



Universidade Federal de Ouro Preto
Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas
Departamento de Engenharia Elétrica



Trabalho de Conclusão de Curso

Teste F espectral baseado no filtro de Kalman aplicado nas respostas auditivas de estado estável

Davidd Braga Simões

João Monlevade, MG
2023

Davidd Braga Simões

**Teste F espectral baseado no filtro de Kalman
aplicado nas respostas auditivas de estado
estável**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado à Universidade Federal de Ouro Preto como parte dos requisitos para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Elétrica pelo Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas da Universidade Federal de Ouro Preto.
Orientador: Prof. Fabrício Javier Erazo Costa
Coorientadora: Prof.^a Wendy Yadira Eras Herrera

**Universidade Federal de Ouro Preto
João Monlevade
2023**

SISBIN - SISTEMA DE BIBLIOTECAS E INFORMAÇÃO

S589t Simões, Davidd Braga.
Teste F espectral baseado no filtro de Kalman aplicado nas respostas
auditivas de estado estável. [manuscrito] / Davidd Braga Simões. - 2023.
52 f.

Orientador: Prof. Me. Fabrício Javier Erazo Costa.
Coorientadora: Profa. Dra. Wendy Yadira Eras Herrera.
Monografia (Bacharelado). Universidade Federal de Ouro Preto.
Instituto de Ciências Exatas e Aplicadas. Graduação em Engenharia
Elétrica .

1. Análise espectral. 2. Eletroencefalografia. 3. Engenharia
biomédica. 4. Fourier, Transformadas de. 5. kalman, Filtragem de. 6.
Potenciais auditivos evocados. I. Costa, Fabrício Javier Erazo. II. Herrera,
Wendy Yadira Eras. III. Universidade Federal de Ouro Preto. IV. Título.

CDU 004.5:621.3

Bibliotecário(a) Responsável: Flavia Reis - CRB6-2431



FOLHA DE APROVAÇÃO

Davidd Braga Simões

Teste F espectral baseado no filtro de Kalman aplicado nas respostas auditivas de estado estável

Monografia apresentada ao Curso de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Ouro Preto como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Engenharia Elétrica

Aprovada em 31 de agosto de 2023

Membros da banca

Me. Fabricio Javier Erazo Costa - Orientador - Universidade Federal de Ouro Preto
Dra. Wendy Yadira Eras Herrera - Coorientadora - Universidade Federal de Ouro Preto
Dra. Sarah Negreiros de Carvalho Leite - Universidade Federal de Ouro Preto
Dr. Rodrigo Augusto Ricco - Universidade Federal de Ouro Preto

Fabricio Javier Erazo Costa, orientador do trabalho, aprovou a versão final e autorizou seu depósito na Biblioteca Digital de Trabalhos de Conclusão de Curso da UFOP em 13/09/2023



Documento assinado eletronicamente por **Fabricio Javier Erazo Costa, PROFESSOR DE MAGISTERIO SUPERIOR**, em 13/09/2023, às 22:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site http://sei.ufop.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **0589565** e o código CRC **1F48D57C**.

Agradecimentos

Primeiramente agradeço à Deus por minha vida, por me conceder oportunidades, forças e coragem para superar todos os obstáculos encontrados ao longo do curso.

Nenhum sucesso é alcançado sem o apoio daqueles que nos cercam. Agradeço de forma especial meus avós e meus pais pelo apoio incondicional sempre e por entenderem as minhas ausências durante o percurso, vocês fazem parte desta conquista. Aos meus tios e tias, primos e primas pela torcida e pelo carinho.

Agradeço a todos os amigos que fiz durante esses anos de jornada, especialmente à turma da Engenharia Elétrica 17.1 e à república A Casa Lar, por todas noites de estudo, risadas e experiências, com toda certeza vocês foram fundamentais para que eu atravessasse essa fase da minha vida da melhor maneira possível.

Por fim, quero expressar minha sincera gratidão aos meus orientadores, os professores Fabricio Erazo e Wendy Yadira. Agradeço pela oportunidade, pela paciência, pela confiança em meu trabalho e pelo valioso aprendizado que obtive ao longo deste período em minha vida.

*"A ciência é, portanto, uma perversão de si mesma, a menos que tenha como fim
último, melhorar a humanidade. "*
– Nikola Tesla

Resumo

As Respostas Auditivas de Estado Estável (RAEE's) podem ser consideradas como respostas neurais eliciadas por um estímulo auditivo periódico apresentado continuamente e captadas através do Eletroencefalograma (EEG), que possibilitam avaliações clínicas na determinação do limiar auditivo de pacientes. Comumente, as RAEE's são analisadas utilizando métodos baseados na Transformada Discreta de Fourier (do inglês, *Discret Fourier Transform* - DFT) que presumem estacionariedade, porém o EEG não cumpre com esta presunção. Por este motivo, a estimação das RAEE's utilizando o Filtro de Kalman (FK) foi proposta na literatura para eliminar a necessidade da suposição de estacionariedade. O Teste F Espectral (TFE) é uma técnica que permite avaliar a razão sinal-ruído do bin de estimulação relacionado com os bins vizinhos (ruído) e tem sido estimada na literatura utilizando a DFT. O presente trabalho, propõe o cálculo da TFE baseado em estimativas do FK e uma metodologia para determinação da viabilidade dos bins vizinhos a serem utilizados na formação do TFE. Os algoritmos foram testados em sinais sintéticos e em sinais de EEG com RAEE's de cinco indivíduos em diferentes amplitudes de estimulação. Os resultados mostram que o FK fornece estimativas da amplitudes das RAEE's ao longo do tempo semelhantes às estimativas realizadas pelo método tradicional baseado na DFT. Por outro lado, em alguns casos o TFE baseado no FK diferiu do baseado na DFT nos sinais de EEG. A utilização da metodologia de avaliação dos bins vizinhos utilizando como métrica de comparação a distância euclidiana entre as estimativas dos bins vizinhos encontrados pelos métodos DFT e FK permitiu a remoção de bins estatisticamente diferentes e uma melhora da relação sinal-ruído, especialmente em estímulos de baixa intensidade, oferecendo perspectivas interessantes para aprimorar a análise de RAEE's no EEG.

Palavras-chave: Eletroencefalograma, Filtro de Kalman, Resposta Auditiva de Estado Estável, Transformada Discreta de Fourier, Teste F Espectral.

Abstract

Auditory Steady-State Responses (ASSR) can be considered as neural responses elicited by a continuously presented periodic auditory stimulus and captured through Electroencephalography (EEG), allowing clinical assessments in determining patients' auditory thresholds. Commonly, ASSRs are analyzed using methods based on the Discrete Fourier Transform (DFT), which assume stationarity, yet EEG data does not meet this assumption. Therefore, in the literature, estimation of ASSRs using the Kalman Filter (KF) has been proposed to eliminate the need for the stationarity assumption. The Spectral F Test (SFT) is a technique used to evaluate the signal-to-noise ratio of the stimulation bin concerning neighboring bins (noise) and has been estimated in the literature using DFT. This work proposes calculating the SFT based on KF estimates and a methodology for determining the viability of neighboring bins to be used in forming the SFT. The algorithms were tested on synthetic signals and EEG signals with ASSRs from five individuals at different stimulation amplitudes. The results demonstrate that KF provides amplitude estimates of ASSRs over time similar to estimates obtained using the traditional method based on DFT. However, in some cases, the SFT based on KF differed from the one based on DFT in EEG signals. Utilizing the methodology for evaluating neighboring bins, using the Euclidean distance between estimates of neighboring bins found by DFT and KF as a comparison metric, allowed for the removal of statistically different bins and an improvement in the signal-to-noise ratio, especially in low-intensity stimuli, offering promising prospects for enhancing the analysis of ASSRs in EEG.

Keywords: Electroencephalogram, Kalman Filter, Auditory Steady-State Response, Discrete Fourier Transform, Spectral F Test.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Ouvidos externo, médio e interno.	4
Figura 2 – Cóclea desenrolada.	5
Figura 3 – Vista da cóclea seccionada em transversal.	5
Figura 4 – Propagação da onda viajante ao longo da cóclea.	6
Figura 5 – O órgão de Corti.	7
Figura 6 – Filtro De Kalman: etapas de predição e assimilação de dados.	10
Figura 7 – Exemplo de janelamento em um sinal de EEG.	12
Figura 8 – Diagrama geral do <i>Audiostim</i>	16
Figura 9 – Disposição dos eletrodos do sistema internacional 10-10.	16
Figura 10 – TFE calculado através das estimações feitas por FK para um sinal de EEG qualquer com uma frequência bin de estimulação.	18
Figura 11 – Ilustração da distância euclidiana entre as estimações realizadas com o DFT e o FK.	19
Figura 12 – Fluxograma da estratégia empregada para a comparação do TFE com e sem remoção de bins <i>outliers</i>	20
Figura 13 – Ilustração da estrutura básica do boxplot.	20
Figura 14 – Respostas das estimativas de amplitude DFT e FK em um quatro sinais sintéticos.	23
Figura 15 – Sinal de EEG e sua DFT.	24
Figura 16 – Respostas das estimativas de amplitude DFT e FK com um estímulo de 90 dB Nível de Pressão Sonora (NPS) do indivíduo 2.	25
Figura 17 – Razões sinal-ruído (TFE) utilizando as estimativas calculadas pelas metodologias DFT e FK para um sinal sintético.	30
Figura 18 – Razão sinal-ruído do sinal de EEG para o indivíduo 2 com a estimulação WBN na frequência fundamental de 94,73Hz.	31
Figura 19 – Áreas dos TFE's para os sinais de EEG do indivíduo 2 com a estimulação WBN na frequência fundamental de 94,73Hz e diferentes intensidades.	32

Lista de tabelas

Tabela 1 – Amplitude média e Erro Quadrático Médio dos sinais sintéticos estimados.	23
Tabela 2 – Amplitude média calculada para o sinal de EEG real com ruído de Duas Bandas (TBN)	26
Tabela 3 – Amplitude média calculada para o sinal de EEG real com ruído de Banda Larga (WBN)	27
Tabela 4 – Erro Quadrático Médio entre as estimações feitas por DFT e FK para o sinal de EEG com ruído de Duas Bandas (TBN)	28
Tabela 5 – Erro Quadrático Médio entre as estimações feitas por DFT e FK para o sinal de EEG com ruído de Banda Larga (WBN)	29
Tabela 6 – Razão entre o TFE com a remoção proposta e TFE sem remoção para a estimulação de Duas Bandas (TBN)	34
Tabela 7 – Razão entre o TFE com a remoção proposta e TFE sem remoção para a estimulação de Banda Larga (WBN)	35

Lista de Siglas

AM	Modulação em Amplitude
ASHA	<i>American Speech Language and Hearing Association</i>
DFT	<i>Discret Fourier Transform</i>
EEG	Eletroencefalograma
EQM	Erro Quadrático Médio
FK	Filtro de Kalman
FM	Modulação em Frequência
FT	<i>Fourier Transform</i>
IG	Interface Gráfica
JCIH	<i>Joint Commitee Infancy Hearing</i>
MM	Modulação Mista
MSC	<i>Magnitude-Squared Coherence</i>
NPS	Nível de Pressão Sonora
ORD	Detecção Objetiva de Resposta
PE	Potencial Evocado
RAEE	Resposta Auditiva de Estado Estável
SFT	<i>Spectral F Test</i>
SNR	<i>Signal-to-Noise Ratio</i>
SPL	<i>Sound Pressure Level</i>
TF	Transformada de Fourier
TBN	<i>Two Band Noise</i>
TFE	Teste F Espectral
UC	Unidade de Controle
WBN	<i>Wide Band Noise</i>
WHO	<i>World Health Organization</i>

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
1.1	Motivação e Justificativa	1
1.2	Objetivos	3
1.3	Estrutura do Trabalho	3
2	CONTEXTUALIZAÇÃO TEÓRICA	4
2.1	Fisiologia do Sistema Auditivo Humano	4
2.2	Respostas Auditivas de Estado Estável	7
3	TÉCNICAS DE PROCESSAMENTO DAS RESPOSTAS AUDITIVAS EM ESTADO ESTÁVEL	9
3.1	Fundamentos Prévios	9
3.1.1	Transformada de Fourier	9
3.1.2	Filtro de Kalman	10
3.2	Técnicas de Estimação da Amplitude da RAEE	11
3.2.1	Estimação da RAEE Utilizando a Transformada de Fourier	11
3.2.2	Estimação da RAEE Utilizando o Filtro de Kalman	13
3.3	Razão Sinal-Ruído Por Meio do Teste F Espectral	14
4	METODOLOGIA	15
4.1	Sinais Utilizados	15
4.1.1	Sinais Sintéticos	15
4.1.2	Sinais de EEG	15
4.2	Proposta de Teste F Espectral Utilizando o Filtro de Kalman	17
4.3	Proposta de Análise de Viabilidade dos Bins Vizinhos do Teste F Espectral	18
5	RESULTADOS	22
5.1	Estimação da RAEE	22
5.1.1	Sinais Sintéticos	22
5.1.2	Sinais de EEG	24
5.2	Teste F Espectral	29
5.2.1	Sinais Sintéticos	29
5.2.2	Sinais de EEG - Análise dos bins vizinhos	30
6	CONCLUSÕES E ESTUDOS FUTUROS	36
6.1	Trabalhos Futuros	36

REFERÊNCIAS	38
--------------------	-----------

1 Introdução

1.1 Motivação e Justificativa

Segundo Agência Brasil (2019), o Brasil abriga mais de 10,7 milhões de pessoas com deficiência auditiva, com mais de 300 mil delas sendo surdas desde o nascimento. A perda auditiva pode representar um significativo desafio quando não é identificada precocemente. Caso não seja providenciada uma educação voltada para a comunicação visual desde os estágios iniciais, a pessoa com deficiência auditiva pode enfrentar dificuldades na expressão de seus pensamentos, na aprendizagem e, conseqüentemente, no seu desenvolvimento cognitivo. Essa situação pode ter um impacto adverso em suas vidas, afetando seu bem-estar emocional e tornando mais complexo o convívio em sociedade.

Pequenos graus de perda auditiva, como em bebês, não são imediatamente perceptíveis e, portanto, são necessárias técnicas analíticas capazes de realizar um diagnóstico objetivo e confiável a fim de testar a percepção do sistema auditivo. Nesse contexto, é comum que órgãos como a *World Health Organization* (WHO), *American Speech Language and Hearing Association* (ASHA) e o *Joint Committee Infancy Hearing* (JCIH) ressaltem a importância da implantação de programas de detecção de perdas auditivas na sociedade (IMPAIRMENT et al., 1995; HEARING, 2019).

A Resposta Auditiva de Estado Estável (RAEE) é uma resposta neural eliciada por um estímulo auditivo periódico apresentado continuamente. A RAEE tem sido objeto de estudo em várias pesquisas desde a primeira descrição feita por Galambos, Makeig e Talmachoff (1981), que registraram a atividade elétrica cerebral em 20 indivíduos adultos com audição normal durante estimulações por tons *burst* de 250 Hz a 5000 Hz. Esse estudo apresenta metodologias para obter os parâmetros de registro e estimulação até a aplicação da técnica no diagnóstico de perdas auditivas (JOHN; PICTON, 2000; SIMPSON et al., 2012). Algumas aplicações clínicas atuais da RAEE são: a estimativa de limiares auditivos em bebês e crianças pequenas com perda auditiva sensorial de severa a profunda (PINTO; GRIZ; LINS, 2012; PINTO, 2016), diagnóstico de transtorno do espectro da neuropatia auditiva (DUARTE et al., 2012), dentre outras (HALL; MOMTAZ, 2020; O'DONNELL et al., 2013).

Os registros das atividades neurais durante o estímulo para a RAEE comumente são realizados com o Eletroencefalograma (EEG). Os eletrodos posicionados captam diferenças de potencial geradas pelas células cerebrais, as cargas captadas são ampliadas e registradas (SANEI; CHAMBERS, 2013). A detecção das RAEE's a partir destes sinais se torna uma tarefa complexa e desafiadora devido a baixa relação de sinal-ruído (do inglês, *Signal-to-Noise Ratio* (SNR)).

Tradicionalmente, a RAEE é analisada com o método denominado padrão ouro, baseado na Transformada Discreta de Fourier (do inglês, *Discret Fourier Transform* (DFT)). Os métodos baseados pela DFT precisam de registros de EEG para segmentação e promedição¹, muitas vezes impossibilitando processamento em tempo instantâneo. Ademais, o método pressupõe que a resposta medida seja de estado estacionário. Luke e Wouters (2016) apresentaram um procedimento de análise das RAEE's baseado em Filtro de Kalman (FK). O estudo mostrou em um conjunto de dados de 320 medições que o método proposto atinge estimativas de amplitude válidas mais rápido que o método padrão ouro. Neste contexto, se torna interessante o estudo de RAEE utilizando o FK para estimar os parâmetros da mesma, retirando a suposição de estacionariedade. Com essa ausência, as mudanças na resposta podem ser analisadas instantaneamente.

As técnicas de Detecção Objetiva de Resposta (ORD) são procedimentos baseados em testes estatísticos para a detecção de presença ou ausência de uma resposta em sinais de EEG (DOBIE; WILSON, 1996; SA, 2004; BORTEL; SOVKA, 2006; ELOI, 2017; FELIX et al., 2018). No trabalho desenvolvido por Souza (2011) é investigado o uso das técnicas ORD de Magnitude Quadrática de Coerência (do inglês, *Magnitude-Squared Coherence* (MSC)) e Teste F Espectral (TFE) (do inglês, *Spectral F Test* (SFT)) na identificação dos limiares auditivos. Nesse estudo, foram utilizados sinais de EEG coletados em nove indivíduos utilizando eletrodos posicionados no vértex da cabeça (Cz, ver Figura 9), na nuca (abaixo da linha do cabelo) e na base do pescoço (eletrodo terra). Foram utilizados pelo autor estímulos constituídos de 4 tons com Modulação em Amplitude (AM), aplicados simultaneamente na orelha esquerda e na direita de cada sujeito. Nos experimentos, a intensidade dos estímulos foram iniciadas em 60 dB *Sound Pressure Level* (SPL) e foram reduzidas gradativamente até chegar em 15 dB SPL. Os resultados dos experimentos foram satisfatórios visto que foi possível avaliar 8 frequências (4 em cada orelha), chegando a limiares próximos aos encontrados em exames de audiometria tonal dos indivíduos. Concluindo que, as técnicas de MSC e SFT manifestaram eficácia na detecção de respostas.

O FK tem sido utilizado para a estimação de amplitudes das RAEE's porém, até o momento, não existe na literatura uma metodologia que combine técnicas ORD com a utilização estimação da RAEE realizada através do FK. Também, os estudos que utilizam as técnicas ORD realizam uma análise somente sobre os bins de estimulação e não sobre os bins vizinhos o que pode acarretar em falsos positivos na detecção das respostas. Desta forma, o presente trabalho propõe a aplicação das estimativas obtidas com o FK para criação do TFE e uma metodologia para análise da viabilidade dos bins vizinhos utilizados no TFE. Essa análise é baseada nas estimações de amplitude obtidas pelo FK e DFT nas frequências onde não se esperam encontrar RAEE e tem como propósito aumentar a relação sinal-ruído eliminando bins vizinhos de acordo com o critério estabelecido.

¹ Média ponto a ponto calculada a partir do conjunto de segmentos do sinal.

1.2 Objetivos

Este trabalho tem como objetivo propor a construção do TFE baseado nas estimativas determinadas pelo FK e a introdução de uma nova metodologia visando melhorar a relação sinal-ruído no TFE utilizando as estimações das RAEE's obtidas por meio das técnicas de DFT e FK. Desta forma, os objetivos específicos são descritos a seguir:

- Estudar e compreender a RAEE, o FK e o TFE;
- Utilizar o FK para estimação da amplitude da RAEE em sinais de EEG;
- Comparar a estimação da amplitude da RAEE utilizando o FK e a técnica baseada na DFT;
- Aplicar o TFE baseado nas estimações do FK e DFT em sinais sintéticos e sinais cerebrais;
- Analisar o efeito da remoção de bins vizinhos na TFE de acordo com a metodologia proposta.

1.3 Estrutura do Trabalho

Este trabalho é compreendido em seis capítulos. O Capítulo 1 apresenta os tópicos discutidos de forma introdutória a fim de descrever a justificativa e motivação do estudo.

No Capítulo 2 é apresentada uma contextualização teórica que explora a fisiologia do sistema auditivo, assim como a RAEE, juntamente com os tipos mais comuns de ruídos modulados empregados nesta área.

No Capítulo 3 são apresentadas as técnicas de processamento utilizadas para as estimações das RAEE's. Além disso, é abordada a aplicação do TFE para calcular a relação sinal-ruído utilizando as amplitudes estimadas pela DFT.

No Capítulo 4 inicialmente, são apresentados os sinais utilizados no trabalho para a realização dos processamentos e testes. Em seguida, são apresentadas as propostas de TFE baseado nas estimações do FK e a análise de viabilidade de bins vizinhos no TFE a partir das estimações obtidas através das técnicas da DFT e do FK.

No Capítulo 5 são apresentados e discutidos os resultados das estimações das RAEE's utilizando a TFE e o FK. Além disso, os resultados obtidos com a técnica proposta do TFE baseado no FK, assim como os resultados da proposta de análise de viabilidade dos bins vizinhos para do TFE são apontados. Por fim, no Capítulo 6 são apresentadas as conclusões e as propostas de continuidade do estudo.

2 Contextualização Teórica

Neste capítulo, inicialmente, é realizada uma breve apresentação da anatomia do sistema auditivo humano e descritas as etapas realizadas para a transmutação do som em sinais eletrofisiológicos no córtex cerebral. Posteriormente, é exposto o conceito da RAEE e são apresentados alguns dos estímulos utilizados para a estimulação da mesma, elucidando a vantagem do uso de tons com AM.

2.1 Fisiologia do Sistema Auditivo Humano

De acordo com Fernandes (2002), o som pode ser descrito como uma série de mudanças na pressão do ar, variando a frequência e intensidade que se propagam. O sistema auditivo é responsável pela transformação dessa gama de sinais mecânicos em uma série complexa de sinais elétricos no sistema nervoso central.

As ondas são coletadas pelo pavilhão auricular e são enviadas pelo canal auditivo até a membrana timpânica. Este caminho pode ser visto conforme a Figura 1. A pressão do ar faz com que ocorra movimentos no tímpano, que por sua vez transmite esses movimentos através dos ossículos (martelo, bigorna e estribo) ao ouvido interno pela janela oval. A cóclea é preenchida por fluido, o que faz com que a pressão na janela oval seja maior que a pressão na membrana timpânica (ALBERTI, 2001).

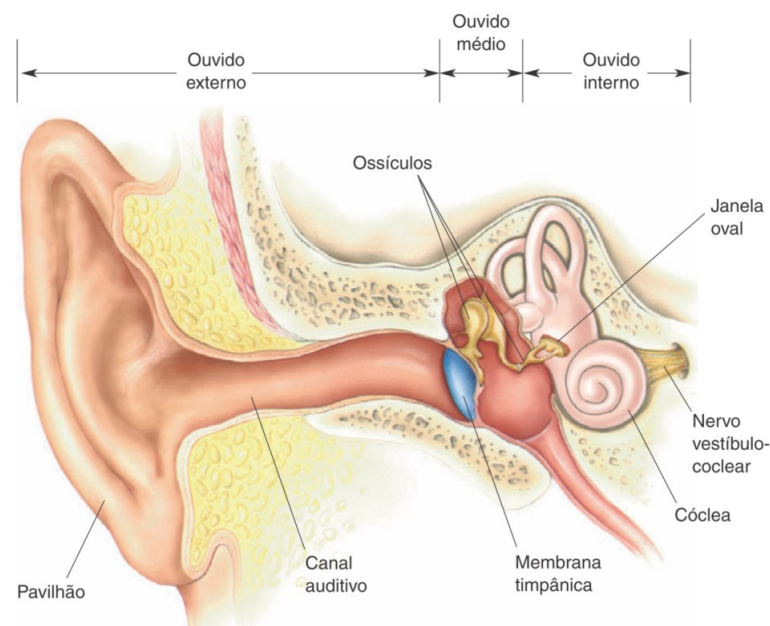


Figura 1 – Ouvidos externo, médio e interno. Figura retirada de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

Na cóclea, a informação mecânica recebida é transmutada em sinais elétricos que

são transmitidos por meio de nervos auditivos formados pelos neurônios de gânglio espiral e enviados às respectivas áreas cerebrais (KROLL, 2018).

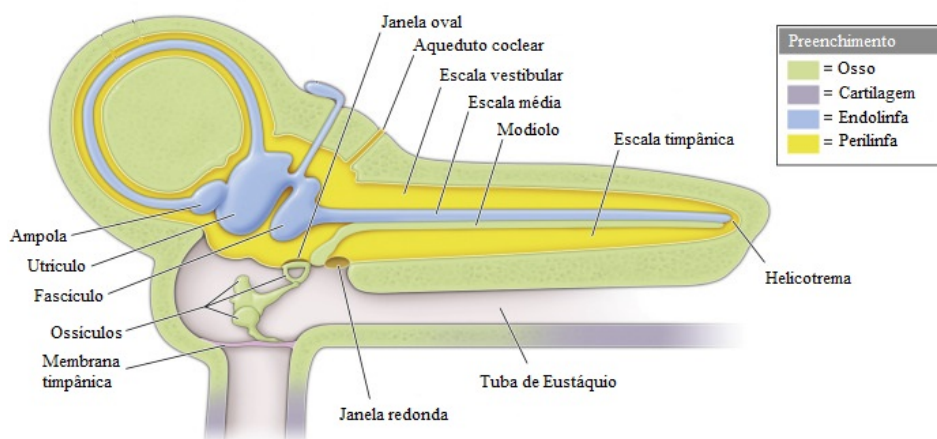


Figura 2 – Cóclea desenrolada. Figura adaptada de (MAYNARD; DOWNES, 2019).

A cóclea pode ser vista como um tubo longo enrolado com três canais: escala vestibular, escala média e escala timpânica (Figura 2). As escalas vestibular e média são separadas por uma membrana fina denominada membrana de Reissner, as escalas timpânica e média são separadas pela membrana basilar onde é localizado também o órgão de Corti (Figura 3). Os fluidos que preenchem a cóclea são denominados de perilinfa e endolinfa. O perilinfa preenche as escalas vestibular e timpânica, sendo formado por baixas concentrações de K^+ (potássio) e altas concentrações de Na^+ (sódio). A escala média é preenchida pelo endolinfa sendo formado por altas concentrações de K^+ e baixas concentrações de Na^+ (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

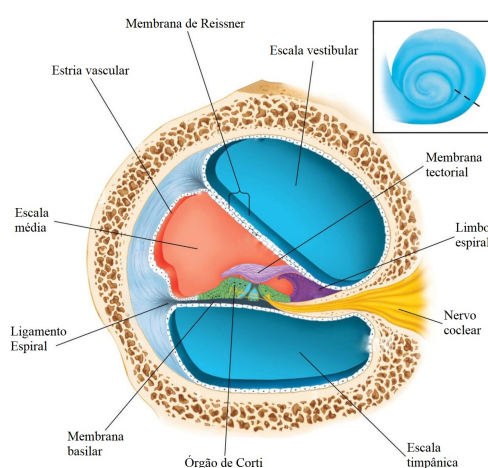


Figura 3 – Vista da cóclea seccionada em transversal. Figura adaptada de <https://www.shutterstock.com/pt/editorial/image-editorial/cross-section-through-one-turns-cochlea-showing-2557897a>

A propagação das ondas sonoras faz com que as janelas oval e redonda na base da cóclea se movam em direções opostas causando um deslocamento na membrana basilar.

Esse deslocamento faz com que se inicie uma onda viajante que varre da base em direção a ponta da membrana basilar. A amplitude da onda é aumentada conforme a movimentação da mesma até que atinge o pico em uma região específica ao longo do eixo longitudinal da cóclea, dependendo da frequência do som. Essa relação entre frequência e lugar é chamada de tonotopia onde é descrito que sons de alta frequência dissipam suas ondas próximo à base da membrana e sons de baixa frequência dissipam suas ondas próximo do ápice da mesma, como demonstrado na Figura 4. As demais frequências atingem seus máximos de acordo com as propriedades micromecânicas variáveis da membrana basilar ao longo do eixo tonotópico (ASHMORE, 2020).

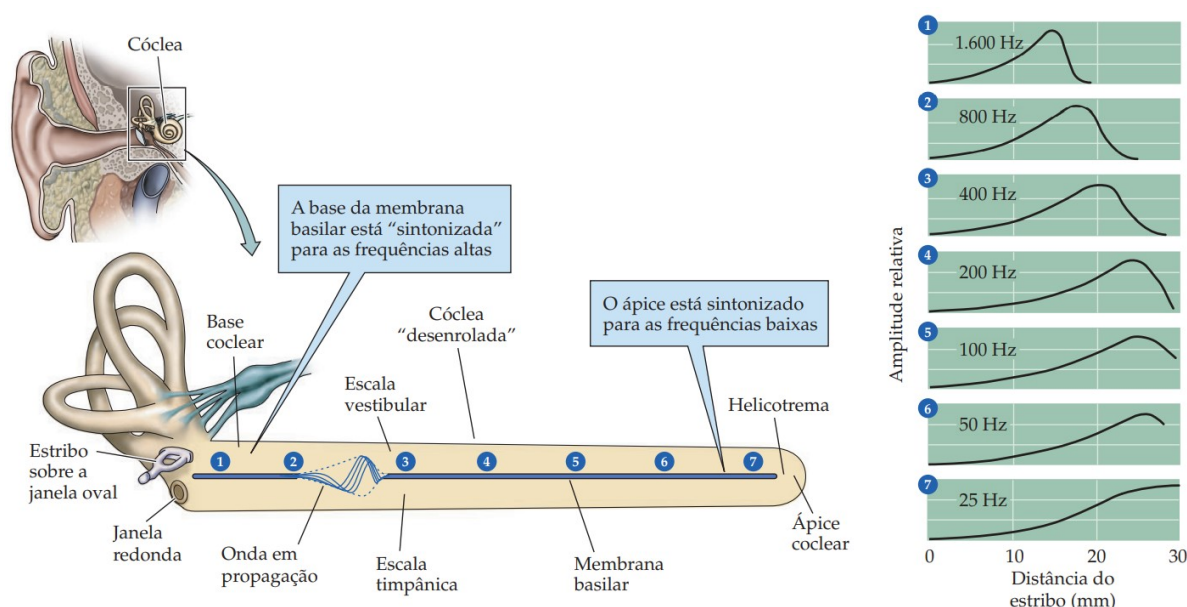


Figura 4 – Propagação da onda viajante ao longo da cóclea. À direita, os gráficos mostram o traçado da onda viajante em propagação na membrana basilar até atingir o pico em uma região ao longo da cóclea para diferentes frequências. Figura retirada de (PURVES et al., 2010).

As células responsáveis pela conversão da energia mecânica em uma alteração na polarização da membrana são denominadas células receptoras auditivas e estão localizadas no órgão de Corti (Figura 5). Os pilares de Corti são um contraforte central de enrijecimento formado por células pilares pareadas. As células ciliadas é o nome dado para os receptores auditivos situados na sua superfície apical. Uma membrana tectorial é mantida no lugar por um mecanismo semelhante a uma dobradiça na lateral do órgão de Corti e flutua acima das células ciliadas.

A propagação da onda faz com que a membrana basilar e, portanto, o órgão de Corti se movam para cima e para baixo. À medida que as membranas basilar e tectorial se movem para cima e para baixo com a onda viajante, o mecanismo de dobradiça faz com que a membrana tectorial se mova lateralmente sobre as células ciliadas. Esse movimento de cisalhamento lateral dobra os cílios no topo das células ciliadas, puxa os elos da ponta fina e abre os canais do alçapão. O influxo de potássio e depois cálcio provoca a liberação

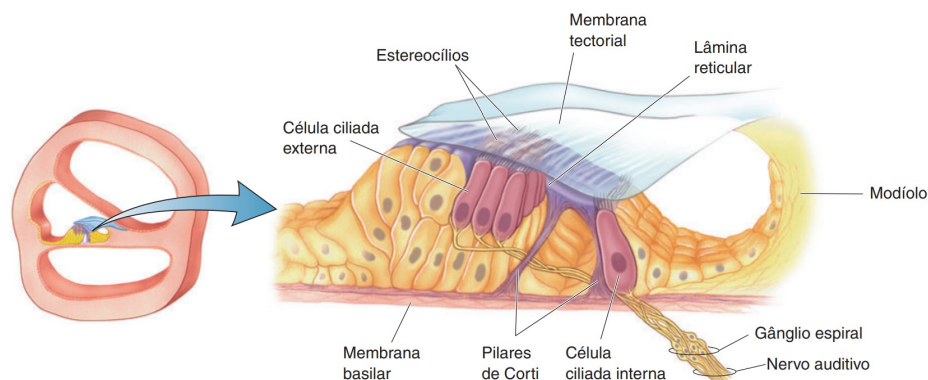


Figura 5 – O órgão de Corti. Figura retirada de (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002).

de neurotransmissores, que por sua vez provoca um Potencial Evocado (PE) que inicia potenciais de ação nas aferências do nervo vestibulo-coclear (VIII nervo craniano) (BEAR; CONNORS; PARADISO, 2002). Enfim a resposta é enviada ao córtex cerebral através do nervo auditivo.

2.2 Respostas Auditivas de Estado Estável

A resposta eletrofisiológica do córtex cerebral e estruturas subcorticais desencadeada por estimulação externa é chamada de PE (CHIAPPA; ROPPER, 1982). O PE então, é uma atividade bioelétrica em um organismo biológico desencadeada por um estímulo externo.

Os registros dessas atividades geralmente são feitos com o EEG. Os sinais de EEG são os registros de atividades neurais capturados por eletrodos que podem se encontrar sobre o escalpo ou sobre o córtex cerebral. Os eletrodos são responsáveis por captar o potencial elétrico gerado pelas atividades das células cerebrais. Após a captação, o sinal é amplificado e pode ser registrado em diferentes formatos (SANEI; CHAMBERS, 2013).

Após registrados, os PE's podem ser classificados em duas principais categorias: PE em regime transitório e PE em regime permanente. Segundo Galloway (1990), um PE em regime permanente é um potencial evocado repetitivo composto de componentes de frequência que permanecem constantes em magnitude e fase ao longo de um tempo infinitamente longo. Por sua vez, o PE em regime transitório é tipicamente registrado usando uma taxa de estimulação rápida o suficiente para que um potencial evocado por estímulo se sobreponha a um potencial evocado por um estímulo anterior (REGAN, 1982).

A RAEE é um PE em regime permanente causado por um estímulo auditivo periódico. O estímulo pode ser construído com diferentes características por meio de modulações e alterações no mesmo. Dentre os estímulos usados em estudos de detecção da RAEE, podemos destacar:

- tom com Modulação em Amplitude (AM) (LINS, 2002);

- tom com Modulação em Frequência (FM) (JOHN et al., 2001);
- tom de Modulação Mista (MM) (COHEN; RICKARDS; CLARK, 1991);
- tom AM com envelope exponencial (JOHN; DIMITRIJEVIC; PICTON, 2002).
- tom *Chirp* (HEKIMOGLU; OZDAMAR; DELGADO, 2001).

A RAAE provocada por um tom AM tem como particularidade um aumento de energia na frequência moduladora no espectro de potência do sinal (DOLPHIN; MOUNTAIN, 1992), isso se deve às características fisiológicas da orelha interna (LINS, 2002). A membrana basilar vibra em uma região correspondente à frequência portadora quando o tom AM atinge a cóclea, isso faz com que ocorram estímulos nos cílios das células ciliadas internas ligadas a essa região. Como os cílios disparam potenciais somente quando se movem em uma direção, o padrão de disparo das células ciliadas internas torna-se uma retificação do tom AM com uma componente espectral adicional na frequência de modulação. O EEG capta essa componente, que se torna referência para a determinação do limiar auditivo do indivíduo.

Nos estudos de RAAE os tons AM que são mais destacados encontram-se em duas faixas principais: tons em torno de 40 Hz (GALAMBOS; MAKEIG; TALMACHOFF, 1981; BOHÓRQUEZ; ÖZDAMAR, 2008; THUNÉ; RECASENS; UHLHAAS, 2016) e tons entre 70 e 110 Hz (COHEN; RICKARDS; CLARK, 1991). As estruturas biológicas responsáveis pelas RAAE's de 40 Hz são localizadas no córtex auditivo primário e em algumas áreas agregadas. Para a faixa de frequência entre 70 e 110 Hz as fontes geradoras estão situadas no tronco encefálico (HERDMAN et al., 2002).

3 Técnicas de Processamento das Respostas Auditivas em Estado Estável

Para efeitos de análise, vamos considerar um sinal de EEG representado por $h(t)$, o qual foi amostrado em intervalos igualmente espaçados no tempo resultando em $h[n]$ para N amostras. Esse sinal de EEG foi adquirido de um sujeito submetido a uma estimulação com uma frequência de modulação f_m . São apresentadas duas abordagens para a estimativa das RAEE's do sinal $h[n]$: a primeira técnica é baseada na DFT, enquanto a segunda utiliza o FK.

3.1 Fundamentos Prévios

Para aprofundar a compreensão sobre as técnicas de estimação empregadas neste estudo, é necessário inicialmente explorar o funcionamento de dois temas fundamentais: a DFT e o FK. Esses conceitos são essenciais para o embasamento das metodologias utilizadas, permitindo um entendimento mais claro de como as estimações são realizadas ao longo do trabalho.

3.1.1 Transformada de Fourier

Segundo Fourier, uma função $h(t)$ qualquer pode ser representada com uma soma de funções senoidais de diferentes amplitudes e frequências, como mostrado em (3.1) (BRACEWELL; BRACEWELL, 1986):

$$\begin{aligned} h(t) = & a_0 + a_1 \text{sen}(t) + a_2 \text{sen}(2t) + a_3 \text{sen}(3t) + \dots \\ & + b_0 + b_1 \text{cos}(t) + b_2 \text{cos}(2t) + b_3 \text{cos}(3t) + \dots \end{aligned} \quad (3.1)$$

A Transformada de Fourier (TF) é uma ferramenta matemática que realiza a representação da função $h(t)$ na soma de funções senoidais (SNEDDON, 1995). Em outras palavras, a *Fourier Transform* (FT) decompõe um sinal que depende do tempo em um sinal dependente da frequência. A denotação matemática da transformada de Fourier de sinais de tempo contínuo é dada por:

$$H(2\pi f) = \mathcal{H}\{h(t)\} = \int_{-\infty}^{\infty} h(t)e^{-i2\pi ft} dt, \quad (3.2)$$

em que f é a frequência linear do componente, $H(2\pi f)$ é a representação em frequência do sinal $h(t)$ ou espectro de $h(t)$. Os sinais processados digitalmente são feitos no tempo discreto logo, a formulação da DFT é dada por:

$$H(2\pi f) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} h[n]e^{-i2\pi fn}. \quad (3.3)$$

3.1.2 Filtro de Kalman

O FK é um estimador de estados recursivo de sistemas dinâmicos lineares. A estimativa de estados é obtida a partir de um modelo matemático e um conjunto de medições ruidosas (KALMAN, 1960). A estimativa pode ser considerada recursiva, pois cada estimativa atualizada do estado é calculada a partir da estimativa anterior e dos novos dados de entrada, de modo que apenas a estimativa anterior requer armazenamento (HAYKIN, 2004). O problema de estimação de estados de um sistema dinâmico linear é dada por:

$$x_n = A_{n-1}x_{n-1} + B_{n-1}u_{n-1} + G_{n-1}w_{n-1}, \quad (3.4)$$

$$y_n = C_n x_n + v_n, \quad (3.5)$$

em que x_n é o vetor de estados. A_{n-1} é a matriz de transição de estados, B_{n-1} é a matriz de entrada, C_n é a matriz de saída e G_{n-1} são os parâmetros do modelo linear conhecido.

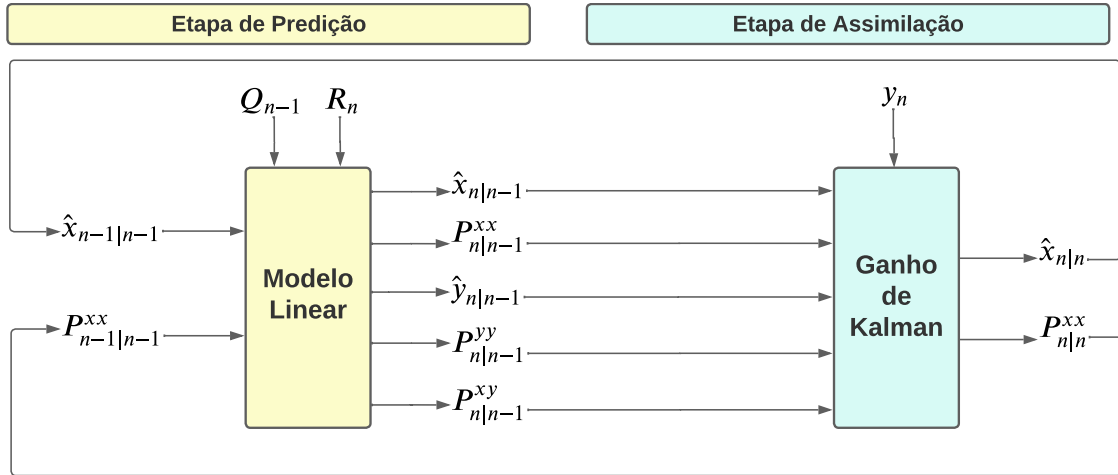


Figura 6 – Filtro De Kalman: Etapas de predição e assimilação de dados.

Conforme mostrado na Figura 6, o FK consiste em duas etapas: a *etapa de predição* e a *etapa de assimilação de dados*. A *etapa de predição* usa a estimativa do estado no passo anterior para obter uma estimativa do estado no tempo atual. Esta predição é chamada de estimativa *a priori*, pois não inclui a informação vinda da observação do estado atual. A etapa de predição pode ser descrita matematicamente por:

$$\hat{x}_{n|n-1} = A_{n-1}\hat{x}_{n-1|n-1} + B_{n-1}u_{n-1}, \quad (3.6)$$

$$P_{n|n-1}^{xx} = A_{n-1}P_{n-1|n-1}^{xx}A_{n-1}^T + G_{n-1}Q_{n-1}G_{n-1}^T, \quad (3.7)$$

$$\hat{y}_{n|n-1} = C_n\hat{x}_{n|n-1}, \quad (3.8)$$

$$P_{n|n-1}^{yy} = C_nP_{n|n-1}^{xx}C_n^T + R_n, \quad (3.9)$$

$$P_{n|n-1}^{xy} = P_{n|n-1}^{xx}C_n^T. \quad (3.10)$$

Na etapa de predição existem várias variáveis e matrizes que desempenham papéis fundamentais no processo de estimativa. Essas incluem: $\hat{x}_{n|n-1}$, que representa a estimativa

do estado a priori; $\hat{x}_{n-1|n-1}$, que é a estimativa do estado no instante de tempo anterior; u_{n-1} , que denota o vetor de entradas; $P_{n|n-1}^{xx}$, que é a matriz de covariância do erro do estado previsto; $P_{n-1|n-1}^{xx}$, que representa a matriz de covariância do erro do estado atualizado; Q_{n-1} , que é a matriz de covariância do ruído do processo; $\hat{y}_{n|n-1}$, que indica a medida prevista; R_n , que representa a matriz de covariância do ruído de medição; e, $P_{n|n-1}^{yy}$, que é a matriz de covariância da inovação.

Na *etapa de assimilação* utiliza-se a predição *a priori* combinada com a observação atual com o propósito de aprimorar a estimativa do estado. Esta estimativa aprimorada é referida como estimativa *a posteriori*, e sua descrição matemática é expressa por meio de:

$$K_n = P_{n|n-1}^{xy} (P_{n|n-1}^{yy})^{-1}, \quad (3.11)$$

$$\hat{x}_{n|n} = \hat{x}_{n|n-1} + K_n (y_n - \hat{y}_{n|n-1}), \quad (3.12)$$

$$P_{n|n}^{xx} = P_{n|n-1}^{xx} - K_n P_{n|n-1}^{yy} K_n^T, \quad (3.13)$$

em que: K_n representa o ganho de Kalman, $\hat{x}_{n|n}$ indica a atualização do estado ou estimativa a posteriori, y_n corresponde à medida realizada, e $P_{n|n}^{xx}$ representa a matriz de covariância atualizada do erro do estado.

3.2 Técnicas de Estimação da Amplitude da RAEE

Neste trabalho, duas abordagens são empregadas para estimar a RAEE. O primeiro método é a abordagem tradicional que se fundamenta na aplicação da DFT, apresentado na Seção 3.2.1. O segundo método utiliza o FK como técnica de estimação, apresentado na Seção 3.2.2.

3.2.1 Estimação da RAEE Utilizando a Transformada de Fourier

Para obter a estimativa da RAEE por meio da DFT, inicialmente o sinal $h[n]$ é particionado em segmentos denominados janelas J , em que cada janela contém um conjunto de k amostras como é mostrado na Figura 7. Em outras palavras, o sinal original $h[n]$ de comprimento N é dividido em J sinais não sobrepostos menores de comprimento K . Essa estratégia tem como finalidade minimizar possíveis distorções espectrais, como o vazamento de frequência, que podem afetar a análise.

Dentro de cada janela de amostras identificada pelo índice j a DFT é aplicada, em que cada amostra k corresponde a um componente de frequência específico no sinal, ou seja, cada amostra k representa um bin de frequência associado. Em seguida, os valores das DFT são então submetidos a uma promediação ao longo das janelas j e o módulo dessa promediação é normalizado pela quantidade de amostras K presentes na janela como mostrado em (3.14) resultando na estimativa da amplitude (*AmpDFT*) da RAEE

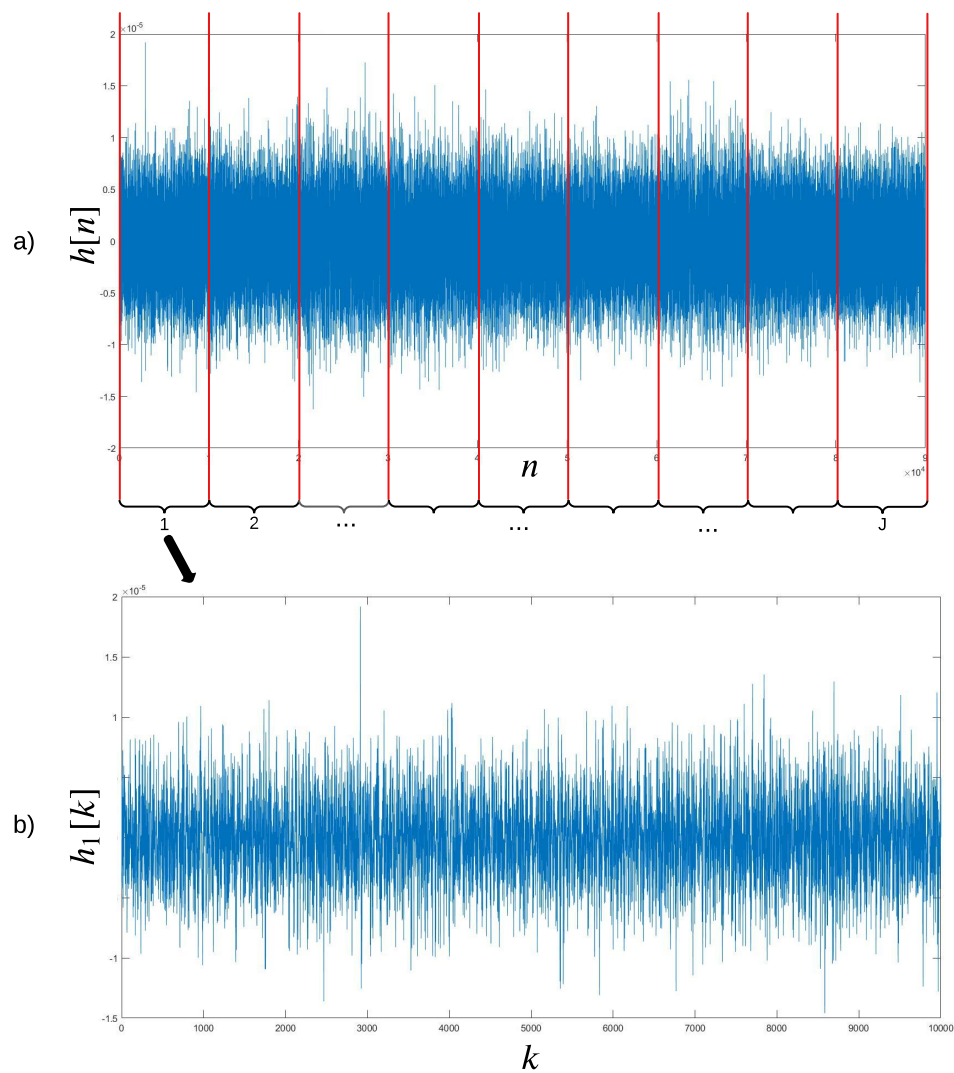


Figura 7 – Exemplo de janelamento em um sinal de EEG. No gráfico a): Sinal de EEG com n amostras. As linhas vermelhas destacam o início e o fim de cada janela j com k amostras. No gráfico b): Sinal de EEG segmentado na janela 1 com k amostras.

através da metodologia baseada na DFT.

$$AmpDFT_j(2\pi f) = \frac{1}{K} \left| \frac{1}{j} \sum_{j=1}^J \sum_{k=1}^K h_j[k] e^{-i2\pi f k} \right| \quad (3.14)$$

$j=1,2,\dots,J$

Para fins de análise no tempo, é executada uma normalização temporal que leva em conta a quantidade de janelas j , de amostras k , o número total de amostras N no sinal e a frequência de amostragem.

3.2.2 Estimação da RAEE Utilizando o Filtro de Kalman

Os autores Luke e Wouters (2016) propuseram estimar os parâmetros da RAEE utilizando o FK apresentado na Seção 3.1.2. Portanto, as Equações (3.4) e (3.5) são reformuladas para a seguinte forma:

$$\mathbf{x}_{n+1} = \mathbf{A}_n \mathbf{x}_n + \mathbf{w}_n, \quad (3.15)$$

$$\mathbf{y}_n = \mathbf{C}_n \mathbf{x}_n + v_n, \quad (3.16)$$

em que o estado do sistema na n -ésima amostra é $\mathbf{x}_n \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$, o modelo de transição de estado é representado por \mathbf{A}_n que é uma matriz identidade \mathbf{I}_2 , o ruído de processo é expressado como $\mathbf{w}_n \in \mathbb{R}^{2 \times 1}$, o modelo de observação é representado por $\mathbf{C}_n \in \mathbb{R}^{1 \times 2}$ com $-1 \leq \mathbf{C}_n \leq 1$ e o ruído de medição é caracterizado como $v_n \in \mathbb{R}^{1 \times 1}$.

O método emprega um modelo senoidal simples com amplitudes e fases desconhecidas para representar o sinal medido, ou seja, utiliza uma senoide com amplitudes e fases desconhecidas para modelar a RAEE (LUKE; WOUTERS, 2016). A abordagem propõe a utilização de dois estados (\mathbf{x}_1 e \mathbf{x}_2) do sistema para cada amostra n . Portanto, o modelo de estimulação acústica completo proposto por (LUKE; WOUTERS, 2016) é:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}_{n+1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}_n + \mathbf{w}_n, \quad (3.17)$$

$$y_n = \begin{bmatrix} \cos(2\pi f \Delta t n) & -\sin(2\pi f \Delta t n) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}_n + v_n, \quad (3.18)$$

$$AmpFK_n = \sqrt{(x_{1,n})^2 + (x_{2,n})^2}, \quad (3.19)$$

$$\phi_n = \arctan\left(\frac{x_{2,n}}{x_{1,n}}\right), \quad (3.20)$$

em que $AmpFK_n$ representa a amplitude em cada amostra, ϕ_n fase em cada amostra, \mathbf{w}_n expressa o ruído do processo e v_n é o valor associado ao ruído de medição.

Quando efetuada a substituição da variável de frequência f presente na Equação (3.18) pela frequência modulante do sinal denotada como f_m , é na verdade, realizada a estimação da amplitude ($AmpFK_{f_m}$) da RAEE associada a essa frequência. Esse procedimento visa determinar com precisão a magnitude da RAEE relacionada a f_m utilizando o FK. Luke e Wouters (2016) apresentam também vantagens da utilização do FK quando comparada ao método tradicional com a DFT. Estas vantagens incluem:

- Flexibilidade em relação à estacionariedade do sinal: diferentemente da DFT, o FK não faz suposições sobre a estacionariedade do sinal. Isso significa que ele é capaz de lidar com respostas que podem variar ao longo do tempo, tornando-o adequado para análises em situações dinâmicas.
- Análise de mudanças na RAEE em tempo real: uma das principais vantagens é a capacidade de analisar as mudanças na resposta em cada amostra do sinal. Isso

abre oportunidades para investigações em áreas como adaptação auditiva e atenção, permitindo uma compreensão mais detalhada das respostas auditivas.

Essas características, entre outras, fazem do FK uma ferramenta robusta e adaptável não apenas para a estimação da RAEE, mas também para pesquisas que buscam explorar novas abordagens utilizando essa técnica. Com o modelo estabelecido e com base nas equações do FK, descritas na subseção 3.1.2, as condições iniciais para as estimações da RAEE empregados neste trabalho foram:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix}_0 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \quad (3.21)$$

$$P_0^{xx} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}; \quad (3.22)$$

$$Q_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} 10^{-7}; \quad (3.23)$$

$$G_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} 10^{-7}; \quad (3.24)$$

$$R_n = \sigma^2, \quad (3.25)$$

em que σ^2 representa a covariância do sinal de EEG. Neste trabalho é apresentada duas propostas com a utilização das estimações realizadas pelo FK nas Seções 4.2 e 4.3.

3.3 Razão Sinal-Ruído Por Meio do Teste F Espectral

O TFE pode ser entendida com uma técnica para encontrar a razão sinal-ruído utilizando a razão entre a componente espectral onde se espera encontrar uma resposta (sinal) e, a potência do ruído que é estimada pela média de L componentes espectrais adjacentes (ruído) (ZUREK, 1992; DOBIE; WILSON, 1996). O TFE, aplicado neste contexto, tem como objetivo analisar a evolução da relação sinal-ruído ao longo do tempo com base nas estimativas fornecidas pela DFT visando a confiabilidade na detecção das RAEE e na compreensão de como essas respostas auditivas se comportam em relação ao ruído ao longo do tempo. O TFE pode ser definido pela equação a seguir

$$TFE(f_{bin}) = \frac{|H(f_{bin})|^2}{\frac{1}{L} \sum_{\substack{l=bin-\frac{L}{2} \\ l \neq bin}}^{bin+\frac{L}{2}} |H(f_l)|^2}, \quad (3.26)$$

em que $H(f_{bin})$ é o valor da DFT (após a promediação das janelas) avaliada na frequência onde se espera encontrar uma resposta, $H(f_l)$ é o valor da DFT (após a promediação das janelas) calculada na l -ésima frequência espectral adjacente à f_{bin} e L é a quantidade de componentes espectrais vizinhas utilizadas na estimação.

4 Metodologia

4.1 Sinais Utilizados

Para a condução das análises propostas neste estudo, utilizou-se dois grupos de sinais: o sinais sintéticos e o sinais de EEG. Nas subseções 4.1.1 e 4.1.2 são apresentadas as análises de cada tipo de sinal, destacando suas características e relevâncias para as investigações conduzidas neste trabalho.

4.1.1 Sinais Sintéticos

Os sinais RAEE no EEG podem ser modelados com sinais senoidais somados a um ruído branco gaussiano. Para poder analisar a eficiência das técnicas de estimação é necessário utilizar sinais em condições conhecidas e controladas. Os sinais sintéticos utilizados na pesquisa foram criados com diferentes amplitudes e relação sinal-ruído seguindo:

$$E(t) = A * \text{sen}(2\pi f_m t) + \rho, \quad (4.1)$$

em que A representa a amplitude do sinal, f_m a frequência da modulante, t é a variável de tempo e ρ é um ruído Gaussiano branco ao sinal criado $E(t)$ para simular o EEG de fundo.

No desenvolvimento deste estudo todos os sinais sintéticos foram gerados através da utilização de procedimentos e rotinas implementadas no software MATLAB[®].

4.1.2 Sinais de EEG

Os registros de EEG, provenientes da pesquisa conduzida por Santos et al. (2016), foram realizados no sistema desenvolvido pelo Núcleo de Pesquisa em Engenharia Biomédica NEPEB/UFMG, denominado *Audiostim* (ROMÃO, 2009), composto por quatro módulos principais: a Unidade de Controle (UC), o módulo de Bioamplificação, a Interface Gráfica (IG) e o módulo de Processamento de dados (Figura 8). Nessa configuração, a geração de estímulos sonoros é realizada pelo módulo de UC em conjunto com a IG e a coleta dos dados do EEG é realizada pelos módulos de Bioamplificador e UC. Por fim, o sinal é transcrito para o processamento de dados.

Na captação dos sinais de EEG, foi adotado o sistema internacional 10-10 (CHATRIAN; LETTICH; NELSON, 1985) para a disposição de 4 eletrodos, conforme ilustrado na Figura 9, com o objetivo de detecção das RAEE's. As letras de cada eletrodo remetem ao lobos cerebrais que cada posição se encontra, sendo F para frontal, A para auricular, P para parietal, O para occipital, T para temporal e C para uma área central. A letra

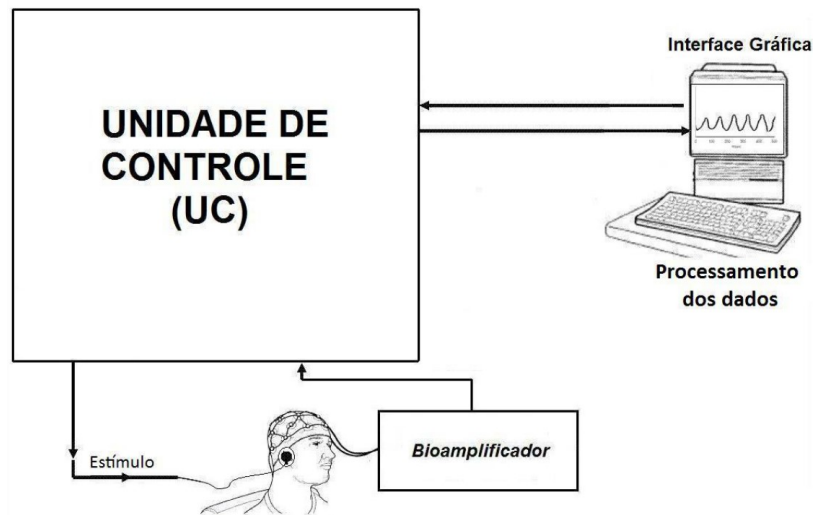


Figura 8 – Diagrama Geral do *Audiosstim* indicando os módulos que compõem o sistema. Retirado de (ROMÃO, 2009).

z se refere aos eletrodos situados acima da fissura longitudinal, os números ímpares se referem ao hemisfério esquerdo e os números pares ao hemisfério direito.

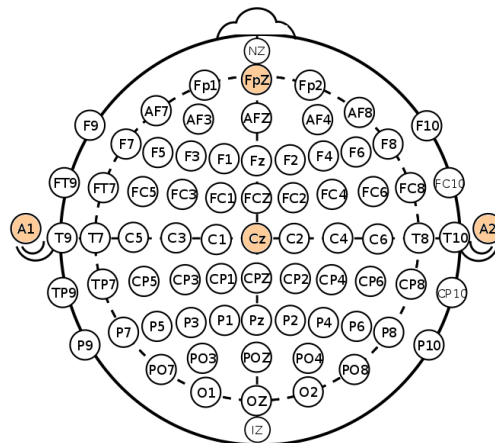


Figura 9 – Disposição dos eletrodos do sistema internacional 10-10. Os eletrodos destacados em laranja representam os utilizados para captação dos sinais utilizados no trabalho.

Os estímulos auditivos utilizados na pesquisa constituíram-se na geração de ruídos brancos AM, seguidos do processo de filtragem por meio de filtros digitais *Chebyshev* tipo 2 de ordem 8. A modulação seguiu de acordo com John, Dimitrijevic e Picton (2003) e as frequências de modulação foram definidas de acordo com o tipo de ruído:

- Ruído Banda Larga, do inglês *Wide Band Noise* (WBN): para a orelha esquerda foi utilizada a frequência de 94,73 Hz, já para a orelha direita foi utilizada a frequência 104,49 Hz.
- Ruído Duas Bandas, do inglês *Two Band Noise* (TBN): para o orelha esquerda

foram utilizadas as frequências de 81,05 e 94,73 Hz, já para a orelha direita foram utilizadas as frequências de 86,91 e 104,49 Hz.

O protocolo de estimulação adotado foi o descendente, testando-se as intensidades de 90, 80, 70, 60, 50, 40 e 30 dB NPS. O registro em cada intensidade era interrompido quando todas as respostas eram detectadas ou quando o número máximo de 150 varreduras era atingido, sendo cada varredura 2,048 segundos. A taxa de amostragem adotada na captação dos sinais foi de 1000 amostras por segundo, ou seja, a frequência de amostragem f_s dos sinais é de 1000Hz.

Neste estudo foram empregados dados de EEG provenientes de um grupo composto por cinco indivíduos tomados aleatoriamente, originados de um grupo total de 26 indivíduos, da pesquisa conduzida por Santos et al. (2016). O processo de análise da pesquisa incluiu um total de 52 orelhas, das quais 32 eram pertencentes a participantes que apresentavam deficiências auditivas.

Nos processamento dos sinais neste estudo foram utilizadas janelas de 1024 amostras, o que resultou em uma resolução espectral (Δf) aproximadamente de 0,977 Hz calculada a partir de:

$$\Delta f = \frac{f_s}{K} = \frac{1000}{1024}. \quad (4.2)$$

4.2 Proposta de Teste F Espectral Utilizando o Filtro de Kalman

Para determinar o TFE é necessário a informação da potência do bin de estimulação e da potência dos bins vizinhos. O TFE baseado pelo FK é realizado com o cálculo da estimação de amplitude na frequência de estimulação proposta por Luke e Wouters (2016) (Subseção 3.2.2) e repetindo esta metodologia para encontrar as estimações dos bins vizinhos (na frequência específica). Posteriormente, estes bins são elevados ao quadrado para estimar a potência. A equação equivalente para o cálculo do TFE com as estimativas realizados pelo FK pode ser expressada por:

$$TFE_{FK}(f_{bin}) = \frac{(AmpFK_{bin})^2}{\frac{1}{L} \sum_{l=bin-\frac{L}{2}}^{bin+\frac{L}{2}} (AmpFK_l)^2}, \quad (4.3)$$

$l \neq bin$

em que $AmpFK_{bin}$ representa o valor da amplitude estimada da RAEE obtida através do FK para a frequência modulante, $AmpFK_l$ representa o valor da amplitude estimada da RAEE obtida pelo FK na l -ésima frequência espectral adjacente à frequência f_{bin} , que é a frequência de estimulação do sinal, e L corresponde à quantidade de componentes espectrais vizinhas que foram utilizadas no processo de estimação.

Para auxiliar a compreensão desse processo, a Figura 10 apresenta o comportamento do TFE para um bin em uma frequência onde se espera encontrar uma RAEE, destacado pela linha azul, enquanto as linhas pretas no gráfico representam o comportamento do TFE dos bins de frequência vizinhos, onde não se espera encontrar respostas. Isso proporciona uma visualização clara das estimativas das TFE's utilizando a RAEE em relação à frequência de interesse e suas relações com as frequências adjacentes.

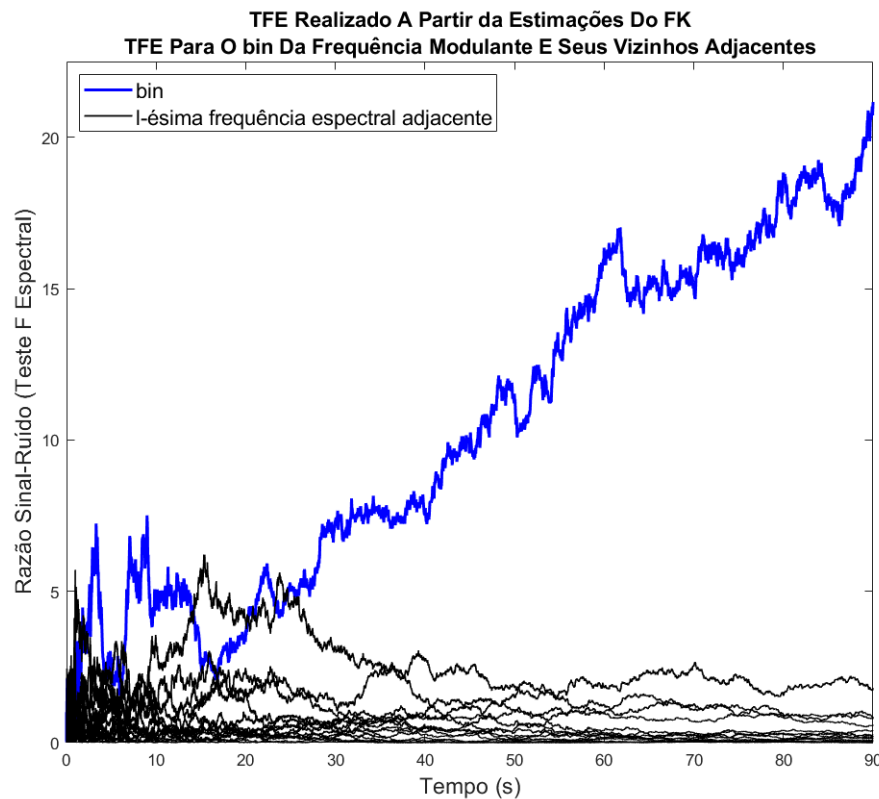


Figura 10 – TFE calculado através das estimações feitas por FK para um sinal de EEG qualquer com uma frequência bin de estimulação onde que a linha azul representa o comportamento do TFE para o bin de estimulação e a linha preta representa o comportamento do TFE dos bins de frequência vizinhos.

Pode-se perceber que na frequência (bin) onde se espera encontrar a resposta, a relação sinal-ruído tende a aumentar com o tempo enquanto que nas frequências adjacentes (bins vizinhos) essa relação não tem uma tendência ascendente.

4.3 Proposta de Análise de Viabilidade dos Bins Vizinhos do Teste F Espectral

O TFE é uma técnica dependente da qualidade dos bins que são utilizados durante o seu processamento, porém a qualidade espectral dos bins geralmente não é avaliada. Desta forma, este trabalho utiliza as estimações calculadas pela DFT e pelo FK para selecionar os bins vizinhos que serão utilizados para a construção do TFE.

A análise da qualidade dos bins é realizada especificamente para os sinais de EEG e não para os sinais sintéticos. Experimentalmente foi observado que nos sinais de EEG, a estimação da amplitude de alguns bins diferem quando encontrados com a DFT e o FK. Para um melhor entendimento, a Figura 11 exemplifica a diferença entre as estimativas da amplitude da DFT (linha em preto) e do FK (linha em azul). As setas em vermelho indicam distância nas diferentes amostras. Para poder avaliar estas distâncias, este trabalho utiliza como métrica a distância euclidiana a partir do tempo de estabilização das técnicas (linha tracejada em vermelho).

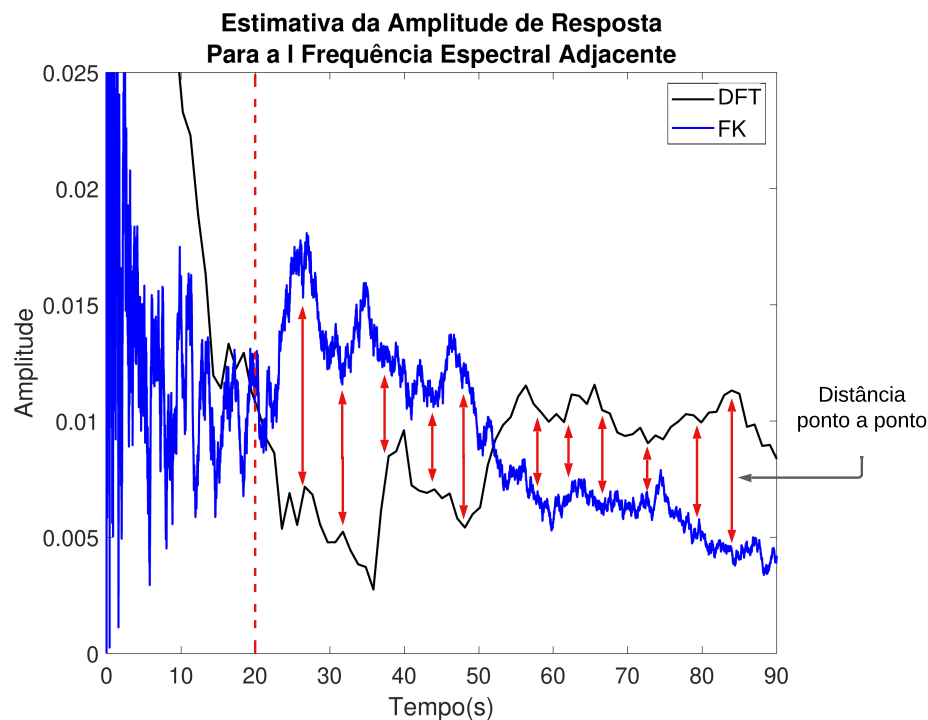


Figura 11 – Ilustração de como é calculada a distância euclidiana entre as estimativas realizadas com o DFT e o FK. A linha vertical vermelha tracejada evidencia o momento em que são iniciadas os cálculos entre as distâncias ponto a ponto entre as estimativas.

O fluxograma mostrado na Figura 12, indica de maneira esquemática as etapas envolvidas na análise de bins vizinhos. O processo pode ser descrito da seguinte maneira:

- **Estimações das amplitudes:** as estimativas das amplitudes de resposta e de ruído (vizinhos) são obtidas a partir das técnicas de DFT e FK.
- **Cálculo das distâncias das estimativas dos bins vizinhos:**
 - Distâncias Euclidianas: são calculadas as distâncias euclidianas entre as estimativas das amplitudes de cada vizinho utilizando as técnicas de DFT e FK a partir do tempo de estabilização das técnicas que para este estudo foi de 20 segundos.

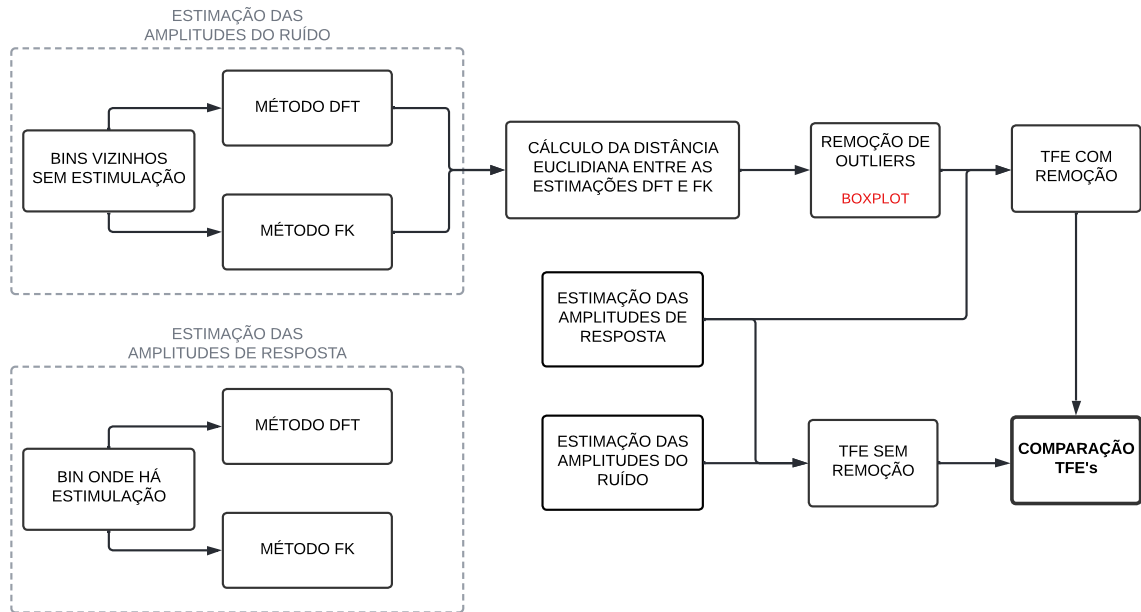


Figura 12 – Fluxograma da estratégia empregada para a comparação do TFE com e sem remoção de bins *outliers*.

• **Determinação dos *outliers*:**

Após efetuado o cálculo das distâncias euclidianas entre as estimativas para cada vizinho l , os resultados são organizados em um vetor e submetidos à análise por meio de um boxplot, também conhecido como diagrama de caixa ou gráfico de caixa, que é uma representação gráfica utilizada na estatística para exibir a distribuição de um conjunto de dados numéricos resumindo várias informações estatísticas importantes (NETO et al., 2017). Na Figura 13 são mostradas as principais características de um boxplot.

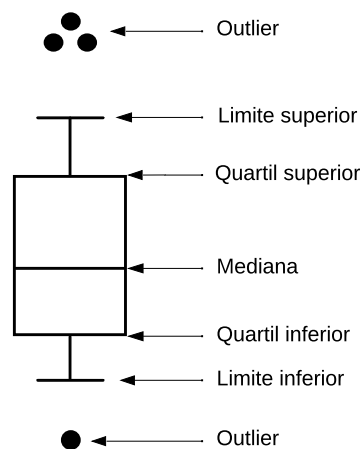


Figura 13 – Ilustração da estrutura básica do boxplot.

Por meio do boxplot criado a partir das distâncias euclidianas calculadas entre as estimações obtidas pelas técnicas DFT e FK para os bins adjacentes ao bin de es-

timulação, torna-se possível encontrar vizinhos *outliers*. Esses vizinhos representam os bins em que as distâncias estimadas entre as duas metodologias se encontram significativamente distantes das demais, em outras palavras, são bins nos quais as distâncias euclidianas estão fora do padrão esperado. Os *outliers* podem ser resultado de erros de medição, artefatos de movimento, má colocação dos eletrodos, atividade anômala ou patológica, dentre outras variações. Após identificar os bins vizinhos considerados *outliers*, o próximo passo envolve a exclusão desses *outliers* do vetor de distâncias. Esse procedimento pode ser realizado até n vezes, em outras palavras, são eliminados no máximo n vizinhos *outliers*, sendo que quantidade n depende das características dos sinais analisados.

Para este estudo, o cálculo da TFE considera um conjunto de $L = 16$ bins vizinhos, sendo 8 vizinhos localizados à esquerda e 8 vizinhos localizados à direita do bin de estimulação no sinal. O máximo número de bins *outliers* permitidos para os sinais estudados neste trabalho foi de $n = 3$.

- **Cálculo do TFE com todos os bins vizinhos:**

- TFE sem remoção: na parte inferior do fluxograma (Figura 12), o TFE é aplicado da forma convencional, utilizando as estimativas das amplitudes de ruído e resposta das técnicas de DFT e FK.

- **Cálculo do TFE sem os bins *outliers*:**

- TFE com remoção: Com a identificação dos bins *outliers*, a remoção é realizada eliminando os bins identificados e também os correspondentes simétricos. Por exemplo, se o primeiro bin a esquerda do bin de estimulação foi determinado como *outlier*, o primeiro bin a direita também será removido mesmo sem ser considerado um *outlier*. Desta forma, o máximo número de bins eliminado será de $2n$ (neste estudo até 6 bins removidos). Finalmente, o cálculo do TFE é realizado com os bins que se mantiveram.

- **Comparação TFE's:** A comparação entre as TFE's com e sem remoção são realizadas encontrando a área embaixo da curva de cada TFE.

A implementação da estratégia de remoção dos bins vizinhos *outliers* visa eliminar bins considerados como espúrios nos dados com a finalidade de aumentar a relação sinal-ruído estimada pelo TFE.

5 Resultados

Este capítulo é dividido em duas seções: Estimação da RAEE (5.1) e Teste F Espectral (5.2). Na Seção 5.1 são apresentados os resultados adquiridos com as estimações das RAEE's utilizando a metodologia do FK comparando-as com as estimações baseadas na DFT (padrão-ouro). Na seção 5.2 são descritos os resultados obtidos do TFE utilizando a metodologia de remoção de bins proposta no trabalho em conjunto com a metodologia padrão utilizando a DFT. Os resultados gerados foram testados para um ambiente controlado com sinais sintéticos e com dados de registro de RAEE's no EEG.

5.1 Estimação da RAEE

A estimação das RAEE's foram realizadas inicialmente em um ambiente controlado com sinais sintéticos para possibilitar determinar o erro das estimações. Posteriormente, os resultados foram encontrados utilizando os sinais de EEG.

5.1.1 Sinais Sintéticos

A Figura 14 mostra as estimativas das RAEE's ao longo do tempo de quatro sinais senoidais com frequência fundamental $f_m = 94,73$ Hz somados a um ruído branco gaussiano criados sinteticamente. As amplitudes dos sinais sintéticos (linhas vermelhas tracejadas) foram de $1/3$ (Figura 14.A), $1/4$ (Figura 14.B), $1/6$ (Figura 14.C) e $1/12$ (Figura 14.D) respectivamente. A linha preta indica a evolução da estimativa utilizando a DFT enquanto a linha azul representa a estimativa utilizando o FK (inicializado com amplitude de 0 V). Pode-se observar que as estimativas iniciais (nos primeiros segundos) feitas com o FK apresentam maior dispersão quando comparadas às estimativas iniciais obtidas por meio da DFT. Essa divergência pode ser atribuída aos elementos de inicialização do filtro ou condições iniciais. Após cerca de 20 segundos torna-se evidente que as estimativas do FK começam a convergir alinhando-se com as do DFT. Após o tempo de estabilização, tanto as estimativas da DFT como do FK permanecem próximas do valor real.

Na Tabela 1 são listadas na primeira coluna as amplitudes empregadas para cada sinal sintético simulado. Na segunda e terceira coluna, respectivamente, são mostradas as amplitudes médias das respostas estimadas tanto pelo FK quanto pela DFT. Em conjunto, na quarta e quinta colunas, são fornecidos os erros quadráticos médios para cada cenário descrito. Em todos os experimentos foram utilizados sinais sintéticos com uma duração de 90 segundos, simulando um teste clínico. Pode-se perceber que as amplitudes médias obtidas pelas técnicas são muito próximas das amplitudes de sinal esperadas, e o Erro

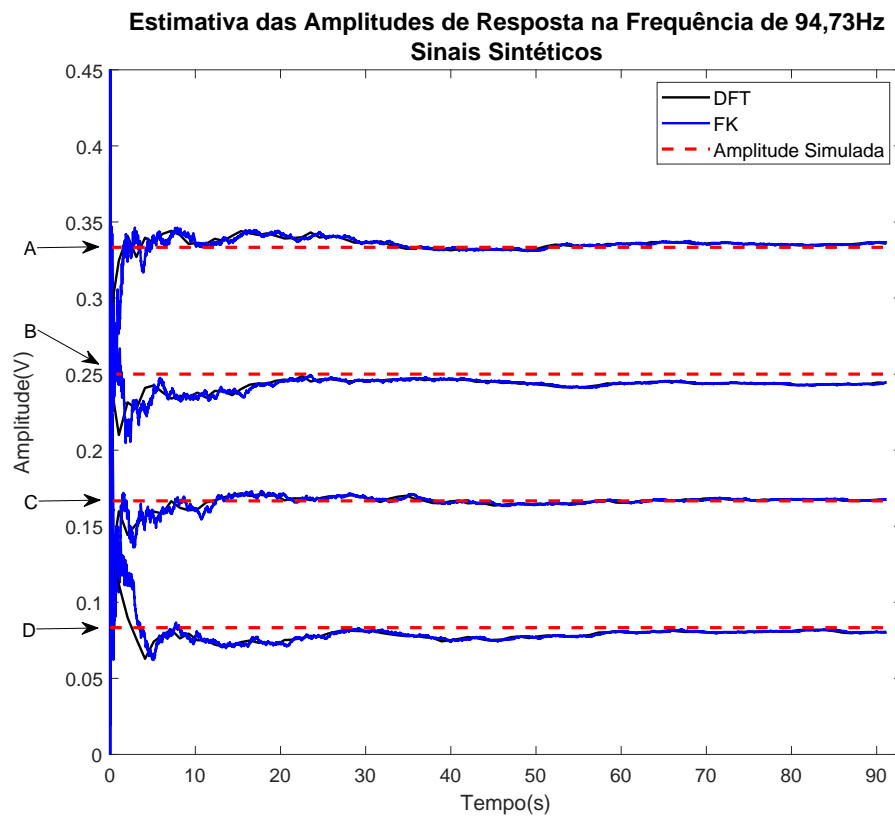


Figura 14 – Respostas das estimativas de amplitude DFT e FK em um quatro sinais sintéticos modulados com frequência de 94,73Hz. As quatro amplitudes utilizadas neste exemplo são: Amplitude A de $1/3$ ou 0,33; Amplitude B de $1/4$ ou 0,25; Amplitude C de $1/6$ ou 0,167; Amplitude D de $1/12$ ou 0,083.

Tabela 1 – Amplitude média e Erro Quadrático Médio dos sinais sintéticos estimados.

Amplitude Simulada	Amplitude Média		EQM	
	FK	DFT	FK	DFT
1 (1,0)	1,004	1,004	0,014	0,005
1/2 (0,5)	0,506	0,506	0,011	0,007
1/3 (0,333)	0,333	0,333	0,008	0,008
1/4 (0,25)	0,248	0,248	0,008	0,003
1/6 (0,167)	0,168	0,167	0,010	0,005
1/12 (0,083)	0,080	0,080	0,008	0,003
1/24 (0,042)	0,046	0,046	0,012	0,010
1/35 (0,029)	0,026	0,026	0,012	0,010
1/64 (0,016)	0,017	0,016	0,009	0,005
1/128 (0,008)	0,006	0,005	0,010	0,004

Quadrático Médio (EQM) das duas é similar e com valor máximo de 0,014, o que sugere que ambas as técnicas são capazes de estimar adequadamente as amplitudes de respostas senoidais imersas em ruído (com diferentes razões sinal-ruído).

5.1.2 Sinais de EEG

Após a análise com os sinais sintéticos, foram iniciadas as análises com os sinais de EEG. Na Figura 15.a pode-se observar o sinal de EEG (filtrados digitalmente na faixa de 30 - 300 Hz) do indivíduo 2 com uma estimulação WBN e intensidade de 90 dB NPS, enquanto a Figura 15.b ilustra o módulo da DFT desse mesmo sinal. A Figura 16 mostra as estimativas das RAEE's realizadas por DFT e FK para o mesmo sinal nas frequências de estimulação de 94,73 Hz e 104,49 Hz. Podemos destacar que, da mesma forma que nos sinais sintéticos, as estimativas de resposta obtidas por meio do FK apresentam um comportamento semelhante ao das estimativas geradas pelo método de DFT quando aplicadas ao sinal de EEG. Entretanto, é importante ressaltar que ao realizar testes em diferentes indivíduos, frequências e níveis de ruído, foram observadas pequenas diferenças nas amplitudes das respostas.

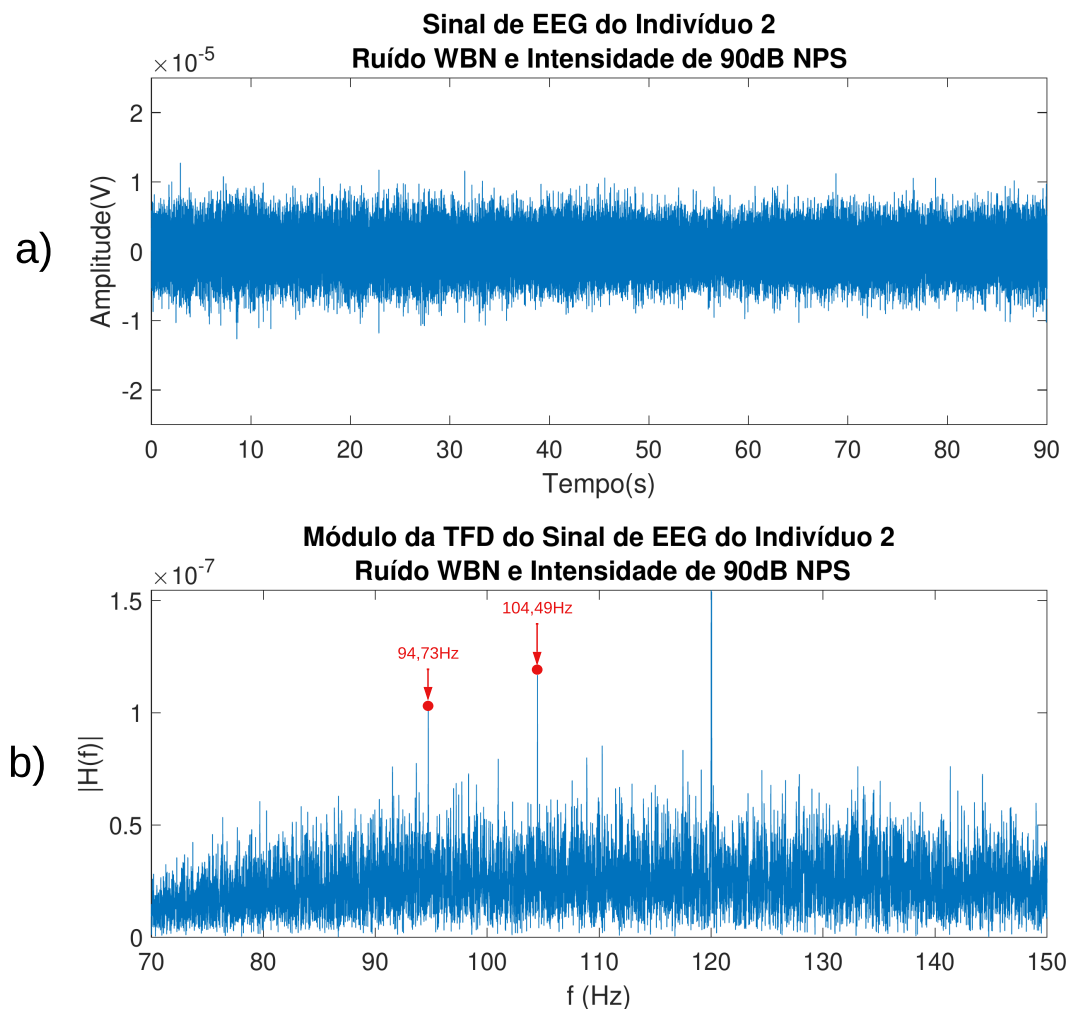


Figura 15 – Sinal de EEG e sua DFT, em que: a) Sinal de EEG real coletado do indivíduo 2 para um estimulação WBN e intensidade de 90 dB NPS; b) Módulo da DFT do mesmo sinal onde os destaques em vermelho representam as frequências de estimulação do ruído que são, respectivamente, 94,73 e 104,49 Hz.

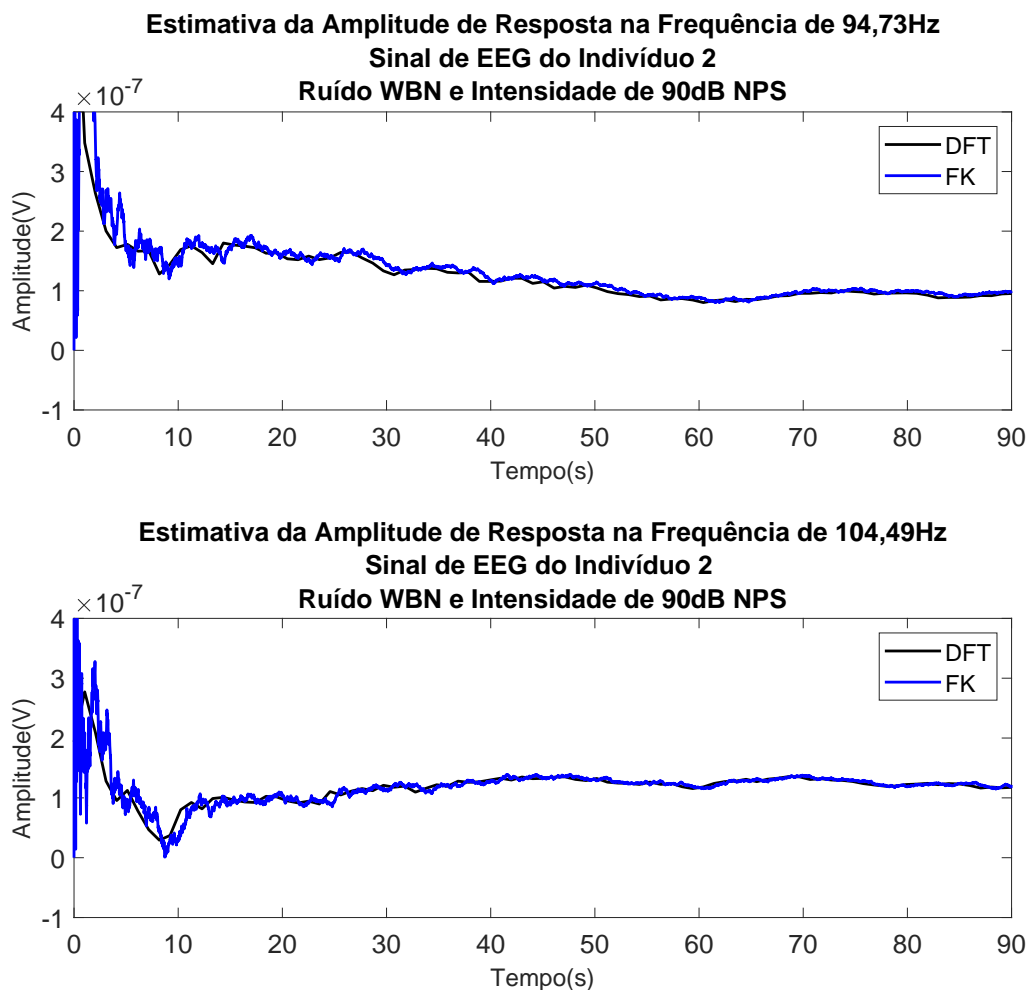


Figura 16 – Respostas das estimativas de amplitude DFT e FK com um estímulo de 90 dB NPS do indivíduo 2. No gráfico: a) Sinal estimado da resposta da orelha esquerda do indivíduo ou, as estimativas das amplitudes DFT e FK na frequência fundamental de 94,73Hz; b) Sinal estimado da resposta da orelha direita do indivíduo ou, as estimativas das amplitudes DFT e FK na frequência fundamental de 104,49Hz.

As Tabelas 2 e 3 apresentam os valores da amplitude média obtidos por meio da duas metodologias utilizadas, DFT e a FK, para sinais com ruído TBN e WBN respectivamente. Em cada célula dessas tabelas é possível encontrar a amplitude média calculada para uma combinação específica de indivíduo, frequência e intensidade de estimulação. Através da análise dessas tabelas, é possível realizar uma análise das variações das amplitudes médias entre as duas técnicas em diversas situações experimentais.

Tabela 2 – Amplitude média calculada para o sinal de EEG real com ruído de Duas Bandas (TBN)

Indivíduo	Freq (Hz)	Intensidade de Estimulação (dB)																	
		30			40			50			60			70			80		
		DFT	FK	FK	DFT	FK	FK	DFT	FK	FK	DFT	FK	FK	DFT	FK	FK	DFT	FK	FK
1	81,05	-	-	-	1,97	1,84	1,73	1,69	1,73	1,73	2,05	2,90	2,90	-	-	-	-	-	-
	86,91	-	-	-	4,81	3,21	2,39	1,93	2,39	1,88	1,88	1,72	1,72	-	-	-	-	-	-
	94,73	-	-	-	3,10	2,94	3,43	2,66	3,43	3,39	3,39	3,34	3,34	-	-	-	-	-	-
	104,49	-	-	-	5,05	3,92	3,08	2,21	3,08	4,96	4,96	6,53	6,53	-	-	-	-	-	-
2	81,05	2,05	1,49	3,17	6,76	4,10	8,83	9,90	8,83	7,81	8,20	8,20	-	-	-	-	-	-	
	86,91	2,86	2,32	4,57	11,62	9,88	15,86	18,74	15,86	25,88	19,59	19,59	-	-	-	-	-	-	
	94,73	2,43	2,24	2,88	2,90	2,69	14,10	15,62	14,10	5,38	4,68	4,68	-	-	-	-	-	-	
	104,49	1,06	1,38	2,04	11,69	11,29	23,83	23,83	23,60	9,32	11,76	11,76	-	-	-	-	-	-	
3	81,05	1,72	1,32	1,28	1,45	0,92	2,28	2,65	2,28	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	86,91	2,96	4,32	2,45	3,01	3,17	3,28	4,60	3,28	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	94,73	1,68	2,55	2,07	3,25	3,05	4,43	4,54	4,43	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
	104,49	2,69	2,59	1,52	2,94	2,12	3,20	3,52	3,20	-	-	-	-	-	-	-	-	-	
4	81,05	0,71	0,98	0,85	1,26	1,49	0,82	0,71	0,82	3,37	3,39	3,39	-	-	-	-	-	-	
	86,91	1,17	1,37	1,57	1,18	1,23	1,50	1,39	1,50	4,60	4,52	4,52	-	-	-	-	-	-	
	94,73	1,25	1,20	0,70	2,74	3,01	3,13	3,32	3,13	7,52	7,51	7,51	-	-	-	-	-	-	
	104,49	1,65	1,68	0,88	1,35	1,58	1,91	2,08	1,91	4,21	4,27	4,27	-	-	-	-	-	-	
5	81,05	-	-	-	-	-	2,10	2,16	2,10	1,84	2,86	2,86	1,67	1,27	1,67	1,27	1,67	1,27	
	86,91	-	-	-	-	-	1,59	1,91	1,59	2,91	4,10	4,10	1,02	1,66	1,02	1,66	1,02	1,66	
	94,73	-	-	-	-	-	2,73	2,88	2,73	2,02	3,53	3,53	5,80	3,79	5,80	3,79	5,80	3,79	
	104,49	-	-	-	-	-	2,57	2,26	2,57	4,23	3,76	3,76	5,28	2,99	5,28	2,99	5,28	2,99	

Tabela 3 – Amplitude média calculada para o sinal de EEG real com ruído de Banda Larga (WBN)

Indivíduo	Freq (Hz)	Intensidade de Estimulação (dB)													
		30		40		50		60		70		80		90	
		DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK
		Amplitude Média ($V \times 10^{-7}$)													
1	94,73	-	-	2,87	2,50	4,11	2,29	4,97	4,22	-	-	-	-	-	-
	104,49	-	-	4,26	2,85	2,38	2,32	4,67	4,12	-	-	-	-	-	-
2	94,73	-	-	1,50	1,84	0,93	1,25	8,34	8,33	8,66	8,57	11,88	11,95	10,89	11,26
	104,49	-	-	2,81	3,01	2,73	2,65	9,37	9,38	11,07	11,18	17,28	17,54	12,24	12,29
3	94,73	1,29	0,91	3,26	3,01	6,43	5,29	3,06	3,00	6,68	6,97	-	-	-	-
	104,49	0,40	0,51	4,32	3,90	4,89	5,05	8,65	8,09	5,13	5,59	-	-	-	-
4	94,73	-	-	2,00	1,93	0,98	1,35	6,25	6,71	8,34	8,57	-	-	-	-
	104,49	-	-	1,61	1,80	1,77	1,81	5,91	5,79	4,45	3,95	-	-	-	-
5	94,73	-	-	-	-	-	-	2,57	4,07	2,91	4,52	4,28	5,68	5,15	3,60
	104,49	-	-	-	-	-	-	2,12	2,44	3,06	3,12	5,34	3,54	2,28	2,41

Tabela 4 – Erro Quadrático Médio entre as estimações feitas por DFT e FK para o sinal de EEG com ruído de Duas Bandas (TBN)

Indivíduo	Freq (Hz)	Intensidade de Estimulação (dB)					
		30	40	50	60	70	80
		Erro Quadrático Médio (10^{-7})					
1	81,05	-	-	0,91	0,91	1,66	-
	86,91	-	-	1,82	1,12	0,70	-
	94,73	-	-	0,79	1,36	1,36	-
	104,49	-	-	1,74	1,48	2,11	-
2	81,05	0,79	3,19	3,57	2,31	1,43	-
	86,91	1,73	3,28	2,54	3,04	7,65	-
	94,73	0,57	1,46	0,73	1,73	2,07	-
	104,49	0,90	0,61	0,69	0,86	2,97	-
3	81,05	0,93	0,95	0,65	0,65	-	-
	86,91	1,83	1,09	1,35	1,88	-	-
	94,73	1,19	1,13	0,75	0,68	-	-
	104,49	0,80	0,56	1,08	0,75	-	-
4	81,05	0,43	0,21	0,46	0,25	0,24	-
	86,91	0,32	0,35	0,35	0,30	0,29	-
	94,73	0,30	0,19	0,37	0,50	0,22	-
	104,49	0,39	0,25	0,42	0,36	0,36	-
5	81,05	-	-	-	0,46	1,71	0,70
	86,91	-	-	-	0,81	1,54	0,95
	94,73	-	-	-	0,72	1,84	3,13
	104,49	-	-	-	0,70	1,00	2,59

Ao examinar os dados nas Tabelas 2 e 3, percebe-se que as amplitudes médias obtidas por meio das estimativas do FK se aproximam consideravelmente das obtidas pelo método DFT. Isso sugere uma concordância entre as duas técnicas em termos de cálculo de amplitudes médias, independentemente das variações nos indivíduos, frequências e intensidades de estimulação. Essa concordância pode indicar uma robustez e confiabilidade da técnica FK em estimar essas amplitudes médias em diferentes contextos experimentais.

As Tabelas 4 e 5 permitem comparar os valores de EQM entre as duas técnicas, DFT e FK, em cada uma combinação específica de indivíduo, frequência e intensidade de estimulação apresentadas anteriormente. Em geral, observa-se que o EQM para ambas as técnicas são baixos com erro máximo de $2,59 \times 10^{-7}$ para WBN e $7,65 \times 10^{-7}$ para TBN, indicando que existe uma concordância na estimulação das RAEE's entre o DFT e FK.

Tabela 5 – Erro Quadrático Médio entre as estimações feitas por DFT e FK para o sinal de EEG com ruído de Banda Larga (WBN)

Indivíduo	Freq (Hz)	Intensidade de Estimulação (dB)						
		30	40	50	60	70	80	90
		Erro Quadrático Médio (10^{-7})						
1	94,73	-	-	1,13	1,97	1,98	-	-
	104,49	-	-	1,69	1,04	0,93	-	-
2	94,73	-	0,68	0,56	0,51	0,46	0,43	0,62
	104,49	-	0,49	0,56	0,45	0,42	0,57	0,46
3	94,73	0,47	1,10	1,34	0,48	0,71	-	-
	104,49	0,23	0,73	0,70	0,77	0,64	-	-
4	94,73	-	0,53	0,69	0,59	0,58	-	-
	104,49	-	0,40	0,35	0,46	0,96	-	-
5	94,73	-	-	-	2,03	2,59	1,83	2,10
	104,49	-	-	-	1,00	1,04	2,06	0,82

5.2 Teste F Espectral

Após a conclusão da análise das estimativas das RAEE's obtidas por meio das técnicas DFT e FK, foram conduzidas análises sobre os TFE's obtidos a partir de ambas as técnicas. Essas análises foram conduzidas em conjunto com um análise dos bins vizinhos (ruído) com o objetivo de aprimorar a relação Sinal-Ruído (SNR). Neste trabalho, o número de bins vizinhos para o cálculo da TFE foi de 16 (8 de cada lado). Este foi o maior número de bins possível para garantir que os bins de ruído (sem estimulação) não possuam informação de algum bin com estimulação. Os bins de ruído para o FK podem ser escolhidos dentro de um maior intervalo mas por motivos de comparação as frequências dos bins vizinhos foram as mesmas do que da DFT (limitados pela resolução espectral).

5.2.1 Sinais Sintéticos

Com o objetivo de garantir uma correspondência adequada entre os sinais sintéticos e as características espectrais dos sinais reais, permitindo uma análise comparativa das técnicas empregadas neste estudo, foi estabelecido que o número de bins vizinhos para os sinais sintéticos seria de 16.

A Figura 17 ilustra a evolução da razão sinal-ruído (TFE) ao longo do tempo em um sinal sintético senoidal somado a um ruído branco gaussiano com uma frequência fundamental $f_m = 94,73$ Hz e uma amplitude de $A = 1/24$. Neste gráfico, a linha preta representa o comportamento do TFE calculado com base na metodologia da DFT, enquanto a linha azul corresponde ao TFE calculado a partir das estimativas obtidas através do método FK.

Esta representação gráfica permite a visualização e a comparação direta do desempenho do TFE entre as duas abordagens, DFT e FK, ao longo do tempo para o sinal

sinéptico. Podemos perceber que o comportamento da FK se assemelha ao da DFT, o que sugere a validade e a eficácia da técnica FK como uma alternativa confiável na análise espectral desse tipo de sinal.

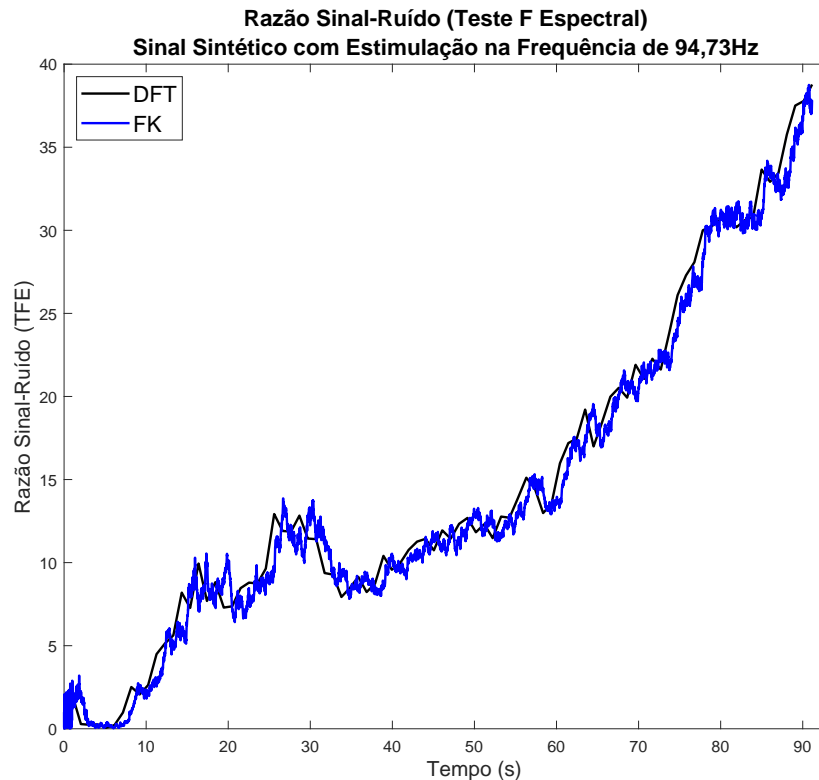


Figura 17 – Razões sinal-ruído (TFE) ao longo do tempo utilizando as estimativas de amplitude calculadas pelas metodologias DFT e FK para um sinal sintético de amplitude $A = 1/24$ e frequência de $f_m = 94,73$ Hz.

5.2.2 Sinais de EEG - Análise dos bins vizinhos

A metodologia desenvolvida para a remoção de bins vizinhos foi aplicada para os sinais sintéticos com diversas amplitudes e diferentes SNR's. No entanto, vale destacar que não foi identificada a presença de *outliers* para estes sinais. Desta forma, os resultados desta metodologia são apresentados exclusivamente para os dados de EEG.

No decorrer do trabalho, foram conduzidos testes e análises nos sinais de EEG com o objetivo de examinar o comportamento do TFE, utilizando tanto o método DFT quanto o FK. Os resultados revelaram que não existe uma abordagem que seja superior em todos os cenários. Ambas as metodologias se destacaram em diferentes situações. Em alguns sinais a abordagem com o DFT mostrou um tendência de aumento da razão sinal-ruído enquanto em outros, a metodologia com o TFE baseado no FK apresentou um desempenho superior. Posteriormente, foram realizadas as estimações de amplitude a partir dos sinais de EEG coletados para cada um dos 5 indivíduos utilizando ambas

metodologias, DFT e FK. Logo em seguida, foram calculadas as razões sinal-ruído a partir do TFE com a técnica proposta de remoção de bins *outliers*.

A Figura 18 mostra as relações sinal-ruído antes e após a aplicação da técnica de remoção dos bins *outliers* em ambas as abordagens, DFT e FK. O sinal de EEG utilizado para esta análise é o sinal com intensidade de 80 dB NPS do indivíduo 2 com estimulação WBN na frequência de 94,73Hz. O gráfico a) mostra o comportamento do TFE obtido a partir das estimativas realizadas pela DFT, enquanto o gráfico b) apresenta o comportamento do TFE com base nas estimações feitas pelo FK. Para ambos os gráficos a linha preta identifica o comportamento do TFE sem a remoção dos bins *outliers*, já a linha vermelha ilustra o desempenho do TFE após a remoção dos bins *outliers*. Os gráficos apresentados na Figura 19 evidenciam uma melhoria na relação sinal-ruído ao compararmos o TFE realizado antes e após a implementação da remoção dos bins *outliers*. Essa observação sugere que a metodologia empregada possui a capacidade de aprimorar a relação sinal-ruído nos sinais de EEG, amplificando a qualidade das informações obtidas a partir deles.

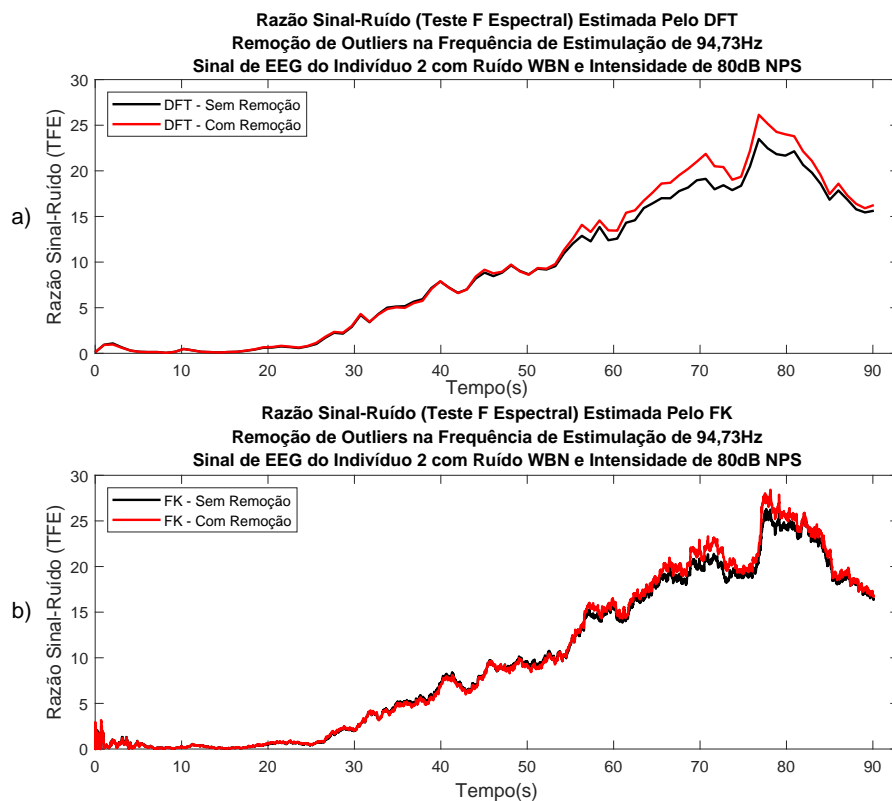


Figura 18 – Razão sinal-ruído do sinal de EEG para o indivíduo 2 com a estimulação WBN na frequência fundamental de 94,73Hz. No gráfico a): TFE com as estimativas feitas pela DFT antes e após a remoção dos *outliers*. No gráfico b): TFE com as estimativas feitas pela FK antes e após a remoção dos *outliers*.

Para realizar uma análise mais aprofundada, com base em métricas quantitativas, foi realizado o cálculo das áreas sob as curvas de cada gráfico do TFE. Isso permitiu

comparar os valores e determinar se houve uma melhora na relação sinal-ruído para os sinais em questão.

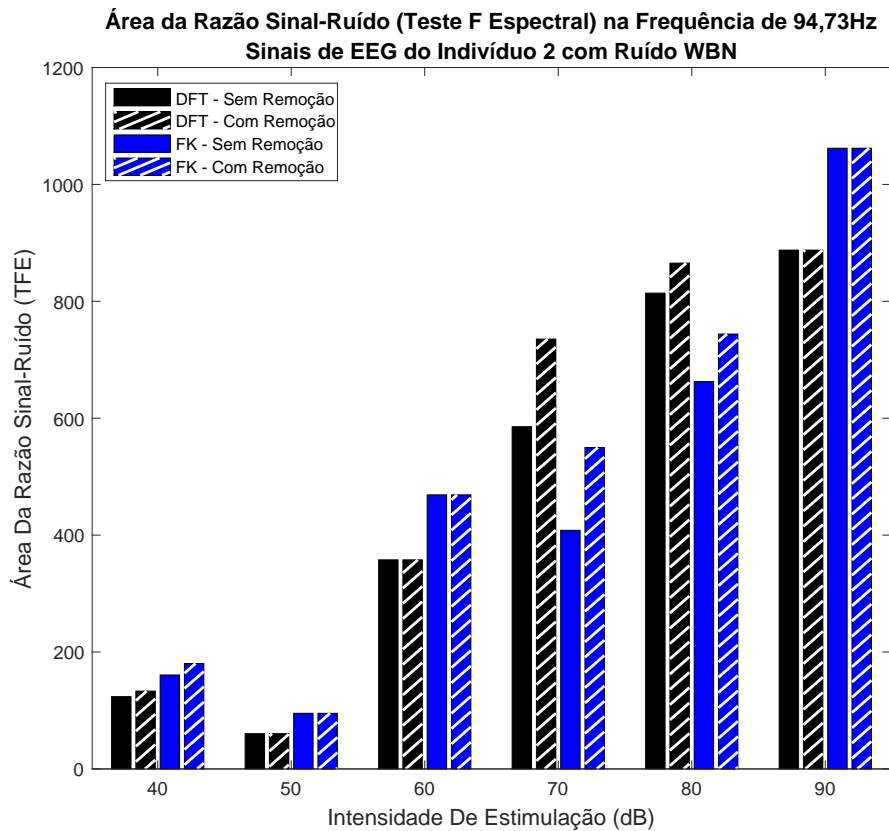


Figura 19 – Áreas dos TFE's para os sinais de EEG do indivíduo 2 com a estimulação WBN na frequência fundamental de 94,73Hz e diferentes intensidades. TFE calculada com as estimações de DFT e FK em conjunto com a remoção de *outliers*.

A Figura 19 apresenta um gráfico de barras utilizado para a análise das áreas sob as curvas de cada TFE, considerando todas as intensidades de estimulação do indivíduo 2 com um ruído WBN na frequência modulante de 94,73 Hz. As barras pretas representam as áreas calculadas para o TFE utilizando a abordagem DFT, enquanto as barras azuis representam as áreas do TFE obtidas a partir das estimativas geradas pelo FK. Além disso, as barras sólidas representam o TFE sem a aplicação da técnica de remoção de bins *outliers*, e as barras com linhas diagonais mostram as áreas do TFE após a utilização da técnica de remoção *outliers*. Essa representação gráfica possibilita uma análise comparativa das métricas em questão, permitindo a comparação entre as duas abordagens e a avaliação do impacto da remoção dos bins *outliers* nos resultados. Podemos notar que a aplicação da metodologia de remoção de bins *outliers* teve um impacto nos sinais de EEG analisados, aumentando as áreas da razão sinal-ruído nas intensidades de 40, 70 e 80 dB NPS. Quando as áreas dos TFE antes e depois da remoção dos bins *outliers* são iguais (intensidades de 50, 60 e 90 dB NPS), significa que não existem bins *outliers* nos sinais analisados. Esse resultado sugere a eficácia da abordagem utilizada na melhoria da

qualidade das medições realizadas.

Utilizando a área calculada do TFE após a remoção dos bins *outliers*, foi realizado o cálculo da razão entre ela e a área calculada do TFE antes da remoção com o objetivo de avaliar a aprimoração na relação sinal-ruído decorrente da metodologia proposta. As razões calculadas para as diferentes condições experimentais, incluindo frequência de estimulação e intensidade são apresentadas nas Tabelas 6 e 7. Na Tabela 6 são apresentados os valores das razões dos sinais de EEG coletados com ruído TBN já na Tabela 7 são mostradas as razões para os sinais de EEG onde os indivíduos foram submetidos a um ruído WBN. Os valores acima de 1, destacados em negrito, representam as razões dos sinais nos quais a remoção dos bins *outliers* teve um impacto positivo, resultando em um aumento na razão sinal-ruído da estimativa. Os valores iguais a 1 correspondem aos sinais nos quais não foram identificados bins *outliers*, indicando que não houve alteração na razão sinal-ruído. Por outro lado, os valores abaixo de 1 representam as razões dos sinais nos quais a remoção dos bins *outliers* teve um efeito negativo, reduzindo a razão sinal-ruído da estimativa.

Analisando as Tabelas 6 e 7, pode-se perceber que para os sinais de EEG em que as intensidades de estimulação eram altas (60 a 90 dB NPS), a maioria dos sinais não apresentou bins *outliers*. Isso provavelmente ocorreu devido ao fato de que os sinais com intensidades mais altas geralmente possuem uma relação sinal-ruído mais favorável, o que reduz a proeminência e a detecção de bins *outliers*. No entanto, é importante notar que, entre os sinais em que a remoção dos bins *outliers* foi realizada, aproximadamente metade deles apresentou uma piora na relação sinal-ruído em comparação com aqueles em que a remoção não foi aplicada. Na outra metade, a relação sinal-ruído melhorou. Este resultado provavelmente foi devido a que a remoção dos bins foi realizado de forma simétrica podendo eliminar bins que poderiam ser utilizados no cálculo do TFE. Em contrapartida, é perceptível uma maior presença de bins *outliers* nos sinais de EEG em que as intensidades de estimulação eram baixas (30 a 50 dB NPS). Isso se deve ao fato de que os sinais com intensidades mais baixas apresentam uma relação sinal-ruído menor, o que torna os bins *outliers* mais evidentes e, portanto, mais suscetíveis à detecção. Além disso, ao analisar os sinais dessas intensidades em que a remoção de bins *outliers* foi aplicada, observa-se uma melhoria na maioria das relações sinal-ruído em comparação com a relação sinal-ruído em que a remoção não foi realizada.

Tabela 7 – Razão entre o TFE com a remoção proposta e TFE sem remoção para a estimulação de Banda Larga (WBN)

Indivíduo	Freq (Hz)	Intensidade de Estimulação(dB)													
		30		40		50		60		70		80		90	
		DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK	DFT	FK
1	94,73	-	-	X	X	1,04	1,03	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	-	-
	104,49	-	-	X	X	1,26	1,33	1,00	1,00	1,00	1,00	0,90	0,91	-	-
2	94,73	-	-	1,08	1,12	1,00	1,00	1,00	1,00	1,26	1,35	1,06	1,12	1,00	1,00
	104,49	-	-	1,09	1,11	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,17	1,20
3	94,73	1,06	1,07	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,93	0,93	-	-
	104,49	1,00	1,00	0,90	0,93	1,03	1,06	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	-	-
4	94,73	-	-	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,96	0,95	-	-
	104,49	-	-	1,00	1,00	0,94	0,94	0,98	0,97	1,00	1,00	1,00	1,00	-	-
5	94,73	-	-	-	-	-	-	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	0,98	0,99
	104,49	-	-	-	-	-	-	1,05	1,08	0,94	0,95	1,00	1,00	1,00	1,00

6 Conclusões e Estudos Futuros

Neste trabalho foi realizada uma análise das técnicas de estimação das RAEE por meio da DFT e do FK. Além disso, é apresentada uma sugestão de aplicação do TFE baseado no FK e uma proposta de análise de viabilidade dos bins vizinhos do TFE, utilizando as estimativas obtidas com a DFT e o FK.

Os resultados descritos na Seção 5.1 sugerem que tanto DFT quanto o FK são eficazes na estimativa das amplitudes das RAEE's. Vale ressaltar que, embora as amplitudes iniciais calculadas pelo FK mostrem uma maior dispersão em comparação com as estimativas iniciais da DFT, as respostas exibem EQM's relativamente baixos entre elas. Por exemplo, para o ruído TBN o EQM mínimo foi de $0,19 \times 10^{-7}$, e para o ruído WBN foi de $0,23 \times 10^{-7}$ indicando uma boa concordância entre as técnicas. Essa divergência pode ser atribuída aos elementos de inicialização do filtro ou as condições iniciais.

A aplicação do TFE baseado nas estimativas obtidas pelo FK, proposta no trabalho, demonstrou um comportamento similar ao TFE baseado na DFT quando aplicados em sinais sintéticos. Entretanto, para os sinais reais de EEG, foram identificadas situações em que uma metodologia se mostrou mais eficaz do que a outra, o que ressalta a importância de uma análise mais aprofundada para compreender os motivos por trás dessas discrepâncias abrindo oportunidades para investigações futuras.

A proposta da análise de viabilidade dos bins vizinhos no TFE utilizando as estimativas provenientes da Transformada de DFT e do FK, apresentou resultados promissores. Observou-se uma melhoria na relação sinal-ruído para estimulações realizadas com ruídos em baixas intensidades por meio da técnica de remoção de bins proposta neste trabalho o que pode ser um avanço na análise de sinais de EEG abrindo perspectivas interessantes para futuras investigações na área.

6.1 Trabalhos Futuros

As análises realizadas sugerem considerar algumas direções que podem ser promissoras em estudos futuros, a fim de expandir e aprofundar o entendimento dos temas e resultados abordados neste trabalho. Algumas sugestões para essas possíveis direções são:

- **Análise Aprofundada das RAEE's estimadas pelo FK:**

Realizar uma investigação mais detalhada sobre as diferenças nas amplitudes das RAEE's obtidas por meio da DFT e do FK, examinando os casos em que as discrepâncias são mais elevadas e investigar as possíveis causas dessas diferenças.

- **Otimização das Condições Iniciais No FK:**

Realizar estudos para otimizar os parâmetros de inicialização do FK para melhorar a concordância entre as estimativas de RAEE obtidas por ambas as abordagens.

- **Métricas de Avaliação:**

Além do EQM, considerar a utilização de outras métricas de avaliação para comparar as estimativas de RAEE por meio da DFT e do FK, com a finalidade de obter uma compreensão mais abrangente sobre o desempenho das técnicas.

- **Aprimoramento da Técnica de Remoção de Bins Vizinhos:**

Aprofundar a pesquisa sobre a técnica de remoção de bins vizinhos no TFE, explorando outras abordagens e/ou refinando a metodologia para aprimorar a melhoria na relação sinal-ruído implementando, por exemplo, métricas adicionais além da distância euclidiana entre as estimativas.

- **Banco de Dados:**

Utilizar um conjunto de dados com uma maior variedade de estímulos, indivíduos e intensidades de ruído para validar e generalizar ainda mais os resultados obtidos neste estudo.

Essas sugestões têm como potencial ampliar o conhecimento sobre a estimação da RAEE e sua aplicação clínica, bem como aprimorar as técnicas existentes. Cada uma dessas áreas pode contribuir para avanços significativos na neurociência e na análise de sinais de EEG.

Referências

- ALBERTI, P. W. The anatomy and physiology of the ear and hearing. *Occupational exposure to noise: Evaluation, prevention, and control*, p. 53–62, 2001. 4
- ASHMORE, J. Tonotopy of cochlear hair cell biophysics (excl. mechanotransduction). *Current Opinion in Physiology*, v. 18, p. 1–6, 2020. ISSN 2468-8673. Physiology of Mammalian Hearing. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2468867320300602>>. 6
- BEAR, M. F.; CONNORS, B. W.; PARADISO, M. A. *Neurociências: desvendando o sistema nervoso*. [S.l.]: Artmed editora, 2002. 4, 5, 7
- BOHÓRQUEZ, J.; ÖZDAMAR, Ö. Generation of the 40-hz auditory steady-state response (assr) explained using convolution. *Clinical Neurophysiology*, Elsevier, v. 119, n. 11, p. 2598–2607, 2008. 8
- BORTEL, R.; SOVKA, P. Eeg–emg coherence enhancement. *Signal Processing*, Elsevier, v. 86, n. 7, p. 1737–1751, 2006. 2
- BRACEWELL, R. N.; BRACEWELL, R. N. *The Fourier transform and its applications*. [S.l.]: McGraw-hill New York, 1986. v. 31999. 9
- BRASIL, A. *País tem 10,7 milhões de pessoas com deficiência auditiva*. 2019. Disponível em: <<https://agenciabrasil.ebc.com.br/geral/noticia/2019-10/brasil-tem-107-milhoes-de-deficientes-auditivos-diz-estudo>>. 1
- CHATRIAN, G. E.; LETTICH, E.; NELSON, P. L. Ten percent electrode system for topographic studies of spontaneous and evoked eeg activities. *American Journal of EEG technology*, Taylor & Francis, v. 25, n. 2, p. 83–92, 1985. 15
- CHIAPPA, K. H.; ROPPER, A. H. Evoked potentials in clinical medicine. *New England Journal of Medicine*, Mass Medical Soc, v. 306, n. 20, p. 1205–1211, 1982. 7
- COHEN, L. T.; RICKARDS, F. W.; CLARK, G. M. A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Acoustical Society of America, v. 90, n. 5, p. 2467–2479, 1991. 8
- DOBIE, R. A.; WILSON, M. J. A comparison of t test, f test, and coherence methods of detecting steady-state auditory-evoked potentials, distortion-product otoacoustic emissions, or other sinusoids. *The Journal of the Acoustical Society of America*, Acoustical Society of America, v. 100, n. 4, p. 2236–2246, 1996. 2, 14
- DOLPHIN, W.; MOUNTAIN, D. The envelope following response: scalp potentials elicited in the mongolian gerbil using sinusoidally am acoustic signals. *Hearing research*, Elsevier, v. 58, n. 1, p. 70–78, 1992. 8
- DUARTE, J. L. et al. Análise da resposta auditiva de estado estável na perda auditiva neurossensorial (neuropatia auditiva/dessincronia auditiva). In: *Encontro Internacional de Audiologia*. [S.l.: s.n.], 2012. 1

- ELOI, B. F. d. S. *Melhoria na detecção de respostas auditivas em regime permanente na faixa de 80 Hz usando magnitude quadrática da coerência múltipla e eletroencefalograma multicanal*. Tese (Tese de Doutorado) — Centro Federal de Educação Tecnológica de Minas Gerais, 2017. 2
- FELIX, L. B. et al. Comparison of univariate and multivariate magnitude-squared coherences in the detection of human 40-hz auditory steady-state evoked responses. *Biomedical Signal Processing and Control*, Elsevier, v. 40, p. 234–239, 2018. 2
- FERNANDES, J. C. *Acústica e ruídos*. Bauru: Unesp, 2002. 4
- GALAMBOS, R.; MAKEIG, S.; TALMACHOFF, P. J. A 40-hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proceedings of the national academy of sciences*, National Acad Sciences, v. 78, n. 4, p. 2643–2647, 1981. 1, 8
- GALLOWAY, N. Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. *The British journal of ophthalmology*, BMJ Publishing Group, v. 74, n. 4, p. 255, 1990. 7
- HALL, J. W.; MOMTAZ, S. Current and emerging clinical applications of the auditory steady-state response. In: *Advances in Audiology and Hearing Science*. [S.l.]: Apple Academic Press, 2020. p. 3–50. 1
- HAYKIN, S. *Kalman filtering and neural networks*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2004. v. 47. 10
- HEARING, J. J. C. of I. Position statement: principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics*, v. 4, n. 2, p. 1–44, 2019. 1
- HEKIMOGLU, Y.; OZDAMAR, O.; DELGADO, R. E. Chirp and click evoked auditory steady state responses. In: IEEE. *2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.], 2001. v. 2, p. 2084–2087. 8
- HERDMAN, A. T. et al. Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. *Brain topography*, Springer, v. 15, n. 2, p. 69–86, 2002. 8
- IMPAIRMENT, H. Ad Hoc Committee on Screening for H. et al. Report on audiologic screening. *American Journal of Audiology*, ASHA, v. 4, n. 2, p. 24–40, 1995. 1
- JOHN, M.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. Efficient stimuli for evoking auditory steady-state responses. *Ear and hearing*, LWW, v. 24, n. 5, p. 406–423, 2003. 16
- JOHN, M.; PICTON, T. Master: a windows program for recording multiple auditory steady-state responses. *Computer methods and programs in biomedicine*, Elsevier, v. 61, n. 2, p. 125–150, 2000. 1
- JOHN, M. S.; DIMITRIJEVIC, A.; PICTON, T. W. Auditory steady-state responses to exponential modulation envelopes. *Ear and hearing*, LWW, v. 23, n. 2, p. 106–117, 2002. 8
- JOHN, M. S. et al. Multiple auditory steady-state responses to am and fm stimuli. *Audiology and Neurotology*, Karger Publishers, v. 6, n. 1, p. 12–27, 2001. 8

- KALMAN, R. E. A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. *Journal of Basic Engineering*, v. 82, n. 1, p. 35–45, 03 1960. ISSN 0021-9223. Disponível em: <<https://doi.org/10.1115/1.3662552>>. 10
- KROLL, J. *Morphological studies of synaptic vesicle recycling at the inner hair cell ribbon synapse*. Tese (Doutorado) — Georg-August-Universität Göttingen, 2018. 5
- LINS, O. G. *Audiometria fisiológica tonal utilizando respostas de estado estável auditivas do tronco cerebral*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo (Unifesp), 2002. 7, 8
- LUKE, R.; WOUTERS, J. Kalman filter based estimation of auditory steady state response parameters. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, IEEE, v. 25, n. 3, p. 196–204, 2016. 2, 13, 17
- MAYNARD, R. L.; DOWNES, N. Chapter 23 - the ear. In: MAYNARD, R. L.; DOWNES, N. (Ed.). *Anatomy and Histology of the Laboratory Rat in Toxicology and Biomedical Research*. Academic Press, 2019. p. 293–302. ISBN 978-0-12-811837-5. Disponível em: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B978012811837500023X>>. 5
- NETO, J. V. et al. Boxplot: um recurso gráfico para a análise e interpretação de dados quantitativos. *Revista Odontológica do Brasil Central*, v. 26, n. 76, 2017. 20
- O'DONNELL, B. F. et al. The auditory steady-state response (assr): a translational biomarker for schizophrenia. *Supplements to Clinical neurophysiology*, Elsevier, v. 62, p. 101–112, 2013. 1
- PINTO, D. G. Respostas auditivas de estado estável em crianças de 6 a 48 meses. Universidade Federal de Pernambuco, 2016. 1
- PINTO, D. G.; GRIZ, S. M. S.; LINS, O. G. Potencial evocado auditivo de estado estável com estímulo de ruído branco modulado em amplitude em triagem auditiva neonatal. *Revista CEFAC*, SciELO Brasil, v. 14, p. 383–389, 2012. 1
- PURVES, D. et al. *Neurociências*. [S.l.]: Artmed Editora SA, 2010. 6
- REGAN, D. Comparison of transient and steady-state methods. *Annals of the New York Academy of Sciences*, New York Academy of Sciences, 1982. 7
- ROMÃO, M. W. Sistema para detecção de limiar auditivo fisiológico com base no pontencial evocado em regime permanente. Universidade Federal de Minas Gerais, 2009. 15, 16
- SA, A. M. F. M. de. A note on the sampling distribution of coherence estimate for the detection of periodic signals. *IEEE Signal Processing Letters*, IEEE, v. 11, n. 3, p. 323–325, 2004. 2
- SANEI, S.; CHAMBERS, J. A. *EEG signal processing*. [S.l.]: John Wiley & Sons, 2013. 1, 7
- SANTOS, T. S. dos et al. Resposta auditiva em regime permanente evocada por ruído modulado: uma proposta de protocolo para identificação de perdas auditivas. Universidade Federal de Minas Gerais, 2016. 15, 17

SIMPSON, M. I. et al. Stimulus variability affects the amplitude of the auditory steady-state response. *PloS one*, Public Library of Science San Francisco, USA, v. 7, n. 4, p. e34668, 2012. 1

SNEDDON, I. N. *Fourier transforms*. [S.l.]: Courier Corporation, 1995. 9

SOUZA, D. P. M. de. *Limiar auditivo com o potencial evocado em regime permanente utilizando técnicas de detecção objetiva*. Dissertação (Dissertação de Mestrado) — Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), 2011. 2

THUNÉ, H.; RECASENS, M.; UHLHAAS, P. J. The 40-hz auditory steady-state response in patients with schizophrenia: a meta-analysis. *JAMA psychiatry*, American Medical Association, v. 73, n. 11, p. 1145–1153, 2016. 8

ZUREK, P. Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. *Ear and hearing*, v. 13, n. 5, p. 307–310, 1992. 14



ANEXO VIII - TERMO DE RESPONSABILIDADE

O texto do trabalho de conclusão de curso intitulado “ **Teste F espectral baseado no filtro de Kalman aplicado nas respostas auditivas de estado estável** ” é de minha inteira responsabilidade. Declaro que não há utilização indevida de texto, material fotográfico ou qualquer outro material pertencente a terceiros sem a devida citação ou consentimento dos referidos autores.

João Monlevade, 13 de Setembro de 2023.

Davidd Braga Simões