9. Dessa forma, busca-se uma caracterização abrangente da impedância.

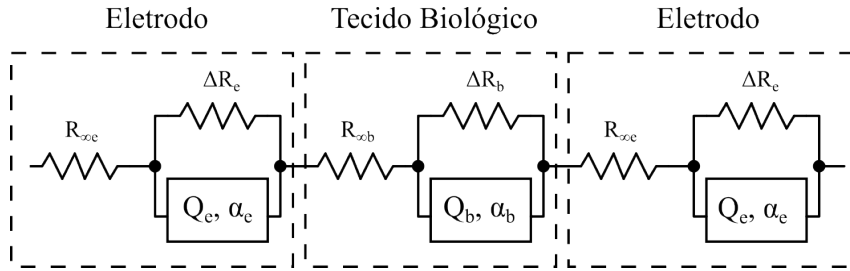


Figura 3.9: Representação do circuito elétrico equivalente completo, composto pela associação em série de dois modelos de eletrodo e o modelo tecidual. Fonte: Elaborada pelo autor (2025).

As características dos eletrodos são consideradas idênticas nos dois pontos de contato, dessa forma, a função de transferência utilizada para o ajuste dos dados experimentais é expressa pela soma das contribuições individuais:

$$Z_{total}(\omega) = Z_e(\omega) + Z_b(\omega) \quad (3.1)$$

Substituindo os parâmetros dos circuitos de Cole correspondentes, obtém-se a equação expandida:

$$Z_{total}(\omega) = \underbrace{2R_{\infty e} + \frac{2\Delta R_e}{1 + \Delta R_e Q_e (j\omega)^{\alpha_e}}}_{\text{Eletrodos}} + \underbrace{R_{\infty b} + \frac{\Delta R_b}{1 + \Delta R_b Q_b (j\omega)^{\alpha_b}}}_{\text{Tecido Biológico}} \quad (3.2)$$

O modelo foi estruturado, então, com 8 parâmetros ajustáveis: resistências ($R_{\infty e}$, ΔR_e , $R_{\infty b}$, ΔR_b), elementos dispersivos (Q_e e Q_b) e expoentes (α_e e α_b).

3.3.2 Caracterização Experimental dos Eletrodos

A estimativa simultânea das propriedades do tecido biológico e do eletrodo pode conduzir a múltiplas soluções matemáticas para um mesmo conjunto de dados (indeterminação). Para mitigar esse risco, a impedância dos eletrodos foi previamente obtida e incorporada ao modelo completo na forma de restrições de suas variáveis.

Para isso, foram utilizados quatro pares de eletrodos de Ag/AgCl (mesmo modelo utilizado na coleta com voluntários), posicionados na configuração face a face (gel contra gel), permitindo obter isoladamente a impedância dos mesmos na mesma faixa de frequência do protocolo experimental. Em seguida, os dados de impedância de cada par de eletrodos foram ajustados individualmente ao modelo de circuito equivalente dos eletrodos (Equação 2.2).

Os valores máximos e mínimos de cada um dos parâmetros ($R_{\infty e}$, ΔR_e , Q_e e α_e) encontrados neste experimento foram estabelecidos, respectivamente, como os limites superior e inferior para os parâmetros do eletrodo durante a otimização dos dados dos voluntários. Esta estratégia garantiu que a componente eletrodos do modelo completo se mantivesse sempre dentro da faixa obtida experimentalmente.

3.3.3 Processo de Otimização de Parâmetros

Para encontrar o conjunto ótimo de parâmetros, foi empregada uma estratégia de otimização híbrida (GA-SQP). Esta abordagem combina a capacidade de exploração global do GA, voltada para identificar regiões promissoras no espaço de busca e evitar a convergência prematura para mínimos locais, com o refinamento local da SQP, um método determinístico que assegura a precisão e a rápida convergência ao ponto ótimo final. Uma característica crucial desta etapa foi a definição do espaço de busca.

Os parâmetros referentes ao eletrodo ($R_{\infty e}$, ΔR_e , Q_e , α_e) tiveram seus limites de busca estritamente definidos pelos valores máximos e mínimos (Tabela 3.2) encontrados na caracterização experimental dos eletrodos (seção anterior). Os valores de $R_{\infty e}$, situados entre 18 e 40 Ω , refletem a resistência condutores e conectores que compõem o sistema. Tal magnitude justifica-se pela configuração experimental que utilizou a aplicação real da iontoforese, usando o cabo definitivo do dispositivo sem a compensação por quatro fios (conexão Kelvin).

Essa abordagem permite acomodar pequenas variações, ao mesmo tempo em que restringe o espaço de busca do algoritmo, impedindo que as variáveis do eletrodo assumam valores inco-

erentes para compensar o ajuste da curva, garantindo que a variância principal dos dados seja corretamente atribuída aos parâmetros do tecido biológico (Z_b).

Tabela 3.2: Limites do espaço de busca para os parâmetros do modelo do eletrodo.

Parâmetro	Limite Inferior	Limite Superior
$R_{\infty_e} (\Omega)$	18	40
$\Delta R_e (\Omega)$	$1,2 \cdot 10^5$	$9,95 \cdot 10^5$
$Q_e (S \cdot s^{\alpha_e})$	$5,5 \cdot 10^{-3}$	$1,2 \cdot 10^{-2}$
α_e (adimensional)	0,47	0,62

Função Objetivo

A otimização buscou minimizar uma média ponderada dos erros relativos das partes real e imaginária da impedância. O processo de cálculo do erro para um dado vetor de parâmetros P segue as etapas abaixo para cada frequência ω :

1. Calcula-se o erro complexo (Equação 3.3):

$$\Delta Z(\omega) = Z_{fit}(P, \omega) - Z_{exp}(\omega) \quad (3.3)$$

Onde $Z_{fit}(P, \omega)$ é a impedância complexa calculada pelo modelo de circuito equivalente e $Z_{exp}(\omega)$ é o valor da impedância complexa obtida experimentalmente.

2. Calcula-se o erro complexo relativo (Equação 3.4), normalizado pelo módulo da impedância experimental, com uma constante δ (ex: 10^{-6}) para estabilidade numérica:

$$\Delta Z_{rel}(\omega) = \frac{\Delta Z(\omega)}{|Z_{exp}(\omega)| + \delta} \quad (3.4)$$

3. O erro complexo relativo é decomposto em suas partes real (Equação 3.5) e imaginária (Equação 3.6):

$$\Delta Z_{rel_real}(\omega) = \text{Re}(\Delta Z_{rel}(\omega)) \quad (3.5)$$

$$\Delta Z_{rel_imag}(\omega) = \text{Im}(\Delta Z_{rel}(\omega)) \quad (3.6)$$

4. O erro quadrático ponderado (Equação 3.7) é calculado, aplicando um fator de peso p

(definido como **0.5**) para equalizar a importância das componentes resistiva e reativa:

$$E_{pond}(\omega) = p \cdot (\Delta Z_{rel_real}(\omega))^2 + (1 - p) \cdot (\Delta Z_{rel_imag}(\omega))^2 \quad (3.7)$$

5. Finalmente, a função objetivo (Equação 3.8), minimizada pelo algoritmo, é a Raiz do Erro Quadrático Médio Ponderado Relativo (RMSWRE) sobre as N frequências:

$$J(P) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N E_{pond}(\omega_i)} \quad (3.8)$$

Otimização Híbrida (GA-SQP)

O processo de ajuste foi executado em duas etapas para cada voluntário:

1. **Etapa 1 (Busca Global):** Um GA (função `ga` do MATLAB) foi executado com uma população de 200 indivíduos por 300 gerações, dentro de limites de busca (lb e ub) baseados na literatura e em ensaios preliminares (Tabela 3.3). O algoritmo operou com *crossover* de 0,8, contagem de elite de 10 indivíduos (5% da população), seleção *Stochastic Uniform* e mutação *Adaptive Feasible*. O critério de parada foi definido pelo número máximo de gerações ou por uma tolerância de 10^{-6} na mudança da função de aptidão. O objetivo desta etapa foi explorar robustamente o espaço de parâmetros e fornecer uma estimativa inicial sólida para os 8 parâmetros do modelo.
2. **Etapa 2 (Busca Local):** O resultado do GA foi utilizado como ponto de partida para um otimizador local baseado em SQP, implementado via função `fmincon` do MATLAB. Esta etapa foi configurada para um limite de 1.000 iterações com uma tolerância de função de 10^{-9} , mantendo-se o mesmo espaço de busca delimitado pelos limites lb e ub (Tabela 3.3). O objetivo desta etapa foi refinar a solução e garantir a convergência para o mínimo local.

Para conciliar precisão e eficiência computacional no processamento das 360 amostras, adotou-se um critério de parada antecipada com limiares adaptativos. O loop de otimização foi configurado para encerrar caso o erro relativo atingisse patamares entre 7% e 10% (com incrementos de 0,5%), condicionados a janelas progressivas de iterações até o limite de 5.200 ciclos evitando o processamento excessivo em dados com muito ruído ou onde o ajuste não apresenta mais evolução significativa.

Tabela 3.3: Limites de busca inferior (lb) e superior (ub) adotados para a otimização.

Parâmetro	Limite Inferior (lb)	Limite Superior (ub)
$R_{\infty_e} (\Omega)$	18	40
$\Delta R_e (\Omega)$	$1,2 \times 10^5$	$9,95 \times 10^5$
$R_{\infty_b} (\Omega)$	100	1.106,86
$\Delta R_b (\Omega)$	$8,87 \times 10^3$	1×10^6
$Q_e (S \cdot s^{\alpha_e})$	$5,5 \times 10^{-3}$	$1,2 \times 10^{-2}$
$Q_b (S \cdot s^{\alpha_b})$	$9,78 \times 10^{-9}$	1×10^{-6}
α_e (adimensional)	0,4700	0,6200
α_b (adimensional)	0,3130	0,9999

3.3.4 Implementação Computacional

Devido ao alto custo computacional do processo de otimização, a análise foi paralelizada utilizando o *Parallel Computing Toolbox* do MATLAB.

A análise de cada voluntário, para cada articulação e posição, foi encapsulada em uma função e submetida como uma tarefa independente a um pool de processadores. Os resultados foram coletados de forma assíncrona, permitindo que o processamento continuasse enquanto outras tarefas ainda estavam em execução, otimizando significativamente o tempo total de análise.

3.3.5 Análise de Qualidade do Ajuste

A qualidade do ajuste final foi avaliada quantitativamente pelo Erro Quadrático Médio Relativo Ponderado e pelo Coeficiente de Determinação (R^2), que indica a proporção da variância nos dados experimentais que é explicada pelo modelo.

3.4 Análise Estatística

Concluindo o percurso metodológico, o tratamento estatístico é empregado para converter os parâmetros estimados em evidências científicas que sustentem a validação das hipóteses. Apresentam-se as abordagens de modelagem mista aplicadas e a estrutura lógica dos testes de hipóteses formulados.

Para tanto, o processamento e a análise estatística dos dados foram realizados no software Jamovi (versão 2.7.11), utilizando o módulo *GAMLj3* para modelos lineares mistos. A análise foi dividida em duas abordagens complementares: (1) análise do espectro de impedância total

e (2) análise dos parâmetros bioelétricos (R_{∞_b} , R_{0_b} , τ_b , α_b) derivados do circuito equivalente. Para todas as análises, o nível de significância adotado foi de 5% ($p = 0,05$).

3.4.1 Análise 1: LMM nos Dados Espectrais

Nesta etapa, a variável dependente (VD) foi o módulo da impedância ($|Z|$). Para linearizar a relação entre a impedância e a frequência, ambas as variáveis foram transformadas para a escala logarítmica de base 10 ($\log_{10}$) antes da análise.

Foi implementado um Modelo Linear Misto com a seguinte estrutura:

- **Efeitos Fixos:** Foram incluídos os fatores *Sexo* (2 níveis), *Articulação* (4 níveis) e *Protocolo* (3 níveis). A variável *Log_Frequência* foi inserida como covariável contínua. O modelo contemplou todos os efeitos principais e as interações entre os fatores categóricos e a covariável, totalizando termos de até quarta ordem (4 vias: $Sexo \times Articulação \times Protocolo \times Log_Frequência$).
- **Efeitos Aleatórios:** Para corrigir a dependência dos dados gerada pelas medidas repetidas, a variável *Voluntário* foi definida como variável de agrupamento. O modelo final contemplou intercepto e inclinação aleatórios, assumindo que cada participante possui não apenas uma impedância basal distinta (intercepto), mas também uma taxa de variação da impedância com a frequência (inclinação) específica, capturando a individualidade da resposta espectral.

A seleção deste modelo baseou-se na comparação dos índices de ajuste (AIC, BIC e LogLik) em relação a um modelo que contém apenas o intercepto aleatório.

3.4.2 Etapa 2: Análise dos Parâmetros do Circuito Equivalente

Na segunda etapa, as variáveis dependentes foram os parâmetros extraídos e calculados a partir do modelo de Cole: resistência quando a frequência tende ao infinito (R_{∞_b}), resistência quando a frequência tende a zero (R_{0_b}), constante de tempo (τ_b) e o coeficiente de dispersão (α_b).

Devido à distribuição dos dados, as variáveis resistivas (R_{∞_b} e R_{0_b}) foram submetidas à transformação logarítmica ($\log_{10}$) para atender aos pressupostos de normalidade. As variáveis τ_b e α_b foram analisadas em sua escala original.

Para cada parâmetro, ajustou-se um LMM independente considerando:

- **Efeitos Fixos:** Fatores *Sexo*, *Articulação* e *Protocolo*. O modelo seguiu a mesma lógica fatorial completa da etapa anterior, incluindo os efeitos principais e todas as interações possíveis entre os fatores, culminando na interação de terceira ordem (3 vias: $\text{Sexo} \times \text{Articulação} \times \text{Protocolo}$).
- **Efeitos Aleatórios:** O fator *Voluntário* foi inserido como intercepto aleatório, permitindo que a média basal de cada parâmetro varie entre os sujeitos. Diferente da abordagem espectral, não foi incluída inclinação aleatória, uma vez que a frequência não participa como covariável nesta etapa.

3.4.3 Teste de Hipóteses

As hipóteses da pesquisa foram testadas avaliando-se a significância estatística (Teste F Omnibus) das interações que respondiam diretamente a cada questão de investigação. Este procedimento foi aplicado tanto aos dados espectrais (Etapa 1) quanto aos parâmetros do circuito equivalente (Etapa 2). As comparações pareadas foram realizadas através de testes t baseados nas Médias Marginais Estimadas (EMMs). Os valores de p resultantes dessas comparações foram ajustados pela correção de Tukey.

As hipóteses específicas da pesquisa foram estruturadas da seguinte forma:

H1: A média da variável bioelétrica entre os 3 protocolos de uma mesma articulação são iguais.

Será avaliada a significância do teste Omnibus para a interação $\text{Articulação} \times \text{Protocolo}$. Caso a hipótese nula seja rejeitada, serão realizadas comparações pareadas para identificar diferenças específicas entre os pares de protocolos (P1-P2, P1-P3, P2-P3) dentro de cada articulação.

- **Hipótese Nula (H_0):** Para uma dada articulação, as médias de P1, P2 e P3 são iguais.
($H_0 : \mu_{P1} = \mu_{P2} = \mu_{P3} \mid \text{Articulação}_i$)
- **Hipótese Alternativa (H_A):** Existe diferença significativa em pelo menos um dos protocolos ($H_A : \mu_j \neq \mu_k$ para algum par).

H2: A média da variável bioelétrica dos 3 protocolos de uma mesma articulação são iguais e independente do sexo.

Será avaliada a significância do teste Omnibus para a interação Sexo $\times$ Articulação $\times$ Protocolo. Caso a hipótese nula seja rejeitada, serão realizadas comparações pareadas para identificar diferenças específicas entre os pares de protocolos (P1-P2, P1-P3, P2-P3) dentro de cada combinação de articulação e sexo.

- **Hipótese Nula (H_0):** Para uma dada articulação e sexo, as médias de P1, P2 e P3 são iguais. ($H_0 : \mu_{P1} = \mu_{P2} = \mu_{P3} \mid \text{Articulação}_i, \text{Sexo}_j$)
- **Hipótese Alternativa (H_A):** Existe diferença significativa entre pelo menos um par de protocolos dentro dos subgrupos analisados.

H3: A média da variável bioelétrica das 4 articulações são iguais dentro de cada um dos três protocolos.

Será avaliada a significância do teste Omnibus Articulação $\times$ Protocolo. Caso a hipótese nula seja rejeitada, serão realizadas comparações pareadas entre os seis pares de articulações (ex: Punho-Cotovelo, Ombro- Joelho) dentro de cada protocolo (P1, P2 e P3).

- **Hipótese Nula (H_0):** Para um dado protocolo, as médias das quatro articulações são estatisticamente equivalentes. ($H_0 : \mu_C = \mu_J = \mu_O = \mu_P \mid \text{Protocolo}_k$)
- **Hipótese Alternativa (H_A):** Pelo menos uma das articulações apresenta média diferente das demais.

H4: A média da variável bioelétrica das 4 articulações são iguais dentro de cada um dos três protocolos e independente do sexo.

Será avaliada a significância do teste Omnibus Sexo $\times$ Articulação $\times$ Protocolo. Caso a hipótese nula seja rejeitada, serão realizadas comparações pareadas entre os seis pares de articulações (ex: Punho-Cotovelo, Ombro- Joelho) dentro de cada combinação de protocolo e sexo.

- **Hipótese Nula (H_0):** Para um dado protocolo e sexo, as médias das quatro articulações são estatisticamente equivalentes. ($H_0 : \mu_C = \mu_J = \mu_O = \mu_P \mid \text{Protocolo}_k, \text{Sexo}_j$)

- **Hipótese Alternativa (H_A):** Existe diferença significativa entre articulações dentro dos subgrupos analisados.

H5: A média da variável bioelétrica de cada um dos 12 locais anatômicos específicos é independente do sexo.

Será avaliada a significância do teste Omnibus Sexo $\times$ Articulação $\times$ Protocolo. Caso a hipótese nula seja rejeitada, serão realizadas comparações pareadas entre os voluntários masculinos e femininos especificamente dentro de cada uma das 12 combinações de articulação e protocolo (4 Articulações $\times$ 3 Protocolos).

- **Hipótese Nula (H_0):** Para uma dada articulação e protocolo, as médias de homens e mulheres são iguais. ($H_0 : \mu_H = \mu_M \mid \text{Articulação}_i, \text{Protocolo}_k$)
- **Hipótese Alternativa (H_A):** As médias entre os sexos são diferentes dentro dos subgrupos analisados.

Resultados e Discussões

Este capítulo detalha os achados obtidos a partir das medições experimentais e do tratamento estatístico realizado. A apresentação dos resultados é estruturada de forma progressiva: inicialmente, avalia-se o comportamento da impedância espectral e, em seguida, analisam-se os parâmetros bioelétricos refinados pela modelagem de Cole. O capítulo encerra-se com uma discussão integrada que confronta as duas abordagens de análise para validar as hipóteses científicas deste estudo.

4.1 Análise da Impedância

A caracterização inicial foca na impedância obtida durante a espectroscopia de impedância elétrica (EIE). Os diagramas de Bode apresentados na Figura 4.1 ilustram o comportamento médio do módulo e da fase para cada protocolo e sexo, separados por articulação para as 41 frequências avaliadas.

Observa-se o comportamento capacitivo típico de tecidos biológicos, com o módulo da impedância apresentando valores elevados em baixas frequências, na ordem de centenas de $k\Omega$ em 10 Hz e decaindo acentuadamente até atingir altas frequências, abaixo de 1000Ω em 500 kHz. No punho (Figura 4.1a), por exemplo, o módulo médio em 10 Hz variou entre aproximadamente $212k\Omega$ (P2 masculino) e $448k\Omega$ (P3 feminino). A fase tem seu maior valor de defasagem ocorrendo em frequências próximas de 1 kHz.

Verifica-se que, no punho (Figura 4.1a), o módulo da impedância apresenta maior dispersão, inclusive na faixa de 10 Hz e 100 Hz, enquanto no cotovelo, joelho e ombro (Figuras 4.1b a 4.1d) as curvas permanecem agrupadas e sobrepostas na maior parte do espectro, com uma leve

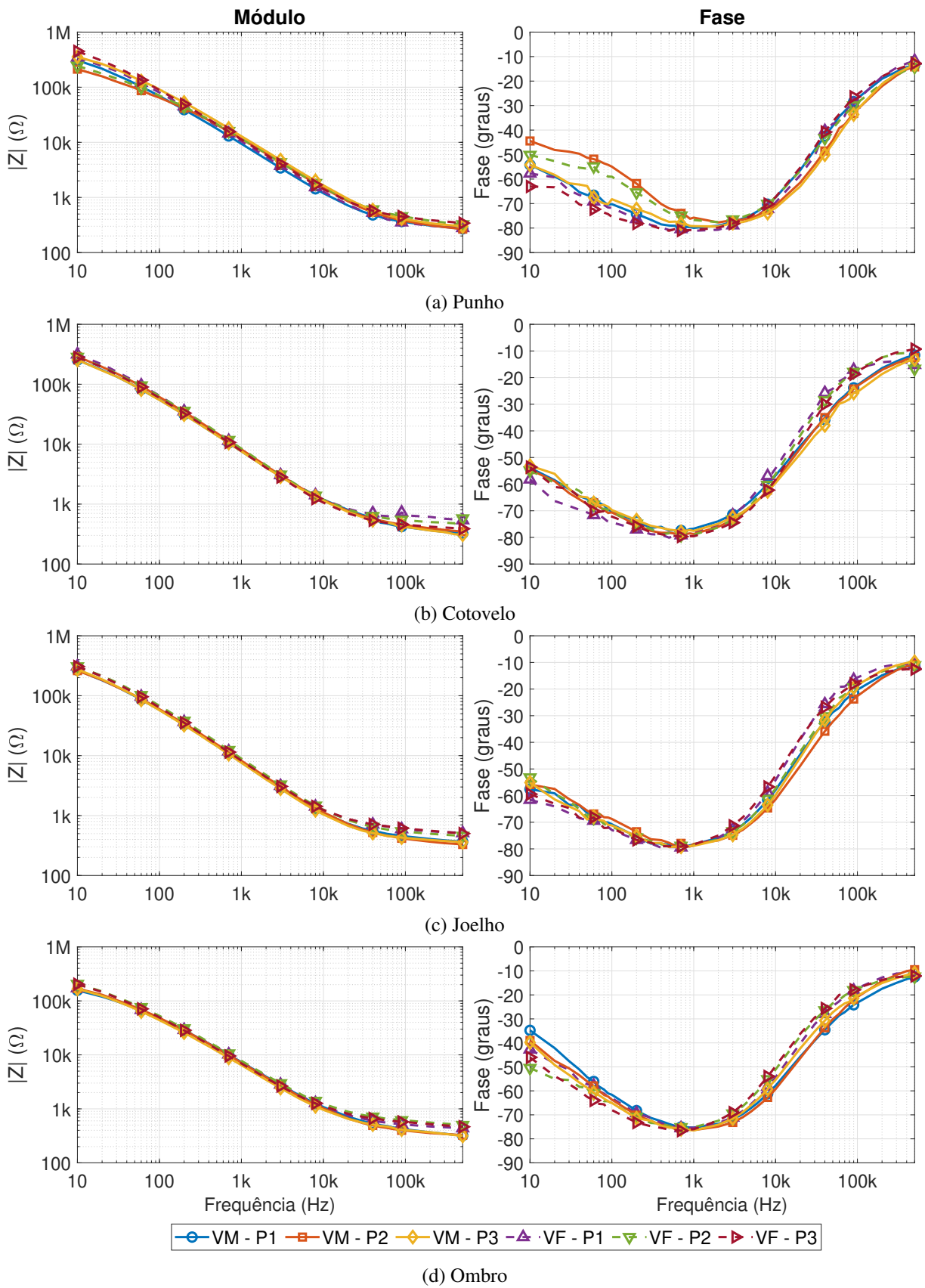


Figura 4.1: Diagramas de Bode (módulo e fase) da impedância média experimental para os protocolos P1, P2 e P3 e ambos os sexos (masculino e feminino), referentes às articulações do (a) punho, (b) cotovelo, (c) joelho e (d) ombro, avaliadas no espectro de 10 Hz a 500 kHz.

divergência em frequências acima de 100 kHz, com os maiores valores sendo dos voluntários femininos.

Com relação à fase, nota-se um maior espalhamento para o punho na faixa de 10 Hz a 1 kHz, enquanto as demais articulações apresentam um comportamento de dispersão mais homogêneo entre si. Dada a compressão das escalas logarítmicas, a análise visual direta das curvas médias para a validação de diferenças absolutas torna-se complexa, o que justifica o emprego dos Modelos Lineares Mistos (LMM) para identificar efeitos estatisticamente significativos com maior rigor.

Sob essa ótica, a avaliação da qualidade do ajuste dos LMM está apresentada na Tabela 4.1. A inclusão da inclinação aleatória (*random slope*) juntamente com o intercepto, resultou em aumento no (*LogLik*), redução de aproximadamente 6% no AIC e BIC e um aumento da variância explicada (ICC). Dessa forma, optou-se pelo modelo com estrutura aleatória completa para as análises subsequentes.

Tabela 4.1: Comparação dos LMM.

Modelo	LogLik	AIC	BIC	R ²	Variância Residual	ICC
Intercepto	3569	-7038	-6658	0,960	0,03503	0,0636
Intercepto e inclinação	3781	-7459	-7063	0,961	0,03385	0,0657

O ICC de 0,0657 para o modelo final indica que a variância entre voluntários é de aproximadamente 6,6%. Consequentemente, cerca de 93,4% da variância total reside na variabilidade intra-sujeito (diferenças entre articulações, posições e frequências dentro do mesmo voluntário), justificando a necessidade do controle de medidas repetidas. Além disso, observou-se uma correlação negativa moderada ($-0,501$) entre o intercepto e a inclinação, sugerindo um padrão fisiológico onde voluntários com impedância basal mais alta tendem a apresentar uma queda mais acentuada da impedância com o aumento da frequência.

A Tabela 4.2 sumariza os efeitos fixos globais (Teste F Omnibus). Para testar as hipóteses do estudo, o foco recai sobre as interações significativas de duas vias (*Articulação* $\times$ *Protocolo*) e de três vias (*Sexo* $\times$ *Articulação* $\times$ *Protocolo*), ambas com $p < 0,001$.

4.1.1 Efeito do Protocolo e Diferenças entre Articulações (H1 e H3)

Uma vez estabelecida a validade do modelo global, procedeu-se ao teste das hipóteses específicas, comparando-se os efeitos do delineamento experimental e as variações individuais.

Tabela 4.2: Teste Omnibus do Modelo Estatístico (Efeitos Fixos).

Efeito	F	df	df (res)	valor-p
Protocolo	6,1179	2	14684	0,002
Sexo	8,0899	1	28	0,008
Articulação	189,4375	3	14684	<0,001
Log_Frequência	352211,9784	1	14684	<0,001
Sexo × Protocolo	0,0823	2	14684	0,921
Protocolo × Log_Frequência	4,3104	2	14684	0,013
Sexo × Articulação	6,6205	3	14684	<0,001
Articulação × Protocolo	18,2500	6	14684	<0,001
Sexo × Log_Frequência	63,9551	1	14684	<0,001
Articulação × Log_Frequência	228,7292	3	14684	<0,001
Sexo × Protocolo × Log_Frequência	1,7844	2	14684	0,168
Sexo × Articulação × Protocolo	4,4299	6	14684	<0,001
Articulação × Protocolo × Log_Frequência	10,4584	6	14684	<0,001
Sexo × Articulação × Log_Frequência	13,4980	3	14684	<0,001
Sexo × Articulação × Protocolo × Log_Frequência	1,5844	6	14684	0,147

Abreviaturas: F = estatística F; df = graus de liberdade; df(res) = graus de liberdade do resíduo.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

A análise detalhada da interação de 2 vias *Articulação × Protocolo* (agregando ambos os sexos) permitiu testar as hipóteses H1 e H3. As tabelas contendo os valores descritivos EMMs e os resultados detalhados das comparações pareadas para ambas as hipóteses encontram-se nas Tabelas A.1, A.2 e A.3, respectivamente.

Para H1 verifica-se que, no cotovelo e no punho, o P3 é diferente dos P1 e P2 ($p < .001$ para todas), ou seja, os protocolos osso-músculo são iguais entre si e diferentes do osso-osso; para o ombro, apenas o P2 e P3 são diferentes ($p = 0.028$), o protocolo osso-músculo distal é diferente do osso-osso; já no joelho todas as posições são estatisticamente indistinguíveis entre si.

Já para H3 verifica-se que, dentre todos os P1 (osso-músculo proximal), o ombro é diferente das demais articulações, apresentando $p < .001$ para todas as comparações, enquanto cotovelo, joelho e punho são indistinguíveis; para o P2 (osso-músculo distal), apenas o cotovelo e o joelho são iguais ($p = 1$); para o P3 (osso-osso) todas as articulações são diferentes entre si ($p < .001$).

4.1.2 Influência do Sexo (H2, H4 e H5)

A interação de três vias *Sexo × Articulação × Protocolo* permitiu avaliar se os padrões descritos acima são dependentes do sexo. As tabelas contendo os valores descritivos EMMs e os resultados detalhados das comparações pareadas para as hipóteses encontram-se nas Tabelas

A.4 a A.7, respectivamente.

Em H2 vemos que a diferença entre os protocolos de uma mesma articulação varia entre os sexos. Para os voluntários femininos, no cotovelo o comportamento foi o mesmo visto na H1, P1 e P2 iguais entre si e diferentes do P3; o ombro apresentou diferença ($p = 0.029$) apenas entre P1 e P2; no punho tivemos diferença ($p < .001$) apenas entre P1 e P3; o joelho tem os 3 protocolos indistinguíveis ($p > 0.05$). Já nos voluntários masculinos, no cotovelo apenas P2 é diferente do P3; ombro e joelho tem os 3 protocolos indistinguíveis ($p > 0.05$); no punho P1 e P2 são iguais entre si ($p = 0,795$) e diferentes do P3.

Já em H4, para os voluntários femininos, no P1 o ombro é diferente das demais articulações, enquanto cotovelo, joelho e punho são indistinguíveis; para o P2 o ombro deixou de ser diferente de todas as outras articulações, sendo ombro e cotovelo similares ($p = 0.163$); e no P3 punho e joelho são diferentes entre si e das demais articulações, com cotovelo e ombro indistinguíveis. Já para os voluntários masculinos, o P1 é idêntico aos voluntários femininos; para o P2 o ombro permanece diferente de todas as outras articulações, mas agora o joelho se difere do punho ($p = 0.044$); e no P3 ombro e punho são diferentes, com cotovelo e joelho sendo indistinguíveis.

Por fim, H5 demonstrou que não há diferença estatística entre voluntários do sexo masculino e do sexo feminino em nenhum dos 12 locais em que a impedância foi coletada. Isso sugere que a diferença entre os sexos reside não em valores absolutos, mas na relação entre as articulações e protocolos.

4.2 Análise dos Parâmetros do Circuito Equivalente

A extração de parâmetros via circuitos equivalentes permite isolar os componentes biológicos das influências instrumentais. Esta seção detalha como as variáveis de Cole respondem às condições do estudo, fornecendo a base quantitativa para a compreensão da dinâmica tecidual nas diferentes articulações.

Inicialmente, a Tabela 4.3 apresenta os resultados para a interface do eletrodo (Z_e). É fundamental destacar que estes parâmetros tiveram seus limites de busca restritos com base na caracterização experimental prévia em bancada.

A Tabela 4.4 detalha os parâmetros do modelo do tecido biológico (Z_b), sendo estes o alvo da investigação deste trabalho. Nota-se que o punho apresenta os menores valores de $R_{\infty b}$,

Tabela 4.3: Parâmetros do eletrodo e erro global de ajuste (Média $\pm$ Desvio Padrão).

S	Art	P	R_{∞_e} (Ω)	ΔR_e ($k\Omega$)	Q_e ($mS \cdot s^{\alpha_e}$)	α_e	Erro de Ajuste (%)
M	Pnh	1	31,56 $\pm$ 7,34	709,00 $\pm$ 288,76	7,13 $\pm$ 1,55	0,5038 $\pm$ 0,0442	6,41 $\pm$ 1,31
M	Pnh	2	30,42 $\pm$ 5,28	676,62 $\pm$ 195,00	9,69 $\pm$ 2,31	0,5846 $\pm$ 0,0427	7,99 $\pm$ 1,58
M	Pnh	3	28,77 $\pm$ 8,14	623,88 $\pm$ 295,86	9,69 $\pm$ 2,35	0,5485 $\pm$ 0,0538	6,84 $\pm$ 2,26
M	Cot	1	31,48 $\pm$ 6,96	734,15 $\pm$ 189,32	9,05 $\pm$ 2,35	0,5484 $\pm$ 0,0623	6,78 $\pm$ 3,50
M	Cot	2	30,77 $\pm$ 8,66	465,81 $\pm$ 324,88	8,63 $\pm$ 2,46	0,5397 $\pm$ 0,0559	6,18 $\pm$ 1,89
M	Cot	3	24,65 $\pm$ 8,04	671,37 $\pm$ 260,80	8,44 $\pm$ 2,45	0,5510 $\pm$ 0,0660	6,84 $\pm$ 3,58
M	Joe	1	30,37 $\pm$ 8,89	609,89 $\pm$ 300,30	8,81 $\pm$ 2,60	0,5469 $\pm$ 0,0606	6,52 $\pm$ 1,94
M	Joe	2	32,39 $\pm$ 8,06	612,07 $\pm$ 308,10	8,63 $\pm$ 2,33	0,5387 $\pm$ 0,0614	6,12 $\pm$ 0,84
M	Joe	3	27,15 $\pm$ 7,47	602,84 $\pm$ 262,67	7,85 $\pm$ 2,53	0,5089 $\pm$ 0,0440	5,44 $\pm$ 1,11
M	Omb	1	27,54 $\pm$ 7,93	783,44 $\pm$ 244,29	8,12 $\pm$ 2,30	0,5218 $\pm$ 0,0609	6,35 $\pm$ 2,03
M	Omb	2	26,82 $\pm$ 8,27	557,46 $\pm$ 264,52	8,86 $\pm$ 1,98	0,5368 $\pm$ 0,0456	5,51 $\pm$ 0,76
M	Omb	3	27,02 $\pm$ 8,35	697,48 $\pm$ 247,97	9,02 $\pm$ 2,33	0,5392 $\pm$ 0,0594	6,30 $\pm$ 1,44
F	Pnh	1	27,52 $\pm$ 7,91	659,43 $\pm$ 298,29	8,75 $\pm$ 2,45	0,5456 $\pm$ 0,0600	6,86 $\pm$ 1,33
F	Pnh	2	29,36 $\pm$ 7,86	672,19 $\pm$ 257,11	9,85 $\pm$ 2,38	0,5650 $\pm$ 0,0606	8,52 $\pm$ 1,85
F	Pnh	3	31,34 $\pm$ 8,14	721,07 $\pm$ 215,08	9,57 $\pm$ 2,06	0,5652 $\pm$ 0,0610	6,95 $\pm$ 2,61
F	Cot	1	30,86 $\pm$ 6,66	608,91 $\pm$ 303,81	7,62 $\pm$ 2,27	0,5068 $\pm$ 0,0509	7,70 $\pm$ 3,59
F	Cot	2	27,28 $\pm$ 6,68	679,14 $\pm$ 250,61	7,93 $\pm$ 2,44	0,5190 $\pm$ 0,0456	6,24 $\pm$ 1,37
F	Cot	3	26,81 $\pm$ 6,06	581,69 $\pm$ 295,18	9,03 $\pm$ 2,44	0,5471 $\pm$ 0,0616	5,54 $\pm$ 0,91
F	Joe	1	29,88 $\pm$ 7,78	740,37 $\pm$ 202,10	7,07 $\pm$ 2,11	0,5211 $\pm$ 0,0536	6,69 $\pm$ 1,51
F	Joe	2	30,69 $\pm$ 8,30	693,65 $\pm$ 224,59	8,32 $\pm$ 2,55	0,5444 $\pm$ 0,0604	6,07 $\pm$ 0,95
F	Joe	3	27,97 $\pm$ 7,42	659,94 $\pm$ 291,49	8,85 $\pm$ 2,53	0,5405 $\pm$ 0,0638	6,76 $\pm$ 2,75
F	Omb	1	30,48 $\pm$ 6,11	714,42 $\pm$ 279,31	8,20 $\pm$ 2,52	0,5352 $\pm$ 0,0470	5,87 $\pm$ 0,72
F	Omb	2	29,08 $\pm$ 9,31	598,24 $\pm$ 254,85	7,73 $\pm$ 2,18	0,5242 $\pm$ 0,0432	6,46 $\pm$ 3,01
F	Omb	3	28,32 $\pm$ 8,84	605,22 $\pm$ 295,94	8,50 $\pm$ 2,36	0,5370 $\pm$ 0,0560	6,56 $\pm$ 2,60

Abreviaturas: S = Sexo; M = masculino; F = feminino; Art = Articulação; Pnh = Punho; Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; P = Protocolo.

enquanto articulações como o joelho e o cotovelo têm valores superiores, especialmente nos voluntários femininos.

Ao observar R_{0_b} , o ombro destaca-se com os menores valores no grupo dos voluntários masculinos. A constante de tempo τ_b exibe valores maiores no cotovelo e joelho, e reduzidos no ombro e punho, sem acentuada diferenciação entre os sexos. O expoente α_b apresenta-se altamente homogêneo em todas as articulações, situando-se predominantemente entre 0,85 e 0,90, indicando um padrão de dispersão tecidual. Em relação ao Erro de Ajuste (%), este manteve-se próximo ao limiar de 7% definido no algoritmo GA-SQP, demonstrando a convergência global do modelo para o sistema completo ($Z_e + Z_b$).

Embora essas tendências sejam visíveis nas médias, a dispersão dos dados e a sobreposição dos desvios padrão impedem conclusões definitivas apenas por inspeção visual. Tal cenário justifica a aplicação dos Modelos Lineares Mistos (LMM), que permitem isolar os efeitos fixos de

Tabela 4.4: Parâmetros do tecido biológico e erro global de ajuste (Média $\pm$ Desvio Padrão).

S	Art	P	$R_{\infty b}$ (Ω)	ΔR_b ($k\Omega$)	Q_b ($nS \cdot s^{\alpha_b}$)	α_b	R_{0b} ($k\Omega$)	τ_b (ms)	Erro de Ajuste (%)
M	Pnh	1	217,18 $\pm$ 91,39	612,01 $\pm$ 309,39	45,95 $\pm$ 12,82	0,8953 $\pm$ 0,0224	612,23 $\pm$ 309,33	17,77 $\pm$ 9,13	6,41 $\pm$ 1,31
M	Pnh	2	193,52 $\pm$ 53,61	267,83 $\pm$ 113,70	58,43 $\pm$ 17,51	0,8528 $\pm$ 0,0213	268,02 $\pm$ 113,71	7,61 $\pm$ 3,71	7,99 $\pm$ 1,58
M	Pnh	3	232,46 $\pm$ 69,17	576,81 $\pm$ 331,76	45,02 $\pm$ 22,13	0,8836 $\pm$ 0,0199	577,04 $\pm$ 331,79	14,03 $\pm$ 9,11	6,84 $\pm$ 2,26
M	Cot	1	275,33 $\pm$ 97,06	598,29 $\pm$ 316,59	71,47 $\pm$ 26,04	0,8633 $\pm$ 0,0305	598,57 $\pm$ 316,56	25,18 $\pm$ 14,97	6,78 $\pm$ 3,50
M	Cot	2	306,36 $\pm$ 121,19	638,72 $\pm$ 305,25	58,50 $\pm$ 16,50	0,8802 $\pm$ 0,0274	639,03 $\pm$ 305,28	23,77 $\pm$ 13,54	6,18 $\pm$ 1,89
M	Cot	3	269,99 $\pm$ 114,53	548,18 $\pm$ 288,37	72,62 $\pm$ 34,06	0,8671 $\pm$ 0,0486	548,45 $\pm$ 288,42	23,77 $\pm$ 17,97	6,84 $\pm$ 3,58
M	Joe	1	323,57 $\pm$ 95,67	592,85 $\pm$ 296,08	59,72 $\pm$ 12,83	0,8815 $\pm$ 0,0243	593,17 $\pm$ 296,06	22,06 $\pm$ 11,22	6,52 $\pm$ 1,94
M	Joe	2	272,44 $\pm$ 62,01	597,44 $\pm$ 325,50	56,57 $\pm$ 11,51	0,8801 $\pm$ 0,0185	597,71 $\pm$ 325,52	21,07 $\pm$ 12,08	6,12 $\pm$ 0,84
M	Joe	3	318,08 $\pm$ 116,85	574,32 $\pm$ 259,13	53,97 $\pm$ 10,37	0,8952 $\pm$ 0,0204	574,64 $\pm$ 259,13	20,46 $\pm$ 11,12	5,44 $\pm$ 1,11
M	Omb	1	279,82 $\pm$ 80,83	240,41 $\pm$ 145,88	82,84 $\pm$ 18,88	0,8505 $\pm$ 0,0185	240,69 $\pm$ 145,90	10,40 $\pm$ 7,65	6,35 $\pm$ 2,03
M	Omb	2	281,12 $\pm$ 78,46	294,66 $\pm$ 220,36	69,68 $\pm$ 15,72	0,8727 $\pm$ 0,0195	294,95 $\pm$ 220,34	11,79 $\pm$ 9,87	5,51 $\pm$ 0,76
M	Omb	3	285,63 $\pm$ 103,48	290,84 $\pm$ 166,18	91,29 $\pm$ 39,24	0,8598 $\pm$ 0,0333	291,13 $\pm$ 166,12	13,60 $\pm$ 8,10	6,30 $\pm$ 1,44
F	Pnh	1	222,95 $\pm$ 64,26	667,26 $\pm$ 309,38	38,58 $\pm$ 10,80	0,9018 $\pm$ 0,0138	667,49 $\pm$ 309,37	17,45 $\pm$ 9,55	6,86 $\pm$ 1,33
F	Pnh	2	260,29 $\pm$ 77,83	395,61 $\pm$ 263,84	56,77 $\pm$ 27,67	0,8577 $\pm$ 0,0347	395,87 $\pm$ 263,88	11,16 $\pm$ 7,88	8,52 $\pm$ 1,85
F	Pnh	3	289,00 $\pm$ 104,12	821,93 $\pm$ 224,38	38,13 $\pm$ 13,17	0,8975 $\pm$ 0,0219	822,22 $\pm$ 224,35	20,18 $\pm$ 7,98	6,95 $\pm$ 2,61
F	Cot	1	461,06 $\pm$ 142,88	689,08 $\pm$ 285,54	54,18 $\pm$ 22,85	0,8933 $\pm$ 0,0296	689,54 $\pm$ 285,51	24,28 $\pm$ 11,75	7,70 $\pm$ 3,59
F	Cot	2	428,21 $\pm$ 97,76	573,39 $\pm$ 282,71	54,68 $\pm$ 19,26	0,8874 $\pm$ 0,0252	573,81 $\pm$ 282,65	19,36 $\pm$ 9,51	6,24 $\pm$ 1,37
F	Cot	3	349,07 $\pm$ 68,20	541,48 $\pm$ 282,18	55,53 $\pm$ 24,28	0,8991 $\pm$ 0,0268	541,83 $\pm$ 282,16	17,91 $\pm$ 8,62	5,54 $\pm$ 0,91
F	Joe	1	481,52 $\pm$ 102,15	645,90 $\pm$ 321,51	48,99 $\pm$ 16,34	0,8980 $\pm$ 0,0210	646,38 $\pm$ 321,50	20,88 $\pm$ 11,07	6,69 $\pm$ 1,51
F	Joe	2	415,30 $\pm$ 95,21	600,31 $\pm$ 299,27	52,45 $\pm$ 19,29	0,8850 $\pm$ 0,0260	600,73 $\pm$ 299,26	18,38 $\pm$ 10,01	6,07 $\pm$ 0,95
F	Joe	3	477,36 $\pm$ 117,28	631,03 $\pm$ 302,58	58,34 $\pm$ 27,68	0,8837 $\pm$ 0,0339	631,51 $\pm$ 302,60	20,71 $\pm$ 8,40	6,76 $\pm$ 2,75
F	Omb	1	388,18 $\pm$ 72,20	303,48 $\pm$ 240,83	67,11 $\pm$ 17,23	0,8743 $\pm$ 0,0193	303,87 $\pm$ 240,81	11,53 $\pm$ 9,98	5,87 $\pm$ 0,72
F	Omb	2	474,80 $\pm$ 150,13	421,30 $\pm$ 340,15	67,72 $\pm$ 30,12	0,8726 $\pm$ 0,0398	421,77 $\pm$ 340,16	15,16 $\pm$ 12,06	6,46 $\pm$ 3,01
F	Omb	3	435,91 $\pm$ 133,74	442,88 $\pm$ 294,20	89,23 $\pm$ 54,05	0,8609 $\pm$ 0,0432	443,31 $\pm$ 294,23	23,71 $\pm$ 24,06	6,56 $\pm$ 2,60

Abreviaturas: S = Sexo; M = masculino; F = feminino; Art = Articulação; Pnh = Punho; Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; P = Protocolo.

interesse (Sexo, Articulação e Protocolo) da variabilidade aleatória intrínseca a cada voluntário.

Sob essa ótica, a modelagem dos parâmetros derivados de Cole ($\log(R_{\infty_b})$, $\log(R_{0_b})$, α_b , τ_b) mostrou-se robusta. A Tabela 4.5 detalha os índices de qualidade de ajuste, evidenciando como a estratégia estatística foi capaz de acomodar as flutuações individuais observadas.

Tabela 4.5: Resumo dos índices de ajuste (R^2) e variância explicada (ICC) para os modelos lineares mistos dos parâmetros bioelétricos.

Índice	$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
R^2 Condicional	0,566	0,544	0,361	0,437
R^2 Marginal	0,495	0,227	0,232	0,155
ICC (Voluntário)	0,139	0,410	0,168	0,334

Nota: Todos os modelos utilizaram intercepto aleatório por voluntário.

Observa-se que o R^2 Condicional (que considera tanto os efeitos fixos quanto a variabilidade individual dos voluntários) indicou um poder explicativo substancial, variando de 36,1% (para α_b) a 56,6% (para $\log(R_{\infty_b})$). Já o R^2 Marginal, que quantifica a proporção da variância explicada exclusivamente pelos fatores fixos do estudo (Sexo, Articulação e Protocolo), oscilou entre 15,5% (para τ_b) e 49,5% (para $\log(R_{\infty_b})$).

Essa diferença entre o R^2 Condicional e o Marginal, corroborada pelos ICCs entre 0,139 e 0,410, confirma que uma parcela relevante da variação dos dados não depende apenas do protocolo ou da articulação avaliada, mas sim de características individuais dos sujeitos. Tais variações incluem, por exemplo, a idade, a morfologia das articulações e as diferenças na composição tecidual local — como o percentual de gordura, a proporção de massa magra e o volume de fluidos de cada voluntário.

A significância estatística dos efeitos principais e interações (Teste Omnibus) para todas as quatro variáveis está sumarizada na Tabela 4.6.

Abaixo, descrevem-se os resultados agrupados pela natureza biofísica dos parâmetros.

4.2.1 Efeito do Protocolo e Diferenças entre Articulações (H1 e H3)

A análise detalhada da interação de 2 vias *Articulação* $\times$ *Protocolo* (agregando ambos os sexos) permitiu testar as hipóteses H1 e H3 para os parâmetros de Cole. As tabelas contendo os valores descritivos EMMs e os resultados detalhados das comparações pareadas para ambas as hipóteses encontram-se nas Tabelas B.1, B.2 e B.3, respectivamente.

Tabela 4.6: Resultados do Teste F Omnibus para os efeitos fixos e interações nos parâmetros do circuito equivalente, expressos como: *Valor F (valor-p)*.

Efeito	$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
Sexo	60,55 (< 0,001)	0,75 (0,395)	4,70 (0,039)	0,08 (0,773)
Articulação	61,82 (< 0,001)	38,69 (< 0,001)	12,63 (< 0,001)	17,07 (< 0,001)
Protocolo	0,08 (0,924)	5,07 (0,007)	4,02 (0,019)	4,10 (0,017)
Sexo $\times$ Artic.	4,89 (0,002)	1,01 (0,389)	2,52 (0,058)	3,96 (0,009)
Sexo $\times$ Prot.	0,58 (0,560)	0,87 (0,422)	2,71 (0,068)	0,92 (0,398)
Artic. $\times$ Prot.	3,87 (< 0,001)	6,16 (< 0,001)	7,89 (< 0,001)	3,37 (0,003)
Sexo $\times$ Artic. $\times$ Prot.	1,09 (0,371)	0,66 (0,681)	1,37 (0,226)	0,86 (0,525)

Abreviaturas: Artic. = Articulação; Prot. = Protocolo.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Para H1, verifica-se uma alta estabilidade do parâmetro $\log(R_{\infty_b})$ em todas as articulações avaliadas, onde os três protocolos foram estatisticamente indistinguíveis entre si ($p > 0,05$). Isso indica que a estimativa de $\log(R_{\infty_b})$ é robusta ao posicionamento dos eletrodos em diferentes segmentos anatômicos. No entanto, para os demais parâmetros ($\log(R_{0_b})$, α_b e τ_b), o punho apresentou-se como uma exceção: o P2 diferiu significativamente de P1 e P3 para $\log(R_{0_b})$ e α_b ($p < 0,001$). Já para a constante de tempo τ_b , o P2 mostrou-se diferente apenas em relação ao P1 ($p = 0,036$), permanecendo estatisticamente similar ao P3 ($p = 0,068$). Esse comportamento sugere que a redução da seção transversal e a proeminência óssea no punho tornam a modelagem de Cole sensível ao posicionamento, mas essa sensibilidade manifesta-se de forma distinta em cada componente do circuito.

Já para H3, no P1 (osso-músculo proximal), o parâmetro $\log(R_{0_b})$ revelou o ombro como a estrutura mais singular, apresentando diferenças significativas ($p < 0,001$) em relação a todas as demais articulações. Para o parâmetro α_b , no entanto, o ombro mostrou-se similar ao cotovelo ($p = 0,397$), mas divergiu do joelho e do punho. Para τ_b , o ombro mostrou-se similar ao punho ($p = 0,210$), continuando diferente do cotovelo e do joelho. Paralelamente, o $\log(R_{\infty_b})$ isolou o punho como o segmento mais distinto ($p < 0,001$ para todas as comparações), sugerindo que o baixo volume tecidual do punho impacta a variável $\log(R_{\infty_b})$.

No P2 (osso-músculo distal), $\log(R_{\infty_b})$ manteve o mesmo comportamento de P1, sendo o punho diferente das outras articulações. α_b difere o punho do cotovelo e do joelho. Para τ_b o cotovelo é diferente do ombro e do punho, e punho também é diferente do joelho. $\log(R_{0_b})$ difere ambos, ombro e punho, do cotovelo e joelho, mas sem diferenças entre si (ombro e punho, cotovelo e joelho). Estes resultados mostram a similaridade entre os grupos de articulações, as

com um grau de liberdade anatômico, cotovelo e joelho, e as com mais de um, punho e ombro.

No P3 (osso-osso), o ombro permaneceu estatisticamente diferente das demais articulações para $\log(R_{0b})$ e α_b . O punho deixou de ser diferente das demais articulações em $\log(R_{\infty b})$, sendo agora punho e cotovelo indistinguíveis ($p = 0,342$), mas com cotovelo e joelho sendo diferentes ($p = 0,017$). Para τ_b todas as articulações são indistinguíveis.

4.2.2 Influência do Sexo (H2, H4 e H5)

A interação de três vias *Sexo* $\times$ *Articulação* $\times$ *Protocolo* permitiu avaliar se os padrões descritos acima são dependentes do sexo. As tabelas contendo os valores descritivos EMMs e os resultados detalhados das comparações pareadas para as hipóteses encontram-se nas Tabelas B.4 a B.7, respectivamente.

Para H2, da mesma forma que ocorreu em H1, o punho é a única articulação onde foram verificadas diferenças significativas entre os protocolos. No entanto, essa diferença é apenas vista em $\log(R_{0b})$ e α_b . O parâmetro τ_b agora é indistinguível quando os sexos são separados, e o parâmetro $\log(R_{\infty b})$ manteve a robustez vista em H1. Sobre as diferenças no punho, nos voluntários masculinos o P1 diferiu significativamente do P2 tanto para $\log(R_{0b})$ ($p = 0,018$) quanto para α_b ($p = 0,002$). Já nos voluntários femininos, o P2 diferiu significativamente do P1 para α_b ($p < 0,001$) e do P3 para $\log(R_{0b})$ ($p = 0,002$) e α_b ($p = 0,006$).

Na análise da H4 para o P1 (osso-músculo proximal), seguindo os resultados da H3, ambos os sexos apresentam o mesmo comportamento para $\log(R_{0b})$, sendo o ombro diferente das demais articulações ($p < 0,05$), e apenas os voluntários femininos para $\log(R_{\infty b})$, sendo o punho diferente ($p < 0,001$); os outros casos diferiram. Para os voluntários femininos, o α_b foi estatisticamente indistinguível ($p > 0,05$), e τ_b apresentou diferença significativa apenas entre cotovelo e ombro ($p = 0,042$). Já para os voluntários masculinos, as diferenças ficaram entre punho e joelho ($p = 0,003$) para $\log(R_{\infty b})$, punho e ombro ($p < 0,001$) para α_b e cotovelo e ombro ($p = 0,005$) para τ_b .

No P2 (osso-músculo distal), ambos os sexos tiveram o mesmo comportamento em relação ao parâmetro $\log(R_{\infty b})$, sendo o punho diferente das outras articulações, de acordo com o visto na H3 ($p < 0,05$). A relação observada em H3 para o parâmetro $\log(R_{0b})$ não é mais observada em nenhum grupo, passando a ser indistinguível para os voluntários femininos ($p > 0,05$), e apenas o cotovelo se diferenciando do ombro ($p = 0,005$) e do punho ($p = 0,006$) nos

voluntários masculinos. São indistinguíveis em todas as articulações ($p > 0,05$), α_b para ambos os sexos e τ_b para os voluntários femininos. Para os voluntários masculinos, o parâmetro τ_b distinguiu o punho do cotovelo ($p < 0,001$) e do joelho ($p = 0,021$).

No P3 (osso-osso), apenas o parâmetro τ_b replica os resultados da H3, não apresentando nenhuma diferença significativa entre as articulações para ambos os sexos ($p > 0,05$). Nos voluntários masculinos, apenas o ombro é diferente do joelho no parâmetro α_b ($p = 0,033$). Para os voluntários femininos, punho e ombro apresentam diferença significativa para os parâmetros $\log(R_{\infty_b})$ ($p = 0,003$), $\log(R_{0_b})$ ($p = 0,009$) e α_b ($p = 0,021$), punho e joelho ($p < 0,001$) no parâmetro $\log(R_{\infty_b})$, além de cotovelo e ombro ($p = 0,011$) no parâmetro α_b .

Por fim, a H5 demonstrou que o parâmetro $\log(R_{\infty_b})$ é o principal vetor das diferenças entre os sexos nos parâmetros de Cole. Diferente da análise da impedância, o modelo revelou diferenças significativas entre sexos no cotovelo (P1: $p < 0,001$; P2: $p = 0,049$), joelho ($p < 0,010$ em todos os protocolos) e ombro (P2: $p < 0,001$; P3: $p = 0,004$). Em todos esses casos, o grupo masculino apresentou menores valores. Notavelmente, para os parâmetros $\log(R_{0_b})$, α_b e τ_b , não foram detectadas diferenças entre os voluntários masculinos e femininos em nenhum dos 12 locais avaliados.

4.3 Discussão

A interpretação final dos dados exige um olhar comparativo entre as duas metodologias de análise aplicadas. Nesta seção, os resultados são discutidos de forma integrada, evidenciando como a modelagem de Cole atua como um filtro capaz de revelar variações biológicas anatômicas e diferenças entre os sexos que não são plenamente captadas pela impedância.

Para tanto, a interpretação dos resultados baseia-se no confronto direto entre as hipóteses testadas na impedância (Análise 1) e nos parâmetros de Cole (Análise 2), revelando como a modelagem de circuitos equivalentes refina a percepção dos fenômenos bioelétricos.

O confronto das análises para as hipóteses H1 e H2 mostra que, na impedância, o cotovelo e o punho apresentam diferenças significativas entre o P3 (osso-osso) e as configurações osso-músculo (P1 e P2), com variações que se manifestam de forma distinta entre os sexos. Contudo, a modelagem de Cole revelou que essa instabilidade protocolar é apenas no punho, afetando especificamente os parâmetros R_{0_b} e α_b . A estabilidade dos parâmetros para o cotovelo na Análise

2 sugere que a variação observada na impedância para esse segmento não decorre de alterações nas propriedades dielétricas intrínsecas dos tecidos, mas sim de oscilações na magnitude total que o modelo de Cole é capaz de dissociar e isolar em seus componentes específicos.

A análise da H3 evidencia que a impedância sintetiza informações que o modelo de Cole consegue dissociar. No P1, enquanto a impedância destacou apenas o ombro como singular, a Análise 2 demonstrou que essa singularidade é restrita à R_{0b} . Paralelamente, o parâmetro $R_{\infty b}$ revelou que o punho é o segmento mais distinto em termos de resistência intracelular e volume total de condutores, um detalhe que permanecia oculto na análise da impedância.

Nos protocolos 2 e 3, as diferenças entre as articulações também são dissociadas entre os parâmetros do modelo, fato também observado na análise da H4. É notável que, conforme visto no grupo masculino para a H4 no P3, a impedância indicou que quase todas as articulações diferiam entre si, com exceção do par cotovelo Joelho. No entanto, a modelagem de Cole revelou diferença apenas no parâmetro α_b para o par Joelho-Ombro. Este é mais um exemplo de como o modelo de Cole atua na dissociação das diferenças, permitindo identificar em qual componente do circuito equivalente a variação anatômica de fato se manifesta.

A discrepância mais significativa entre as duas etapas de análise reside na Hipótese 5. Enquanto a Análise 1 sugeriu independência do sexo nos valores absolutos de impedância, a Análise 2 revelou uma diferença mais suscetível a variações de posicionamento e seletiva entre os sexos. O fato de a diferença ter se manifestado exclusivamente no parâmetro $R_{\infty b}$, e não em R_{0b} , α_b ou τ_b , indica que a diferença entre os sexos nas articulações é determinado primordialmente pelo volume total de condutores e pela massa muscular (água intracelular), e não por diferenças intrínsecas na organização tecidual ou na dinâmica de relaxamento das membranas.

Assim, a aplicação do modelo de Cole demonstrou ser uma etapa necessária para dissociar componentes resistivos e dispersivos para a análise da bioimpedância articular, atuando como um filtro capaz de revelar as diferenças entre os sexos e a especificidade anatômica que permanecem ocultas na análise da impedância.

No contexto da aplicação em dispositivos de iontoforese, os resultados obtidos fornecem subsídios para o dimensionamento do *hardware*. Visto que tais dispositivos operam como fontes de corrente, a manutenção da intensidade selecionada depende da capacidade da fonte em vencer a carga imposta pelo tecido. A robustez do Joelho ao protocolo de posicionamento indica que, nesta articulação, a tensão do dispositivo tenderá a permanecer estável, garantindo a en-

trega do fármaco no tempo previsto. Por outro lado, a alta sensibilidade do punho sugere que um posicionamento inadequado pode elevar a impedância a níveis que desafiem a tensão máxima de saída do equipamento, resultando em correntes inferiores à requisitada e, consequentemente, na necessidade de sessões mais longas para atingir a dosagem terapêutica. Além disso, a diferença associada ao sexo identificada no parâmetro R_{∞_b} (com valores significativamente menores no grupo masculino) implica que voluntários do sexo feminino impõem uma carga resistiva maior ao sistema em determinadas articulações. Na prática, isso significa que o projeto de dispositivos de iontoforese deve prever uma reserva de tensão suficiente para atender ambos os sexos, ou alertar o clínico de que, em grupos com maior impedância, o tempo de aplicação precisará ser estendido para compensar uma possível limitação na entrega de corrente.

Conclusões

Este trabalho caracterizou o comportamento da bioimpedância em múltiplas frequências, articulações e protocolos de posicionamento, utilizando os LMM para decifrar a complexa interação entre esses fatores e o sexo.

Os resultados demonstram que a bioimpedância articular é governada por interações de 2 e 3 vias. Enquanto a análise da impedância apresentou um R^2 Condicional = 96,1%, a decomposição nos parâmetros de Cole revelou uma dinâmica distinta. Diferente da impedância, que é uma medida física direta, os parâmetros de Cole são variáveis latentes, grandezas não observadas diretamente, mas inferidas via modelagem matemática. Por essa natureza, variáveis como $\log(R_{\infty_b})$, $\log(R_{0_b})$, α_b e τ_b são naturalmente mais sensíveis à variabilidade biológica individual e a incertezas do processo de estimação, o que reflete em uma menor proporção de variância explicada pelos modelos (entre 36,1% e 56,6%). Contudo, essa redução no poder explicativo estatístico é compensada por um ganho na especificidade biológica, permitindo identificar detalhes que o sinal de impedância global tende a omitir.

O estudo confirmou que a sensibilidade ao protocolo de posicionamento é dependente da articulação avaliada, sendo o joelho a estrutura mais robusta e o punho a mais sensível às variações de posicionamento em parâmetros extracelulares e de dispersão.

A principal contribuição deste estudo reside na demonstração de que a modelagem de circuitos equivalentes (Cole) apresenta maior sensibilidade que a análise da impedância para a detecção de variações biológicas sutis. Enquanto a impedância sugeriu um comportamento similar entre homens e mulheres, a modelagem de Cole revelou uma diferença robusta e seletiva entre os sexos, concentrada exclusivamente no parâmetro R_{∞_b} . Este achado permite concluir que a diferença bioelétrica entre os sexos nas articulações é determinada pela magnitude volu-

métrica e massa muscular (quantidade), enquanto as propriedades de heterogeneidade tecidual e relaxamento de membrana (qualidade) permanecem independentes do sexo.

Adicionalmente, a análise do P3 (osso-osso) revelou que, embora segmentos como o cotovelo e o punho apresentem magnitudes de impedância significativamente distintas, a modelagem de Cole identificou similaridades em seus parâmetros. No contexto deste estudo, esse achado sugere que o modelo possui a capacidade de isolar características da composição tecidual, mitigando a influência das variações volumétricas que predominam na impedância.

Por fim, os valores de ICC encontrados (0,139 a 0,410) ratificam a importância da utilização de modelos mistos, evidenciando que uma parcela significativa da variância decorre da individualidade biológica dos voluntários, especialmente para a R_{0b} e para τ_b .

No que tange à aplicação prática, este trabalho fornece as bases para o desenvolvimento de sistemas de iontoforese articular mais eficientes. Como esses dispositivos operam como fontes de corrente, a viabilidade técnica da terapia depende da capacidade da fonte em vencer a impedância do tecido sem atingir sua tensão máxima. Os achados revelam que a maior carga resistiva identificada no grupo feminino e a dependência do posicionamento no punho representam cenários críticos de projeto. Nessas condições, o limite de tensão do *hardware* pode impedir a manutenção da corrente solicitada, resultando em uma possível subdosagem do fármaco. Portanto, os resultados permitem concluir que o dimensionamento da tensão máxima e a definição dos tempos de exposição devem ser fundamentados na especificidade da articulação, garantindo que a dose terapêutica alvo seja atingida mesmo em cenários de alta impedância.

5.1 Trabalhos Futuros

Para trabalhos futuros sugere-se:

- Incluir na análise variáveis antropométricas como idade e IMC, a fim de quantificar sua contribuição na variabilidade individual (efeito aleatório) observada nos modelos.
- Realizar um estudo focado no joelho para entender por que esta articulação se mostrou "imune" ao protocolo de posicionamento, possivelmente devido à grande influência do líquido sinovial ou da patela.

Referências Bibliográficas

- Abhishek, A. e Doherty, M. (2013). Mechanisms of the placebo response in pain in osteoarthritis. *Osteoarthritis and cartilage*, 21(9):1229–1235.
- Amini, M., Hisdal, J., e Kalvøy, H. (2018). Applications of bioimpedance measurement techniques in tissue engineering. *Journal of electrical bioimpedance*, 9(1):142.
- Anand, G., Yu, Y., Lowe, A., e Kalra, A. (2021). Bioimpedance analysis as a tool for hemodynamic monitoring: overview, methods and challenges. *Physiological measurement*, 42(3):03TR01.
- Bhardwaj, P., Rai, D. V., Garg, M. L., e Mohanty, B. P. (2018). Potential of electrical impedance spectroscopy to differentiate between healthy and osteopenic bone. *Clinical Biomechanics*, 57:81–88.
- Bora, D. J. e Dasgupta, R. (2020). Various skin impedance models based on physiological stratification. *IET systems biology*, 14(3):147–159.
- Brown, V. A. (2021). An introduction to linear mixed-effects modeling in r. *Advances in Methods and Practices in Psychological Science*, 4(1):2515245920960351.
- Brysbaert, M. e Debeer, D. (2025). How to run linear mixed effects analysis for pairwise comparisons? a tutorial and a proposal for the calculation of standardized effect sizes. *Journal of Cognition*, 8(1):5.
- Cole, K. S. (1928). Electric impedance of suspensions of spheres. *The Journal of general physiology*, 12(1):29.

- Cole, K. S. (1940). Permeability and impermeability of cell membranes for ions. In *Cold Spring Harbor symposia on quantitative biology*, volume 8, pp. 110–122. Cold Spring Harbor Laboratory Press.
- Cole, K. S. e Cole, R. H. (1941). Dispersion and absorption in dielectrics i. alternating current characteristics. *The Journal of chemical physics*, 9(4):341–351.
- Crofford, L. J. (2013). Use of nsoids in treating patients with arthritis. *Arthritis research & therapy*, 15:1–10.
- Debye, P. J. W. (1913). *Zur Theorie der anomalen Dispersion im Gebiete der langwelligen elektrischen Strahlung*. Druck von Friedr. Vieweg & Sohn.
- Descarpack Produtos Descartáveis (2024). Eletrodo p/ ecg descartável adulto - descarpack. Acesso em: 8 jun. 2025.
- Ehtiati, K., Eiler, J., Bochynska, A., Nissen, L. L., Strøbech, E., Nielsen, L. F., e Thormann, E. (2023). Skin and artificial skin models in electrical sensing applications. *ACS Applied Bio Materials*, 6(8):3033–3051.
- Fallon, E. A. (2023). Prevalence of diagnosed arthritis—united states, 2019–2021. *MMWR. Morbidity and mortality weekly report*, 72.
- Fausto, M. A., Carneiro, M., Antunes, C. M. d. F., Pinto, J. A., e Colosimo, E. A. (2008). O modelo de regressão linear misto para dados longitudinais: uma aplicação na análise de dados antropométricos desbalanceados. *Cadernos de Saúde Pública*, 24(3):513–524.
- Freeborn, T. J. e Critcher, S. (2021). Cole-impedance model representations of right-side segmental arm, leg, and full-body bioimpedances of healthy adults: Comparison of fractional-order. *Fractal and Fractional*, 5(1):13.
- Freitas, A. R., FERREIRA, R. d. P., e Moreira, A. (2011). Análises de dados de medidas repetidas por meio do modelo linear geral e do modelo misto. *Revista de Ciências Agrárias*, 54(3):214–224.
- Fricke, H. e Morse, S. (1925). The electric resistance and capacity of blood for frequencies between 800 and $41\frac{1}{2}$ million cycles. *The Journal of general physiology*, 9(2):153.

- Friedewald, V. E., Bennett, J. S., Christo, J. P., Pool, J. L., Scheiman, J. M., Simon, L. S., Strand, V., White, W. B., Williams, G. W., e Roberts, W. C. (2010). Ajc editor's consensus: Selective and nonselective nonsteroidal anti-inflammatory drugs and cardiovascular risk. *American Journal of Cardiology*, 106(6):873–884.
- Ghita, M., Neckebroek, M., Juchem, J., Copot, D., Muresan, C. I., e Ionescu, C. M. (2020). Bioimpedance sensor and methodology for acute pain monitoring. *Sensors*, 20(23):6765.
- Goldberg, D. E. (1989). *Genetic Algorithms in Search, Optimization, and Machine Learning*. Addison-Wesley, Reading, MA.
- Gratieri, T., Gelfuso, G. M., e Lopez, R. F. V. (2008). Princípios básicos e aplicação da iontoforese na penetração cutânea de fármacos. *Química Nova*, 31(6):1490–1498.
- Grimnes, S. e Martinsen, O. G. (2004). Cole electrical impedance model-a critique and an alternative. *IEEE transactions on biomedical engineering*, 52(1):132–135.
- Grimnes, S. e Martinsen, Ø. G. (2006). Bioimpedance. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*.
- Grimnes, S. e Ørjan G Martinsen (2015). Chapter 7 - electrodes. In Grimnes, S. e Ørjan G Martinsen, editores, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics (Third Edition)*, pp. 179–254. Academic Press, Oxford, third edition edio.
- Guyton, A. C. e Hall, J. E. (2006). *Tratado de Fisiologia Médica*. Elsevier Brasil, Rio de Janeiro, 11 edio.
- Hai, L. M., Thuong, N. T., e Tuan, V. N. (2016). 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.
- Hall, S. J. (2016). *Biomecânica Básica*. Guanabara Koogan, Rio de Janeiro, 7 edio.
- Hootman, J. M., Helmick, C. G., Barbour, K. E., Theis, K. A., e Boring, M. A. (2016). Updated projected prevalence of self-reported doctor-diagnosed arthritis and arthritis-attributable activity limitation among us adults, 2015–2040. *Arthritis & rheumatology*, 68(7):1582–1587.
- Kyle, U. G., Genton, L., Slosman, D. O., e Pichard, C. (2001). Fat-free and fat mass percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years. *Nutrition*, 17(7-8):534–541.

- Lin, M. C., Hu, D., Marmor, M., Herfat, S. T., Bahney, C. S., e Maharbiz, M. M. (2019). Smart bone plates can monitor fracture healing. *Scientific Reports*, 9(1):2122.
- Lintsi, M., Kaarma, H., e Kull, I. (2004). Comparison of hand-to-hand bioimpedance and anthropometry equations versus dual-energy x-ray absorptiometry for the assessment of body fat percentage in 17–18-year-old conscripts. *Clinical physiology and functional imaging*, 24(2):85–90.
- Mabrouk, S., Hersek, S., Jeong, H. K., Whittingslow, D., Ganti, V. G., Wolkoff, P., e Inan, O. T. (2019). Robust longitudinal ankle edema assessment using wearable bioimpedance spectroscopy. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(4):1019–1029.
- Maciel, A. (2001). Modelagem de articulações para humanos virtuais baseada em anatomia. Dissertao, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. Dissertação de Mestrado em Ciência da Computação.
- Martinsen, O. G. e Heiskanen, A. (2014). *Bioimpedance and bioelectricity basics*. Elsevier.
- Medrano, G., Ubl, A., Zimmermann, N., Gries, T., e Leonhardt, S. (2007). 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.
- Mohsen, M., Said, L. A., Madian, A. H., Radwan, A. G., e Elwakil, A. S. (2021). Fractional-order bio-impedance modeling for interdisciplinary applications: A review. *IEEE access*, 9:33158–33168.
- Naranjo-Hernández, D., Reina-Tosina, J., e Min, M. (2019). Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications. *Journal of Sensors*, 2019(1):9210258.
- Nocedal, J. e Wright, S. J. (2006). *Numerical Optimization*. Springer, New York, 2 edio.
- Nwokoye, I. I. e Triantis, I. F. (2024). A 3 mhz low-error adaptive howland current source for high-frequency bioimpedance applications. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 24(13):4357.

- Ojarand, J., Priidel, E., e Min, M. (2022). Derivation of bioimpedance model data utilizing a compact analyzer and two capacitive electrodes: a forearm example. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 16(5):891–901.
- Piccoli, A., Pillon, L., e Dumler, F. (2002). Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the united states: standard reference intervals as bivariate z scores. *Nutrition*, 18(2):153–167.
- Pietrafesa, P. A., Pietrafesa, J. P., et al. (2022). Modelos lineares mistos como ferramenta estatística para análise do índice de desempenho dos municípios do estado de goiás. *DRd-Desenvolvimento Regional em debate*, 12:167–186.
- Rigby, J. H., Mortensen, B. B., e Draper, D. O. (2015). Wireless versus wired iontophoresis for treating patellar tendinopathy: a randomized clinical trial. *Journal of athletic training*, 50(11):1165–1173.
- Shen, X. e Lu, Q. (2025). Consistency of restricted maximum likelihood estimators in high-dimensional kernel linear mixed-effects models with applications in estimating genetic heritability. *Mathematics*, 13(15):2363.
- Staffa, S. J. e Zurakowski, D. (2020). Strategies in adjusting for multiple comparisons: a primer for pediatric surgeons. *Journal of Pediatric Surgery*, 55(9):1699–1705.
- Stupin, D. D., Kuzina, E. A., Abelit, A. A., Emelyanov, A. K., Nikolaev, D. M., Ryazantsev, M. N., Koniakhin, S. V., e Dubina, M. V. (2021). Bioimpedance spectroscopy: basics and applications. *ACS Biomaterials Science & Engineering*, 7(6):1962–1986.
- Sung, R., Lau, P., Yu, C., Lam, P., e Nelson, E. (2001). Measurement of body fat using leg to leg bioimpedance. *Archives of disease in childhood*, 85(3):263–267.
- Turchetti, G., Bellelli, S., e Mosca, M. (2014). The social cost of rheumatoid arthritis in italy: the results of an estimation exercise. *Reumatismo*, 65(6):271–277.
- Van Beek, L. (1960). The maxwell-wagner-sillars effect, describing apparent dielectric loss in inhomogeneous media. *Physica*, 26(1):66–68.
- West, B. T., Welch, K. B., e Galecki, A. T. (2022). *Linear mixed models: a practical guide using statistical software*. Chapman and Hall/CRC.

Ye, X., Wu, L., Mao, K., Feng, Y., Li, J., Ning, L., e Chen, J. (2022). Bioimpedance measurement of knee injuries using bipolar electrode configuration. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 16(5):962–971.

Zygote Media Group, I. (2024). Zygotebody. Acesso em: 18 out. 2025.

Tabelas da análise da impedância

A.1 Articulação x Protocolo

Tabela A.1: EMMs e intervalos de confiança (95%) por grupo para a interação Articulação x Protocolo.

Articulação	Protocolo	Média	SE	df	95% IC	
					Lower	Upper
Cotovelo	1	3,71	0,0103	48	3,69	3,73
Cotovelo	2	3,72	0,0103	48	3,70	3,74
Cotovelo	3	3,67	0,0103	48	3,65	3,70
Joelho	1	3,72	0,0103	48	3,70	3,74
Joelho	2	3,72	0,0103	48	3,70	3,74
Joelho	3	3,71	0,0103	48	3,69	3,73
Ombro	1	3,65	0,0103	48	3,63	3,67
Ombro	2	3,67	0,0103	48	3,64	3,69
Ombro	3	3,64	0,0103	48	3,62	3,66
Punho	1	3,72	0,0103	48	3,70	3,75
Punho	2	3,75	0,0103	48	3,73	3,77
Punho	3	3,79	0,0103	48	3,77	3,81

Abreviaturas: SE = Erro padrão; df = graus de liberdade.

Tabela A.2: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação entre todos os voluntários (H1), com correção de Tukey.

Comparação					Diferença	SE	t	df	valor-p
Art	Prot	vs	Art	Prot					
Cotovelo	1	-	Cotovelo	2	-0,006910	0,00742	-0,931	14656	0,999
Cotovelo	1	-	Cotovelo	3	0,037840	0,00742	5,100	14656	< 0,001
Cotovelo	2	-	Cotovelo	3	0,044750	0,00742	6,032	14656	< 0,001
Joelho	1	-	Joelho	2	-0,000561	0,00742	-0,076	14656	1,000
Joelho	1	-	Joelho	3	0,010220	0,00742	1,377	14656	0,968
Joelho	2	-	Joelho	3	0,010780	0,00742	1,453	14656	0,953
Ombro	1	-	Ombro	2	-0,016100	0,00742	-2,170	14656	0,571
Ombro	1	-	Ombro	3	0,009510	0,00742	1,282	14656	0,981
Ombro	2	-	Ombro	3	0,025610	0,00742	3,452	14656	0,028
Punho	1	-	Punho	2	-0,023810	0,00742	-3,210	14656	0,060
Punho	1	-	Punho	3	-0,061100	0,00742	-8,235	14656	< 0,001
Punho	2	-	Punho	3	-0,037290	0,00742	-5,026	14656	< 0,001

Abreviaturas: SE = Erro padrão; t = estatística t; df = graus de liberdade.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela A.3: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo com todos os voluntários (H3), com correção de Tukey.

Comparação					Diferença	SE	t	df	valor-p
Art	Prot	vs	Art	Prot					
Cotovelo	1	-	Joelho	1	-0,01103	0,00742	-1,487	14656	0,944
Cotovelo	1	-	Ombro	1	0,06287	0,00742	8,473	14656	< 0,001
Cotovelo	1	-	Punho	1	-0,01258	0,00742	-1,696	14656	0,871
Joelho	1	-	Ombro	1	0,07390	0,00742	9,960	14656	< 0,001
Joelho	1	-	Punho	1	-0,00155	0,00742	-0,209	14656	1,000
Ombro	1	-	Punho	1	-0,07545	0,00742	-10,169	14656	< 0,001
Cotovelo	2	-	Joelho	2	-0,00469	0,00742	-0,632	14656	1,000
Cotovelo	2	-	Ombro	2	0,05367	0,00742	7,234	14656	< 0,001
Cotovelo	2	-	Punho	2	-0,02949	0,00742	-3,974	14656	0,004
Joelho	2	-	Ombro	2	0,05836	0,00742	7,866	14656	< 0,001
Joelho	2	-	Punho	2	-0,02480	0,00742	-3,343	14656	0,040
Ombro	2	-	Punho	2	-0,08316	0,00742	-11,208	14656	< 0,001
Cotovelo	3	-	Joelho	3	-0,03866	0,00742	-5,210	14656	< 0,001
Cotovelo	3	-	Ombro	3	0,03454	0,00742	4,655	14656	< 0,001
Cotovelo	3	-	Punho	3	-0,11152	0,00742	-15,032	14656	< 0,001
Joelho	3	-	Ombro	3	0,07319	0,00742	9,865	14656	< 0,001
Joelho	3	-	Punho	3	-0,07287	0,00742	-9,821	14656	< 0,001
Ombro	3	-	Punho	3	-0,14606	0,00742	-19,686	14656	< 0,001

Abreviaturas: SE = Erro padrão; t = estatística t; df = graus de liberdade.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

A.2 Sexo x Articulação x Protocolo

Tabela A.4: EMMs e intervalos de confiança (95%) por grupo para interação Sexo x Articulação x Protocolo.

Sexo	Articulação	Protocolo	Média	SE	df	95% IC	
						Lower	Upper
M	Cotovelo	1	3,67	0,0146	48	3,65	3,70
M	Cotovelo	2	3,70	0,0146	48	3,67	3,73
M	Cotovelo	3	3,66	0,0146	48	3,63	3,69
M	Joelho	1	3,69	0,0146	48	3,66	3,72
M	Joelho	2	3,69	0,0146	48	3,66	3,72
M	Joelho	3	3,68	0,0146	48	3,65	3,70
M	Ombro	1	3,64	0,0146	48	3,61	3,67
M	Ombro	2	3,63	0,0146	48	3,60	3,66
M	Ombro	3	3,60	0,0146	48	3,57	3,63
M	Punho	1	3,71	0,0146	48	3,68	3,73
M	Punho	2	3,73	0,0146	48	3,70	3,76
M	Punho	3	3,78	0,0146	48	3,75	3,80
F	Cotovelo	1	3,75	0,0146	48	3,72	3,78
F	Cotovelo	2	3,74	0,0146	48	3,71	3,77
F	Cotovelo	3	3,69	0,0146	48	3,66	3,72
F	Joelho	1	3,76	0,0146	48	3,73	3,79
F	Joelho	2	3,76	0,0146	48	3,73	3,79
F	Joelho	3	3,75	0,0146	48	3,72	3,78
F	Ombro	1	3,66	0,0146	48	3,63	3,69
F	Ombro	2	3,70	0,0146	48	3,67	3,73
F	Ombro	3	3,68	0,0146	48	3,65	3,71
F	Punho	1	3,74	0,0146	48	3,71	3,77
F	Punho	2	3,77	0,0146	48	3,74	3,80
F	Punho	3	3,80	0,0146	48	3,77	3,83

Abreviaturas: SE = Erro padrão; df = graus de liberdade; M = masculino; F = feminino.

Tabela A.5: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação, separados por sexo (H2), com correção de Tukey.

Comparação											
Sexo	Art	Prot	vs	Sexo	Art	Prot	Diferença	SE	t	df	valor-p
M	Cotovelo	1	-	M	Cotovelo	2	-0,02739	0,0105	-2,610	14656	0,589
M	Cotovelo	1	-	M	Cotovelo	3	0,01450	0,0105	1,382	14656	1,000
M	Cotovelo	2	-	M	Cotovelo	3	0,04188	0,0105	3,992	14656	0,014
M	Joelho	1	-	M	Joelho	2	-0,00217	0,0105	-0,207	14656	1,000
M	Joelho	1	-	M	Joelho	3	0,01372	0,0105	1,307	14656	1,000
M	Joelho	2	-	M	Joelho	3	0,01588	0,0105	1,514	14656	0,998
M	Ombro	1	-	M	Ombro	2	0,00758	0,0105	0,722	14656	1,000
M	Ombro	1	-	M	Ombro	3	0,03334	0,0105	3,178	14656	0,193
M	Ombro	2	-	M	Ombro	3	0,02577	0,0105	2,456	14656	0,710
M	Punho	1	-	M	Punho	2	-0,02448	0,0105	-2,333	14656	0,795
M	Punho	1	-	M	Punho	3	-0,06986	0,0105	-6,658	14656	< 0,001
M	Punho	2	-	M	Punho	3	-0,04538	0,0105	-4,325	14656	0,004
F	Cotovelo	1	-	F	Cotovelo	2	0,01357	0,0105	1,293	14656	1,000
F	Cotovelo	1	-	F	Cotovelo	3	0,06119	0,0105	5,832	14656	< 0,001
F	Cotovelo	2	-	F	Cotovelo	3	0,04762	0,0105	4,538	14656	0,001
F	Joelho	1	-	F	Joelho	2	0,00105	0,0105	0,100	14656	1,000
F	Joelho	1	-	F	Joelho	3	0,00672	0,0105	0,641	14656	1,000
F	Joelho	2	-	F	Joelho	3	0,00568	0,0105	0,541	14656	1,000
F	Ombro	1	-	F	Ombro	2	-0,03978	0,0105	-3,791	14656	0,029
F	Ombro	1	-	F	Ombro	3	-0,01432	0,0105	-1,365	14656	1,000
F	Ombro	2	-	F	Ombro	3	0,02546	0,0105	2,427	14656	0,731
F	Punho	1	-	F	Punho	2	-0,02315	0,0105	-2,206	14656	0,868
F	Punho	1	-	F	Punho	3	-0,05234	0,0105	-4,988	14656	< 0,001
F	Punho	2	-	F	Punho	3	-0,02919	0,0105	-2,782	14656	0,451

Abreviaturas: SE = Erro padrão; t = estatística t; df = graus de liberdade; M = masculino; F = feminino.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela A.6: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo, separados por sexo (H4), com correção de Tukey.

Comparação							Diferença	SE	t	df	valor-p
Sexo	Art	Prot	vs	Sexo	Art	Prot					
M	Cotovelo	1	-	M	Joelho	1	-0,0146	0,0105	-1,388	14656	1,000
M	Cotovelo	1	-	M	Ombro	1	0,0383	0,0105	3,654	14656	0,047
M	Cotovelo	1	-	M	Punho	1	-0,0308	0,0105	-2,937	14656	0,336
M	Joelho	1	-	M	Ombro	1	0,0529	0,0105	5,042	14656	<0,001
M	Joelho	1	-	M	Punho	1	-0,0163	0,0105	-1,549	14656	0,998
M	Ombro	1	-	M	Punho	1	-0,0692	0,0105	-6,591	14656	<0,001
M	Cotovelo	2	-	M	Joelho	2	0,0107	0,0105	1,016	14656	1,000
M	Cotovelo	2	-	M	Ombro	2	0,0733	0,0105	6,986	14656	<0,001
M	Cotovelo	2	-	M	Punho	2	-0,0279	0,0105	-2,661	14656	0,548
M	Joelho	2	-	M	Ombro	2	0,0627	0,0105	5,971	14656	<0,001
M	Joelho	2	-	M	Punho	2	-0,0386	0,0105	-3,676	14656	0,044
M	Ombro	2	-	M	Punho	2	-0,1012	0,0105	-9,646	14656	<0,001
M	Cotovelo	3	-	M	Joelho	3	-0,0153	0,0105	-1,462	14656	0,999
M	Cotovelo	3	-	M	Ombro	3	0,0572	0,0105	5,450	14656	<0,001
M	Cotovelo	3	-	M	Punho	3	-0,1152	0,0105	-10,977	14656	<0,001
M	Joelho	3	-	M	Ombro	3	0,0725	0,0105	6,912	14656	<0,001
M	Joelho	3	-	M	Punho	3	-0,0998	0,0105	-9,515	14656	<0,001
M	Ombro	3	-	M	Punho	3	-0,1724	0,0105	-16,427	14656	<0,001
F	Cotovelo	1	-	F	Joelho	1	-0,0075	0,0105	-0,715	14656	1,000
F	Cotovelo	1	-	F	Ombro	1	0,0874	0,0105	8,329	14656	<0,001
F	Cotovelo	1	-	F	Punho	1	0,0057	0,0105	0,539	14656	1,000
F	Joelho	1	-	F	Ombro	1	0,0949	0,0105	9,044	14656	<0,001
F	Joelho	1	-	F	Punho	1	0,0132	0,0105	1,254	14656	1,000
F	Ombro	1	-	F	Punho	1	-0,0817	0,0105	-7,790	14656	<0,001
F	Cotovelo	2	-	F	Joelho	2	-0,0200	0,0105	-1,909	14656	0,968
F	Cotovelo	2	-	F	Ombro	2	0,0340	0,0105	3,245	14656	0,163
F	Cotovelo	2	-	F	Punho	2	-0,0311	0,0105	-2,960	14656	0,320
F	Joelho	2	-	F	Ombro	2	0,0541	0,0105	5,153	14656	<0,001
F	Joelho	2	-	F	Punho	2	-0,0110	0,0105	-1,051	14656	1,000
F	Ombro	2	-	F	Punho	2	-0,0651	0,0105	-6,205	14656	<0,001
F	Cotovelo	3	-	F	Joelho	3	-0,0620	0,0105	-5,906	14656	<0,001
F	Cotovelo	3	-	F	Ombro	3	0,0119	0,0105	1,133	14656	1,000
F	Cotovelo	3	-	F	Punho	3	-0,1079	0,0105	-10,280	14656	<0,001
F	Joelho	3	-	F	Ombro	3	0,0739	0,0105	7,039	14656	<0,001
F	Joelho	3	-	F	Punho	3	-0,0459	0,0105	-4,375	14656	0,003
F	Ombro	3	-	F	Punho	3	-0,1198	0,0105	-11,414	14656	<0,001

Abreviaturas: SE = Erro padrão; t = estatística t; df = graus de liberdade; M = masculino; F = feminino.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela A.7: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre cada uma das 12 posições anatômicas entre voluntários do sexo masculino e feminino (H5), com correção de Tukey.

Comparação											
Sexo	Art	Prot	vs	Sexo	Art	Prot	Diferença	SE	t	df	valor-p
M	Cotovelo	1	-	F	Cotovelo	1	-0,0752	0,0207	-3,638	48	0,087
M	Cotovelo	2	-	F	Cotovelo	2	-0,0343	0,0207	-1,657	48	0,990
M	Cotovelo	3	-	F	Cotovelo	3	-0,0285	0,0207	-1,380	48	0,999
M	Joelho	1	-	F	Joelho	1	-0,0682	0,0207	-3,296	48	0,189
M	Joelho	2	-	F	Joelho	2	-0,0650	0,0207	-3,141	48	0,258
M	Joelho	3	-	F	Joelho	3	-0,0752	0,0207	-3,634	48	0,087
M	Ombro	1	-	F	Ombro	1	-0,0262	0,0207	-1,265	48	1,000
M	Ombro	2	-	F	Ombro	2	-0,0735	0,0207	-3,555	48	0,106
M	Ombro	3	-	F	Ombro	3	-0,0738	0,0207	-3,570	48	0,102
M	Punho	1	-	F	Punho	1	-0,0388	0,0207	-1,874	48	0,962
M	Punho	2	-	F	Punho	2	-0,0374	0,0207	-1,809	48	0,973
M	Punho	3	-	F	Punho	3	-0,0212	0,0207	-1,026	48	1,000

Abreviaturas: SE = Erro padrão; t = estatística t; df = graus de liberdade; M = masculino; F = feminino.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabelas da análise do circuito equivalente

B.1 Articulação x Protocolo

Tabela B.1: EMMs para a interação Articulação $\times$ Protocolo de todos os parâmetros bioelétricos.

Articulação	Protocolo	$\log(R_{\infty_b})$ (SE = 0,022)	$\log(R_{0_b})$ (SE = 0,055)	α_b (SE = 0,0051)	τ_b (SE = 0,0021)
Cotovelo	1	2,53	5,74	0,878	0,0247
Cotovelo	2	2,54	5,71	0,884	0,0216
Cotovelo	3	2,47	5,67	0,883	0,0208
Joelho	1	2,58	5,72	0,890	0,0215
Joelho	2	2,52	5,70	0,883	0,0197
Joelho	3	2,57	5,72	0,889	0,0206
Ombro	1	2,51	5,31	0,862	0,0110
Ombro	2	2,55	5,40	0,873	0,0135
Ombro	3	2,53	5,47	0,860	0,0187
Punho	1	2,32	5,74	0,899	0,0176
Punho	2	2,34	5,45	0,855	0,0094
Punho	3	2,40	5,78	0,891	0,0171

Abreviações: SE = Erro Padrão da Média.

Nota: Valores expressos como Média.

Tabela B.2: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação entre todos os voluntários (H1) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.

Comparação				$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
Art	Prot	vs Art	Prot	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)
Cot	1	- Cot	2	-0,0089 (1,000)	0,0244 (1,000)	-0,0055 (1,000)	0,0032 (0,978)
Cot	1	- Cot	3	0,0653 (0,508)	0,0741 (0,985)	-0,0048 (1,000)	0,0039 (0,905)
Cot	2	- Cot	3	0,0742 (0,303)	0,0498 (1,000)	0,0007 (1,000)	0,0007 (1,000)
Joe	1	- Joe	2	0,0665 (0,479)	0,0179 (1,000)	0,0072 (0,995)	0,0018 (1,000)
Joe	1	- Joe	3	0,0103 (1,000)	-0,0057 (1,000)	0,0003 (1,000)	0,0009 (1,000)
Joe	2	- Joe	3	-0,0562 (0,730)	-0,0236 (1,000)	-0,0069 (0,997)	-0,0009 (1,000)
Omb	1	- Omb	2	-0,0405 (0,963)	-0,0980 (0,893)	-0,0103 (0,923)	-0,0025 (0,997)
Omb	1	- Omb	3	-0,0200 (1,000)	-0,1630 (0,218)	0,0021 (1,000)	-0,0077 (0,070)
Omb	2	- Omb	3	0,0204 (1,000)	-0,0650 (0,995)	0,0123 (0,778)	-0,0052 (0,595)
Pnh	1	- Pnh	2	-0,0162 (1,000)	0,2947 (<0,001)	0,0434 (<0,001)	0,0082 (0,036)
Pnh	1	- Pnh	3	-0,0749 (0,289)	-0,0425 (1,000)	0,0080 (0,987)	0,0005 (1,000)
Pnh	2	- Pnh	3	-0,0588 (0,670)	-0,3372 (<0,001)	-0,0353 (<0,001)	-0,0077 (0,068)

Abreviaturas: Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; Pnh = Punho; Dif = Diferença entre médias.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela B.3: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo com todos os voluntários (H3) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.

Comparação				$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
Art	Prot	vs Art	Prot	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)
Cot	1	- Joe	1	-0,0498 (0,857)	0,0227 (1,000)	-0,0115 (0,849)	0,0033 (0,972)
Cot	1	- Omb	1	0,0262 (0,999)	0,4339 (<0,001)	0,0159 (0,397)	0,0138 (<0,001)
Cot	1	- Pnh	1	0,2126 (<0,001)	-0,0007 (1,000)	-0,0203 (0,093)	0,0071 (0,132)
Joe	1	- Omb	1	0,0760 (0,269)	0,4113 (<0,001)	0,0274 (0,002)	0,0105 (0,001)
Joe	1	- Pnh	1	0,2624 (<0,001)	-0,0233 (1,000)	-0,0088 (0,974)	0,0039 (0,909)
Omb	1	- Pnh	1	0,1864 (<0,001)	-0,4346 (<0,001)	-0,0362 (<0,001)	-0,0066 (0,210)
Cot	2	- Joe	2	0,0256 (0,999)	0,0162 (1,000)	0,0012 (1,000)	0,0018 (1,000)
Cot	2	- Omb	2	-0,0054 (1,000)	0,3115 (<0,001)	0,0112 (0,869)	0,0081 (0,043)
Cot	2	- Pnh	2	0,2053 (<0,001)	0,2697 (<0,001)	0,0286 (0,001)	0,0122 (<0,001)
Joe	2	- Omb	2	-0,0310 (0,996)	0,2953 (<0,001)	0,0099 (0,938)	0,0063 (0,295)
Joe	2	- Pnh	2	0,1797 (<0,001)	0,2535 (0,002)	0,0273 (0,002)	0,0103 (0,002)
Omb	2	- Pnh	2	0,2107 (<0,001)	-0,0418 (1,000)	0,0174 (0,261)	0,0041 (0,872)
Cot	3	- Joe	3	-0,1048 (0,017)	-0,0572 (0,998)	-0,0064 (0,998)	0,0003 (1,000)
Cot	3	- Omb	3	-0,0592 (0,661)	0,1968 (0,050)	0,0228 (0,031)	0,0022 (0,999)
Cot	3	- Pnh	3	0,0724 (0,342)	-0,1173 (0,719)	-0,0075 (0,993)	0,0037 (0,928)
Joe	3	- Omb	3	0,0457 (0,915)	0,2540 (0,002)	0,0291 (<0,001)	0,0019 (1,000)
Joe	3	- Pnh	3	0,1772 (<0,001)	-0,0600 (0,998)	-0,0011 (1,000)	0,0035 (0,955)
Omb	3	- Pnh	3	0,1315 (<0,001)	-0,3140 (<0,001)	-0,0302 (<0,001)	0,0016 (1,000)

Abreviaturas: Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; Pnh = Punho; Dif = Diferença entre médias.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

B.2 Sexo x Articulação x Protocolo

Tabela B.4: EMMs para Sexo $\times$ Articulação $\times$ Protocolo de todos os parâmetros bioelétricos.

Sexo	Articulação	Protocolo	$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
			(SE = 0,0312)	(SE = 0,0778)	(SE = 0,0072)	(SE = 0,0029)
F	Cotovelo	1	2,65	5,79	0,893	0,0243
F	Cotovelo	2	2,62	5,69	0,887	0,0194
F	Cotovelo	3	2,54	5,67	0,899	0,0179
F	Joelho	1	2,67	5,73	0,898	0,0209
F	Joelho	2	2,61	5,72	0,885	0,0184
F	Joelho	3	2,67	5,75	0,884	0,0207
F	Ombro	1	2,58	5,30	0,874	0,0115
F	Ombro	2	2,66	5,43	0,873	0,0152
F	Ombro	3	2,62	5,54	0,861	0,0237
F	Punho	1	2,33	5,76	0,902	0,0175
F	Punho	2	2,40	5,51	0,858	0,0112
F	Punho	3	2,44	5,89	0,898	0,0202
M	Cotovelo	1	2,42	5,69	0,863	0,0252
M	Cotovelo	2	2,46	5,74	0,880	0,0238
M	Cotovelo	3	2,40	5,66	0,867	0,0238
M	Joelho	1	2,49	5,70	0,882	0,0221
M	Joelho	2	2,42	5,68	0,880	0,0211
M	Joelho	3	2,48	5,70	0,895	0,0205
M	Ombro	1	2,43	5,31	0,850	0,0104
M	Ombro	2	2,43	5,38	0,873	0,0118
M	Ombro	3	2,43	5,39	0,860	0,0136
M	Punho	1	2,31	5,72	0,895	0,0178
M	Punho	2	2,27	5,38	0,853	0,0076
M	Punho	3	2,35	5,67	0,884	0,0140

Abreviaturas: SE = Erro Padrão da Média.

Nota: Valores expressos como Média.

Tabela B.5: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre os 3 protocolos da mesma articulação separados por sexo (H2) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.

Comparação					$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b		
S	Art	Prot vs	S	Art	Prot	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	
F	Cot	1	-	F	Cot	2	0,0226 (1,000)	0,0985 (1,000)	0,0059 (1,000)	0,0049 (0,999)
F	Cot	1	-	F	Cot	3	0,1096 (0,533)	0,1130 (1,000)	-0,0058 (1,000)	0,0064 (0,974)
F	Cot	2	-	F	Cot	3	0,0870 (0,900)	0,0145 (1,000)	-0,0117 (1,000)	0,0015 (1,000)
F	Joe	1	-	F	Joe	2	0,0661 (0,995)	0,0146 (1,000)	0,0130 (0,999)	0,0025 (1,000)
F	Joe	1	-	F	Joe	3	0,0065 (1,000)	-0,0112 (1,000)	0,0143 (0,998)	0,0002 (1,000)
F	Joe	2	-	F	Joe	3	-0,0596 (0,999)	-0,0258 (1,000)	0,0013 (1,000)	-0,0023 (1,000)
F	Omb	1	-	F	Omb	2	-0,0785 (0,963)	-0,1324 (0,997)	0,0017 (1,000)	-0,0036 (1,000)
F	Omb	1	-	F	Omb	3	-0,0407 (1,000)	-0,2455 (0,365)	0,0135 (0,999)	-0,0122 (0,071)
F	Omb	2	-	F	Omb	3	0,0379 (1,000)	-0,1131 (1,000)	0,0118 (1,000)	-0,0086 (0,678)
F	Pnh	1	-	F	Pnh	2	-0,0689 (0,992)	0,2540 (0,298)	0,0442 (<0,001)	0,0063 (0,977)
F	Pnh	1	-	F	Pnh	3	-0,1090 (0,545)	-0,1316 (0,997)	0,0043 (1,000)	-0,0027 (1,000)
F	Pnh	2	-	F	Pnh	3	-0,0401 (1,000)	-0,3856 (0,002)	-0,0399 (0,006)	-0,0090 (0,569)
M	Cot	1	-	M	Cot	2	-0,0405 (1,000)	-0,0498 (1,000)	-0,0169 (0,980)	0,0014 (1,000)
M	Cot	1	-	M	Cot	3	0,0210 (1,000)	0,0353 (1,000)	-0,0037 (1,000)	0,0014 (1,000)
M	Cot	2	-	M	Cot	3	0,0614 (0,998)	0,0851 (1,000)	0,0132 (0,999)	0,0000 (1,000)
M	Joe	1	-	M	Joe	2	0,0668 (0,995)	0,0212 (1,000)	0,0014 (1,000)	0,0010 (1,000)
M	Joe	1	-	M	Joe	3	0,0140 (1,000)	-0,0003 (1,000)	-0,0136 (0,999)	0,0016 (1,000)
M	Joe	2	-	M	Joe	3	-0,0528 (1,000)	-0,0215 (1,000)	-0,0150 (0,996)	0,0006 (1,000)
M	Omb	1	-	M	Omb	2	-0,0025 (1,000)	-0,0637 (1,000)	-0,0222 (0,760)	-0,0014 (1,000)
M	Omb	1	-	M	Omb	3	0,0006 (1,000)	-0,0806 (1,000)	-0,0093 (1,000)	-0,0032 (1,000)
M	Omb	2	-	M	Omb	3	0,0030 (1,000)	-0,0169 (1,000)	0,0129 (1,000)	-0,0018 (1,000)
M	Pnh	1	-	M	Pnh	2	0,0366 (1,000)	0,3354 (0,018)	0,0425 (0,002)	0,0102 (0,324)
M	Pnh	1	-	M	Pnh	3	-0,0409 (1,000)	0,0467 (1,000)	0,0117 (1,000)	0,0037 (1,000)
M	Pnh	2	-	M	Pnh	3	-0,0775 (0,968)	-0,2887 (0,108)	-0,0308 (0,146)	-0,0064 (0,972)

Abreviaturas: Dif = Diferença entre médias; S = Sexo; M = masculino; F = feminino; Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; Pnh = Punho.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela B.6: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre as articulações no mesmo protocolo e sexo (H4) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.

Comparação				$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
S	Art	Prot vs	S Art Prot	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)
F	Cot	1 -	F Joe 1	-0,0289 (1,000)	0,0512 (1,000)	-0,0047 (1,000)	0,0034 (1,000)
F	Cot	1 -	F Omb 1	0,0635 (0,997)	0,4876 (<0,001)	0,0190 (0,932)	0,0127 (0,042)
F	Cot	1 -	F Pnh 1	0,3142 (<0,001)	0,0234 (1,000)	-0,0085 (1,000)	0,0068 (0,945)
F	Joe	1 -	F Omb 1	0,0924 (0,835)	0,4364 (<0,001)	0,0237 (0,643)	0,0094 (0,495)
F	Joe	1 -	F Pnh 1	0,3431 (<0,001)	-0,0278 (1,000)	-0,0038 (1,000)	0,0034 (1,000)
F	Omb	1 -	F Pnh 1	0,2507 (<0,001)	-0,4642 (<0,001)	-0,0275 (0,331)	-0,0059 (0,989)
F	Cot	2 -	F Joe 2	0,0146 (1,000)	-0,0327 (1,000)	0,0024 (1,000)	0,0010 (1,000)
F	Cot	2 -	F Omb 2	-0,0376 (1,000)	0,2567 (0,278)	0,0148 (0,997)	0,0042 (1,000)
F	Cot	2 -	F Pnh 2	0,2226 (<0,001)	0,1789 (0,905)	0,0297 (0,195)	0,0082 (0,750)
F	Joe	2 -	F Omb 2	-0,0522 (1,000)	0,2894 (0,105)	0,0124 (1,000)	0,0032 (1,000)
F	Joe	2 -	F Pnh 2	0,2081 (<0,001)	0,2116 (0,673)	0,0274 (0,343)	0,0072 (0,907)
F	Omb	2 -	F Pnh 2	0,2603 (<0,001)	-0,0778 (1,000)	0,0150 (0,996)	0,0040 (1,000)
F	Cot	3 -	F Joe 3	-0,1320 (0,178)	-0,0729 (1,000)	0,0154 (0,994)	-0,0028 (1,000)
F	Cot	3 -	F Omb 3	-0,0867 (0,903)	0,1291 (0,998)	0,0382 (0,011)	-0,0058 (0,992)
F	Cot	3 -	F Pnh 3	0,0956 (0,788)	-0,2212 (0,584)	0,0016 (1,000)	-0,0023 (1,000)
F	Joe	3 -	F Omb 3	0,0452 (1,000)	0,2021 (0,754)	0,0228 (0,711)	-0,0030 (1,000)
F	Joe	3 -	F Pnh 3	0,2276 (<0,001)	-0,1483 (0,987)	-0,0138 (0,999)	0,0005 (1,000)
F	Omb	3 -	F Pnh 3	0,1823 (0,003)	-0,3504 (0,009)	-0,0367 (0,021)	0,0035 (1,000)
M	Cot	1 -	M Joe 1	-0,0707 (0,989)	-0,0059 (1,000)	-0,0182 (0,955)	0,0031 (1,000)
M	Cot	1 -	M Omb 1	-0,0112 (1,000)	0,3802 (0,002)	0,0128 (1,000)	0,0148 (0,005)
M	Cot	1 -	M Pnh 1	0,1109 (0,508)	-0,0247 (1,000)	-0,0320 (0,102)	0,0074 (0,884)
M	Joe	1 -	M Omb 1	0,0595 (0,999)	0,3861 (0,002)	0,0311 (0,135)	0,0117 (0,110)
M	Joe	1 -	M Pnh 1	0,1816 (0,003)	-0,0188 (1,000)	-0,0138 (0,999)	0,0043 (1,000)
M	Omb	1 -	M Pnh 1	0,1221 (0,309)	-0,4049 (<0,001)	-0,0449 (<0,001)	-0,0074 (0,890)
M	Cot	2 -	M Joe 2	0,0366 (1,000)	0,0651 (1,000)	0,0001 (1,000)	0,0027 (1,000)
M	Cot	2 -	M Omb 2	0,0268 (1,000)	0,3663 (0,005)	0,0076 (1,000)	0,0119 (0,085)
M	Cot	2 -	M Pnh 2	0,1880 (0,001)	0,3605 (0,006)	0,0274 (0,338)	0,0162 (<0,001)
M	Joe	2 -	M Omb 2	-0,0098 (1,000)	0,3012 (0,070)	0,0074 (1,000)	0,0093 (0,511)
M	Joe	2 -	M Pnh 2	0,1514 (0,045)	0,2954 (0,086)	0,0273 (0,346)	0,0135 (0,021)
M	Omb	2 -	M Pnh 2	0,1612 (0,020)	-0,0058 (1,000)	0,0199 (0,899)	0,0042 (1,000)
M	Cot	3 -	M Joe 3	-0,0777 (0,967)	-0,0415 (1,000)	-0,0281 (0,291)	0,0033 (1,000)
M	Cot	3 -	M Omb 3	-0,0316 (1,000)	0,2644 (0,227)	0,0073 (1,000)	0,0102 (0,320)
M	Cot	3 -	M Pnh 3	0,0491 (1,000)	-0,0133 (1,000)	-0,0165 (0,985)	0,0097 (0,408)
M	Joe	3 -	M Omb 3	0,0461 (1,000)	0,3059 (0,059)	0,0353 (0,033)	0,0069 (0,943)
M	Joe	3 -	M Pnh 3	0,1268 (0,241)	0,0282 (1,000)	0,0116 (1,000)	0,0064 (0,971)
M	Omb	3 -	M Pnh 3	0,0807 (0,951)	-0,2776 (0,154)	-0,0238 (0,634)	-0,0004 (1,000)

Abreviaturas: Dif = Diferença entre médias; S = Sexo; M = masculino; F = feminino; Cot = Cotovelo; Joe = Joelho;

Omb = Ombro; Pnh = Punho.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).

Tabela B.7: Resultados do teste post-hoc para as diferenças entre cada uma das 12 posições anatômicas entre voluntários do sexo masculino e feminino (H5) para os parâmetros de Cole, com correção de Tukey.

Comparação				$\log(R_{\infty_b})$	$\log(R_{0_b})$	α_b	τ_b
S Art	Prot vs	S Art	Prot	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)	Dif (p)
F Cot	1 -	M Cot	1	0,2252 (< 0,001)	0,0939 (1,000)	0,0300 (0,341)	-0,0009 (1,000)
F Cot	2 -	M Cot	2	0,1621 (0,049)	-0,0545 (1,000)	0,0072 (1,000)	-0,0044 (1,000)
F Cot	3 -	M Cot	3	0,1366 (0,243)	0,0162 (1,000)	0,0321 (0,222)	-0,0059 (0,999)
F Joe	1 -	M Joe	1	0,1834 (0,009)	0,0367 (1,000)	0,0165 (0,996)	-0,0012 (1,000)
F Joe	2 -	M Joe	2	0,1841 (0,008)	0,0434 (1,000)	0,0049 (1,000)	-0,0027 (1,000)
F Joe	3 -	M Joe	3	0,1909 (0,005)	0,0476 (1,000)	-0,0114 (1,000)	0,0002 (1,000)
F Omb	1 -	M Omb	1	0,1505 (0,109)	-0,0135 (1,000)	0,0239 (0,790)	0,0011 (1,000)
F Omb	2 -	M Omb	2	0,2265 (< 0,001)	0,0552 (1,000)	-0,0000 (1,000)	0,0034 (1,000)
F Omb	3 -	M Omb	3	0,1917 (0,004)	0,1514 (0,999)	0,0011 (1,000)	0,0101 (0,739)
F Pnh	1 -	M Pnh	1	0,0219 (1,000)	0,0458 (1,000)	0,0065 (1,000)	-0,0003 (1,000)
F Pnh	2 -	M Pnh	2	0,1275 (0,374)	0,1272 (1,000)	0,0049 (1,000)	0,0035 (1,000)
F Pnh	3 -	M Pnh	3	0,0901 (0,931)	0,2241 (0,929)	0,0139 (1,000)	0,0062 (0,999)

Abreviaturas: Dif = Diferença entre médias; S = Sexo; M = masculino; F = feminino; Cot = Cotovelo; Joe = Joelho; Omb = Ombro; Pnh = Punho.

Nota: Valores em negrito indicam significância estatística ($p < 0,05$).