

ESCOLA POLITÉCNICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA
MESTRADO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

CARLA MARILIA LOEF LABARTHE

MODELO ELETROACÚSTICO EM ELETROENCEFALOGRAFIA

Porto Alegre
2021

PÓS-GRADUAÇÃO - *STRICTO SENSU*



Pontifícia Universidade Católica
do Rio Grande do Sul

Carla Marília Loef Labarthe

**MODELO ELETROACÚSTICO EM
ELETROENCEFALOGRAFIA**

Porto Alegre - RS, Brasil

2021

Carla Marília Loef Labarthe

MODELO ELETROACÚSTICO EM ELETROENCEFALOGRAFIA

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, como parte dos requisitos para a obtenção do título de Mestre em Engenharia Elétrica.

Área de concentração: Sinais, Sistemas e Tecnologia da Informação

Linha de Pesquisa: Engenharia Biomédica.

Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul – PUCRS

Escola Politécnica

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica

Orientador: Rafael Fraga Garibotti

Porto Alegre - RS, Brasil

2021

Ficha Catalográfica

L113m Labarthe, Carla Marilia Loef

Modelo eletroacústico em eletroencefalografia / Carla Marilia Loef Labarthe. – 2021.

65 p.

Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica, PUCRS.

Orientador: Prof. Dr. Rafael Fraga Garibotti.

1. Efeito eletroacústico. 2. Modelo eletroacústico. 3. Eletroacústico-encefalografia. 4. EaEG. 5. Eletroencefalografia. I. Garibotti, Rafael Fraga. II. Título.

Elaborada pelo Sistema de Geração Automática de Ficha Catalográfica da PUCRS com os dados fornecidos pelo(a) autor(a).

Bibliotecária responsável: Clarissa Jesinska Selbach CRB-10/2051



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul

ESCOLA POLITÉCNICA

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA - PPGE

MODELO ELETROACÚSTICO EM ELETROENCEFALOGRAFIA

CANDIDATA: CARLA MARILIA LOEF LABARTHE

Esta Dissertação de Mestrado foi julgada para obtenção do título de MESTRE EM ENGENHARIA ELÉTRICA e aprovada em sua forma final pelo Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul.

DR. RAFAEL FRAGA GARIBOTTI - ORIENTADOR

BANCA EXAMINADORA

DR. JOÃO BATISTA SEABRA DE AZEVEDO - APPLE (MUNICH/ALEMANHA)

DR. MARCELO GRANDI MANDELLI - UNB

DR. CÉSAR AUGUSTO MISSIO MARCON - PPGE - PUCRS

PUCRS

Agradecimentos

Agradeço à Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, bem como a todos os professores, aos meus professores orientadores Prof. Dr. Dario F Guimaraes de Azevedo, Prof. Dr. Fabian L.Vargas e Prof. Dr. Rafael Fraga Garibotti, professores colaboradores Júlio César Marques de Lima e Prof. Dra. Alice Marques Pereira Lau, bem como aos colegas que viabilizaram esta dissertação de mestrado. Agradeço à Prof. Dra. Maria Elisa Calcagnotto pela qualidade das informações nas aulas de eletrofisiologia ministradas na Universidade Federal do Rio Grande do Sul, porque pivotaram a pesquisa desta dissertação. Agradeço ao suporte financeiro representado pela bolsa-taxa a mim concedida pela Hewlett Packard e pela CAPES. Agradeço aos desconhecidos que doaram seus cadáveres para estudo na Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Agradeço aos desconhecidos que doaram recursos para os programas *OpenCourseWare* das Universidades MIT e UC Irvine. Agradeço aos desconhecidos que há 2500 anos integramos um contínuo de respeito e benevolência, veículo dos saberes que me mobilizaram a realizar esta pesquisa.

Resumo

Voltada para a otimização da eletroencefalografia (EEG), esta dissertação de mestrado foi escrita a partir duma pesquisa qualitativa epistemológica, com o objetivo de explicar a inconsistente contaminação do sinal de EEG pelo sinal elétrico cardíaco (ECG) - contaminação associada à montagem do eletrodo-referência. Os fundamentos físicos para solução desta inconsistência, resultantes da análise de conteúdo teórico, apontam para o surgimento de uma nova aplicação tecnológica: eletroacustico-encefalografia (EaEG), em que o instrumental de EEG é utilizado, mas os dados são interpretados como consequência do efeito eletroacústico dos eletrólitos e refletem os movimentos relativos das estruturas anatômicas da cabeça. Nesta dissertação são apresentados fundamentos científicos para explicar: a origem das variações de potencial elétrico detectados na cabeça; a contraindicação do modelo eletrônico vigente; os fundamentos do modelo eletroacústico; a influência do posicionamento do eletrodo-referência; a necessidade de avaliar a resposta em frequência da instrumentação disponível e a exigência de mudanças expressivas em *software*. A EaEG abre uma nova perspectiva para estudo do sistema nervoso: monitoramento da mecânica encefálica, com boa resolução temporal, baixo custo, em ambientes diversos.

Palavras-chave: Efeito eletroacústico; modelo eletroacústico; eletroacustico-encefalografia; EaEG; eletroencefalografia.

Abstract

Directed at optimizing electroencephalography (EEG), this master's dissertation was written after qualitative epistemological research to explain the inconsistent contamination of the EEG signal by the cardiac electrical signal (ECG) - contamination associated with the reference electrode montage. The physical foundations for solving this inconsistency, resulting from the theoretical content analysis, point to the emergence of a new technological application: electroacoustic-encephalography (EaEG), in which the data collected by EEG instrumentation are interpreted as a result of the electroacoustic effect and reflect the relative motion of the anatomical structures of the head. This dissertation presents scientific foundations to explain: the origin of electrical potential variations detected in the head; the contraindication of the current electronic model; the fundamentals of the electroacoustic model; the influence of the reference electrode montage; the need to assess the frequency response of available instrumentation; the requirement for significant software changes. EaEG opens a new perspective for the study of the nervous system: monitoring of brain mechanics, with an excellent temporal resolution, low cost, in different environments.

Keywords: Electroacoustic effect; electroacoustic model; electroacoustic-encephalography; EaEG; electroencephalography.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ilustrações da pilha de Volta	15
Figura 2 – EEG no contexto histórico da ciência	19
Figura 3 – Símbolos para diagramas de circuitos eletrônicos	32
Figura 4 – Representação eletrônica da célula	33
Figura 5 – Diagrama com representação de circuito equivalente	34
Figura 6 – Representação esquemática do dipolo momentâneo gerado por um potencial sináptico	35
Figura 7 – Fluxo de corrente em um neurônio cortical	37
Figura 8 – Somatório de circuitos equivalentes em EEG	38
Figura 9 – Ilustração da condução em volume	39
Figura 10 – Ilustração da técnica do ângulo-sólido	40
Figura 11 – Representação do efeito <i>doppler</i>	44
Figura 12 – Sistema Nervoso Central	47
Figura 13 – Foto da foice do cérebro	48
Figura 14 – Lojas cranianas	48
Figura 15 – Sistema ventricular	49
Figura 16 – Sistema ventricular	50
Figura 17 – MRI dos tractos de massa branca	52
Figura 18 – Formato de onda de um potencial de ação	53
Figura 19 – Pulsos mecânicos e pulsos elétricos concomitantes	53
Figura 20 – Ilustração do movimento encefálico pulsátil	54
Figura 21 – Tecidos nervosos decrépito (esquerda) e saudável (direita)	54
Figura 22 – Autorização para Fotografar	65

Lista de tabelas

Tabela 1 – Tabela de Condutividade	27
Tabela 2 – Parâmetros e unidades elétricas	32
Tabela 3 – Símbolos típicos para elementos em circuitos elétricos e as regras de manipulação	45

Sumário

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	TEMA	15
1.2	CONTEXTO HISTÓRICO	15
1.3	PROBLEMA	19
1.4	OBJETIVOS	19
1.5	ABRANGÊNCIA	20
1.6	RELEVÂNCIA	20
2	PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS	23
3	REFERENCIAL TEÓRICO	25
3.1	CONCEITOS EM ELETROSTÁTICA	25
3.2	CIRCUITOS ELETRÔNICOS	30
3.3	CONDUÇÃO EM VOLUME	34
3.4	ELETROACÚSTICA	38
3.5	ASPECTOS ANATOMOFISIOLOGICOS DO SISTEMA NERVOSO	46
4	DISCUSSÃO E RESULTADOS	55
4.1	CONSIDERAÇÕES FINAIS	59
	REFERÊNCIAS	61
	ANEXO A - Autorização para Fotografar	65

1 INTRODUÇÃO

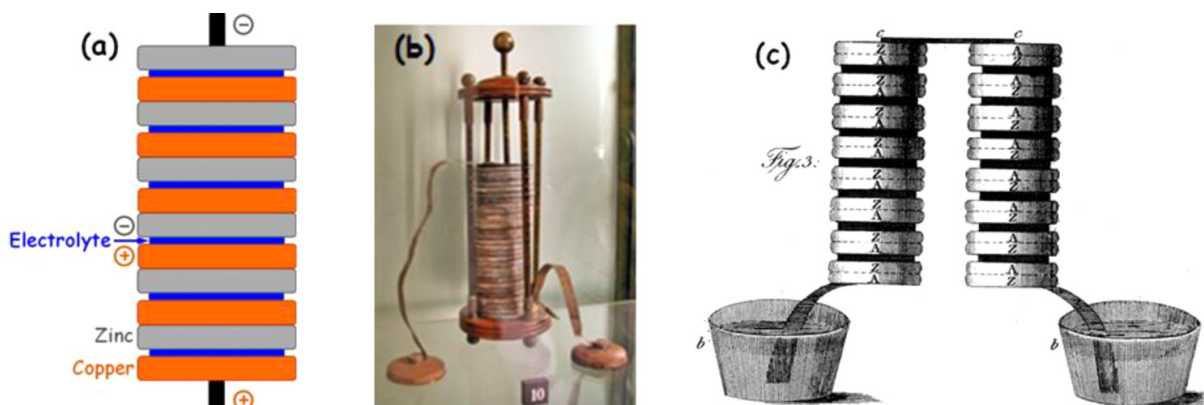
1.1 TEMA

O tema desta dissertação é a representação do corpo humano para processamento numérico dos valores de potencial elétrico coletados por eletrodos dispostos na pele da cabeça, para extração de informações. Ou seja, modelagem do sistema biológico com finalidade de processamento digital de sinais em eletroencefalografia (EEG).

1.2 CONTEXTO HISTÓRICO

A eletrofisiologia teve seu marco inicial em 1791, através da publicação de *Viribus Electricitatis in Motu Musculari*, por Aloysii Galvani. Esta foi um relato sobre eletricidade animal, eletricidade artificial e suas inter-relações. Enfatizava que no corpo biológico, a eletricidade manifestava um comportamento peculiar, desproporcional à energia do estímulo. Intrigado com os resultados apresentados por Galvani, Alessandro Volta reproduziu e incrementou aqueles experimentos, defendendo a ideia de que eletricidade era uma só, que a eletricidade animal era um apenas um epifenômeno detectável. Em 1799, a partir de seus próprios experimentos, usando uma mistura de eletrólitos e placas metálicas, Volta desenvolveu a primeira pilha voltaica, um marco no estudo da eletricidade (PICCOLINO, 1997). A Figura 1 apresenta: (a) ilustração esquemática de uma pilha voltaica; (b) fotografia de uma única pilha voltaica; e (c) esboço de uma pilha voltaica dupla consistindo em dois conjuntos de oito pares de placas de prata e zinco.

Figura 1 – Ilustrações da pilha de Volta



FONTE: (GREENE, 2017).

No século XIX, os conceitos de potencial elétrico, resistência, capacitância e indução passaram a ser descritos matematicamente; aparelhos de medição elétricas foram elaborados e aperfeiçoados, ficando mais precisos. Cientistas seguiram estimulando eletricamente diferentes partes de corpos vivos, discutindo e publicando resultados. No entanto, excitabilidade elétrica dos hemisférios cerebrais era considerada inexistente por muitos cientistas. Foi somente no final do século XIX, em 1870, que Fritsch e Hitzig demonstraram a excitabilidade e a especialização funcional do córtex cerebral. Fritsch e Hitzig enfatizaram a importância do método de utilização de instrumentos no processo de investigação científica, para a evolução do conhecimento (FRITSCH; HITZIG, 2009).

No início do século XX, destacou-se Hans Berger na eletrofisiologia. Ele se dedicou inicialmente à psiquiatria, movido por curiosidade pessoal sobre energia psíquica e fenômenos extrassensoriais. Berger passou a pesquisar alterações de volume e temperatura cerebrais, estimulando eletricamente o cérebro, visando a poder ter algum parâmetro para mensurar energias relacionadas às funções cerebrais. Influenciado pelos experimentos que pesquisavam a existência de corrente elétrica espontânea no cérebro de animais, ele passou a investir na pesquisa sobre a existência destas correntes no córtex cerebral de humanos vivos (MILLETT, 2001).

Em 1929, Hans Berger publicou *On The Human Electrenkephalogram*, obra que deu origem à técnica de eletroencefalografia, que consiste em medir variações de potencial elétrico do cérebro. Nesta obra, Berger descreve detalhadamente a evolução de seus experimentos, apontando as dúvidas que lhe surgiram, o que ele fez para as dirimir. A presença do sinal cardíaco no eletroencefalograma (EEG) foi um dos enigmas que ele achou difícil de compreender, como relata:

O eletrocardiograma também foi obtido quando um eletrodo foi colocado no topo da cabeça e o outro eletrodo foi colocado na perna esquerda ou pé ou no braço esquerdo ou mão. Da mesma forma, quando o eletrodo foi colocado no lado esquerdo da cabeça o eletrocardiograma está mais ou menos degradado no caso do braço esquerdo e do braço direito. Apenas no caso de uma derivação do vértice e do antebraço direito ou da mão direita obtive uma curva mais composta, em que a presença do eletrocardiograma era claramente reconhecível, mas outras flutuações, por ex. os mais longos, das flutuações da corrente cerebral, também puderam ser detectados. Em qualquer caso, ficou claro que esta curva também era inadequada para os meus propósitos (BERGER, 1929).

A incorporação do EEG na prática médica foi possível em função da consistência dos resultados de diferentes pesquisadores na replicação do método proposto por Berger.

O reconhecimento visual de padrões de variações elétricas encefálicas, correlacionados com sinais e sintomas de tumores e epilepsia, passou a ter valor diagnóstico. A técnica passou a ser estudada para uso invasivo; a partir de 1934 o EEG começou a ser utilizado também durante cirurgias encefálicas, como auxiliar na diferenciação de tecido saudável, tumoral e de focos epileptogênicos (REIF; STRZELCZYK; ROSENOW, 2016).

Em 1939, Hodgkin e Huxley publicaram um artigo seminal. Eles relataram trocas iônicas entre neurônios e o meio extracelular relacionadas com a ocorrência do **potencial de ação**. Já era sabido que as mensagens nervosas eram sempre acompanhadas por variações de potencial elétrico, por isto a designação potencial de ação, mas eles conseguiram medir a variação de potencial no neurônio e apresentar cálculos relativos às trocas iônicas (HODGKIN; HUXLEY, 1939). Os achados de Hodgkin e Huxley influenciaram a interpretação dos dados de EEG: a compreensão das variações de potencial elétrico medidos com eletrodos colocados na calota craniana, ou mesmo invasivamente no encéfalo, ficou atrelada ao potencial de ação dos neurônios.

O estudo sobre potencial de ação seguiu (e segue) progredindo com colaboração multidisciplinar: a invenção do microscópio eletrônico permite obter informações sobre a estrutura molecular das membranas; conhecimentos sobre equilíbrio químico são utilizados para cálculos auxiliares; micropipetas e microeletrodos alavancaram a técnica *patch clamping*, que permite a verificação de canais iônicos especializados na membrana dos neurônios; a modelagem matemática, através de diagramas de circuitos eletrônicos passaram a representar potencial, capacitância e resistência elétricas da membrana de células nervosas híidas (MOLLEMAN, 2003).

Com a representação das células nervosas por circuitos eletrônicos, passou-se a explicar o sinal de EEG como resultado do efeito de um somatório de potenciais de ação e potenciais de repouso de bilhões de neurônios do córtex cerebral, conduzidos pelo líquido extracelular, uma **condução em volume**. A representação eletrônica dos neurônios e o entendimento de condução em volume permitem afirmar que a amplitude do sinal de EEG depende da sincronização da ativação simultânea de diversos neurônios. Experimentos demonstraram que ativação do córtex motor transmite um pulso elétrico desde o córtex até a periferia do corpo, acarretando a incorporação dos conceitos de campos próximos e campos distantes à interpretação do sinal de EEG (RUTKOVE, 2007).

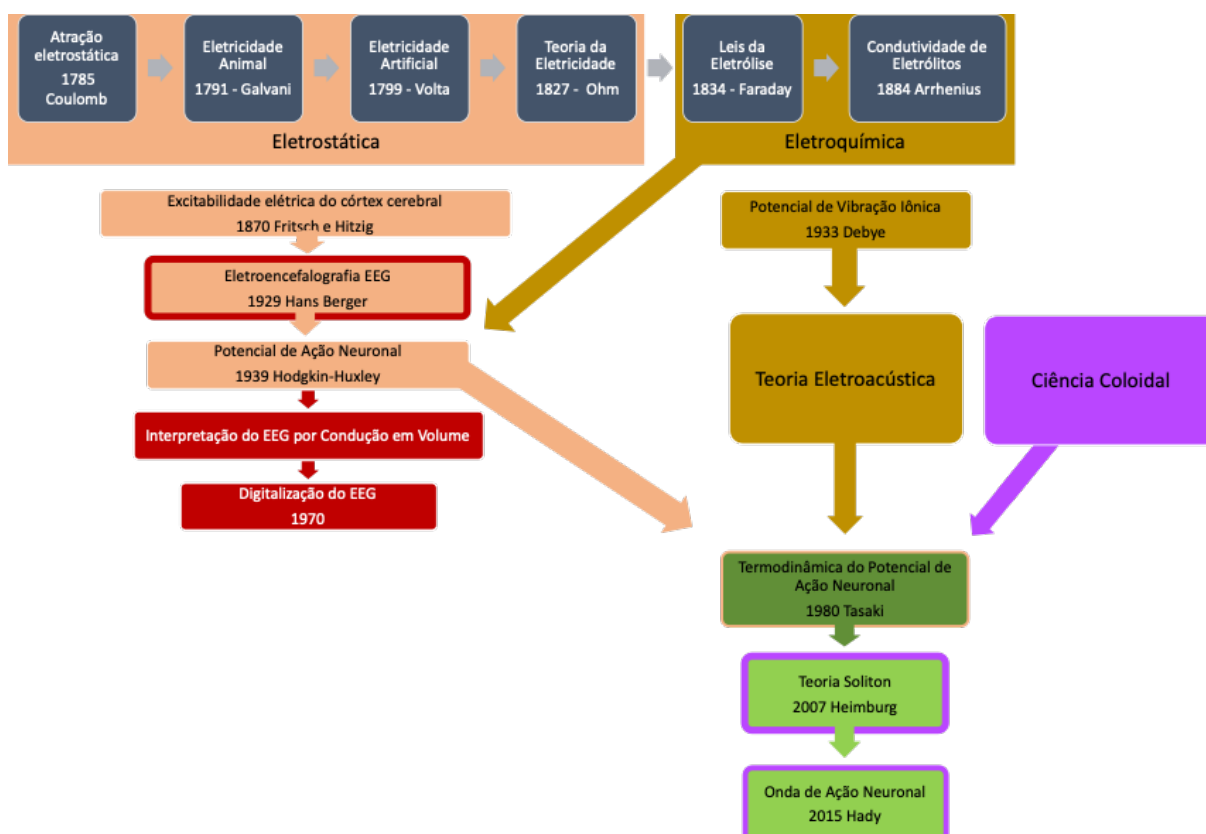
O modelo atual Hodkin-Huxley de potencial de ação é contestado por físicos contemporâneos (HEIMBURG, 2007). Hady sugeriu que se substitua a expressão potencial de ação por **onda de ação**, já que a simultaneidade de pulsos elétricos e pulsos mecânicos em neurônios foi consistentemente demonstrada por diferentes autores (HADY; MACHTA, 2015). Estas contestações ainda não se refletiram sobre a EEG.

A tecnologia digital é um facilitador para a interpretação do sinal de EEG. Em 1970 foi proposto que se utilizasse a *Fast Fourier Transform* (FFT) para extrair informações no domínio da frequência do sinal (DUMERMUTH et al., 1970). Atualmente, *softwares* permitem extrapolar a inspeção visual dos padrões gráficos das variações de potencial elétricos e analisar os dados de amplitude no domínio do tempo, bem como analisar os dados no domínio da frequência. O processamento digital de dados adquiridos por EEG complementados por dados da cabeça, coletados por ressonância magnética, também possibilita a produção de gráficos tridimensionais da atividade elétrica neuronal (MICHEL; BRUNET, 2019).

O uso integrado de sinais de biopotencial e ressonância magnética é bem-sucedido também para produção de imagens dinâmicas do encéfalo. Pode-se utilizar o sinal de eletrocardiografia (ECG) para gatilhar a aquisição de dados da ressonância magnética do encéfalo. Esta técnica de aquisição gatilhada de dados é denominada *cine-MRI*. O processamento digital dos dados de *cine-MRI* gera imagens dinâmicas do movimento pulsátil do encéfalo (GREITZ et al., 1992; HOLDSWORTH et al., 2016). Apesar destes resultados, o sinal elétrico cardíaco (ECG) é considerado um dos principais ruídos (sinal indesejável) na eletroencefalografia. Este ruído deve ser evitado, ou filtrado (URIGÜEN; GARCIA-ZAPIRAIN, 2015). A *American Clinical Neurophysiology Society* explicitamente desencoraja o posicionamento do eletrodo de referência na orelha: “O registro com referência na orelha é quase invariavelmente contaminado demais por ECG para ser útil” (STECKER et al., 2016). Este alerta replica, de certa forma, a atitude de Hans Berger em 1929, de descartar o sinal na frequência cardíaca detectado na cabeça.

Pode-se visualizar a EEG no contexto histórico da ciência na Figura 2.

Figura 2 – EEG no contexto histórico da ciência



FONTE: Labarthe (2021).

1.3 PROBLEMA

A existência de contaminação do sinal de EEG pelo sinal elétrico cardíaco (ECG) é inconsistente, porque não é possível que o sinal de EEG seja proveniente somente da atividade elétrica do córtex cerebral, sem a contribuição de estruturas profundas do encéfalo e aceitar que a estrutura cardíaca (que está muito mais distante do que as estruturas profundas do encéfalo) seja capaz de produzir sinal intenso.

A afirmação de que este ruído de ECG aumenta em magnitude quando o eletrodo de referência é posicionado na orelha é decorrente de observação. Entretanto não foi encontrada explicação para a ocorrência deste aumento de magnitude.

1.4 OBJETIVOS

Voltada para a otimização da eletroencefalografia, esta dissertação de mestrado tem por *objetivo geral* explicar por que posicionar o eletrodo-referência na orelha aumenta o ruído por ECG no sinal de EEG. Neste sentido, os *objetivos específicos* desta dissertação

são listados como segue:

- esclarecer o fenômeno físico que dá origem às variações de potencial elétrico detectadas na cabeça;
- avaliar a adequação do modelo eletrônico de condução em volume para interpretação dos dados brutos de EEG;
- avaliar a plausibilidade da modelagem eletroacústica da cabeça para interpretação dos dados brutos de EEG;
- explicar como o posicionamento do eletrodo-referência interfere na obtenção de informações através dos dados de EEG;
- verificar se a modelagem eletroacústica da cabeça afeta a instrumentação de EEG.

1.5 ABRANGÊNCIA

Este trabalho de pesquisa vai abranger fatores físicos e biológicos relevantes para a proposta de modelo eletroacústico do corpo humano para interpretação do sinal de EEG.

Este trabalho não vai abordar gravação de sinal, reprodução de sinal, microfones, autofalantes, zeta-potencial, potencial de sedimentação, processamento digital de sinais. Este trabalho não vai desenvolver *software*.

1.6 RELEVÂNCIA

O papel do movimento relativo das estruturas encefálicas não é conhecido pela ciência atualmente, porque não há método para o verificar, em tempo real. Existe um esforço científico para avaliar as propriedades mecânicas dos tecidos nervosos *in vivo*. Há proposta para o uso de elastografia encefálica por ressonância magnética (MRE), já que os resultados obtidos por MRE são similares os resultados de diversos trabalhos que avaliaram propriedades mecânicas de tecidos nervosos *ex vivo*, ou *in vitro*. Há consistência de resultados apontando para uma correlação positiva entre alterações nas propriedades mecânicas dos tecidos nervosos e a existência de sinais e sintomas de doenças de origem nervosa (HISCOX et al., 2016).

A **principal contribuição** desta dissertação de mestrado é o modelo eletroacústico da cabeça para o aprimoramento da tecnologia de EEG. Este novo modelo habilita o recurso de EEG para coleta de informações sobre a atividade mecânica encefálica. A possibilidade de monitorar a mecânica encefálica em ambientes não-laboratoriais, em tempo real, a baixo custo financeiro, abre uma nova perspectiva de pesquisa em Neurociências.

Atualmente, devido ao baixo custo dos equipamentos de EEG, o uso das medidas de variação de potencial elétrico do encéfalo transcende a esfera do diagnóstico neurológico na clínica médica. Eletrodos secos, embutidos em tiaras, viabilizam o recurso para pesquisa em saúde mental, por registros de potencial evocado, em ambientes variados, por tempos longos, com baixo custo financeiro. Estas tiaras podem ser conectadas ao telefone celular e usadas também individualmente para auto monitoramento, em atividades de psicoterapia alternativas (MUSE, 2021a; MUSE, 2021b). Além disso, é possível utilizar a atividade elétrica da calota craniana na interface de computadores, *Brain-computer interfaces* (BCIs) para auxiliar pessoas com perda de funções motoras (HILL; WOLPAW, 2016). Assim, melhorar a qualidade das informações obtidas por EEG pode gerar benefícios além da esfera de pesquisa em Neurociências.

2 PROCEDIMENTOS METODOLÓGICOS

Quanto aos procedimentos metodológicos, esta dissertação de mestrado classifica-se como uma **pesquisa explicativa**. Pesquisas explicativas tem como principal objetivo usar métodos analíticos para responder a perguntas ou argumentar o porquê de uma situação, onde suas características são: expandir a compreensão de um estudo; oferecer múltiplas fontes de informação; prever os efeitos que um estudo sofre ao mudar durante o processo; entre outros. Segundo Gil, a pesquisa explicativa tem como principal preocupação identificar os fatores que desencadeiam a ocorrência de fenômenos (GIL, 2019). Para este autor, esse tipo de pesquisa proporciona um aprofundamento sobre o objeto de estudo, ao passo que explica o porquê das coisas. Neste sentido, essa dissertação busca nos estudos sobre o comportamento elétrico de água e eletrólitos a explicação do porquê não é possível que o sinal de eletroencefalografia seja proveniente somente da atividade elétrica do córtex cerebral.

Com relação aos procedimentos para coleta dos dados, esta dissertação classifica-se como uma **pesquisa qualitativa**, que tem uma abordagem mais de observação do fenômeno, tal observação é descritiva, sistemática e não-participante em relação à análise de conteúdo selecionado. Este tipo de estudo qualitativo ajuda no procedimento de coletar informações detalhadas sobre um tópico. Essas informações são úteis no início da pesquisa desta dissertação, no sentido de descobrir os problemas e as oportunidades trazidas pelo uso da tecnologia atual da eletroencefalografia. Além disso, esse tipo de estudo ajuda na formulação de hipóteses para melhorar a eletroencefalografia através do modelo eletroacústico, os quais poderão ser comprovados em trabalhos futuros.

Note que a pesquisa qualitativa caminha sempre em duas direções: numa, elabora suas teorias, seus métodos, seus princípios e estabelece seus resultados; noutra, inventa, ratifica seu caminho, abandona certas vias e toma direções privilegiadas (MINAYO; SANCHES, 1993). Neste contexto, esta dissertação caminha pela primeira direção, onde realizará uma coleta de dados através do estudo da literatura, a fim de analisar os problemas existentes na tecnologia atual da encefalografia.

Neste sentido, pode-se dizer que esta dissertação é resultante de uma pesquisa qualitativa epistemológica que coletou informações em livros-texto e artigos científicos das áreas de física, neurociências, engenharia elétrica e engenharia acústica, para, através da

análise de conteúdo, fundamentar o conhecimento gerado na elucidação do problema de pesquisa.

Este trabalho de pesquisa vai explorar a teoria física que descreve a propagação de campos elétricos de eletrólitos em meio aquoso, em estados similares aos do corpo humano: líquido e sólido; listar parâmetros intervenientes para a proposta de modelo eletroacústico para interpretação do sinal de EEG.

3 REFERENCIAL TEÓRICO

3.1 CONCEITOS EM ELETROSTÁTICA

Nesta seção serão descritos conceitos de eletricidade no vácuo e eletrostática em materiais.

Carga e forças elétricas são entidades cuja existência se constata experimentalmente. Observam-se cargas positivas e negativas; cargas idênticas se atraem, e cargas opostas se repelem. Carga elétrica não se cria, nem se destrói, mas pode ser transferida de um corpo a outro. Carga elétrica existe em quantidades discretas, é quantizada (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

A **lei de Coulomb** descreve que a **força elétrica** entre duas cargas estacionárias, no vácuo:

- é inversamente proporcional ao quadrado da separação entre as partículas e direcionado ao longo da linha que as une;;
- é proporcional ao produto das cargas q_1 e q_2 nas duas partículas;
- é atraente se as cargas são opostas sinal e repulsivo se as cargas tiverem o mesmo sinal.(HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013)

Para somarmos força elétrica, devemos lembrar que força é uma grandeza vetorial. Ao fazermos a **soma vetorial da força elétrica** entre cargas, e teremos que levar em consideração a magnitude das cargas e suas posições relativas (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

No espaço ao redor de um objeto eletricamente carregado, existem campos de força elétrica. Um campo elétrico é um campo de força que existe no espaço e que pode agir através do espaço. Por definição, campo elétrico em um ponto no espaço é a força elétrica que age numa carga-teste positiva, colocada naquele ponto, dividida pela magnitude da carga-teste. “Diz-se que um campo elétrico existe em um ponto, se a carga-teste em repouso experencia uma força elétrica (...) e existe independentemente de a carga-teste estar localizada naquele ponto” (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

As **linhas de campo elétrico** são perpendiculares à superfície do objeto, descrevem e são proporcionais à magnitude do campo elétrico daquela região. **Fluxo elétrico** é o resultado do produto das linhas de campo elétrico e a área perpendicular a estas linhas, proporcional ao número de linhas na área. A **lei de Gauss** descreve a relação entre o fluxo

elétrico líquido (através de uma superfície), a carga elétrica que esta superfície envolve e a permitividade elétrica do vácuo (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

Quando passamos a estudar os fenômenos elétricos em meio material, passamos a considerar as propriedades elétricas dos materiais. De acordo com sua **condutividade** (σ), podemos classificar como materiais **condutores**, ou **não-condutores**, tecnicamente falando, **metais** ou **isolantes**. A classificação intermediária é a de semicondutor. A Tabela ?? é uma tabela de condutividade elétrica (σ) dos materiais, expressa em mhos por metro, ou siemens por metro, e como tal deve informar a temperatura em que seus valores são apresentados, porque a condutividade elétrica depende da temperatura do material. Alguns condutores se comportam como supercondutores, dependendo das condições de temperatura. Valores de tabela variam nas diferentes publicações, porque dependem da composição dos materiais. A principal diferença entre um condutor e um dielétrico é a disponibilidade de elétrons livres (SADIKU, 2004).

Por exemplo, apesar de Sadiku se referir a condutores como sendo tecnicamente metais, na tabela de condutividade ele apresenta a água do mar na categoria de condutores com condutividade de 4 siemens/metro, condutividade esta $10^4 \times$ inferior ao material mais próximo, o Carbono.

Um condutor é um corpo que apresenta o mesmo potencial elétrico em qualquer ponto no condutor. Os elétrons não escapam, não saem da superfície do condutor. Considera-se que um condutor está em equilíbrio eletrostático quando:

- O campo elétrico é zero em todos os lugares dentro do condutor;
- Se um condutor isolado carrega uma carga, a carga reside em sua superfície;
- O campo elétrico fora de um condutor carregado é perpendicular à superfície do condutor e tem uma magnitude σ/ϵ_0 , onde σ é a densidade de carga superficial naquele ponto, e ϵ_0 é a permeabilidade elétrica;
- Em um condutor de formato irregular, a densidade de carga da superfície é maior em locais onde o raio de curvatura da superfície é menor (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

Para se poder aplicar a lei de Gauss para não-condutores, deve-se poder constatar a distribuição simétrica de carga elétrica (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013). Basicamente, podemos escolher uma superfície que seja compatível com a simetria exibida nos seguintes casos: carga pontual, linha infinita de carga, lâmina infinita de cargas e esfera uniformemente carregada (SADIKU, 2004).

Tabela 1 – Tabela de Condutividade

TABELA B.1 Condutividade aproximada* a 20°C de alguns materiais de uso corrente

Material	Condutividade (siemens/metro)
<i>Condutores</i>	
Prata	$6,1 \times 10^7$
Cobre (recozido padrão)	$5,8 \times 10^7$
Ouro	$4,1 \times 10^7$
Alumínio	$3,5 \times 10^7$
Tungstênio	$1,8 \times 10^7$
Zinco	$1,7 \times 10^7$
Latão	$1,1 \times 10^7$
Ferro (puro)	10^7
Chumbo	5×10^6
Mercúrio	10^6
Carbono	3×10^4
Água (mar)	4
<i>Semicondutores</i>	
Germânio (puro)	2,2
Silício (puro)	$4,4 \times 10^{-4}$
<i>Isolantes</i>	
Água (destilada)	10^{-4}
Solo (seco)	10^{-5}
Baquelite	10^{-10}
Papel	10^{-11}
Vidro	10^{-12}
Porcelana	10^{-12}
Mica	10^{-15}
Parafina	10^{-15}
Borracha (dura)	10^{-15}
Quartzo (fundido)	10^{-17}
Cera	10^{-17}

FONTE: (SADIKU, 2004).

A verificação da intensidade de campo elétrico numa distribuição de carga pode ser feita pela lei de Coulomb, pela lei de Gauss (caso a distribuição de carga seja simétrica), ou através da grandeza escalar **potencial elétrico (V)**. Considera-se que no infinito, o potencial elétrico é nulo. A energia potencial elétrica por unidade de carga é a energia necessária para deslocar uma carga, num campo eletrostático, desde o infinito, até uma determinada distância; enfim, o trabalho total realizado por carga. Assim, o sinal negativo significa que o trabalho é feito por um agente externo. Normalmente se calcula a diferença de potencial entre dois pontos, ou seja, a energia potencial necessária para movimentar uma carga de um ponto a outro; arbitra-se zero um dos pontos, para facilitação de cálculos. A diferença de potencial elétrico independe da trajetória realizada, e é medida em joules

por coulomb, ou volts (V) (SADIKU, 2004).

Quando queremos verificar o potencial elétrico de mais de uma carga, aplicamos o **princípio da superposição** (válido para campos elétricos e para potencial elétrico), somando os potenciais nos pontos com seus respectivos vetores posição. O cálculo da soma se transforma numa integração de linhas, superfícies ou volumes de carga, que pode ser feito se a distribuição de cargas for conhecida ou se o campo elétrico for conhecido (SADIKU, 2004).

Quando em moléculas apolares temos duas cargas pontuais de igual magnitude e sinais opostos e estão separadas por uma pequena distância, temos um **dipolo elétrico**. Na presença de dipolos elétricos, temos que incorporar o **momento de dipolo** nos cálculos. Em moléculas polares, o momento de dipolo é resultante do torque na molécula. Isto nos leva a reconhecer que o campo elétrico devido ao dipolo varia inversamente com a distância do centro ao cubo (r^3), enquanto seu potencial varia inversamente com esta distância ao quadrado (r^2). Em multipolos de ordens superiores, as variações continuam aumentando (r. na quarta, quinta, sexta potências,...). Um material isolante, ou dielétrico, submetido a um campo elétrico, será **polarizado**: as cargas positivas serão deslocadas de sua posição de equilíbrio eletrostático no sentido do campo, pela força resultante entre a carga e o campo, enquanto as cargas negativas serão deslocadas no sentido inverso, também com magnitude resultante do produto da carga e do campo. Estes deslocamentos geram um dipolo em moléculas apolares, e conduz a um alinhamento de dipolo das moléculas polares. As densidades superficial e volumétrica de cargas ligadas (polarizadas) são diferentes das densidades superficiais e volumétrica de cargas livres (livres para se moverem no dielétrico) (SADIKU, 2004).

Quando cargas elétricas passam através dos materiais, por um período, dizemos que houve uma **corrente elétrica**. Assim, corrente elétrica é medida em carga por tempo, coulomb por segundo, ou amperes. Para nos referirmos a quantidade de corrente que passa por uma unidade de superfície, nos referimos à **densidade de corrente**. Os tipos de densidade de corrente são de convecção, condução ou deslocamento, dependendo de como a corrente é gerada. A corrente de convecção acontece em líquidos, gás rarefeito ou vácuo, não envolve condutores e não satisfaz a lei de Ohm (SADIKU, 2004). Quando conectamos um condutor à terra, dizemos que ele está **aterrado**, que a terra é uma **sink**, para a

qual as cargas podem migrar. Quando usamos uma fonte, uma **source**, para transmitir carga para um condutor, chamamos este processo de **indução** (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

A **lei de Ohm** estabelece a relação direta entre a densidade de corrente e o produto da condutividade do condutor com a intensidade de campo. Por consequência, sabemos que para manter uma corrente elétrica infinita em um condutor perfeito, o campo elétrico no interior do condutor deve ser nulo. Ao submetemos um condutor a uma diferença de potencial, o campo elétrico no interior do condutor deixa de ser nulo, ele sai do equilíbrio eletrostático. Isto pode ser feito ao se conectar o condutor a uma força eletromotriz, que induz uma corrente. O campo elétrico assim produzido tem orientação oposta ao fluxo de elétrons (SADIKU, 2004).

Quando a corrente encontra forças amortecedoras, dizemos houve **resistência** à corrente. Podemos calcular a resistência de um material através do quociente entre potencial elétrico e corrente. “Um **capacitor** é resultante de dois ou mais condutores carregados de mesma carga, mas sinais contrários, interpostos por espaço livre ou por um dielétrico, de maneira que todas as linhas de fluxo que saem dum condutor entrem no outro condutor”. A razão entre o valor de carga de um dos condutores pela diferença de potencial entre eles é denominada **capacitância** do capacitor (SADIKU, 2004).

A **lei de Joule** define que a **potência** é a taxa de variação da energia multiplicada pela velocidade. A forma mais comum da lei de Joule em Teoria de Circuitos Elétricos estabelece que a potência é igual a quadrado da corrente multiplicado pela resistência (SADIKU, 2004).

Suscetibilidade elétrica do material é a medida de quanto um dado dielétrico é suscetível a campos elétricos, do quanto a exposição do dielétrico a um campo elétrico altera a densidade de fluxo elétrico no dielétrico. Há **ruptura dielétrica** quando o dielétrico submetido a um campo elétrico passa a ser condutor. Não somente a intensidade do campo, mas também outros fatores físicos podem contribuir para a ruptura dielétrica. **Rigidez dielétrica** é o campo elétrico máximo que o dielétrico suporta sem romper (SADIKU, 2004).

Constante dielétrica, o mesmo que **permissividade relativa**, é a razão entre a permissividade do dielétrico e a do espaço livre. A **permissividade do espaço livre** foi

calculada em $8,854 \times 10^{-12} \cong 10^{-9} / 36\pi \text{ F/m}$. A permissividade relativa é uma medida importante para classificar o material quanto a homogeneidade e isotropia. Em termos de eletricidade, um **material homogêneo** tem permissividade relativa que não muda nos diferentes pontos do material; num **material isotrópico** permissividade relativa não varia com a direção do campo. Um material também pode ser classificado quanto à linearidade, sendo **linear** aquele em que a corrente elétrica varia linearmente com potencial elétrico (SADIKU, 2004).

Em eletrostática, o princípio da conservação de carga fundamenta a **Lei de Kirchhoff** das correntes, determinando que a corrente líquida que entra num volume fechado deve ser a mesma que dele sai. Quando se introduz carga no interior de um material, o tempo que a carga leva para sair do interior para a superfície é muito curto para condutores e muito lento para dielétricos. Desta maneira, “para bons dielétricos, podemos considerar que a carga permanecerá no ponto que foi introduzida” (SADIKU, 2004).

A determinação de campo que envolvem dois meios diferentes depende das condições da interface entre os dois meios. Estas condições de interface são denominadas de **condições de fronteira**. “Em problemas práticos de eletrostática onde só as condições eletrostáticas (carga e potencial) em algumas fronteiras de uma determinada região são conhecidas e é desejável determinar o campo e o potencial em toda esta região, são usualmente referidos como problemas de valor de fronteira”. Um recurso para resolver estes problemas são as equações de Laplace ou a de Poisson (SADIKU, 2004).

Antes de começarmos a resolver problemas de valor de fronteira, devemos ter em mente três características que descrevem univocamente um problema :

- A equação diferencial apropriada, Laplace ou Poisson;
- A região de interesse para a solução;
- As condições de fronteira.

Um problema não tem solução única e não pode ser resolvido completamente se não for considerado um desses três itens. (SADIKU, 2004)

3.2 CIRCUITOS ELETRÔNICOS

Nesta seção serão apresentados circuitos eletrônicos, o quê são, representação gráfica e o básico para avaliação teórica de desempenho. A seguir, será apresentado como a teoria de circuitos eletrônicos é utilizada para o estudo do potencial de ação de neurônios.

Um **circuito eletrônico** é um conjunto de componentes eletrônicos interconectados por elemento condutor, por onde corrente elétrica pode passar. A representação gráfica de um circuito eletrônico, de como os componentes eletrônicos estão interligados, é feita através do **diagrama de circuito**, para o qual os componentes eletrônicos têm cada um seu respectivo símbolo. Dentre algumas utilidades, podemos citar que os diagramas de circuito servem para planejamento de circuitos, para comunicação entre técnicos sobre um determinado circuito, ou análise de funcionamento e desempenho (SPENCE, 2008).

A organização dos componentes em um circuito, do qual se espera um desempenho específico, requer que o técnico possa prever como estes componentes vão se comportar neste planejamento, como segue (SPENCE, 2008):

O comportamento de um circuito DC é governado por três conjuntos de equações:

1. Lei da corrente de Kirchhoff;
2. Lei da tensão de Kirchhoff;
3. Relações de corrente-tensão do componente: incluindo a lei de Ohm e os valores constantes das fontes de corrente e tensão.

Esses conjuntos de relações, que são lineares e, portanto, fáceis de resolver.

Existem situações que requerem que partes complicadas do circuito sejam simplificadas para análise. Numa situação de linearidade, pode-se usar a **Análise de Nós**, utilizando o **princípio da superposição** e **teorema de Thevenis**. Desta maneira, partes complicadas são tratadas como um elemento agregado, um bloco representado por um **circuito equivalente**. Um circuito AC (de corrente alternada) combina resistores, capacitores e indutores. Capacitores e indutores são considerados componentes reativos, normalmente movidos por sources que não são constantes, assim que os métodos de análise de circuito DC não são adequados (SPENCE, 2008).

Existem alguns métodos complicados, e com grandes margens de erros, para a análise de circuitos AC. Mas existe também uma maneira muito eficiente, que é usar um número complexo para representar cada senóide de voltagem e de corrente. As leis de Kirchhoff, o princípio da superposição, etc, quando utilizamos números complexos, passam a ser análises complexas, que permitem inclusive a análise de desempenho no domínio da frequência de circuitos AC (SPENCE, 2008).

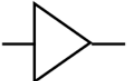
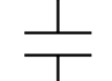
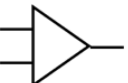
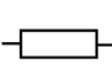
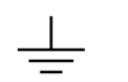
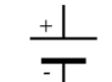

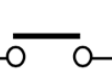
O conhecimento básico de eletrônica é requerido para a interpretação dos sinais obtidos experimentalmente de potenciais de ação. A terminologia de conceitos elétricos considerados essenciais em eletrofisiologia, segundo Molleman, é apresentada na Tabela 2, e os símbolos necessários para uso em diagramas de circuitos são apresentados na Figura 3.

Tabela 2 – Parâmetros e unidades elétricas

Parameter	Symbol	Unit	Unit abbreviation
Potential/voltage	E	volt	V
Current	I	ampere	A
Resistance	R	ohm	Ω
Conductance	g	siemens	S
Capacitance	C	farad	F
Charge	Q	Coulomb	C

FONTE: (MOLLEMAN, 2003).

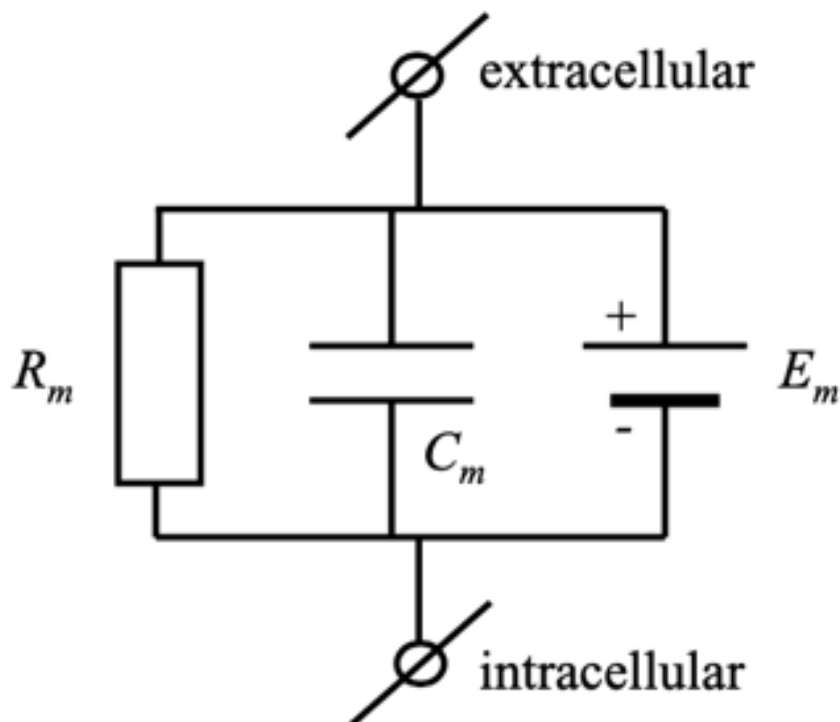
Figura 3 – Símbolos para diagramas de circuitos eletrônicos

	amplifier		capacitor
	differential amplifier		resistor
	earth (usually bath electrode)		voltage source
	input or output		switch

FONTE: (MOLLEMAN, 2003).

Como a membrana neuronal possui resistência e capacitância elétricas, tem-se feito uma simplificação: representar este sistema biológico por um circuito equivalente e conduzir experimentos para extrair informações sobre aspectos elétricos do potencial de ação neuronal. Esta representação eletrônica da célula é ilustrada no diagrama de circuito da Figura 4. A técnica de **patch clamping** é uma técnica que utiliza micropipetas e microeletrodos, a qual permite estudar o comportamento elétrico de diminutas áreas, de diferentes zonas, da membrana neuronal (MOLLEMAN, 2003).

Figura 4 – Representação eletrônica da célula

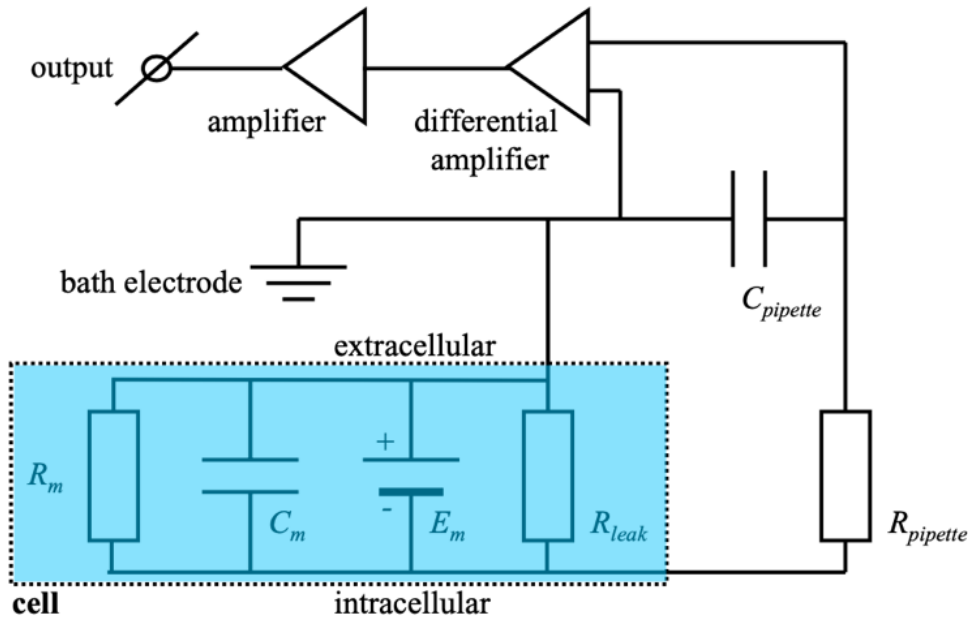


FONTE: (MOLLEMAN, 2003).

“Em comparação com a eletrônica encontrada nos amplificadores *patch clamp* modernos, os elementos que compõem a membrana em termos elétricos são muito simples”, relata Molleman, indicando que os elementos biológicos que constituem uma membrana celular sejam simplificados e reduzidos a um circuito equivalente. Está ilustrado na Figura 5, com ênfase em azul acrescentada pela autora, um circuito equivalente ao biológico, incorporado num circuito eletrônico maior; este conjunto representa a técnica de *patch-clamping* (MOLLEMAN, 2003).

“É bom lembrar que fenômenos elétricos em sistemas biológicos não são mediados pelo movimento do elétron, como nos metais ou semicondutores, mas pelo movimento dos íons em solução.” (MOLLEMAN, 2003). Nesta observação, Molleman explicita ciência do objeto de estudo ser biológico e não metálico. Entretanto, esta informação fica em segundo plano, porque a técnica de *patch-clamping* é utilizada para verificar somente o comportamento elétrico das células nervosas, através do recurso de análise de nodos que trata o sistema biológico como um circuito equivalente. Isto é uma alternativa válida na teoria de circuitos anteriormente descrita, agregando o elemento biológico a um circuito fechado, possível *in vitro*.

Figura 5 – Diagrama com representação de circuito equivalente



FONTE: (MOLLEMAN, 2003).

Experimentos para estudar o potencial de ação neuronal devem ser feitos minuciosamente, mantendo em mente que são muito susceptíveis a ruídos elétricos e mecânicos. Idealmente, se escolhem os locais mais apropriados no prédio, para atender às especificações técnicas sobre a estrutura física do laboratório. Mesmo assim, é sugerido que os experimentos sejam conduzidos em mesas com dispositivos anti-vibracionais, para não introduzir ruídos mecânicos nos sinais adquiridos das células (MOLLEMAN, 2003). Molleman não esclarece como, nem por que oscilações mecânicas do laboratório contaminam os experimentos, incorporando ruídos no sinal elétrico.

3.3 CONDUÇÃO EM VOLUME

Nesta seção, vai ser apresentado o modelo eletrônico de **condução em volume** atualmente utilizado para a interpretação do sinal de EEG. Dada a significância destas informações na fundamentação desta pesquisa, elas serão aqui majoritariamente transcritas e citadas diretamente, para não introduzir dúvidas sobre a interpretação dos textos pela autora. As figuras serão trazidas com suas respectivas legendas originais.

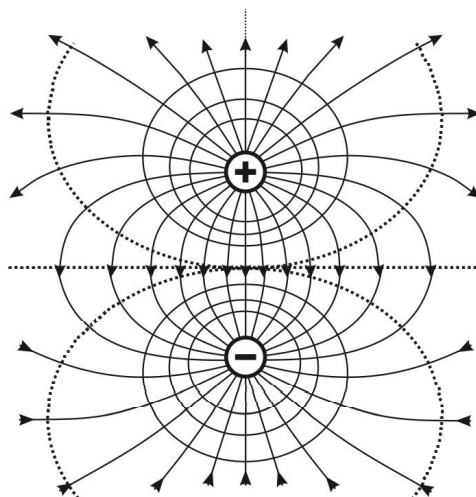
O termo ‘condução de volume’ refere-se aos efeitos complexos da medição de potenciais elétricos a uma distância de seus geradores de origem. Os potenciais de campo próximo se referem àqueles registrados em relativa proximidade do detector, enquanto os potenciais de campo distante se referem aos registrados a uma distância considerável, como é mais comumente o caso em potenciais evocados. Um modelo relativamente simples de condução de volume pode ser

trabalhado para auxiliar na melhor compreensão de como os efeitos de condução de volume podem impactar a forma de um potencial neuronal registrado (RUTKOVE, 2007).

Em um condutor de volume, o campo elétrico se espalha instantaneamente por um número infinito de caminhos entre as extremidades positiva e negativa do dipolo. Fora do neurônio, o circuito é completado pela corrente que flui através do fluido extracelular em uma direção oposta à corrente intracelular. Através do processo de condução de volume, a atividade elétrica se origina de um gerador e se espalha por um meio condutor para ser captada por um eletrodo de registro distante. A condução do volume é passiva - ou seja, não envolve a regeneração ativa do sinal por neurônios intervenientes ou retransmissores sinápticos - e ocorre tão facilmente por meio de solução salina quanto por meio do parênquima cerebral. Os potenciais registrados por meio de condução de volume são captados de forma síncrona e à velocidade da luz em todos os eletrodos de registro. Embora atenuados com a distância pelo meio, os componentes conduzidos por volume preservam sua polaridade e morfologia originais (BURGESS; IWASAKI; NAIR, 2006).

Com o entendimento que o sinal de EEG é resultado da atividade elétrica dos neurônios corticais, que os dipolos mais superficiais são responsáveis por maior intensidade do sinal captado, José A. Bragatti usa a Figura 6, como auxiliar da sua explicação (BRAGATTI, 2006). Ele informa na legenda da figura: “representação esquemática do dipolo momentâneo gerado por um potencial sináptico. O sinal elétrico negativo representa a entrada de íons positivos para dentro do neurônio (sink); o sinal positivo, localizado distalmente no neurônio, representa a saída destes íons positivos (source)”. Este autor também demonstra concordar com o argumento de que “as sinapses químicas são mais importantes, por atuarem em maiores extensões de membrana”, explicitando como a interpretação do sinal de EEG é importante para a compreensão do sistema nervoso central.

Figura 6 – Representação esquemática do dipolo momentâneo gerado por um potencial sináptico



FONTE: (BRAGATTI, 2006).

As fontes elétricas vistas no couro cabeludo surgem de dipolos focais intracranianos ou camadas de dipolos. Esses dipolos representam os potenciais pós-sinápticos originados de neurônios orientados verticalmente. Um dipolo de corrente unitária é criado pelas correntes laminares intercelulares nos dendritos apicais que surgem das células piramidais na camada externa do córtex cerebral. Especificamente, os potenciais pós-sinápticos excitatórios superficiais e os potenciais pós-sinápticos inibitórios profundos geram quase toda a atividade EEG espontânea (...), particularmente as anormalidades epileptogênicas. Quando as populações de neurônios são ativadas mais ou menos sincronicamente por durações relativamente longas, a atividade pode ser macroscopicamente registrada a partir de uma certa distância como uma soma linear dos dipolos da unidade (...). Esta atividade somada também pode ser representada como um dipolo ou uma folha de dipolos ao longo do córtex. Assim, o gerador de atividade epiléptica pode ser explicado por um único ou múltiplos dipolos de corrente equivalentes (...). O potencial de superfície pode ser pensado como uma projeção bidimensional, ou sombra, de um objeto elétrico tridimensional complexo que reside dentro da cabeça (BURGESS; IWASAKI; NAIR, 2006).

No trecho acima podemos observar um somatório de explicações de como podem dipolos, ou **múltiplas correntes de dipolos equivalentes** gerarem o sinal de EEG. No mesmo trecho, também se lê que a interpretação do sinal de EEG influencia o entendimento da saúde e das doenças neurológicas.

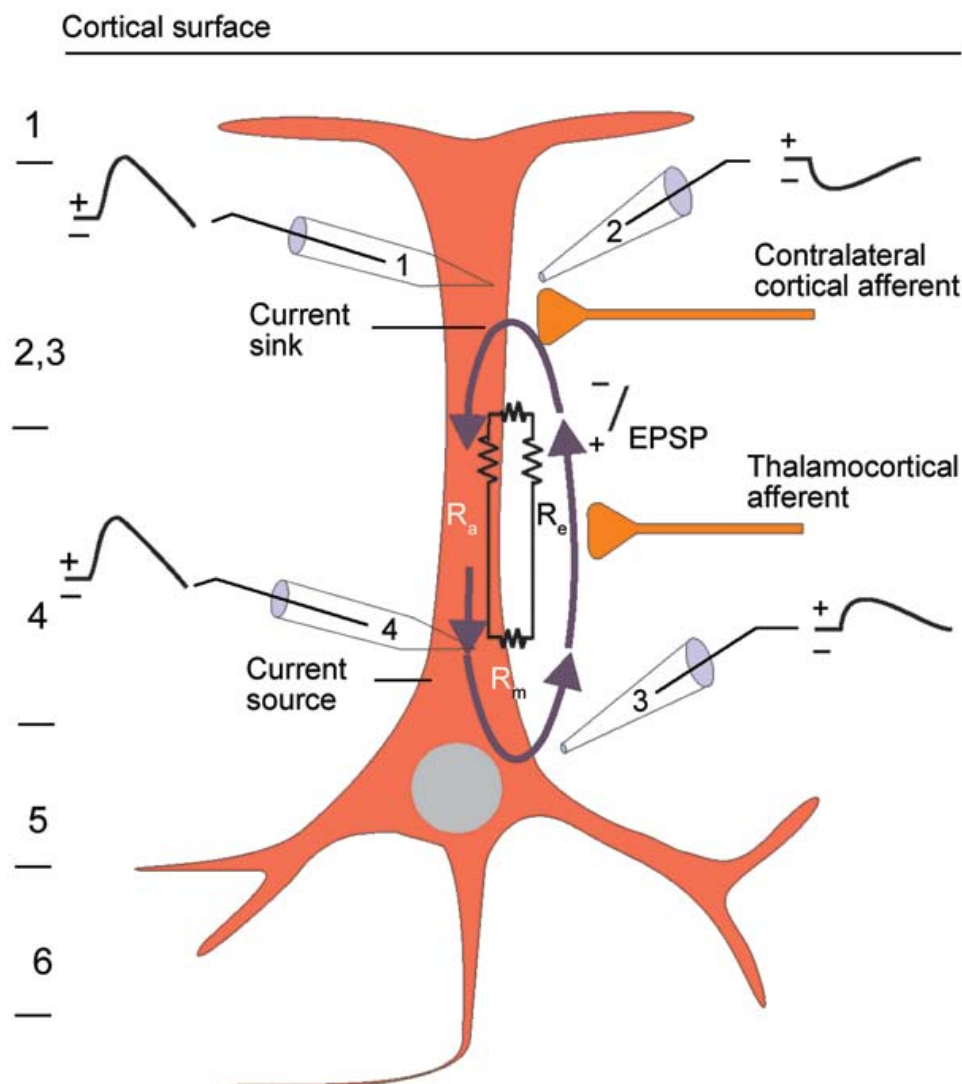
O EEG representa um conjunto de potenciais de campo registrados por vários eletrodos na superfície do couro cabeludo. A atividade elétrica do EEG é uma medida atenuada do fluxo de corrente extracelular da atividade somada de muitos neurônios. O EEG de superfície reflete predominantemente a atividade dos neurônios corticais próximos aos eletrodos do EEG. Estruturas mais profundas, como hipocampo, tálamo ou tronco cerebral, não contribuem diretamente para o EEG de superfície. As formas de onda registradas pelos eletrodos de superfície dependem da orientação e distância da fonte elétrica em relação ao eletrodo de registro. Para entender como o EEG é obtido, é útil examinar um único neurônio piramidal situado na camada 5 do córtex, com sua árvore dendrítica apical acima, embora esteja claro que a atividade EEG deriva de milhares desses neurônios funcionando em redes (HOLMES; KHAZIPOV, 2007).

A figura 7 abaixo é uma ilustração do parágrafo acima (sobre fluxo de corrente elétrica no neurônio cortical).

A Figura 8 mostra a extrapolação do uso de circuitos equivalentes em laboratório para sua inserção na interpretação do sinal de EEG. Não se levou em consideração que, em laboratório, circuitos equivalentes foram utilizados como nodos inseridos num circuito eletrônico conhecido, linear e fechado.

Existem dois modelos básicos que foram usados para explicar os fenômenos observados de condução de volume. O primeiro envolve o uso de uma forma de onda descendo por um nervo sentado em um meio. O segundo se baseia nos conceitos do que é chamado *solid-angle geometry* (RUTKOVE, 2007). Na Figura 9 fica ilustrado o modelo de pulso

Figura 7 – Fluxo de corrente em um neurônio cortical



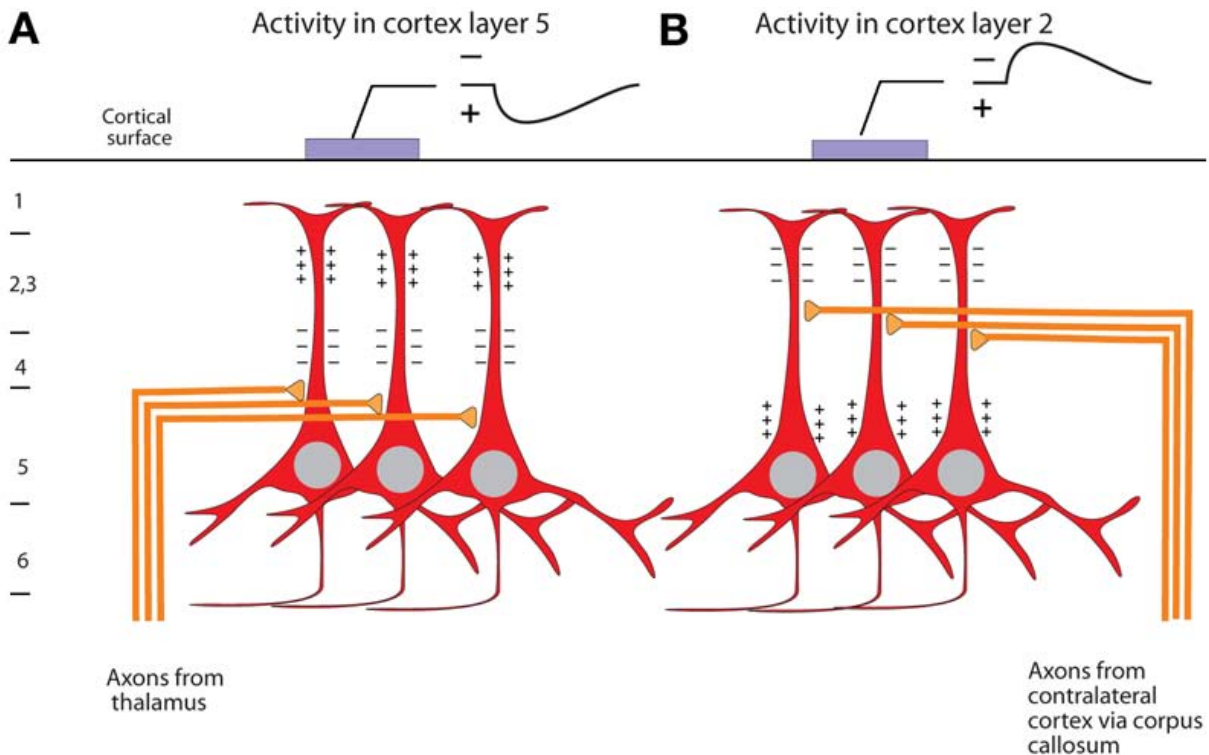
FONTE: (HOLMES; KHAZIPOV, 2007).

elétrico que se propaga em um neurônio inserido em seu meio. Na Figura 10, podemos visualizar como o modelo de ângulo-sólido pode ser utilizado para calcular a localização da origem do sinal, na condução em volume.

Segue-se que o EEG detecta os potenciais de campo elétrico extracelular somados de uma faixa do córtex subjacente. Estima-se que cada eletrodo EEG "vê" a atividade somada de aproximadamente 6 cm² do córtex subjacente. Obtemos sinais convincentes porque há uma quantidade significativa de sincronia subjacente ao comportamento de milhares de neurônios corticais. Essa sincronia pode ser fisiológica, como visto no ritmo alfa sobre os canais posteriores. No entanto, quando o córtex se torna excessivamente sincronizado, podemos detectar morfologias EEG patológicas, chamadas de picos e ondas agudas. Essas características epileptiformes representam a atividade somada de numerosos neurônios de disparo rápido, que foram despolarizados para o limiar de uma forma coordenada e excessivamente sincronizada (HOLMES; KHAZIPOV, 2007).

No trecho acima, podemos ler terminologia biomédica aplicada na engenharia elé-

Figura 8 – Somatório de circuitos equivalentes em EEG



FONTE: (HOLMES; KHAZIPOV, 2007).

trica: **morfologias patológicas do EEG** é sinônimo de padrão **gráfico observável no sinal de EEG relativo a uma doença neurológica**. Nota-se que o valor-diagnóstico do EEG se deve ao reconhecimento visual destes padrões gráficos do sinal de EEG, associados a sinais e sintomas de doença.

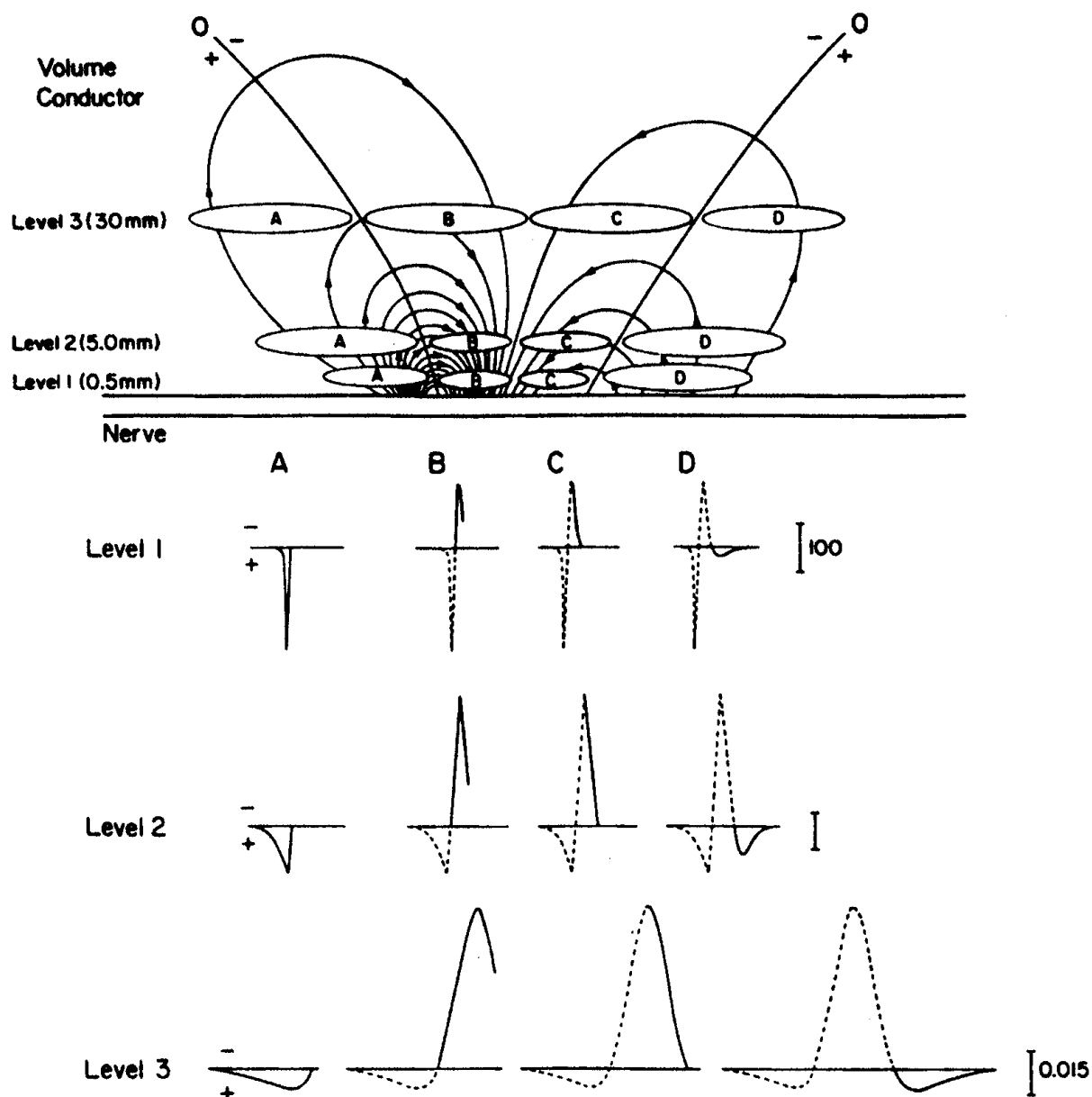
A interpretação equivocada do processo físico gerador do sinal de EEG implica equívocos e limitações na compreensão dos fenômenos biológicos que caracterizam a saúde e as doenças neurológicas. Ainda que a falácia do sinal de EEG não comprometa o EEG enquanto recurso diagnóstico, limita o recurso de EEG a situações em que apresentam padrões gráficos perceptíveis.

Compreender o fenômeno físico que dá origem ao sinal de EEG significa poder compreender melhor também os estados de saúde e doenças do órgão encefálico e de como desempenha suas funções.

3.4 ELETROACÚSTICA

Nesta seção será apresentada a teoria da eletroacústica, com ênfase em conceitos e informações de interesse para o entendimento dos dados coletados por EEG: serão apre-

Figura 9 – Ilustração da condução em volume

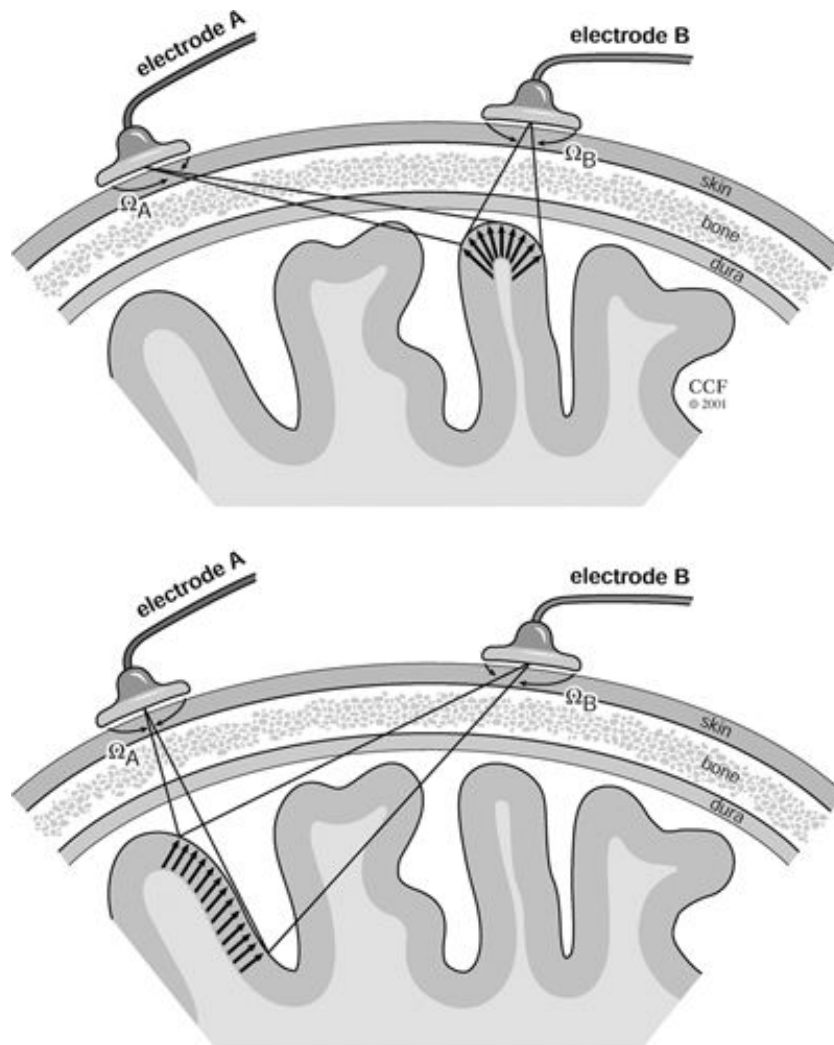


FONTE: (RUTKOVE, 2007).

sentadas aplicações da teoria eletroacústica (incluindo aplicação em material biológico), noções de ondas mecânicas (terminologia de descrição e características físicas), e noções de engenharia eletroacústica.

A **teoria eletroacústica** estuda o acoplamento de campos elétricos e campos mecânicos. Esta teoria tem aplicações práticas, das quais podemos citar algumas: caracterização de propriedades físico-químicas de substâncias (DUKHIN; GOETZ, 2017); comunicação, como transdutor eletroacústico (KLEINER, 2013); para eletroforese (SCHILLY

Figura 10 – Ilustração da técnica do ângulo-sólido



FONTE: (BURGESS; IWASAKI; NAIR, 2006).

et al., 2020). Estas aplicações são possíveis devido ao efeito eletroacústico.

Efeito eletroacústico é o efeito mecanicamente mensurável resultante da aplicação de campos elétricos a materiais que contenham eletrólitos, ou o efeito eletricamente mensurável resultante da aplicação de ondas mecânicas a materiais que contenham eletrólitos, devidos ao acoplamento dos campos mecânico e elétrico (DUKHIN; GOETZ, 2017). Eletrólitos são íons, polieletrólitos (proteínas, polissacarídeos, poliaminoácidos) e água (MUSSEL; SCHNEIDER, 2021). O efeito eletroacústico recebe diferentes designações, dependendo da abordagem.

Inicialmente, o efeito eletroacústico foi denominado **Potencial de Vibração Iônica** (*Ion Vibration Potential*). Peter Debye, interessado de conhecer o comportamento elétrico de líquidos conduziu um experimento em que ele inculiu vibração mecânica a uma

solução aquosa acidificada, e monitorou a ocorrência de alterações de potencial elétrico correspondentes às vibrações incutidas. Assim, ele constatou que líquidos não se comportam como substância eletricamente homogênea. Ao serem vibrados, a diferença dinâmica entre íons positivos e negativos gera oscilações no potencial elétrico do líquido (DEBYE, 1933).

Paralelamente à Peter Debye, em 1939, A. G. Ivanov relatou sobre a **corrente sismoelétrica**, após ter verificado a ocorrência de alterações de potencial elétrico num solo úmido, relativas a explosões nas proximidades (FRENKEL, 2005). Milton Williams usou a expressão **potencial eletrocinético**, quando propôs um aparelho transdutor que funcionasse como um **autofalante eletrosmótico**. Este transdutor tinha a função de transformar a energia acústica em energia elétrica, quando um líquido contendo eletrodos passasse pelos capilares de um material poroso.

Houve também o interesse de saber se restringindo a liberdade de movimento mecânico do meio afetaria a impedância elétrica do meio. Com um experimento utilizando o protótipo do primeiro microfone de água, foi possível observar que a impedância elétrica do líquido varia conforme a frequência, e é influenciada pelo movimento físico do sistema mecânico acoplado (HUNT, 1954).

Pesquisadores se voltaram para saber se não só íons dissolvidos, mas se também moléculas que estejam agregados formando colóides também produziram oscilações de potencial elétrico na solução em que estão dissolvidos, correspondentes à vibração ao qual a solução foi submetida. Sim, relataram correlação (RUTGERS; RIGOLE, 1958). Assim, os resultados das pesquisas foram se somando, e dando consistência à teoria eletroacústica. Podemos dizer que:

Em uma suspensão coloidal, pode-se gerar ondas sonoras pela aplicação de um campo elétrico alternado (Amplitude Sônica Eletrocinética, ou seja, ESA). Outro fenômeno é a eletroforese (mobilidade eletroforética, ou seja, EM), onde uma partícula coloidal se move em relação ao solvente em um campo elétrico. Vice-versa, pode-se gerar campos elétricos ou correntes elétricas por ondas sonoras (Potencial / Corrente de vibração coloidal, ou seja, CVP / CVI (CHASSAGNE; BEDEAUX, 2014).

A extração de informações sobre dados coletados por efeito eletroacústico começa pela compreensão de que estes dados refletem informações sobre ondas mecânicas e elétricas: frequência, comprimentos de onda, tamanho do sistema, atenuação e velocidade de propagação, amplitude e comportamento em fase do sinal elétrico. O efeito eletroacús-

tico reflete propriedades elétricas e mecânicas do material. O uso do efeito eletroacústico para caracterização de substâncias oferece vantagens sobre outras técnicas; uma delas é não ser necessário diluir a substância para submetê-la a análise eletroacústica (DUKHIN; GOETZ, 2017).

Na técnica eletroacústica para caracterização de substância, se podem extrair informações auxiliares por modelagem homogênea ou por modelagem heterogênea do sistema. A **modelagem homogênea** de um sistema é aquela que trata o sistema sem levar em consideração os diferentes componentes que o integra. A **modelagem heterogênea** leva em consideração os elementos integrantes do sistema. Por exemplo, podemos considerar o leite como um produto homogêneo, simplesmente leite; ou podemos considerar que leite é uma substância aquosa, com gordura e sais minerais nela dissolvidos, ou seja, com componentes diversos que passam a ser tratados como variáveis individuais de interesse (DUKHIN; GOETZ, 2017).

A teoria eletroacústica (voltada para o estudo de substância) ainda está em processo de descrição matemática para quantificação de quanto uma variável corresponde a mudanças em outras variáveis (CHASSAGNE; BEDEAUX, 2014; DUKHIN; GOETZ, 2017). Mas já é bem estabelecido que não existe condução elétrica passiva numa solução aquosa. A propagação do pulso elétrico em meio aquoso se dá por **onda mecânica**.

“Uma **onda** é uma perturbação que se propaga através de um meio de osciladores conectados. As ondas podem transmitir energia, momentum e informações de um local para outro. **Ondas mecânicas** requerem um meio físico, como um fluido ou sólido, onde os componentes do meio vibram” (MOORE, 2015). **Oscilação** é um movimento periódico, desde um ponto de equilíbrio até um deslocamento máximo, denominado amplitude. O termo **amplitude** também é utilizado para descrição do deslocamento máximo do meio físico das ondas mecânicas.

Podemos nos referir a quantidade de oscilações de uma onda num período de tempo. Comumente nos referimos às oscilações por segundo, com unidade em *Hertz* e seus múltiplos (megaHertz, gigaHertz, etc), como definido pelo sistema internacional de unidade. Esta quantidade de oscilações é denominada **frequência da onda**, a identidade da onda (MOORE, 2015). Ondas mecânicas que têm frequência dentro do espectro audível (20 Hz e 20 kHz) são denominadas **ondas sonoras** (KLEINER, 2013).

Denominamos **comprimento de onda** a distância entre dois pontos que estejam na mesma fase de vibração. Para calcular a velocidade da onda, se utiliza a expressão **velocidade de fase**, porque é a partir de uma fase estabelecida como referência, que se verifica quanto tempo esta fase demorará para se deslocar. Velocidade de fase, velocidade da onda, ou ainda, velocidade de propagação, pode ser entendida como uma senóide congelada que se desloca. Estabelecendo a crista da onda como a fase de referência, tem-se que a velocidade da onda é o produto da frequência pelo comprimento da onda (HALLIDAY; RESNICK; WALKER, 2013).

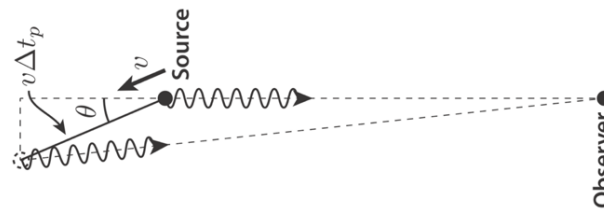
Uma onda oscilando em uma frequência pode sofrer um processo de **amortização**, diminuição de intensidade ao longo do tempo. Neste processo, a onda não muda de frequência (identidade). Cada objeto vai vibrar na sua **frequência natural**. Quando presentes ondas mecânicas de diferentes frequências num mesmo meio, pode haver **interferência** de uma onda com outra. As interferências podem somar amplitudes (**interferência construtiva**), ou diminuir amplitude (**interferência destrutiva**). A percepção de interferências pode apresentar características peculiares, como no caso do *beating* e do efeito *doppler*.

O *beating* é um padrão definido de oscilação de amplitude (ou volume do som) de duas ondas sonoras de frequências próximas, gerado pela frequência da ocorrência de interferências destrutivas e construtivas.

O **efeito doppler** é a percepção de alteração de frequência numa onda em decorrência da movimentação da fonte ou do observador, na teoria clássica. A quantificação deste fenômeno sob a teoria da relatividade condiciona que o efeito *doppler* depende somente da velocidade relativa da fonte ao observador. A interdependência de frequência observada, frequência da fonte velocidade da fonte e direção do movimento é descrita matematicamente pela Equação 3.1.

$$f_0 = f_s \frac{\sqrt{1 - \beta^2}}{(1 + \beta \cos \theta)} \quad (3.1)$$

Esta relação matemática é de interesse para a interpretação de dados de EEG, porque o observador (eletrodo) é estacionário, somente a fonte movimenta. Poder verificar em frequência o padrão de deslocamento das estruturas é importante. Para compreender como se esquematiza o efeito *doppler*, podemos nos dirigir à figura 11.

Figura 11 – Representação do efeito *doppler*

FONTE: (MOORE, 2015).

Ondas podem ser longitudinais, transversais ou mistas, dependendo da direção de deslocamento do meio, com relação à velocidade de propagação (paralelo, perpendicular, ou paralelo e perpendicular). Estes tipos refletem as características mecânicas do meio (propriedades mecânicas intrínsecas dos materiais) e da dinâmica de comportamento mecânico (obedecem às leis da mecânica de fluidos). Por exemplo, a propagação do som ilustra como a propagação reflete as características mecânicas do meio. Num meio compressível como o ar, o som se propaga como uma onda longitudinal. Mas num meio incompressível, como a água, o som apresenta também componentes transversais. Esta realidade faz com que se use a expressão **pulso sonoro** como sinônimo de uma **onda de pressão** (*pressure wave*) e se possa inferir viscosidade dum fluido por diferença de velocidade entre valores coletados a diferentes distâncias da fronteira (MOORE, 2015).

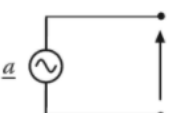
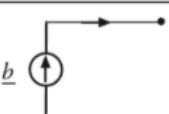
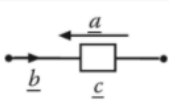
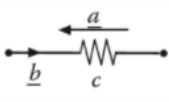
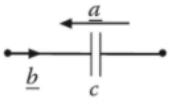
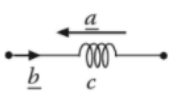
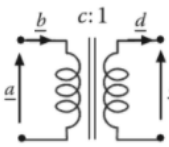
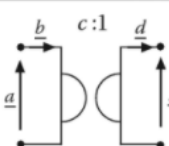


Os pulsos de som nas membranas lipídicas hidratadas são mais do que vibrações mecânicas de pequena amplitude. Em vez disso, é um fenômeno não linear que propaga variações em muitos observáveis diferentes, incluindo eletromagnético, químico, térmico e mecânico. Além disso, a propagação do som dentro das membranas lipídicas modifica transitoriamente a interação com componentes próximos, incluindo íons, polieletrólitos (proteínas, polissacarídeos, poliaminocidos) e água (MUSSEL; SCHNEIDER, 2021).

A engenharia eletroacústica é uma ciência voltada para a comunicação por ondas sonoras que agrega conhecimentos de acústica, mecânica e eletrônica. Para transdução e reprodução de ondas sonoras são estudados analogias mecânicas e acústicas; conversão entre analogias; transdutores; radiação; impedância; teorias de circuitos e filtros; acústica de ambientes (reflexão, reverberação, dissipação, etc.) absorção acústica; caixas sonoras; eliminação de distorções; degradação do sinal e ruídos, todos em diferentes zonas do espectro de frequência. Sabe-se que para reprodução do sinal sonoro a resposta em frequência não é o suficiente, é necessário reproduzir também os as respostas em tempo e intensidade (KLEINER, 2013).

O princípio da analogia (baseado na similaridade das equações diferenciais de

fenômenos físicos) pode permitir uso de uma rede de circuitos eletrônicos para representar fatores relevantes de diferentes domínios (elétrico, mecânico e acústico) para serem estudados em um único domínio, o elétrico. Isto se faz para analisar e planejar transdutores eletroacústicos, com o auxílio de outros símbolos além de resistores e capacitores, conforme ilustra a Tabela 3 abaixo (KLEINER, 2013).

Tabela 3 – Símbolos típicos para elementos em circuitos elétricos e as regras de manipulação

Symbol	Name	Meaning
	Constant-drop generator	The quantity \underline{a} is independent of what is connected to the generator. The arrow points to the positive terminal of the generator.
	Constant-flow generator	The quantity \underline{b} is independent of what is connected to the generator. The arrow points to the direction of positive flow.
	Impedance-type element	$\underline{a} = \underline{c}\underline{b}$
	Resistance-type element	$\underline{a} = \underline{c}\underline{b}$
	Capacitance-type element	$\underline{a} = \frac{1}{j\omega c} \underline{b}$
	Inductance-type element	$\underline{a} = j\omega c \underline{b}$
	Transformation-type element	$\underline{a} = \underline{c}\underline{g}$ $\underline{c}\underline{b} = \underline{d}$ $\frac{\underline{a}}{\underline{b}} = c^2 \frac{\underline{g}}{\underline{d}}$
	Gyration-type element	$\underline{a} = \underline{c}\underline{d}$ $\underline{c}\underline{b} = \underline{g}$ $\frac{\underline{a}}{\underline{b}} = c^2 \frac{\underline{d}}{\underline{g}}$
	Ground (electrical)	This symbol is the one commonly used in electrical engineering for circuit ground.
	Ground (mechanical and acoustical)	This symbol is the one commonly used in electrical engineering for chassis ground.

FONTE: (KLEINER, 2013).

O uso de analogia para representação de sistemas por circuitos eletrônicos requer que se estabeleçam parâmetros. Na prática, se estabelece que a onda (mecânica, acústica ou eletromagnética) tem velocidade infinita, e que o objeto discretizado não tem movimento interno. É necessário conhecer o objeto a ser representado, sua frequência natural e comportamento em frequência (ressonância), relativo a seu módulo de impedância mecânica.

Para representação dos elementos acústicos por circuito eletrônico, outro pré-requisito é a suposição de que a propagação da onda se dê por onda plana, com fluxo constante e variação linear. Assim se pode calcular a relação entre a frequência de propagação e as dimensões do objeto (caso contrário, esta relação pode ser observada experimentalmente); a impedância acústica e a pressão do som e velocidade por volume (também em condições restritas) na superfície.

Quando a simplificação por circuitos eletrônicos não é possível, pode-se utilizar outros métodos numéricos, como *finite element analysis*.

3.5 ASPECTOS ANATOMOFISIOLÓGICOS DO SISTEMA NERVOVO

Nesta seção será apresentado o sistema nervoso central, com ilustrações. Aspectos anatômicos e funcionais serão enfatizados para compreensão da perspectiva mecânica.

Sistema nervoso central (SNC) é a parte do sistema nervoso contida nos ossos da cabeça e da coluna vertebral (Figura 12). O sistema nervoso central não é um volume fechado, ele se continua na inervação periférica. **Encéfalo** é a parte do SNC contida na cabeça; compreende os dois hemisférios cerebrais mais outras estruturas, como o cerebelo, a ponte, o mesencéfalo. **Córtex cerebral** é somente a camada mais superficial do cérebro (a palavra córtex é relativa à casca).

O sistema nervoso central flutua no líquido cefalorraquidiano. As células que compõem o sistema nervoso são porosas, permitindo trocas de elementos químicos com o líquido extracelular, de certa forma contíguo com o líquido cefalorraquidiano. O encéfalo apresenta espaços, os **ventrículos**, por onde flui o **líquido cefalorraquidiano**, com grande quantidade de eletrólitos. Estes espaços são interligados, formando o **sistema ventricular**. O líquido

Figura 12 – Sistema Nervoso Central

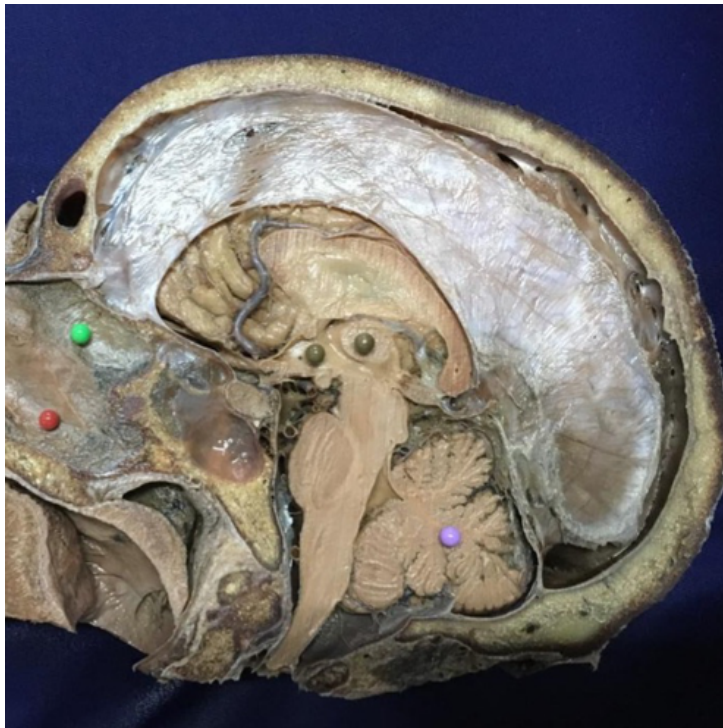


FONTE: Labarthe(2021).

cerebrospinal é contido pelas membranas que envolvem o SNC. Estas membranas se diferenciam entre si, sendo de interesse para eletroacústica o fato de apresentarem diferentes densidades e arranjos de colágeno. Isto lhes confere diferentes propriedades mecânicas, porque o colágeno integra a malha interna do tecido, o *lattice* do tecido. Na Figura 13, podemos visualizar uma membrana sobre um hemisfério cerebral, a **foice do cérebro**. Esta é uma dobra da **duramater** (membrana mais densa), que estabelece uma divisória no espaço intracraniano para os dois hemisférios cerebrais. Similarmente à foice do cérebro, a **tenda do cerebelo** é constituída de tecido denso em colágeno, estabelece o terceiro espaço intracraniano, para o cerebelo (SIEGEL; SAPRU, 2018). Na Figura 14, podemos visualizar em A, os três compartimentos, demarcados pela a foice do cérebro (artificialmente rompida) e a tenda do cerebelo. Em B, a tenda do cerebelo pode ser vista noutra perspectiva. Na Figura 15 estão ilustrados os ventrículos em duas diferentes

perspectivas; na Figura 16, a peça fotografada exibe parte do sistema ventricular.

Figura 13 – Foto da foice do cérebro



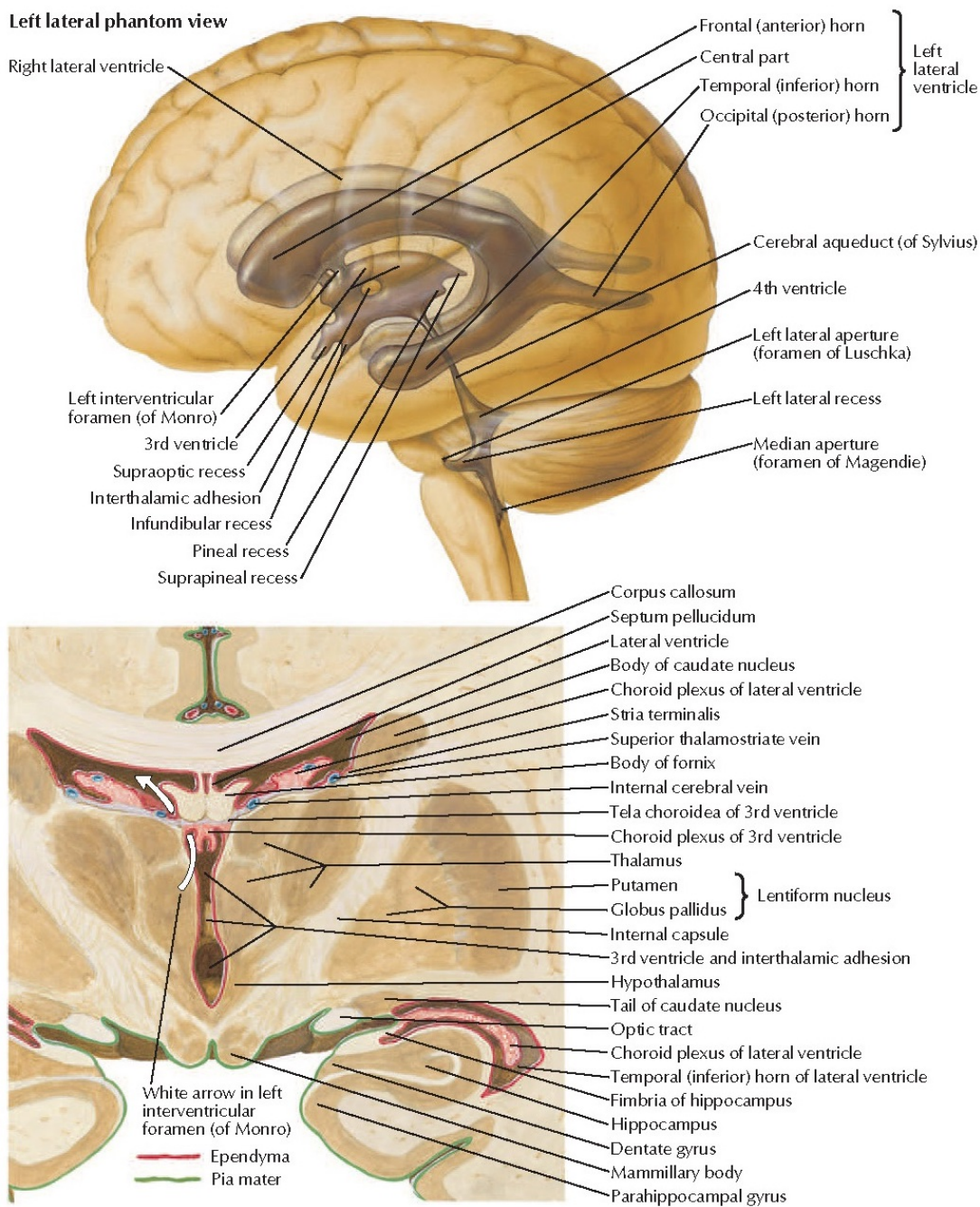
FONTE: Labarthe(2021).

Figura 14 – Lojas cranianas



FONTE: Labarthe(2021).

Figura 15 – Sistema ventricular



FONTE: (NETTER, 2018).

Figura 16 – Sistema ventricular



FONTE: Labarthe(2021).

Na Figura 16 também se observam duas cores de tecidos saudáveis do SNC, cujas designações **massa cinzenta** e **massa branca** fazem referência a duas zonas estruturalmente distintas, tendo a branca maior densidade de células glia (SIEGEL; SAPRU, 2018) o que confere à branca maior rigidez, quando comparada com a cinzenta (JOHNSON et al., 2013).

Células glia e **neurônios** são os tipos básicos de células que compõe o SNC. Existem diferentes tipos de células glia e diferentes tipos de neurônios. Os neurônios são considerados como unidades funcionais do sistema nervoso, células sinalizadoras, porque neles se observa a propagação de **potencial de ação**; podem transmitir sinais de 0,1mm a 2m de distância, já que neurônios podem ter estas dimensões de comprimento. Morfológicamente se distinguem num neurônio o corpo celular, os dendritos (prolongamentos curtos) e axônio (prolongamento longo ou fibra) Os neurônios possuem quatro regiões que se distinguem em morfologia e função: corpo celular, ou soma; dendritos; axônio; terminais pré-sinápticos. Cabe ressaltar que, no início do século XX, Charles Sherrington introduziu o termo **sinapse**, para se referir a esta zona especializada da membrana neuronal (constatada por microscopia ótica e descrita por Ramón y Cajal, no final do século XIX), responsável pela comunicação entre um neurônio e outro. A descoberta de que além de **sinapses elétricas**, existem **sinapses químicas**, que usam composto químico

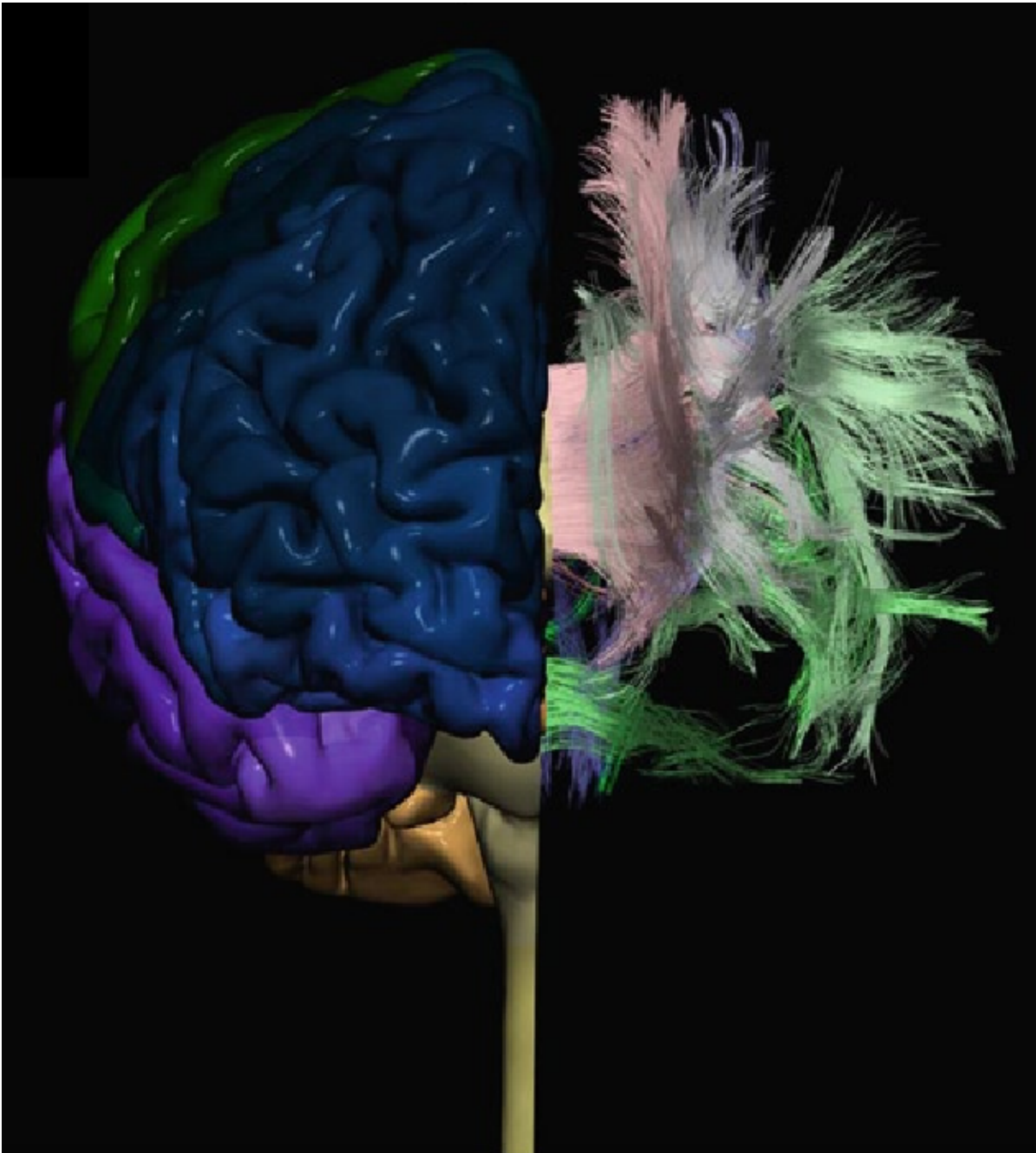
(**neurotransmissor**) para se comunicar, é atribuída a Otto Loewi, na década de 1920. O potencial de ação que percorre o neurônio promove a alteração de potencial elétrico ou promove a liberação de neurotransmissores para sinalizar outras células (KANDEL et al., 2013). Em anatomia se usam as expressões: **comissura** para designar grupos de fibras nervosas que se posicionam ligando um hemisfério cerebral a outro; **decussação**, quando há cruzamento destas fibras; **núcleo**, quando há grupamento de neurônios com aspecto similar, recebem informações de fontes similares, projetam seus axônios na mesma direção e têm funções similares; finalmente **tracto** designa o grupamento de axônios que se dirigem para uma mesma região, ou múltiplas regiões. Nas imagens produzidas por ressonância magnética da Figura 17, podemos visualizar na metade direita da figura, como se apresentam tractos de massa branca no encéfalo, sendo que a metade esquerda da figura apresenta a superfície cortical do cérebro, para compreensão espacial do leitor.

Estudos da variação de potencial elétrico na comunicação neuronal (**potencial de ação**) relatam a ocorrência de um formato de onda característico, com amplitudes que apresentam valores em faixas recorrentes. Desta forma, é possível representar um potencial de ação e designar suas diferentes etapas conforme a Figura 18.

Pesquisadores que exploraram aspectos termodinâmicos relativos ao potencial de ação neuronal observaram uma correlação positiva entre a ocorrência de pulsos mecânicos e pulsos elétricos, conforme ilustrado na Figura 19 (HADY; MACHTA, 2015). O comportamento térmico destes pulsos não tem característica ôhmica, porque parte do calor é reabsorvido (ANDERSEN; JACKSON; HEIMBURG, 2009). Observou-se que há um aumento de volume concomitante a um encurtamento do neurônio durante o potencial de ação (TASAKI; IWASA, 1982), bem como uma alteração no comportamento neuronal diante de repetidos potenciais de ação, levando a crer que há uma conformação estrutural que se altera diante da repetição dos estímulos (TASAKI; BYRNE, 1982).

O imageamento do cérebro por ressonância magnética requer repetidas varreduras para coleta de dados (porque o sinal capturado é muito fraco) e que se aplique um pulso para permitir a localização espacial do dado coletado. Desta maneira, imagens produzidas por ressonância magnética não têm resolução temporal (WESTBROOK; TALBOT, 2018). Com a possibilidade de repetir a coleta de dados no período do pulso cardíaco,

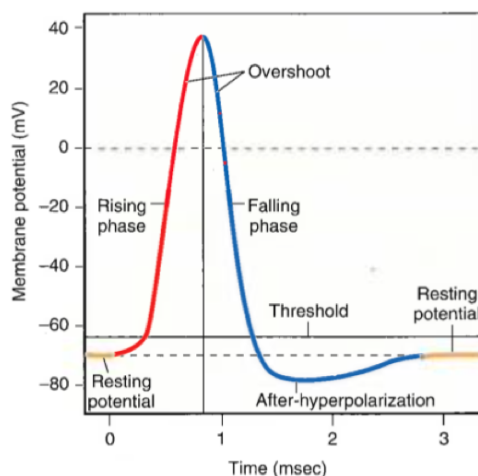
Figura 17 – MRI dos tractos de massa branca



FONTE: (NOWINSKI, 2011).

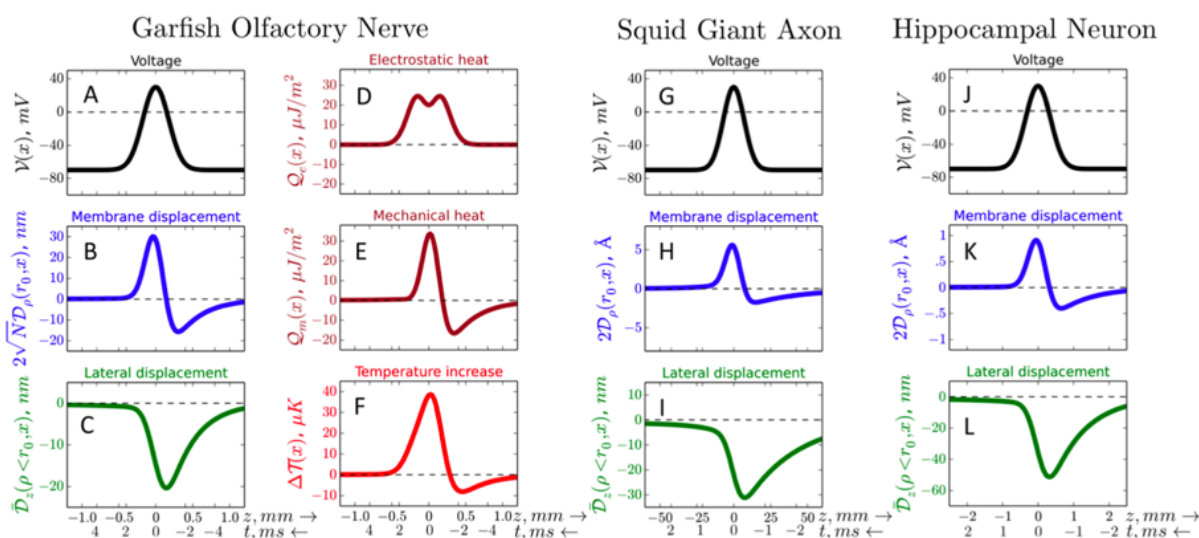
dados relativos à dinâmica do cérebro neste período podem ser coletados. Esta técnica denominada *cine-MRI* foi inicialmente utilizada por Greitz *et al.*, em 1992, que observou que o movimento pulsátil do cérebro manifesta um padrão de deslocamento conforme descreve a Figura 20, em que as velocidades não são homogêneas, sendo as máximas em estruturas próximas ao tálamo de 1,0mm/s e próximas ao tronco encefálico de 1,5mm/s (GREITZ *et al.*, 1992).

Figura 18 – Formato de onda de um potencial de ação



FONTE: (SIEGEL; SAPRU, 2018).

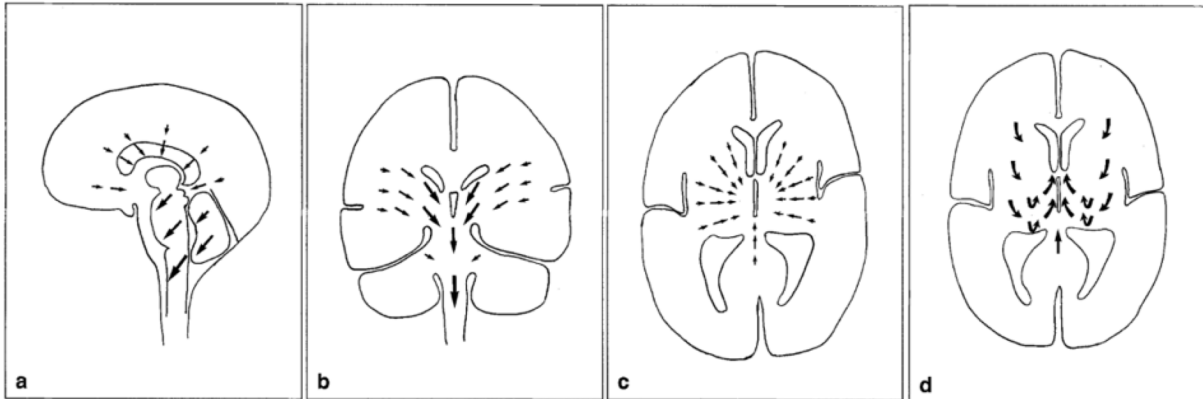
Figura 19 – Pulsos mecânicos e pulsos elétricos concomitantes



FONTE: (HADY; MACHTA, 2015).

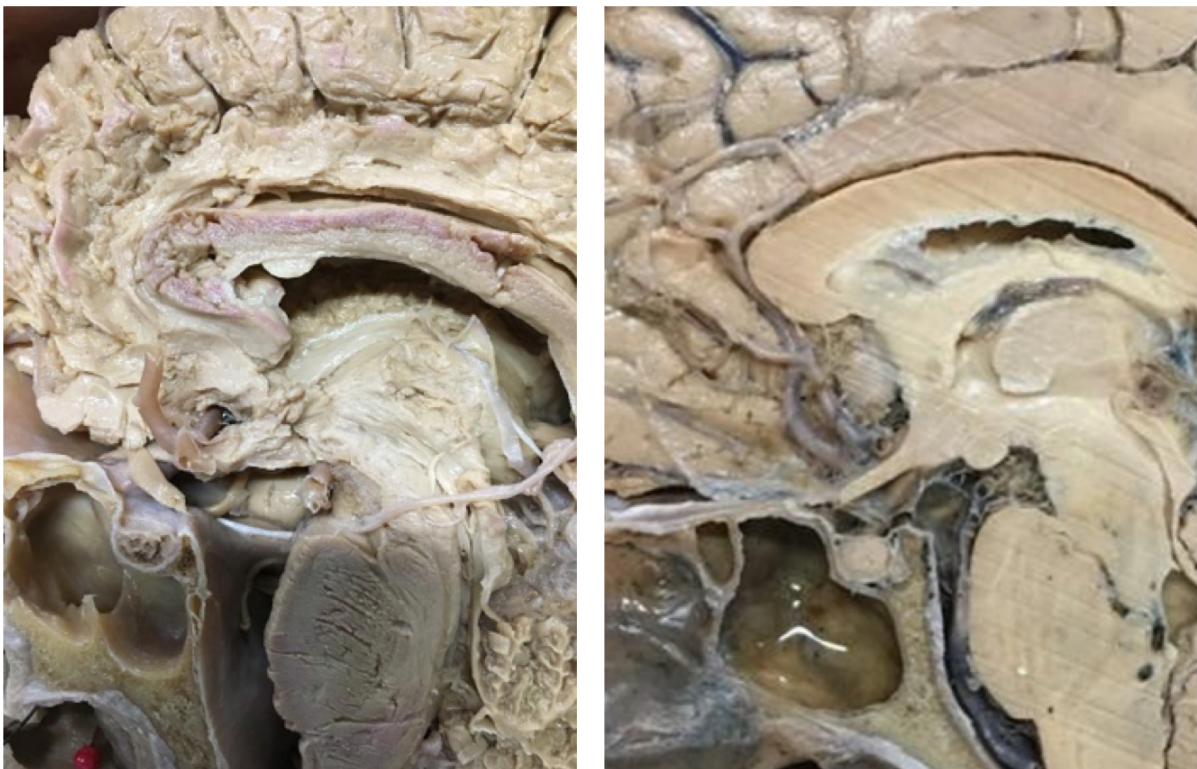
Finalmente, na Figura 21, visualizamos duas peças anatômicas que sofreram o mesmo processo de fixação. A aparente diferença das peças é devida à condição patológica degenerativa da peça na fotografia esquerda e condição de saúde peça na fotografia da direita. Estas diferenças entre tecidos nervosos doentes e saudáveis são verificadas também através de diferentes recursos que avaliam propriedades mecânicas destes tecidos, e se busca tecnologia para detectar alterações precocemente, para evitar a deteriorização das funções mentais (HISCOX et al., 2016).

Figura 20 – Ilustração do movimento encefálico pulsátil



FONTE: (GREITZ et al., 1992).

Figura 21 – Tecidos nervosos decrépito (esquerda) e saudável (direita)



FONTE: Labarthe (2021).

4 DISCUSSÃO E RESULTADOS

Para compreender por que posicionar o eletrodo-referência na orelha aumenta o ruído por ECG no sinal de EEG é preciso, antes de tudo, ter claro que os dados brutos coletados por eletrodos dispostos no corpo humano vivo (relativos aos processos vitais) são decorrentes de movimentação de eletrólitos, material eletricamente heterogêneo, que difere de materiais eletricamente homogêneos como metais. Eletrólitos apresentam acoplamento de campos elétricos e campos mecânicos. Em diversos trabalhos científicos, foram encontradas evidências deste acoplamento em material biológico. Podemos afirmar que os diferentes tecidos da cabeça foram representados nestes trabalhos pesquisados, sugerindo que devido à porosidade óssea, o osso não representa barreira eletroacústica; agregados iônicos de diferentes tamanhos têm comportamento eletroacústico; o efeito eletroacústico vai refletir as características mecânicas do tecido biológico vivo.

O processamento de dados brutos para obtenção de informação, ou seja, a transformação de dado bruto em sinal depende da representação (modelagem) adequada do objeto. Avaliando a modelagem eletrônica do sistema nervoso utilizada atualmente para extrair informações por EEG, verificamos que não é adequada.

Esta inadequação pode ter sugrido e estar relacionada com uma imprecisão que aparece nos livros-texto de física aqui pesquisados: não encontramos uma delimitação precisa para classificar condutores, semi-condutores e isolantes. Por exemplo, apesar de Sadiku (SADIKU, 2004) se referir a condutores como sendo “tecnicamente metais”, na tabela de condutividade apresentada em seu livro (aqui Tabela 1), a água do mar está listada na categoria de condutores. No texto ele faz referência ao fato de haver diferença entre os tipos de densidade de corrente, caso o fluxo de carga seja através de condutores ou isolantes, explicitando que a corrente de convecção em líquidos, gás rarefeito ou vácuo, não envolve condutores e não satisfaz a lei de Ohm. Ele também indica que a principal diferença entre um condutor e um dielétrico é a disponibilidade de elétrons livre.

A diferença entre condutividade eletrônica (mediada por elétrons livres) e a condutividade iônica (mediada por eletrólitos) é claramente reconhecida na apresentação da técnica de *patch-clamping*, por Molleman (MOLLEMAN, 2003). Entretanto, esta informação fica em segundo plano, porque a técnica de *patch-clamping* é utilizada para verificar somente o comportamento elétrico das células nervosas, através do recurso de análise de

nodos, por circuitos equivalentes, num circuito fechado, viável *in vitro*.

O encéfalo não é um volume fechado; ele se prolonga pela medula e faz parte do sistema nervoso central, mergulhado no líquido cerebrospinal (líquido que também flui em seu interior). O sistema nervoso completo compreende também suas prolongações, os nervos periféricos. As células gliais e os neurônios são porosas, não podem em si ser consideradas como circuitos fechados, quando no indivíduo vivo.

A previsibilidade de comportamento de circuitos eletrônicos somente é possível quando, além de fechado (para obedecer às leis de Kirchhoff), os componentes apresentam as relações de corrente e voltagem que obedecem a lei de Ohm (SPENCE, 2008). Portanto, o conhecimento do comportamento de circuitos eletrônicos não se aplica ao sistema nervoso, que, além de aberto, não obedece às leis de Ohm.

O fato de se poder medir a resistência elétrica da membrana neuronal não caracteriza a membrana como um resistor eletrônico. A reversibilidade da dissipação de calor durante o potencial de ação não se assemelha ao comportamento térmico de resistores eletrônicos (ANDERSEN; JACKSON; HEIMBURG, 2009).

“Um capacitor é resultante de dois ou mais condutores carregados de mesma carga, mas sinais contrários, interpostos por espaço livre ou por um dielétrico, de maneira que todas as linhas de fluxo que saem dum condutor entrem no outro condutor” (SADIKU, 2004). A capacitância de um elemento num circuito impõe um atraso na corrente, a fase da corrente vai estar adiante da fase da voltagem (KLEINER, 2013). A membrana do neurônio não é de material condutor; os canais na membrana também não são. Há fluxo de eletrólitos (MOLLEMAN, 2003), mas eletrólitos não têm comportamento ôhmico, que permita estabelecer uma relação linear entre corrente e voltagem (SADIKU, 2004). Para iniciar um potencial de ação neuronal por estímulo elétrico, este estímulo deve ter um valor dentro duma faixa restrita; estímulo em voltagem inferior não provoca o potencial de ação. Estímulo em voltagem superior não provoca potencial de ação mais intenso, nem promove um fluxo de carga por mais tempo. O potencial de ação obedece a lei do é tudo, ou nada (KANDEL et al., 2013), não apresenta comportamento de capacitores eletrônicos.

A incorporação de outros símbolos de circuitos não garante o sucesso da representação eletrônica da cabeça humana. A experiência, no estudo de transdutores eletroacústicos, de usar uma rede de circuitos eletrônicos para representar fatores relevantes dos

diferentes domínios (elétrico, mecânico e acústico) para serem estudados em um único domínio (o elétrico), baseada na similaridade de equações diferenciais dos fenômenos físicos envolvidos, exige simplificações (KLEINER, 2013) que inutilizam o método em EEG. Nessas simplificações se considera que as ondas (mecânicas, acústicas ou eletromagnéticas) têm velocidade infinita e que o elemento individualizado não tem movimento interno. Inútil em EEG, porque é premissa irrevogável e não desprezível que os dados elétricos refletem o movimento dos íons. Se pré-determinarmos uma velocidade e uma ausência de movimento, tornaremos arbitrariamente irrelevantes as informações de velocidade e movimento interno do sistema biológico.

Mesmo que neurônios fossem pequenos circuitos eletrônicos, continua sendo verdadeiro que o todo não corresponde ao somatório das partes. Em teoria de circuitos, isto também é verdade: o arranjo paralelo ou em série dos componentes altera totalmente o resultado do circuito.

Conclui-se que a representação eletrônica do sistema nervoso de condução em volume em EEG não é adequada. Passamos então a avaliar a plausibilidade da modelagem eletroacústica da cabeça para interpretação dos dados brutos de EEG.

A definição de efeito eletroacústico garante que as variações de potencial elétrico de materiais que contenham água e eletrólitos são acopladas ao movimento dos eletrólitos ali presentes; não é possível uma variação de potencial elétrico sem uma onda mecânica correspondente. Na modelagem eletroacústica da cabeça, consideramos que os dados de EEG refletem o movimento dos eletrólitos da cabeça, lembrando que cerca de 60 por cento do corpo humano adulto é fluido, principalmente uma solução aquosa de íons e outras substâncias, e que a cabeça não é exceção (HALL; HALL, 2020). Que o fenômeno elétrico dos sistemas biológicos é mediado pelo movimento iônico é fato aceito e reconhecido; portanto o modelo eletroacústico é plausível e apropriado.

Ao aplicarmos a definição de efeito eletroacústico em EEG, rompemos a circularidade do argumento vigente que alega medirmos atividade elétrica do cérebro, porque o cérebro tem atividade elétrica. Geramos um conhecimento: medimos atividade elétrica na cabeça, porque as estruturas biológicas da cabeça se mexem. Concluimos que o modelo eletroacústico da cabeça é plausível e adequado para interpretação dos dados brutos de EEG.

Para explicar a influência do posicionamento do eletrodo na qualidade do sinal, enfatizamos que os dados de variações de potencial elétrico são medidos pela diferença de potencial elétrico entre dois eletrodos. Com esta premissa, fica excluída a possibilidade de contaminação do sinal de EEG por ECG, porque, ao calcularmos uma diferença, eliminamos as comunalidades. Desta maneira, se considerarmos que a atividade elétrica cardíaca se propaga por todo o corpo, o sinal do ECG estaria presente em todo o corpo, e para que ele aparecesse, teríamos que posicionar o eletrodo-referência fora do corpo. Concluímos que “contaminação do sinal de EEG por ECG” é um equívoco. Com respaldo na teoria eletroacústica, em material biológico vivo a diferença de potencial elétrico representa a diferença de movimento dos eletrólitos e água nos locais onde estão os eletrodos. Haja vista que a estrutura histológica da cartilagem da orelha é rica em colágeno (MESCHER, 2013), e que o colágeno constitui um *lattice* do tecido biológico dificultador do movimento dos eletrólitos (DUKHIN; GOETZ, 2017), colocar o eletrodo-referência na orelha permite monitorar o movimento pulsátil do encéfalo: o movimento dos eletrólitos da cabeça são atenuados, amortecidos e não são detectados na orelha. Assim sendo, o movimento pulsátil do encéfalo, que acontece em ciclos correspondentes ao ciclo cardíaco [e comprovado por *cine-MRI* (GREITZ et al., 1992; HOLDSWORTH et al., 2016)], pode deste modo ser verificado eletricamente. Enfim, sob modelo eletroacústico, o sinal que se assemelha em formato de onda ao sinal cardíaco em EEG é interpretado como originário e representativo do movimento pulsátil do encéfalo e só pode ser detectado pelo posicionamento do eletrodo-referência onde o efeito eletroacústico seja bastante amortecido, ou em locais onde os movimentos sejam diferentes dos da cabeça [note-se que Berger teve o mesmo resultado posicionando o eletrodo-referência em braços ou pernas (BERGER, 1929)].

Para aumentar a qualidade de informação é indicado o uso de dois eletrodos-referência (um em cada orelha) para a formação de um triângulo com o eletrodo posicionado no couro cabeludo. Este arranjo estereotáxico já demonstrou ser eficiente em neurologia (REIF; STRZELCZYK; ROSENOW, 2016), e tem nome próprio em cardiologia: triângulo de Eithoven, amplamente utilizado na leitura do ECG.

Os tecidos com maior quantidade de fibras colágenas (como a foice do cérebro e a tenda do cerebelo) estabelecem zonas com possibilidade de comportamento eletroacústico distintos. Isto explica a existência dos três ritmos básicos do EEG. O posicionamento do eletrodo-referência no crânio não é uma alternativa conveniente. Para poder examinar

sinais menos intensos que o do movimento pulsátil do encéfalo, o processamento digital dos dados coletados com eletrodo-referência na orelha é o mais indicado, mas está fora do escopo deste trabalho.

Considerando que existe uma correlação direta entre o tamanho do objeto e sua frequência oscilatória natural (DUKHIN; GOETZ, 2017; KLEINER, 2013; MOORE, 2015), quando o interesse for verificar o comportamento de neurônios, a faixa de frequência acessada deve ser acima da faixa atualmente considerada de interesse (frequências entre 0,01 e 200 Hertz). Nesta pesquisa não foram encontrados trabalhos que utilizassem eletrografia *in-vivo* para monitorar alteração de energia cinética dos tecidos relacionados ao processos metabólicos. Mas somos levados a entender que se estudarmos frequências mais altas no espectro de frequência do sinal de EEG, encontraremos informações necessárias para pesquisa de doenças relacionadas ao metabolismo. Para tanto, cuidados na escolha de conversores analógico-digitais, multiplexadores, filtros elétricos e eletrodos são pertinentes. A instrumentação (*hardware*) de EEG deve ser dimensionada para ter sua resposta em frequência compatível com a demanda.

O modelo eletroacústico depende da implementação de novos *softwares* para produção de informações. Com a interpretação de movimento de eletrólitos gerando sinal, perguntas novas passam a ser pertinentes, relativas à propagação de ondas mecânicas. A implementação de *software* sob o modelo eletroacústico pode ser bastante facilitada pelo atual desenvolvimento do processamento digital de sinais sonoros, que dispõe de filtros digitais para identificação de radiação; impedância; reflexão, reverberação, dissipação, etc; absorção acústica; caixas sonoras; eliminação de distorções; degradação do sinal e ruídos, todos em diferentes zonas do espectro de frequência.

4.1 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Os resultados desta dissertação sugerem a necessidade de uma mudança de paradigma, porque descrevem alterações nas concepções básicas dentro da teoria da eletroencefalografia. O modelo eletroacústico é uma solução teórica, fundamentada pela física contemporânea, capaz de resolver questões até então não explicadas e de gerar novos resultados.

Dentre os novos resultados, além do já descrito em termos de avaliação da me-

cânica encefálica, podemos melhorar a apresentação dos dados para o consumidor: vislumbramos a possibilidade de gerar imagens dinâmicas dos movimentos encefálicos, pela conjugação de técnicas de imageamento (por ultrassonografia e ressonância magnética, onde se atribuem tonalidades de cinza a faixas de frequência) e mapeamento de fase do sinal por processamento digital (favorecido por referenciamento tridimensional na coleta de dados).

Para facilitar a comunicação no meio científico, proponho que este novo paradigma em EEG, com a modelagem eletroacústica do sistema biológico, seja acompanhado com uma nova designação: eletroacustico-encefalografia (EaEG).

Referências

- ANDERSEN, S. S.; JACKSON, A. D.; HEIMBURG, T. Towards a thermodynamic theory of nerve pulse propagation. *Progress in Neurobiology*, v. 88, n. 2, p. 104–113, June 2009. Citado 2 vezes nas páginas [51](#) e [56](#).
- BERGER, H. Über das Elektrenkephalogramm des Menschen. *Archiv für Psychiatrie und Nervenkrankheiten*, v. 87, p. 527–570, April 1929. Citado 2 vezes nas páginas [16](#) e [58](#).
- BRAGATTI, J. A. Eletrencefalografia. In: *Rotinas em Neurologia e Neurocirurgia*. [S.l.]: Artmed, 2006. cap. 4, p. 51–67. Citado na página [35](#).
- BURGESS, R. C.; IWASAKI, M.; NAIR, D. Localization and Field Determination in Electroencephalography and Magnetoencephalography. In: *The Treatment of Epilepsy: Principles and Practice*. [S.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2006. cap. 11. Citado 3 vezes nas páginas [35](#), [36](#) e [40](#).
- CHASSAGNE, C.; BEDEAUX, D. Reciprocal relations in electroacoustics. *Journal of Chemical Physics*, v. 141, n. 4, p. 1–7, July 2014. Citado 2 vezes nas páginas [41](#) e [42](#).
- DEBYE, P. A Method for the Determination of the Mass of Electrolytic Ions. *Journal of Chemical Physics*, v. 1, n. 1, p. 1–13, November 1933. Citado na página [41](#).
- DUKHIN, A. S.; GOETZ, P. J. *Characterization of Liquids, Dispersions, Emulsions, and Porous Materials Using Ultrasound*. [S.l.]: Elsevier, 2017. Citado 5 vezes nas páginas [39](#), [40](#), [42](#), [58](#) e [59](#).
- DUMERMUTH, G. et al. Numerical analysis of electroencephalographic data. *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*, v. 18, n. 4, p. 404–411, December 1970. Citado na página [18](#).
- FRENKEL, J. On the Theory of Seismic and Seismoelectric Phenomena in a Moist Soil. *Journal of Engineering Mechanics*, v. 131, n. 9, p. 879–887, September 2005. Citado na página [41](#).
- FRITSCH, G.; HITZIG, E. Electric excitability of the cerebrum (Über die elektrische Erregbarkeit des Grosshirns). *Epilepsy Behavior*, v. 15, n. 2, p. 123–130, June 2009. Citado na página [16](#).
- GIL, A. C. *Métodos e Técnicas de Pesquisa Social*. [S.l.]: Atlas, 2019. Citado na página [23](#).
- GREENE, J. Review Article: Tracing the recorded history of thin-film sputter deposition: From the 1800s to 2017. *Journal of Vacuum Science & Technology A*, v. 35, n. 5, p. 1–60, September 2017. Citado na página [15](#).
- GREITZ, D. et al. Pulsatile brain movement and associated hydrodynamics studied by magnetic resonance phase imaging. The Monro-Kellie doctrine revisited. *Neuroradiology*, v. 34, n. 5, p. 370–380, September 1992. Citado 4 vezes nas páginas [18](#), [52](#), [54](#) e [58](#).

- HADY, A. E.; MACHTA, B. B. Mechanical surface waves accompany action potential propagation. *Nature Communications*, v. 6, n. 6697, p. 1–7, March 2015. Citado 3 vezes nas páginas [18](#), [51](#) e [53](#).
- HALL, J. E.; HALL, M. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. [S.l.]: Elsevier, 2020. Citado na página [57](#).
- HALLIDAY, D.; RESNICK, R.; WALKER, J. *Fundamentals of Physics*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013. Citado 4 vezes nas páginas [25](#), [26](#), [29](#) e [43](#).
- HEIMBURG, T. *Thermal Biophysics of Membranes*. [S.l.]: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2007. Citado na página [18](#).
- HILL, N.; WOLPAW, J. Brain–Computer Interface. In: *Reference Module in Biomedical Sciences*. [S.l.]: Elsevier, 2016. Citado na página [21](#).
- HISCOX, L. V. et al. Magnetic resonance elastography (MRE) of the human brain: technique, findings and clinical applications. *Physics in Medicine and Biology*, v. 61, n. 24, p. 401–437, November 2016. Citado 2 vezes nas páginas [20](#) e [53](#).
- HODGKIN, A. L.; HUXLEY, A. F. Action Potentials Recorded from Inside a Nerve Fibre. *Nature*, v. 144, n. 3651, p. 710–711, October 1939. Citado na página [17](#).
- HOLDSWORTH, S. J. et al. Amplified magnetic resonance imaging (aMRI). *Magnetic Resonance in Medicine*, v. 75, n. 6, p. 2245–2254, June 2016. Citado 2 vezes nas páginas [18](#) e [58](#).
- HOLMES, G. L.; KHAZIPOV, R. Basic Neurophysiology and the Cortical Basis of EEG. In: *The Clinical Neurophysiology Primer*. [S.l.]: Humana Press, 2007. cap. 2, p. 19–34. Citado 3 vezes nas páginas [36](#), [37](#) e [38](#).
- HUNT, F. V. *Electroacoustics: The Analysis of Transduction, and Its Historical Background*. [S.l.]: Harvard University Press, 1954. Citado na página [41](#).
- JOHNSON, C. L. et al. Local mechanical properties of white matter structures in the human brain. *NeuroImage*, v. 79, p. 145–152, October 2013. Citado na página [50](#).
- KANDEL, E. R. et al. *Principles of neural science*. [S.l.]: McGraw-Hill, 2013. Citado 2 vezes nas páginas [51](#) e [56](#).
- KLEINER, M. *Electroacoustics*. [S.l.]: CRC Press, 2013. Citado 7 vezes nas páginas [39](#), [42](#), [44](#), [45](#), [56](#), [57](#) e [59](#).
- MESCHER, A. L. *Junqueira’s basic histology: text and atlas*. [S.l.]: McGraw-Hill Medical 13th ed. New York, 2013. v. 12. Citado na página [58](#).
- MICHEL, C. M.; BRUNET, D. EEG Source Imaging: A Practical Review of the Analysis Steps. *Frontiers in Neurology*, v. 10, n. 325, p. 1–18, April 2019. Citado na página [18](#).
- MILLETT, D. Hans Berger: From psychic energy to the EEG. *Perspectives in Biology and Medicine*, v. 44, n. 4, p. 522–542, February 2001. Citado na página [16](#).
- MINAYO, M.; SANCHES, O. Quantitativo-Qualitativo: Oposição ou Complementaridade? *Cadernos de Saúde Pública*, v. 9, n. 3, p. 237–248, July 1993. Citado na página [23](#).

- MOLLEMAN, A. *Patch clamping: an introductory guide to patch clamp electrophysiology*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2003. Citado 6 vezes nas páginas 17, 32, 33, 34, 55 e 56.
- MOORE, R. *Fluids and Waves*. [S.l.]: Department of Physics, University of Alberta, 2015. Citado 3 vezes nas páginas 42, 44 e 59.
- MUSE. *Muse: Meditation & Sleep Assistant*. 2021. Disponível em: <<https://play.google.com/store/apps/details?id=com.interaxon.muse>>. Citado na página 21.
- MUSE. *Muse™ - Meditation Made Easy with the Muse Headband*. 2021. Disponível em: <<https://choosemuse.com/>>. Citado na página 21.
- MUSSEL, M.; SCHNEIDER, M. F. Sound pulses in lipid membranes and their potential function in biology. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, v. 162, p. 101–110, July 2021. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 44.
- NETTER, F. H. *Atlas of Human Anatomy*. [S.l.]: Elsevier, 2018. Citado na página 49.
- NOWINSKI, W. L. Introduction to Brain Anatomy. In: *Biomechanics of the Brain*. [S.l.]: Springer, 2011. cap. 2. Citado na página 52.
- PICCOLINO, M. Luigi Galvani and animal electricity: two centuries after the foundation of electrophysiology. *Trends in Neurosciences*, v. 20, n. 10, p. 443–448, October 1997. Citado na página 15.
- REIF, P. S.; STRZELCZYK, A.; ROSENOW, F. The history of invasive EEG evaluation in epilepsy patients. *Seizure*, v. 41, p. 191–195, October 2016. Citado 2 vezes nas páginas 17 e 58.
- RUTGERS, A. J.; RIGOLE, W. Ultrasonic vibration potentials in colloidal solutions, in solutions of electrolytes and in pure liquids. *Transactions of the Faraday Society*, v. 54, p. 139–143, September 1958. Citado na página 41.
- RUTKOVE, S. B. Introduction to Volume Conduction. In: *The Clinical Neurophysiology Primer*. [S.l.]: Humana Press, 2007. cap. 4, p. 43–53. Citado 4 vezes nas páginas 17, 35, 36 e 39.
- SADIKU, M. N. O. *Elementos de Eletromagnetismo*. [S.l.]: Bookman, 2004. Citado 7 vezes nas páginas 26, 27, 28, 29, 30, 55 e 56.
- SCHILLY, K. M. et al. Biological applications of microchip electrophoresis with amperometric detection: in vivo monitoring and cell analysis. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, v. 412, p. 6101–6119, April 2020. Citado na página 40.
- SIEGEL, A.; SAPRU, H. N. *Essential Neuroscience*. [S.l.]: Wolters Kluwer, 2018. Citado 3 vezes nas páginas 47, 50 e 53.
- SPENCE, R. *Introductory circuits*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2008. Citado 2 vezes nas páginas 31 e 56.
- STECKER, M. M. et al. American Clinical Neurophysiology Society Guideline 6: Minimum Technical Standards for EEG Recording in Suspected Cerebral Death. *Journal of Clinical Neurophysiology*, v. 33, n. 4, p. 324–327, August 2016. Citado na página 18.

- TASAKI, I.; BYRNE, P. Tetanic contraction of the crab nerve evoked by repetitive stimulation. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, v. 106, n. 4, p. 1435–1440, May 1982. Citado na página 51.
- TASAKI, I.; IWASA, K. Further Studies of Rapid Mechanical Changes in Squid Giant Axon Associated with Action Potential Production. *The Japanese Journal of Physiology*, v. 32, n. 4, p. 505–518, January 1982. Citado na página 51.
- URIGÜEN, J. A.; GARCIA-ZAPIRAIN, B. EEG artifact removal-state-of-the-art and guidelines. *Journal of Neural Engineering*, v. 12, n. 3, p. 1–23, June 2015. Citado na página 18.
- WESTBROOK, C.; TALBOT, J. *MRI in Practice*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2018. Citado na página 51.

ANEXO A - Autorização para Fotografar

A Figura 22 apresenta o termo de autorização de uso de imagem de peças anatômicas.

Figura 22 – Autorização para Fotografar

SERVIÇO PÚBLICO FEDERAL
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BÁSICAS DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS MORFOLÓGICAS

Rua Sarmento Leite, 500 - Bairro Farroupilha - 90050-170
Porto Alegre - RS - Brasil
Telefone: (51)3308-3146 - e-mail: dcmsec@ufrgs.br
Site: <http://www.ufrgs.br/icbs>

TERMO DE AUTORIZAÇÃO DE USO DE IMAGEM DE PEÇAS ANATÔMICAS

AUTORIZAÇÃO

AUTORIZAMOS O (A) ALUNO (A) Carla Labarthe DO CURSO (DE GRADUAÇÃO / DE PÓS-GRADUAÇÃO) PG em Engenharia Elétrica DA UNIVERSIDADE (NOME DA INSTITUIÇÃO) PUCRS A FAZER FOTOGRAFIAS DE DETERMINADAS PEÇAS ANATÔMICAS (BIOLÓGICAS) PERTENCENTES AO ACERVO DO LABORATÓRIO DE ANATOMIA DO DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS MORFOLÓGICAS (DCM) DA UFRGS. ESTAS IMAGENS TERÃO QUE TER FINALIDADE CIENTÍFICA E EVENTUAIS FOTOS IDENTIFICÁVEIS, NÃO PODERÃO SER DIVULGADAS. PARA TAL, DEVERÁ TER UM PROFESSOR DO DCM RESPONSÁVEL, BEM COMO UM TÉCNICO DE ANATOMIA E NECRÓPSIA JUNTO NO MOMENTO DA REALIZAÇÃO DESTAS IMAGENS. O LABORATÓRIO E O DEPARTAMENTO DEVERÁ SER CITADO EM EVENTUAL PUBLICAÇÃO COMO PROPRIETÁRIO DAS PEÇAS ANATÔMICAS. E TERMINANTEMENTE PROIBIDO A PUBLICAÇÃO DE IMAGENS DO LABORATÓRIO EM MÍDIAS SOCIAIS (FACEBOOK, TWEETER, INSTAGRAM, WHATTSAP,...), JORNAIS E REVISTAS. ESTE FORMULÁRIO DEVERÁ SER ENTREGUE AO COORDENADOR DO LABORATÓRIO ANTES DA REALIZAÇÃO DAS IMAGENS.

Carla
NOME, CPF E ASSINATURA DO (A) ALUNO (A) Carla Labarthe - 47966793087

PORTO ALEGRE, 11 DE dezembro DE 2019.

Henrique Zagvia Leão
NOME DO PROFESSOR DO DCM
PROF. GERALDO F. JOTZ
COORDENADOR DO LABORATÓRIO

Antonio Renato Seixas (Biólogo)
NOME DO TÉCNICO DE ANATOMIA E NECRÓPSIA
PROF. RUI F.F. LOPES
CHEFE DO DEPARTAMENTO

FONTE: Labarthe(2021).



Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul
Pró-Reitoria de Graduação
Av. Ipiranga, 6681 - Prédio 1 - 3º. andar
Porto Alegre - RS - Brasil
Fone: (51) 3320-3500 - Fax: (51) 3339-1564
E-mail: prograd@pucrs.br
Site: www.pucrs.br