

UNIVERSIDADE FEDERAL DE VIÇOSA
CENTRO DE CIÊNCIAS EXATAS E TECNOLÓGICAS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

GUSTAVO LEÃO MOURÃO

**TÉCNICA DE DETECÇÃO DE SINAIS PERIÓDICOS EM MEIOS
RUIDOSOS: TESTE F MULTIVARIÁVEL APLICADO A SINAIS DE
ELETROENCEFALOGRAMA**

VIÇOSA
2014

GUSTAVO LEÃO MOURÃO

**TÉCNICA DE DETECÇÃO DE SINAIS PERIÓDICOS EM MEIOS
RUIDOSOS: TESTE F MULTIVARIÁVEL APLICADO A SINAIS DE
ELETROENCEFALOGRAMA**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 – Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Orientador: Prof. Dr. Leonardo Bonato Felix.

VIÇOSA
2014

GUSTAVO LEÃO MOURÃO

**TÉCNICA DE DETECÇÃO DE SINAIS PERIÓDICOS EM MEIOS
RUIDOSOS: TESTE F MULTIVARIÁVEL APLICADO A SINAIS DE
ELETROENCEFALOGRAMA**

Monografia apresentada ao Departamento de Engenharia Elétrica do Centro de Ciências Exatas e Tecnológicas da Universidade Federal de Viçosa, para a obtenção dos créditos da disciplina ELT 490 – Monografia e Seminário e cumprimento do requisito parcial para obtenção do grau de Bacharel em Engenharia Elétrica.

Aprovada em 06 de Junho de 2014.

COMISSÃO EXAMINADORA

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

Prof. Dr. Alexandre Santos Brandão - Membro
Universidade Federal de Viçosa

Prof. M. Sc. Paulo Fábio Figueiredo Rocha - Membro
Universidade Federal de Viçosa

*“A vida do intelecto só começa na fronteira em que o pensamento se apaga para dar lugar
ao vislumbre da verdade.”*

(Olavo de Carvalho)

*Aos meus pais por me apoiarem sempre,
vô Leão e vó Alice pelo enorme suporte
e Deus*

Agradecimentos

Aos meus pais por terem me apoiado em relação às minhas escolhas e confiado em mim.

Aos amigos de Ouro Preto Tiago Sampaio, Wflander e Ângelo, por me receberem e estarem sempre dispostos a escutar.

Aos amigos de Viçosa Bernardo, Rodolfo pelas rotineiras “batalhas” na biblioteca e por recorrentemente me lembrarem que determinados presentes não devem ser dados a namoradas.

A Lívia por estar presente em grande parte da caminhada.

Ao Leonardo pela orientação, paciência e por me ter transmitido bastante conhecimento.

Aos integrantes do NIAS pela boa conversa e ótima convivência.

A todos que deram carona pra casa.

A FAPEMIG pelo apoio financeiro concedido, sem o qual esta pesquisa não teria sido possível.

Resumo

Detectar e classificar respostas em sistemas de processamento de sinais pode ser demasiadamente relevante quando são necessários estudos intrínsecos à dinâmica do sistema. Este projeto tem como objetivo implementar a técnica de detecção de sinais em meios ruidosos denominada teste F espectral multivariável. Inicialmente, o algoritmo consiste em transformar o sinal do domínio temporal para o domínio da frequência, através da Transformada de Fourier. Posteriormente aplica conceitos estatísticos para avaliação de respostas presentes no domínio analisado, através da comparação de determinado parâmetro fornecido pelo detector com determinado limar estatístico. Para avaliar a eficiência da técnica desenvolvida foram obtidos parâmetros que caracterizassem o teste F espectral univariável como a relação de Probabilidade de Detecção (PD) e taxa de falso positivo. Posteriormente foram obtidas as mesmas relações para o caso multivariável e comparadas com o caso univariável. Em relação aos dados de simulação foi obtida melhora significativa na relação de probabilidade de detecção, como 59% quando analisados sinais com uma Relação sinal-ruído (SNR) de $-3dB$ aumentando-se a quantidade de canais utilizados para estimação, N , de 1 (um) para 8 (oito). Por fim foi aplicada a técnica multivariável em um banco de dados de um EEG (Eletroencefalograma) referente a 14 de pacientes sujeitos à Fotoestimulação Intermitente (FEI). Os dados foram cedidos pelo Prof. Antônio M. F. L. de Sá (COPPE/UFRJ). Foi obtida uma relação de melhora sobre a taxa de detecção em 71,40% dos casos analisados, para uma FEI de $6Hz$ e 64,30% para $10Hz$. Ainda, foi observada uma melhora sobre a taxa de detecção média de 22,14% em relação à FEI de $6Hz$ e 25,70% para $10Hz$. Os resultados obtidos a partir da aplicação ao banco de dados demonstraram a melhora sobre a taxa de detecção de sinais em meios ruidosos. Foi observado que a escolha de canais que apresentem alta SNR determina diretamente a eficiência da técnica desenvolvida. Foram obtidas taxas de detecção média de 77,86% e 79,28%, para uma FEI de $6Hz$, utilizando uma janela de 12s e 15s, respectivamente. Para uma FEI de $10Hz$, foram obtidas taxas de detecção média de 75,00% e 82,86%, para janelas de 12s e 15s, respectivamente.

Abstract

Detecting and classifying responses in electrical systems can be relevant when research is necessary in the system's dynamics. This project aims to implement the technique of detecting signals in noisy environments, denominated test F spectral multivariable. The algorithm consists, first of all, in transforming the signal from the time domain to the frequency domain, using the Fourier's Transform. And then, applying statistical concepts to evaluate objectives responses situated in the analyzed domain, through comparison of certain parameter given by the detector, comparing it with statistical thresholds. To evaluate the efficiency of the developed technique, it was necessary to obtain parameters that characterize the spectral F test univariate just as the relation between the Detection Probability (PD) and rate of False-Positives. Furthermore, the same relation was obtained for the multivariate case and compared with the univariate case. For the data simulation, significant improvements in detection probability relation were obtained: 59% improvement when a signal with Signal-Noise Relation(SNR) of $-3dB$ was analyzed when incremented the number of channels 1(one) for 8(eight). Finally the multivariate technique was applied in a EEG's (Electroencephalogram) database, referring to 14 patients subjected to Fotoestimulation Intermittent (FEI). The data was provided by Prof. Antônio M. F. L. de Sá (COPPE/UFRJ). An improvement was obtained over the detection rate in 71.40% of the cases analyzed, for FEI with $6Hz$, and 64.30% with $10Hz$. Further, the improvement found over the detection mean rate in 22.14% for FEI with $6Hz$ and 25.70% for $10Hz$. The results obtained demonstrated the applicability of the technique developed. Was been obtained mean rates detections of 77,86% and 79,28%, for FEI of $6Hz$, utilized one window with 12s and 15s, respectively. For FEI of $10Hz$, was obtained mean mean rates detection of 75,00% and 82,86%, for windows of 12s and 15s, respectively.

Sumário

1	Introdução.....	13
1.1	Eletroencefalograma e Diagnósticos	14
1.1.1	Lobos cerebrais.....	14
1.1.2	Diagnósticos	15
1.2	Potenciais Evocados	16
1.3	Técnicas de Detecção	17
1.4	Objetivo Geral	18
2	Materiais e Métodos	20
2.1	Processamento de Sinais.....	20
2.1.1	Teste F Univariável	21
2.1.1	Teste F Multivariável	23
2.2	Simulação de Monte Carlo	24
2.3	Aquisição de Dados do EEG	25
3	Resultados e Discussões.....	27
3.1	Estudo do caso univariável.....	27
3.2	Estudo do caso multivariável.....	29
3.3	Aplicação da técnica a sinais coletados de EEG	34
3.4	Discussão dos Resultados.....	39
4	Conclusões.....	41
	Referências Bibliográficas	42
	Apêndice A – Exemplos de Casos	44

Lista de Figuras

Figura 1. Sinal FSK – Frequency-shift keying [7]	13
Figura 2. Lobos cerebrais [12].....	15
Figura 3. Padrões de respostas de EEG [13]	16
Figura 4. Modelo referente ao EEG [23].....	21
Figura 5. Posicionamento dos eletrodos no escalpo de acordo com o sistema internacional [30].....	26
Figura 6. Sinal $y[n]$ caracterizado por $fs = 600Hz$, $fe = 60Hz$, $SNR = 15dB$ com indicação de detecção.....	27
Figura 7. Valores críticos em função de L . Valores teóricos e simulados para um nível de significância de 5%	28
Figura 8. Probabilidade de Detecção em função da SNR – Simulação de Monte Carlo para 10000 iterações e curva Teórica para 5% de significância	28
Figura 9. Relação de Falso-Positivo em função de L para um nível de significância de 5% para 10000 iterações	29
Figura 10. Valores críticos em função de L e N . Valores teóricos e simulados para um nível de significância de 5%	30
Figura 11. Probabilidade de Detecção em função da SNR – Simulação de Monte Carlo para 10000 iterações e curva Teórica para 5% de significância para o caso Multivariável	30
Figura 12. Superfície de detecção e mapas de contorno.....	32
Figura 13. Mapas de contorno da probabilidade de detecção referente à Figura 12	32
Figura 14. Taxa de detecção ou porcentagem de casos em que $\emptyset Nfo$, nos harmônicos de $x[n]$, foi superior ao seu valor crítico associado.....	33
Figura 15. Representação de $y[f]$ na frequência de teste. Os demais picos representam os harmônicos. ($fe = 20Hz$, $fs = 600Hz$)	34
Figura 16. Relação de $\emptyset Nfo$ em linha pontilhada para $N = 2$. Indicação de detecção na frequência de teste e nos harmônicos. Asteriscos indicam não-detecção	36
Figura 17. Taxa de Detecção em função de N	37
Figura 18. Taxa de detecção média em função do numero de sinais utilizados. Erro padrão que é o desvio padrão dividido pela raiz do número de indivíduos, também representada, para FEI de 6Hz. O asterisco indica situação que houve diferença ($p < 0,05$) entre a relação de canais utilizados	38
Figura 19. Taxa de detecção média em função do numero de sinais utilizados. Erro padrão que é o desvio padrão dividido pela raiz do número de indivíduos, também representada, para FEI de 10Hz. O asterisco indica situação que houve diferença ($p < 0,05$) entre a relação de canais utilizados	38

Lista de Tabelas

Tabela 1. Relação entre número de canais usados na detecção e as derivação do EEG	26
Tabela 2. Relação de Falso-Positivo em função de L e N	31
Tabela 3. Probabilidade de detecção em função de SNR e L para $N = 1$	33
Tabela 4. Probabilidade de detecção em função de SNR e L para $N = 8$	33
Tabela 5. Tempo de estimulação utilizado	35
Tabela 6. Taxa de detecção em função da quantidade de pontos para $N = 4$	37
Tabela 7. Valores do detector e valores críticos associados na frequência de teste e em seus harmônicos – Exemplos de casos	44

1 Introdução

Caracterizar respostas que apresentam frequências bem definidas, provenientes de sinais com componentes aleatórias, é atualmente tema de intensa pesquisa. Em diversos sistemas é necessário processamento de sinais e identificação de respostas, como sistemas de radar [1], sonar [2], biomedicina [3], controle de processos [4] e sismologia [5].

Sistemas de transmissão de dados como radiocontrole ou telefonia celular utilizam como método de transmissão de dados em banda passante o sistema FSK (chaveamento de frequência coerente) ou PSK (chaveamento de fase coerente). O sinal FSK é caracterizado pela presença de duas frequências delimitadas por níveis lógicos distintos, 0 ou 1 [6], conforme ilustrado na Figura 1. Em tais sistemas é de suma relevância a utilização de detectores que diferenciem respostas que apresentam padrões distintos.

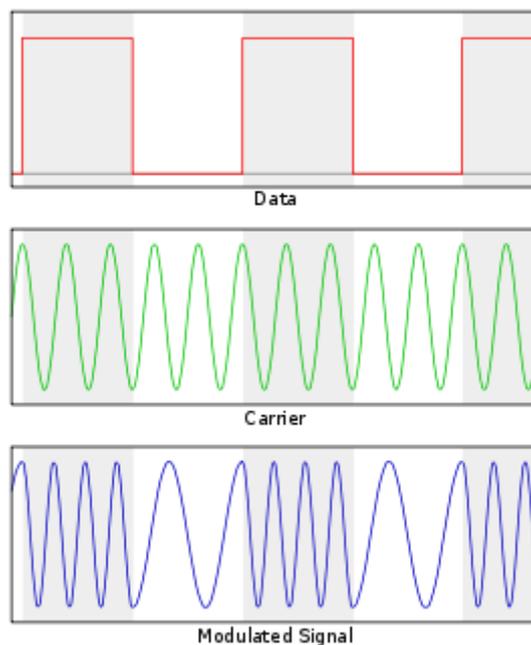


Figura 1. Sinal FSK – Frequency-shift keying [7]

Em situações de monitoramento de condições meteorológicas através de sistemas de radar [1] é imprescindível a utilização de detectores, cuja finalidade é delimitar boas condições de vôo, por exemplo, sendo possível delimitar com precisão a movimentação de massas de ar, fornecendo com relativa margem de segurança a localização de chuvas e vendavais.

Em aplicações relacionadas à biomedicina analisar sinais bioelétricos de origem encefálica, pode ser pertinente em diagnósticos que evidenciem sintomas de deficiência auditiva ou visual. É o caso de alterações observadas em EEG (Eletroencefalograma) de pacientes portadores de Alzheimer quando submetidos a métodos de ativação, como a fotoestimulação intermitente (FEI) [8].

1.1 Eletroencefalograma e Diagnósticos

A transmissão de informação intracelular ocorre em virtude de transferência iônica. O transporte de íons infere no aparecimento de variações de tensão. No caso das células neuronais, tal potencial pode ser monitorado com o advento do Eletroencefalograma (EEG) através de eletrodos posicionados sobre o escalpo. As intensidades das ondas cerebrais registradas no escalpo variam de 0 a $100\mu V$ (em adultos é mais comum uma faixa entre 10-50 μV) [9], apresentando uma faixa de frequência de 0,3Hz a 100Hz [10].

1.1.1 Lobos cerebrais

O sinal proveniente do EEG pode ser observado nas regiões frontal, parietal, temporal, occipital e ínsula, que são subregiões anatômicas do cérebro, conforme representado na Figura 2. Existem regiões no córtex cerebral que são mais especializadas na realização de determinadas funções [11], todavia, uma função pertencente a uma região específica pode lateralizar para outro hemisfério cerebral, ocasionando dominância de um hemisfério sobre outro.

Especificamente as regiões referentes aos lóbulos temporal e occipital apresentam funções importantes. Os lóbulos temporais encontram-se posicionados na região superior às orelhas, sendo relacionados principalmente aos estímulos auditivos e em parte com a visão. Dessa forma, lesões em tais regiões podem ocasionar desde zumbidos e alucinações auditivas assim como distorções visuais [11].

Os lóbulos occipitais são posicionados na região anterior e inferior ao cérebro, apresentando funções relacionadas especificamente à visão. Danos nessa área podem acarretar graus variados de perda de visão [11].

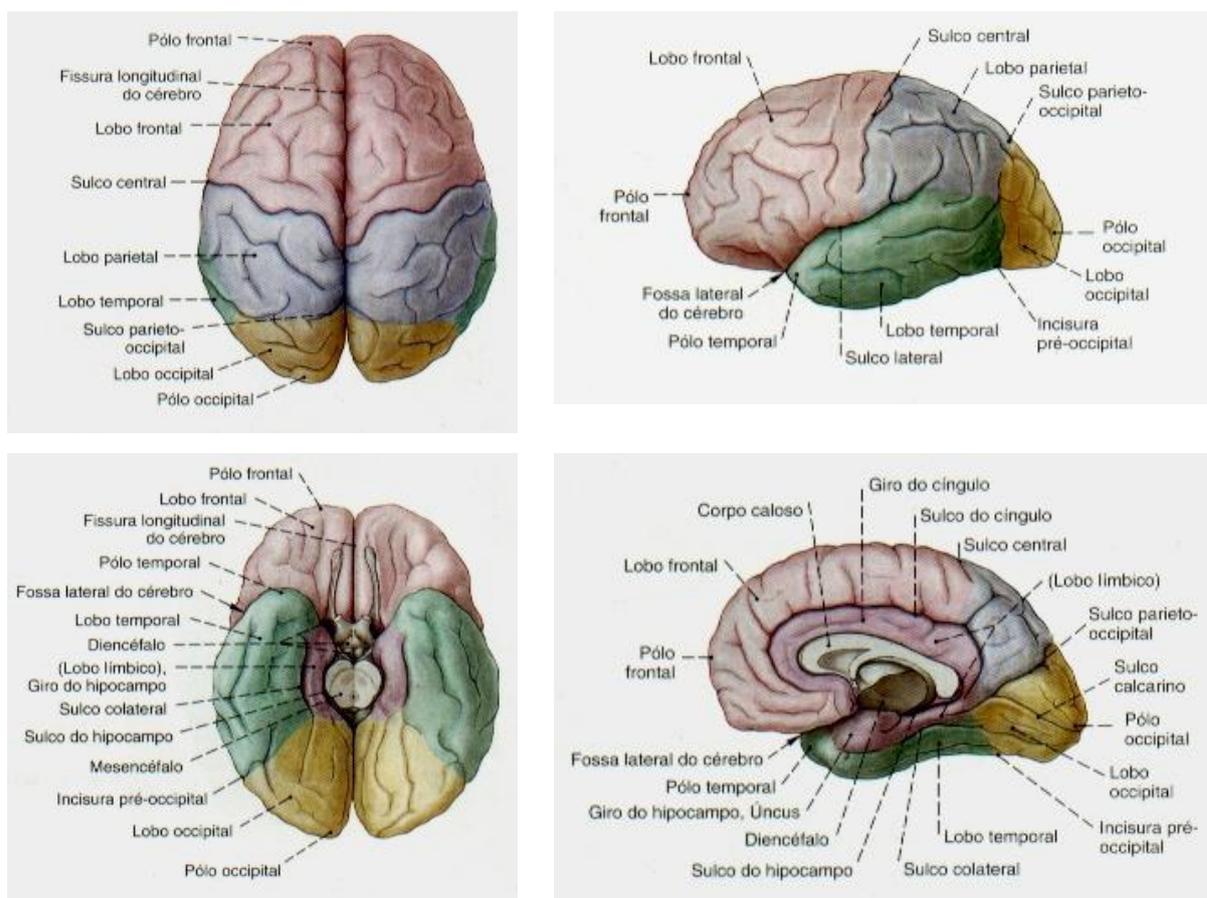


Figura 2. Lobos cerebrais [12]

1.1.2 Diagnósticos

Os padrões referentes do EEG podem ser monitorados a partir de suas características e respostas em virtude de determinado estímulo. Alguns deles são característicos de enfermidades específicas do encéfalo, como epilepsia ou encefalites [11], conforme representado na Figura 3. Entretanto, deve-se salientar que o diagnóstico de um EEG normal é muito amplo é intrinsecamente relacionado às manifestações clínicas, ou seja, um EEG normal não exclui eventuais diagnósticos positivos, enquanto que um padrão de resposta anormal não indica necessariamente uma patologia encefálica [13].

As respostas referentes ao EEG podem variar em amplitude e frequência, de forma contínua ou intermitente, conforme circunstâncias patológicas ou devido a métodos de ativação, como audiometria ou Fotoestimulação Intermitente (FEI).

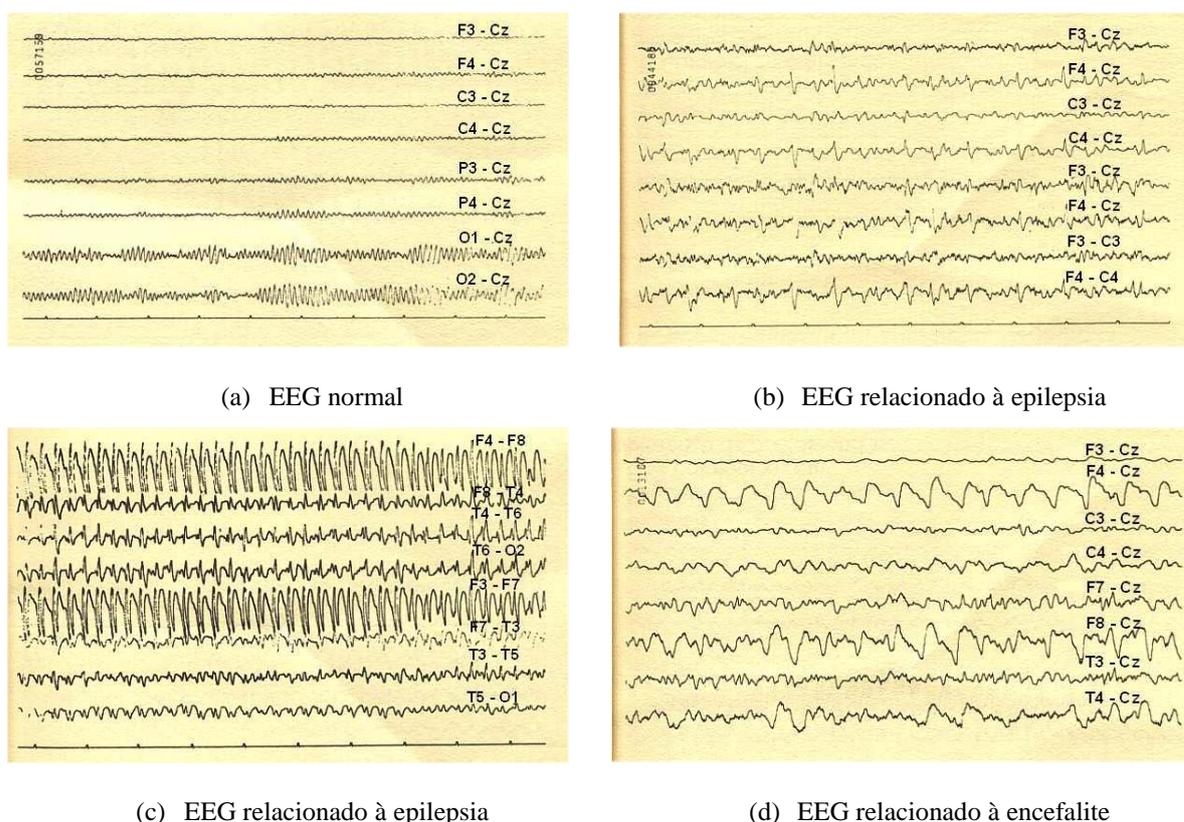


Figura 3. Padrões de respostas de EEG [13]

A FEI é um exame de rotina clínica utilizado em avaliações de vias visuais. A utilização da FEI justifica-se devido ao fato de que, através desta técnica, anormalidades pré-existentes podem ser acentuadas, induzindo alterações no EEG denominadas foto-recrutamento [14]. O método usual utilizado para fotoestimulação é a luz estroboscópica [9].

Foto-recrutamento trata-se de uma resposta fisiológica, decorrente de estimulação visual, apresentando como consequência atividade rítmica evidenciada nas regiões posteriores da cabeça (região occipital) em frequências de 5 a 30 Hz . Além disso, o sinal observado apresenta a mesma frequência que os sinais de estimulação, bem como em seus harmônicos [10].

1.2 Potenciais Evocados

A manifestação elétrica do cérebro em detrimento de estímulos externos, como a FEI, é denominada Potencial Evocado (PE) [15]. Entretanto, em virtude da frequência de estimulação é possível distinguir o PE em duas categorias: transitório, quando a frequência de estímulo não ultrapassa 2 Hz [15] e regime permanente, quando respostas rápidas e contínuas interferem em amplitude e frequências constantes. Neste contexto, o foto-recrutamento pode ser

definido como um potencial evocado de regime permanente [3]. Para detecção de sinais PE são utilizados eletrodos posicionados no escalpo, monitorando-se a resposta de um EEG. A indicação de PE no domínio da frequência apresenta componentes de módulo e fase constantes [16].

A recepção de sinais provenientes de EEG pode ser afetada por vários aspectos, como redução da intensidade do estímulo evocado, presença de ruídos (elétrica ou acústica) [17] ou ativação muscular da cabeça e do pescoço, induzindo uma baixa relação sinal-ruído (*SNR*) e tornando a identificação das respostas no domínio do tempo limitadas [18]. Nesse aspecto a caracterização de sinais no domínio da frequência facilita a detecção de respostas, uma vez que há decomposição do sinal em componentes harmônicas espectrais a partir da Transformada de Fourier. Assim, as técnicas de Detecção Objetiva de Respostas (ORD), apresentam maior vantagem quando aplicadas no domínio da frequência [19], baseando-se em critérios estatísticos para avaliação de resposta [3].

1.3 Técnicas de Detecção

Técnicas ORD podem ser aplicadas no domínio temporal ou da frequência. A função de correlação é um exemplo de técnica de detecção aplicada no domínio temporal, representando um método de detecção não paramétrico e estocástico, responsável por representar a dependência temporal entre dois sinais, $x[k]$ e $y[k]$ [20], expressa por (1).

$$\hat{R}_{xy}(k) = \frac{1}{N-k} \sum_{n=1}^{N-k} x[n]y[n+k] \quad (1)$$

Onde $k = 1, \dots, m$ e N é o número de amostras.

Em contrapartida, é possível citar como técnicas aplicadas no domínio da frequência a Magnitude Quadrática de Coerência (MSC) e o teste F espectral univariável (3). A função coerência representa o espectro da correlação cruzada entre sinais, indicando a dependência linear entre as componentes harmônicas de tais sinais [21], dada por (2).

$$\gamma_{xy}(f) = \frac{P_{xy}(f)}{\sqrt{P_{yy}(f)}\sqrt{P_{xx}(f)}} \quad (2)$$

Onde $P_{xy}(f)$ é a densidade espectral de potência (PSD) cruzada entre os dois sinais e $P_{yy}(f)$ e $P_{xx}(f)$ são duas PSD's individuais.

O teste F espectral univariável baseia-se em critérios estatísticos para determinação de respostas, através da comparação da distribuição de densidade espectral de um sinal com frequência de estimulação, f_o , em relação às frequências localizadas na vizinhança da frequência de teste, f_j , conforme representado em (3).

$$\hat{\vartheta}(f_o) = \frac{|Y(f_o)|^2}{\frac{1}{L} \sum_{j=0-\frac{L}{2}}^{0+\frac{L}{2}} |Y(f_j)|^2} \quad (3)$$

A limitação referente às técnicas de detecção citadas diz respeito à baixa robustez quanto à obtenção de bons índices de detecção em meios ruidosos. Nesse aspecto, técnicas de Detecção Objetiva de Respostas Multivariável (MORD) podem ser aplicadas com o objetivo de melhorar taxas de detecção, através da utilização de dois ou mais canais, por exemplo, quando aplicadas em EEG [3] [18].

1.4 Objetivo Geral

Neste trabalho é proposta uma metodologia que visa melhorar a relação de detecção do teste F espectral univariável aplicando a técnica multivariável (teste F multivariável). O detector é avaliado, inicialmente, a partir de simulação de Monte Carlo. Posteriormente foi utilizado um banco de dados proveniente de EEG referente a indivíduos (humanos) normais submetidos à Fotoestimulação Intermitente (FEI) com luz estroboscópica.

Para atingir o objetivo principal, outros objetivos específicos devem ser salientados:

- Aplicação de simulação de Monte Carlo para obtenção de aspectos referentes ao comportamento do teste F Univariável e Multivariável em meios com *SNR* distintos;

-
- Estudo do processo de recepção de sinais a partir do EEG, considerando indivíduos submetidos à FEI;
 - Aplicação da técnica multivariável ao banco de dados referente ao EEG e levantamento de taxas de detecção média;
 - Obtenção da relação ideal da quantidade de canais utilizados para estimação de respostas bem como determinação do tempo de estimulação necessário para obtenção de taxas de detecção melhores quando comparadas em relação ao caso univariável.

2 *Materiais e Métodos*

2.1 *Processamento de Sinais*

A energia total em um intervalo de tempo finito $t_1 \leq t \leq t_2$ de um sinal contínuo $x(t)$ é definida segundo (4), assim como a energia total em um sinal de tempo discreto $x[n]$, compreendido entre $n_1 \leq n \leq n_2$ é definido segundo (5) [22].

$$E = \int_{t_1}^{t_2} |x(t)|^2 dt \quad (4)$$

$$E = \sum_{n=n_1}^{n_2} |x[n]|^2 \quad (5)$$

A Transformada de Fourier é definida como uma função que realiza a transformação de um sinal com domínio temporal para o domínio da frequência, através da combinação linear de exponenciais complexas, a qual utiliza coeficientes para ponderar a parcela de cada termo obtido pela mesma, denominados harmônicos. A representação da Transformada de Fourier encontra-se representada em (6) e a Transformada Inversa de Fourier em (7).

$$X(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (6)$$

$$X(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} X(j\omega)e^{j\omega t} d\omega \quad (7)$$

Considerando $x(t)$ e $X(j\omega)$, ou seja, o par de Transformação de Fourier, é possível demonstrar a relação (8), denominada relação de Parseval [22].

$$\int_{-\infty}^{+\infty} |x(t)|^2 dt = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} |X(j\omega)|^2 d\omega \quad (8)$$

A relação de Parseval estabelece que a energia total é determinada calculando a energia por unidade de tempo ($|x(t)|^2$) integrando sobre todo o tempo ou calculando a energia por unidade de frequência ($|X(j\omega)|^2/2\pi$) e integrando sobre todas as frequências. [22]. Dessa forma, $|X(j\omega)|^2$ é usualmente denominado espectro de densidade de energia do $x(t)$. Ainda, a relação de Parseval indica que a potência média de um sinal periódico é igual à

soma das potências médias de seus componentes harmônicos individuais, que, conseqüentemente, são iguais às magnitudes ao quadrado dos coeficientes da série de Fourier.

2.1.1 Teste F Univariável

Seja um modelo linear com presença de ruído branco (sinal aleatório com média zero) (Figura 4), onde $x[k]$ representa a entrada como um sinal periódico e determinístico. No caso, a estimulação, $H(f)$ filtra o sinal de estimulação ($x[k]$) resultando em um PE ($r[k]$), que, posteriormente, é somada à atividade de fundo $n[k]$ gerando o sinal de EEG ($y[k]$).

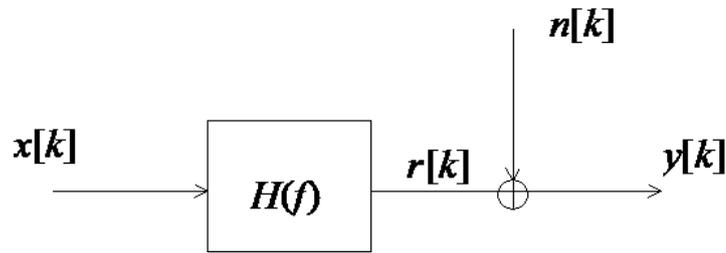


Figura 4. Modelo referente ao EEG [23]

Para avaliar a detecção de resposta em $y[k]$, o teste F espectral univariável considera a relação entre a densidade espectral na frequência de estimulação (f_o), e as L componentes adjacentes (f_i), as quais não sejam esperadas resposta. Assume-se que o espectro das vizinhanças seja um ruído branco. Sendo a relação dada por (9).

$$\hat{\varphi}(f_o) = \frac{|Y(f_o)|^2}{\frac{1}{L} \sum_{j=0-\frac{L}{2}}^{0+\frac{L}{2}} |Y(f_j)|^2}, j \neq 0 \quad (9)$$

Onde $Y(f_o)$ representa a Transformada de Fourier na frequência de estimulação e $Y(f_j)$ a Transformada de Fourier nas L componentes espectrais em torno de f_i .

A partir do modelo representado na Figura 4, fixando $H(f)$ em zero, pode ser obtida a resposta nula na ausência de respostas evocadas, fazendo com que $y[k]$ tenha média zero com uma distribuição Gaussiana ($y[k] = n[k]$) [24].

A estimativa da distribuição de densidade espectral referente à $Y(f_o)$ é uma variável aleatória com distribuição qui-quadrado com 2 graus de liberdade, χ_2^2 , enquanto que a potência do ruído entre as L frequências vizinhas é uma variável qui-quadrado com $2L$ graus

de liberdade, χ_{2L}^2 [25]. A razão entre duas distribuições qui-quadrado resulta em uma distribuição F de Fisher com 2 e $2L$ graus de liberdade [26].

Logo, na ausência de resposta (H_0 - Hipótese nula), a detecção pode ser estimada em função de uma estatística F, dada por (10).

$$\widehat{\vartheta}(f_0)|_{H_0} \sim F_{2,2L} \quad (10)$$

Considerando a distribuição de densidade de probabilidade relacionada por (10) é possível calcular o valor crítico do detector a partir de (11), obtida a partir da integral da função de densidade de probabilidade, pois se trata de uma variável contínua.

$$\int_0^{\widehat{\vartheta}_y(f_0)_{crit}} P_{\widehat{\vartheta}_y(f_0)}(z) dz = \int_0^{\widehat{\vartheta}_y(f_0)_{crit}} \left(1 + \frac{1}{L}z\right)^{-(L+1)} dz = 1 - \alpha \quad (11)$$

Assim, o valor crítico, $\widehat{\vartheta}_y(f_0)_{crit}$, para um dado nível de significância α , é obtido segundo (12).

$$\widehat{\vartheta}_y(f_0)_{crit} = L(\alpha^{\frac{1}{L}} - 1) \quad (12)$$

Para a obtenção da distribuição do detector sobre a hipótese alternativa (H_1), considerando o modelo da Figura 4, pode-se representar o estimador $\widehat{\vartheta}(f_o)$ conforme representado em (13).

$$\widehat{\vartheta}(f_o) = \frac{\{[R(f_o) + N_R(f_o)]^2 + N_I^2(f_o)\}}{\frac{1}{L} \sum_{j=0-\frac{L}{2}}^{0+\frac{L}{2}} |N(f_j)|^2}, j \neq 0 \quad (13)$$

Onde R , N_R e N_I representam a transformada de Fourier do PE $r[k]$, e da parte real e imaginária da atividade de fundo $n[k]$, respectivamente.

O denominador de (13) segue uma distribuição χ_{2L}^2 enquanto o numerador relaciona-se a distribuição qui-quadrado não-central, $\chi_v^2(\lambda)$, com v graus de liberdade e parâmetro de não-centralidade λ . O parâmetro de não-centralidade é relacionado à SNR segundo (14) [27].

$$\widehat{\varphi}(f_0)|_{H1} \sim F'_{2,2L}(\lambda = 2 \cdot SNR) \quad (14)$$

Onde $F'_{2,2L}(\lambda = 2 \cdot SNR)$ representa uma distribuição F não-central com 2 e $2L$ graus de liberdade e parâmetro de não-centralidade ($\lambda = 2 \cdot SNR$).

2.1.1 Teste F Multivariável

Uma técnica recorrente utilizada para redução dos efeitos de ruídos trata-se de retirar a média de dados correspondentes a ensaios que sejam similares [20]. Dessa forma, é possível obter uma relação de detecção em N canais retirando-se a média de tais sinais no domínio da frequência (15).

$$\widehat{\varphi}_N(f_0) = \frac{\sum_{j=1}^N |Y_j(f_0)|^2}{\sum_{j=1}^N \left[\frac{1}{L} \sum_{i=0-\frac{L}{2}}^{0+\frac{L}{2}} |Y_j(f_i)|^2 \right]}, j \neq 0 \quad (15)$$

Onde, $Y_j(f_0)$ e $Y_j(f_i)$ representam a transformada de Fourier em relação ao j^{th} sinal sobre as frequências f_0 e f_i , respectivamente.

A hipótese nula na ausência de resposta é obtida a partir de (16).

$$\widehat{\varphi}(f_0)|_{H0} \sim F_{2N,2NL} \quad (16)$$

Para o caso multivariável o valor crítico pode ser representado por (17).

$$\widehat{\varphi}_N(f_0)_{crit} \sim F_{2N,2NL,\alpha}^{crit} \quad (17)$$

Onde $\widehat{\vartheta}_N(f_0)_{crit}$ representa o valor referente à distribuição F com $2N$ e $2NL$ graus de liberdade para um nível de significância α .

Assim como no caso univariável, será obtida a relação dos valores críticos, $\widehat{\vartheta}_N(f_0)_{crit}$, em função de L para diferentes canais, N .

Reescrevendo a equação (15) segundo os sinais presentes em $y[k]$, representado na Figura 4, é possível obter a expressão (18).

$$\widehat{\vartheta}_N(f_o) = \frac{\sum_{j=1}^N \{ [R(f_o) + N_{Rj}(f_o)]^2 + N_{Ij}^2(f_o) \}}{\sum_{j=1}^N \left[\frac{1}{L} \sum_{j=0-\frac{L}{2}}^{0+\frac{L}{2}} |N_j(f_j)|^2 \right]}, j \neq 0 \quad (18)$$

Assim como no caso univariável, R , N_{Rj} e N_{Ij} representam a transformada de Fourier do PE $r[k]$, e da parte real e imaginária da atividade de fundo $n[k]$, respectivamente.

O denominador de (18) é caracterizado por uma distribuição χ_{2LN}^2 enquanto o numerador por uma distribuição qui-quadrado não-central, $\chi_v^2(\lambda)$, com v graus de liberdade e parâmetro de não-centralidade λ [27]. Onde o parâmetro de não-centralidade apresenta distribuição segundo (19).

$$\widehat{\vartheta}_N(f_o)|_{H1} \sim F'_{2L,2NL}(\lambda = 2 \cdot N \cdot SNR) \quad (19)$$

Onde $F'_{2L,2NL}(\lambda = 2 \cdot N \cdot SNR)$ refere-se a distribuição F não-central com $2L$ e $2NL$ graus de liberdade e parâmetro de não-centralidade ($\lambda = 2 \cdot N \cdot SNR$).

2.2 Simulação de Monte Carlo

Com a finalidade de estimar o desempenho do detector, foram realizadas simulações de Monte Carlo. O Método de Monte Carlo é utilizado quando não se conhece a distribuição do parâmetro de interesse, relativo ao sistema simulado, sendo baseado na utilização de números aleatórios e, a partir de tal distribuição, estimar a distribuição e característica do modelo [28]. Foi obtida a relação de probabilidade de detecção bem como limiares que

relacionam a relação de falso-positivo em função de L considerando uma população de 10000 sinais aleatórios com uma resposta quantitativa conhecida.

Para tanto, a população de sinais gerados, $y[k]$, foi utilizada segundo (20) [23].

$$y[n] = \frac{f_s}{f_e} \sqrt{\frac{\sigma_n^2 \text{SNR}}{L}} x[n] + n[n] \quad (20)$$

Onde f_s é a frequência de amostragem, f_e a frequência do trem de impulsos unitário $x[n]$, L é o número de pontos, SNR é a relação sinal-ruído do sinal em dB e σ_n^2 a variância do ruído $n[n]$.

Para o caso multivariável foram realizados testes de desempenho e levantamento de diagnósticos através de simulações de Monte Carlo para que fossem obtidas curvas de detecção bem como a relação de falso-positivo em função de N e L . Em avaliações de testes de diagnóstico é possível obter quatro (4) interpretações, sendo, o teste retorna resposta correta quando há presença de sinal (verdadeiro positivo), negativo na ausência de resposta (verdadeiro negativo), negativo na presença de resposta (falso negativo) e positivo na ausência de resposta (falso positivo) [29]. Os sinais gerados nas simulações referentes ao caso multivariável apresentaram as mesmas características que o caso univariável.

A probabilidade de detecção (PD) foi estimada a partir da razão entre o número de casos em que $\hat{\vartheta}(f_o)$ foi maior que o valor crítico, $\hat{\vartheta}(f_o)|_{H_0}$, em relação ao número total de casos (10000). Foi obtida ainda a taxa de detecção em função de N , ou seja, a porcentagem de casos em que $\hat{\vartheta}_N(f_o)$, nos harmônicos de $x[n]$, foi superior ao valor crítico associado.

2.3 Aquisição de Dados do EEG

A população amostral do banco de dados utilizado é caracterizada por 14 indivíduos normais com uma faixa etária de 9 a 17 anos (média de 13,2 anos e desvio-padrão 2,59 anos). Os sinais foram adquiridos a partir de um eletroencefalógrafo Nihon-Kohden (modelo EEG-5414K) e um conversor A/D de 16 bits (DAQpad-MIO-16XE-50, National Instruments). Os dados foram submetidos à filtragem passa-faixa (0,1 a 70Hz) e amostrados a uma taxa de 256Hz. A FEI foi aplicada nas frequências de 6 e 10Hz. A duração da FEI em cada frequência foi de aproximadamente 30 segundos seguida de período de mesma duração sem estimulação.

Os dados foram cedidos pelo Prof. Antônio Maurício Ferreira Leite Miranda de Sá (COPPE/UFRJ).

O padrão utilizado para coleta de sinais de EEG foi o sistema internacional 10-20 com 20 derivações. Na Figura 5 encontra-se representado o posicionamento ideal dos eletrodos no escalpo segundo o sistema internacional 10-20.

Foi aplicada ao banco de dados a técnica de detecção multivariável, fixando-se L em um patamar aceitável ($L = 6$), conforme estimado pela simulação de Monte Carlo, sendo obtida a taxa de detecção para diferentes combinações de canais do EEG na frequência de estimulação e em seus harmônicos. Entende-se por taxa de detecção o quociente entre a quantidade de sinais detectados sobre o total de sinais utilizados para estimação. Os canais utilizados para aplicação da técnica em função da quantidade de canais encontram-se representados na Tabela 1. Esperam-se respostas com maior intensidade a estímulos visuais na região occipital, justificando a escolha de tais canais.

Por fim, foi obtida a variação da taxa de detecção média em função do tamanho da janela temporal utilizada (tamanho do sinal utilizado para estimulação).

Tabela 1. Relação entre número de canais usados na detecção e as derivação do EEG

Canais Usados na Detecção								
N=1	O1							
N=2	O1	O2						
N=4	O1	O2	P3	P4				
N=6	O1	O2	P3	P4	C3	C4		
N=8	O1	O2	P3	P4	C3	C4	T5	T6

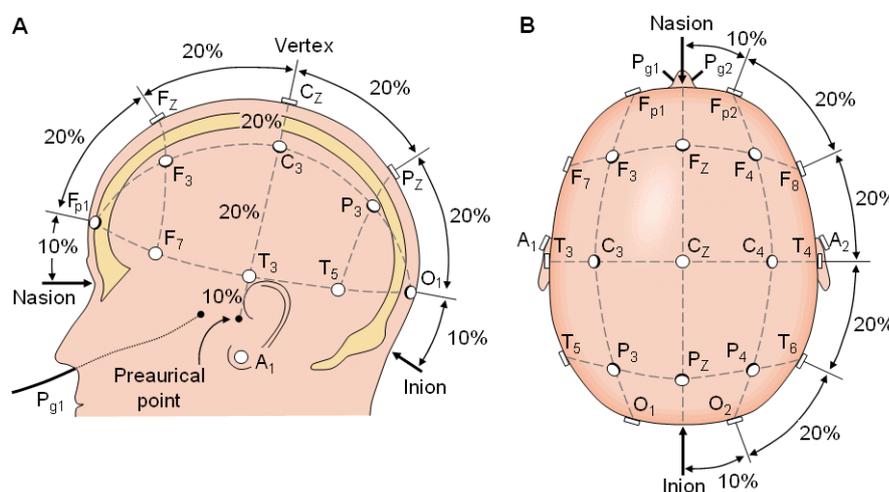


Figura 5. Posicionamento dos eletrodos no escalpo de acordo com o sistema internacional [30]

3 Resultados e Discussões

Os sinais gerados pela simulação de Monte Carlo foram caracterizados por f_s de 600Hz, f_e de 60Hz, 600 pontos (1s) e um nível de significância de 5%, conforme representado na Figura 6.

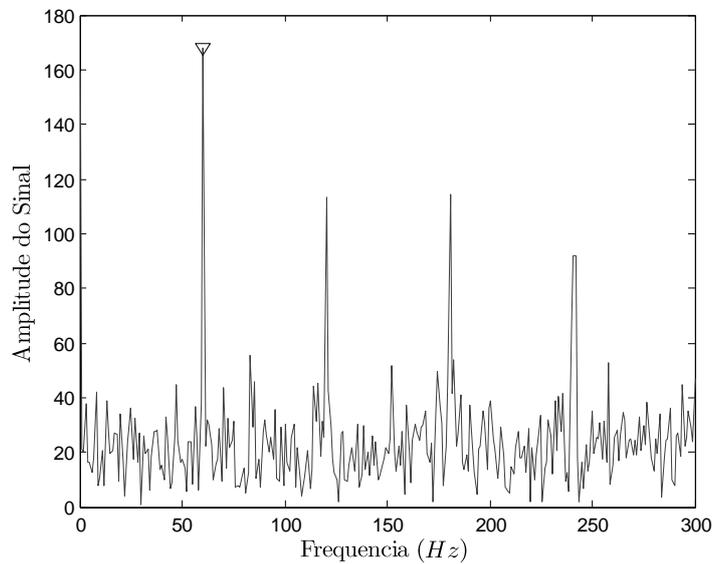


Figura 6. Sinal $y[n]$ caracterizado por $f_s = 600\text{Hz}$, $f_e = 60\text{Hz}$, $SNR = 15\text{dB}$ com indicação de detecção

3.1 Estudo do caso univariável

Inicialmente foi obtida a relação dos valores críticos, $\hat{\varphi}(f_0)|_{H_0}$, a partir da simulação de Monte Carlo, em função de L , bem como a mesma relação função do valor crítico teórico, $\hat{\varphi}_y(f_0)_{crit}$, conforme representado na Figura 7.

Através da simulação é possível observar que é adequado utilizar a simulação de Monte Carlo para obtenção dos valores críticos do detector uma vez que as curvas, teórica e simulada, se sobrepõem.

Na Figura 8 encontra-se representada a relação de probabilidade de detecção, PD , em função da SNR para a simulação de Monte Carlo, mantendo-se $L = 20$ conforme utilizado em bibliografias anteriores [31], bem como a curva teórica sobre hipótese alternativa, H_1 (14).

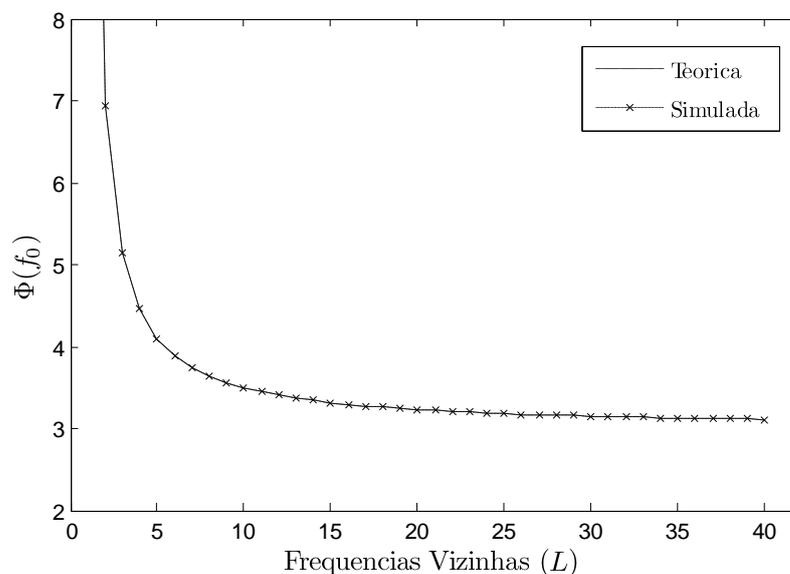


Figura 7. Valores críticos em função de L . Valores teóricos e simulados para um nível de significância de 5%

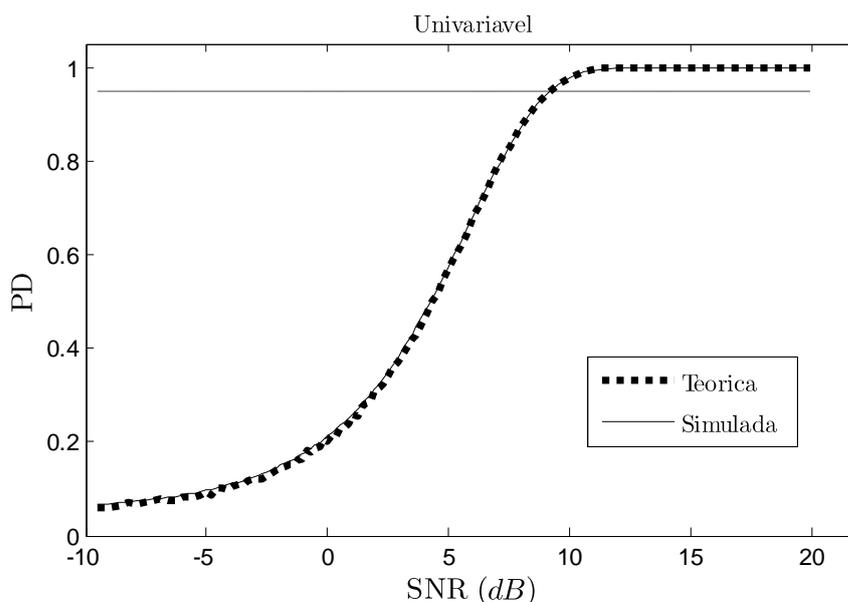


Figura 8. Probabilidade de Detecção em função da SNR – Simulação de Monte Carlo para 10000 iterações e curva Teórica para 5% de significância

Para uma baixa SNR a distribuição de densidade espectral das L componentes vizinhas à frequência esperada é alta, por conseguinte, o estimador $\hat{\Phi}(f_0)$ apresenta um módulo menor que o valor crítico $\hat{\Phi}(f_0)|_{H_0}$. Assim há ausência de resposta, portanto, a probabilidade de detecção para baixa SNR deve ser baixa.

Por outro lado, para uma alta SNR , a distribuição de densidade espectral na frequência de teste é alta quando comparada às componentes espectrais vizinhas, inferindo em um

estimador $\hat{\vartheta}(f_o)$ maior que o valor crítico $\hat{\vartheta}(f_o)|_{H_0}$, indicando detecção. Para que se obtenha uma PD de 95% a SNR estabelecida para o teste deve ser de 9,25dB.

Posteriormente foi obtida a relação de falso-positivo, FP , em função de L , conforme representado na Figura 9. Para a obtenção da taxa de FP foi gerado um sinal com característica ruidosa (ruído branco), sendo obtida a taxa de detecção de uma frequência previamente estabelecida.

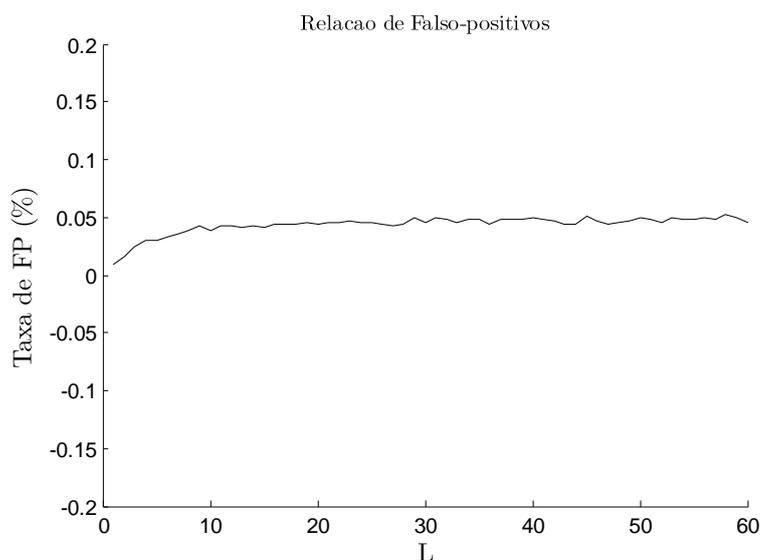


Figura 9. Relação de Falso-Positivo em função de L para um nível de significância de 5% para 10000 iterações

Conforme esperado, a relação de falso-positivo encontrada apresentou um patamar próximo ao nível de significância do teste, 5%. Fixando-se L em 20 foi obtida uma relação de FP de 4,5%. É evidente que um aumento da relação de frequências vizinhas utilizadas no teste diminui a variância do estimador.

3.2 Estudo do caso multivariável

Assim como no caso univariável, foi obtida a relação de valores críticos simulados, $\hat{\vartheta}(f_o)|_{H_0}$, em função de L para diferentes canais, N , conforme observado na Figura 10.

Os valores críticos tendem a se estabilizar a partir de determinado valor de L , ($L = 5$). Ainda, um aumento na quantidade de canais infere em reduzir os valores críticos, para uma mesma relação de L .

Na Figura 11 encontra-se representada a relação de PD em função da SNR bem como a curva sobre hipótese alternativa, H_1 (19), para o caso multivariável.

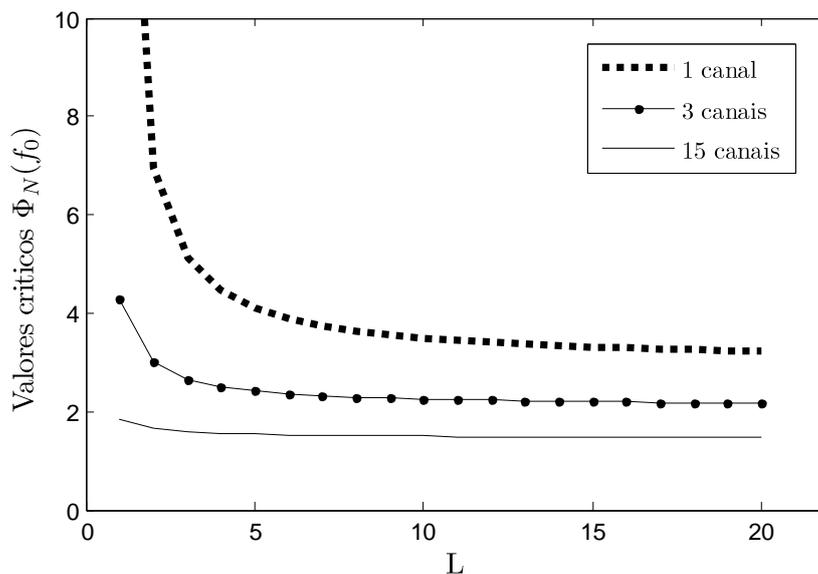


Figura 10. Valores críticos em função de L e N . Valores teóricos e simulados para um nível de significância de 5%

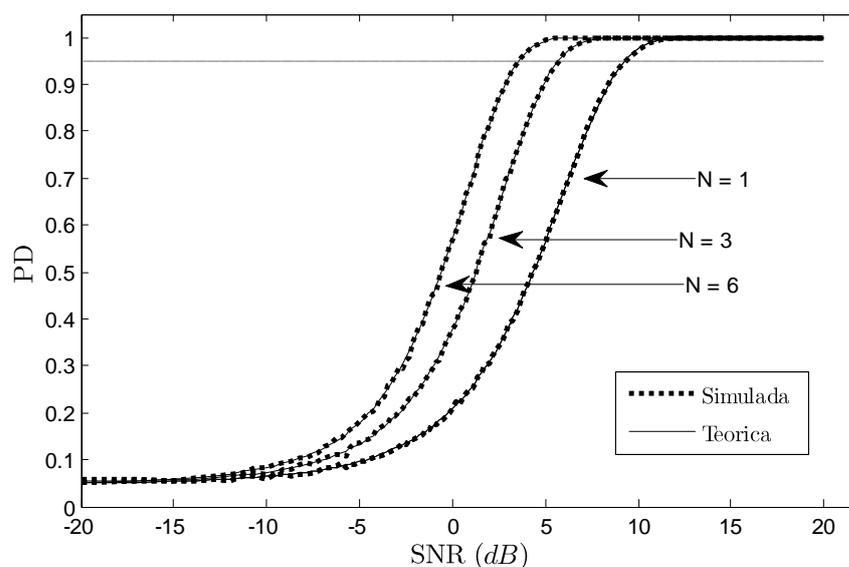


Figura 11. Probabilidade de Detecção em função da SNR – Simulação de Monte Carlo para 10000 iterações e curva Teórica para 5% de significância para o caso Multivariável

Considerando os resultados obtidos a partir da simulação de Monte Carlo, é possível observar que para se obter uma probabilidade de detecção de 95% deve ser delimitada uma SNR com um patamar mínimo de $9,25dB$, considerando a utilização de um (1) canal para estimação. Em contrapartida, para 6 canais, a SNR deve ser de $3,5dB$ para que seja obtida a mesma PD . Ou seja, um aumento em N implica necessariamente em melhores detecções para SNR menores. Tal aspecto pode ser evidenciado a partir do estimador definido por (15), comparando-o ao valor crítico (17). Um aumento sobre a quantidade de canais aumenta a

probabilidade de detecção, pois há diminuição sobre a distribuição de densidade espectral das L componentes espectrais adjacentes, aumentando o valor associado ao valor do teste em detrimento de uma redução sobre o valor crítico associado.

Entretanto é notório destacar que a relação de detecção apresenta saturação em determinado patamar, independente de incremento sobre a quantidade de canais.

Os resultados representados na Tabela 2 mostram que a relação de FP apresenta valores limitados em um nível de significância próximo de 5% independente de N .

Tabela 2. Relação de Falso-Positivo em função de L e N

	N = 1	N = 5	N = 8
L = 10	4,05%	4,15%	4,23%
L = 20	4,50%	4,81%	4,61%
L = 40	4,65%	4,85%	4,89%

É possível caracterizar uma superfície que relacione os parâmetros L e SNR com a PD . Sendo assim, foram obtidas superfícies que relacionam a PD variando-se a SNR entre -25 e $25dB$ bem como L entre 0 e 20, para N entre 1 e 8, conforme ilustrado na Figura 12.

A partir de cada superfície é possível obter mapas de contorno que caracterizam a PD em função dos parâmetros de simulação citados anteriormente, conforme representado na Figura 13.

Em relação aos mapas de contorno obtidos é possível identificar a probabilidade de detecção em função dos parâmetros de simulação, SNR e L . Nas Tabela 3 e Tabela 4 encontram-se representados as probabilidades de detecção para 1 e 8 canais, respectivamente.

Fixando-se $L = 20$, para uma SNR de $3dB$, a PD encontrada foi de 0,38 para $N = 1$. Mantendo-se a mesma relação de L e alterando-se N para 8, a PD foi de 0,97. A melhora na PD foi de 59%.

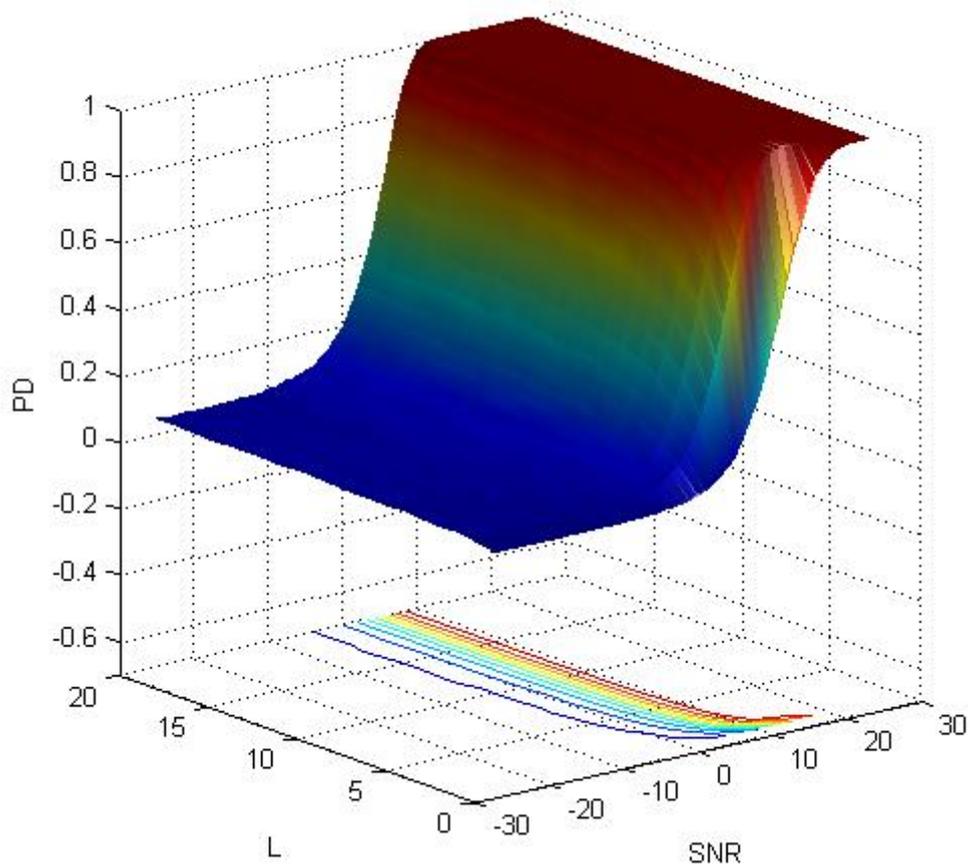


Figura 12. Superfície de detecção e mapas de contorno

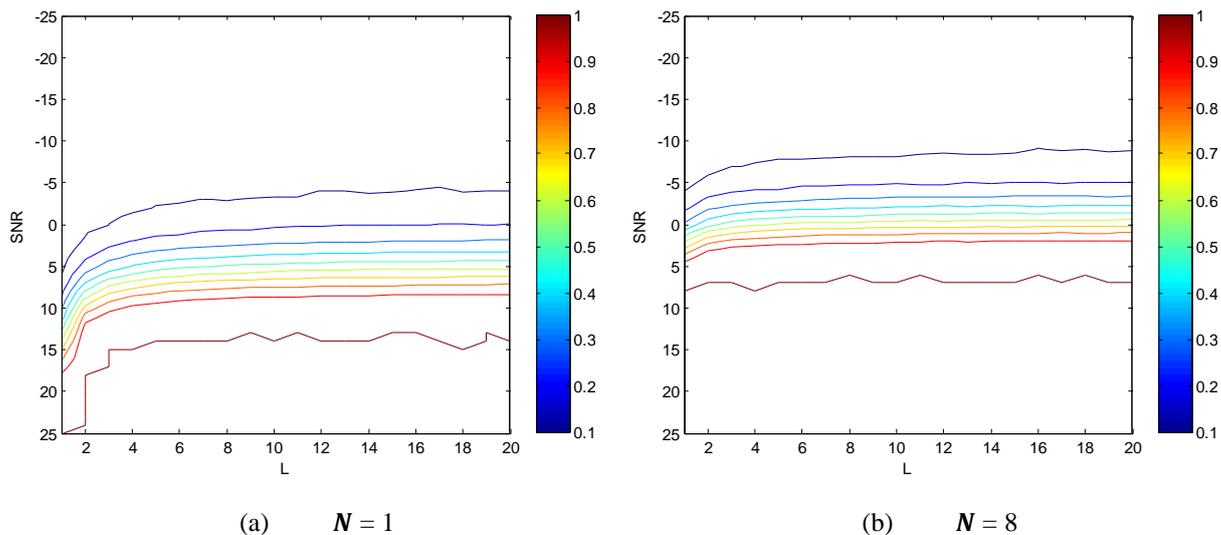


Figura 13. Mapas de contorno da probabilidade de detecção referente à Figura 12

Tabela 3. Probabilidade de detecção em função de SNR e L para $N = 1$

	10dB	6dB	3dB	0dB	-3dB	-5dB
L = 4	0,92	0,51	0,25	0,13	0,07	0,05
L = 8	0,96	0,61	0,33	0,17	0,09	0,07
L = 12	0,97	0,65	0,36	0,19	0,10	0,08
L = 20	0,98	0,67	0,38	0,20	0,12	0,09

Tabela 4. Probabilidade de detecção em função de SNR e L para $N = 8$

	10dB	6dB	3dB	0dB	-3dB	-5dB
L = 4	1,00	0,99	0,95	0,58	0,26	0,16
L = 8	1,00	1,00	0,96	0,64	0,31	0,18
L = 12	1,00	1,00	0,96	0,65	0,32	0,18
L = 20	1,00	1,00	0,97	0,67	0,33	0,20

Para uma baixa SNR , por exemplo -3 dB, a probabilidade de detecção encontrada foi de 0,12 para $N = 1$, enquanto que para $N = 8$ foi obtido uma probabilidade de detecção de 0,33, uma melhora de 21%. Ainda, para os mesmos parâmetros e mantendo-se a SNR em 0dB, a probabilidade de detecção foi de 0,20 para $N = 1$ e 0,67 para $N = 8$, sendo obtida uma melhora de 47%.

A partir dos dados simulados foi obtida a relação da taxa de detecção em função de N , na frequência fundamental e em seus harmônicos, conforme representado na Figura 14 para uma SNR de -3dB. Na Figura 15 encontra-se representado o espectro do sinal com os respectivos harmônicos, de forma que, as indicações representam detecção.

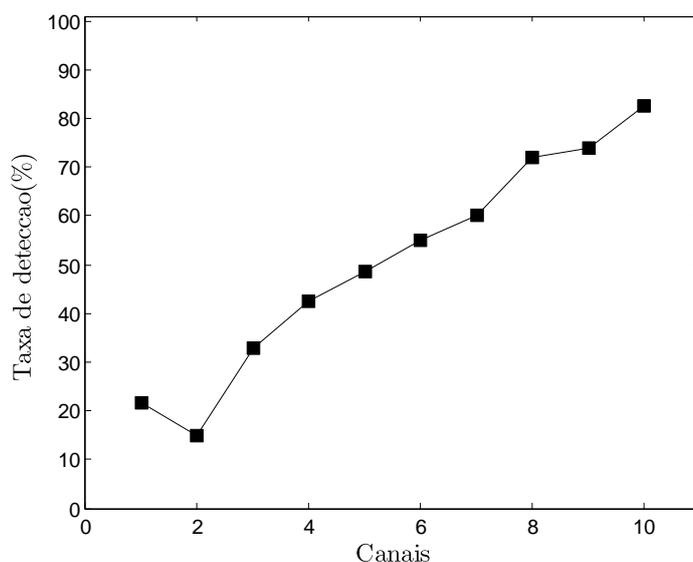


Figura 14. Taxa de detecção ou porcentagem de casos em que $\hat{\varphi}_N(f_o)$, nos harmônicos de $x[n]$, foi superior ao seu valor crítico associado

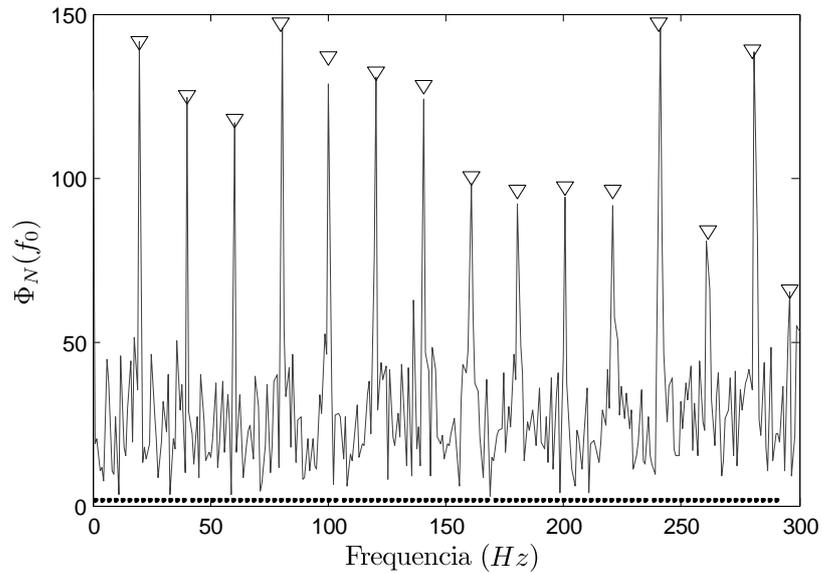


Figura 15. Representação de $y[f]$ na frequência de teste. Os demais picos representam os harmônicos. ($f_e = 20\text{Hz}$, $f_s = 600\text{Hz}$)

Conforme demonstrado anteriormente, para uma relação de FP próxima a 5%, a PD do teste multivariável apresenta valores significativamente melhores quando comparado ao caso univariável, apresentando uma melhora sobre a taxa de detecção quando se aumenta o número de canais utilizados na estimativa de $\hat{\Phi}_N(f_o)$.

3.3 Aplicação da técnica a sinais coletados de EEG

Inicialmente foi fixado L em seis (6), devido à frequência de estimulação, f_e , apresentar valor de 6Hz . Foi observada uma tendência de aumento da taxa de detecção em função do número de canais para a maioria dos casos. A Figura 16a representada caso em que houve detecção da frequência fundamental e dois harmônicos, enquanto que a Figura 16b, a frequência fundamental e quatro harmônicos de ordem superior. A Figura 17a ilustra um caso em que houve melhora de detecção. Entretanto, em alguns casos foram constatados comportamento oscilatório ou decaimento da taxa de detecção em função do número de canais, conforme representado na Figura 17b.

Para o banco de dados de 6Hz em 71,4% dos dados foi constatado melhora sobre a taxa de detecção quando comparado com a utilização de 2 ou mais canais para estimação em detrimento de 1, enquanto que comportamento oscilatório ou com decaimento foi observado em 28,6% dos casos. Para a FEI de 10Hz foi observado melhora em 64,3% dos indivíduos e padrão oscilatório ou com decaimento em 35,7%.

Com o objetivo de comparar o desempenho referente ao teste F multivariável foi obtida a taxa de detecção média sobre a população utilizada no estudo. Para tanto, o sinal inicial com 30s de estimulação e frequência de amostragem de 256Hz (7680 pontos) foi segmentado em janelas para análise posterior, conforme representado na Tabela 5.

Tabela 5. Tempo de estimulação utilizado

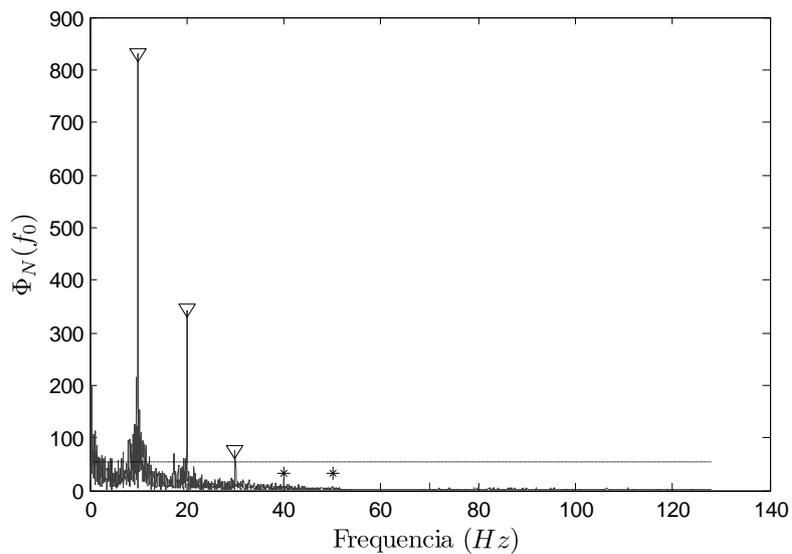
Tempo(s)	5	10	12	15
Quantidade de pontos	1280	2560	3072	3840

Foi observada melhora significativa sobre a taxa de detecção média em função de incremento sobre a quantidade de pontos utilizada. Na Tabela 6 encontra-se representada a taxa de detecção média para as quantidades de pontos utilizadas conforme a Tabela 5 fixando-se N em 4, referente à estimulação de 6e 10Hz.

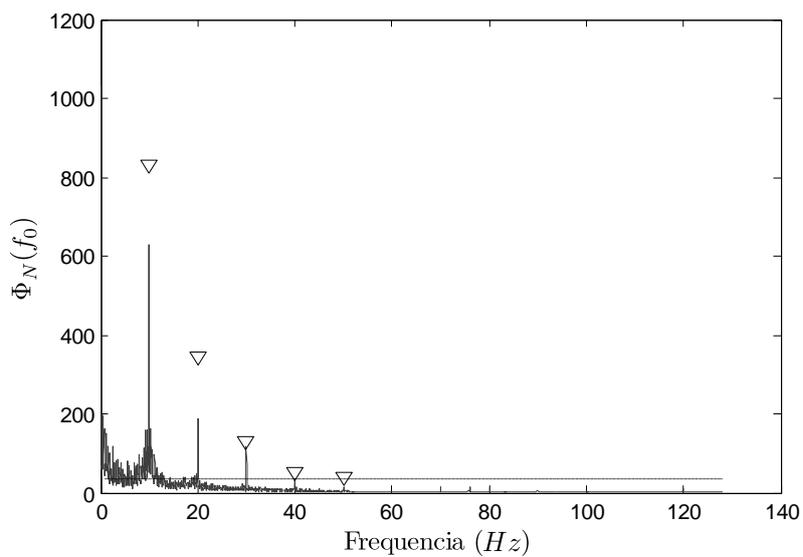
Nas Figura 18 e Figura 19 encontram-se representadas as respostas da taxa de detecção em função da quantidade de canais para 3840 pontos.

A significância estatística da mudança na relação de detecção em função da quantidade de canais foi avaliada pelo teste t de Student pareado, conforme utilizado em outros trabalhos [3]. O teste t de Student avalia se existem diferenças significativas entre performance e comportamento quando se tem um mesmo grupo de sujeitos testados em dois momentos distintos em que ocorre alguma alteração significativa [32]. Dessa forma, diferenças entre as estimativas foram consideradas estatisticamente significativas para um nível de 5% ($p < 0,05$).

Considerando os resultados obtidos para 3840 pontos (janela de 15s) foi observada uma melhora de 22,14% sobre a taxa de detecção média, considerando a utilização de 8 canais em detrimento da utilização de 1, para uma FEI de 6Hz, enquanto que para $N = 4$, foi observada uma melhora de 12,78%. Para uma FEI de 10Hz, considerando $N = 8$, a melhora foi de 25,70%, e para $N = 4$ foi 21,46%.

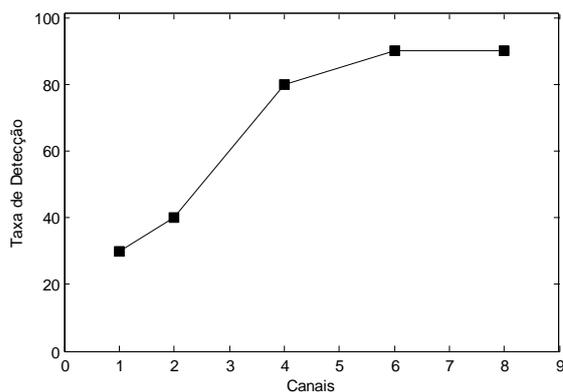


(a) Detecção em 10Hz, 20Hz e 30Hz

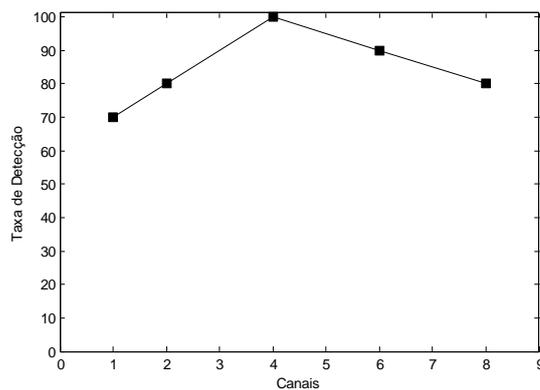


(b) Detecção em 10Hz, 20Hz, 30Hz, 40Hz e 50Hz

Figura 16. Relação de $\hat{\Phi}_N(f_0)$ em linha pontilhada para $N = 2$. Indicação de detecção na frequência de teste e nos harmônicos. Asteriscos indicam não-detecção



(a) Caso de melhora na taxa de detecção para indivíduo sujeito à FEI de 6Hz e $L = 6$



(b) Caso de em que não há alteração sobre a taxa de detecção para indivíduos sujeitos à FEI de 6Hz e $L = 6$

Figura 17. Taxa de Detecção em função de N

Tabela 6. Taxa de detecção em função da quantidade de pontos para $N = 4$

Quantidade de pontos	1280	2560	3072	3840
Taxa de detecção (%) (6 Hz)	66,43	72,86	77,86	79,28
Taxa de detecção (%) (10 Hz)	56,43	70,00	75,00	82,86

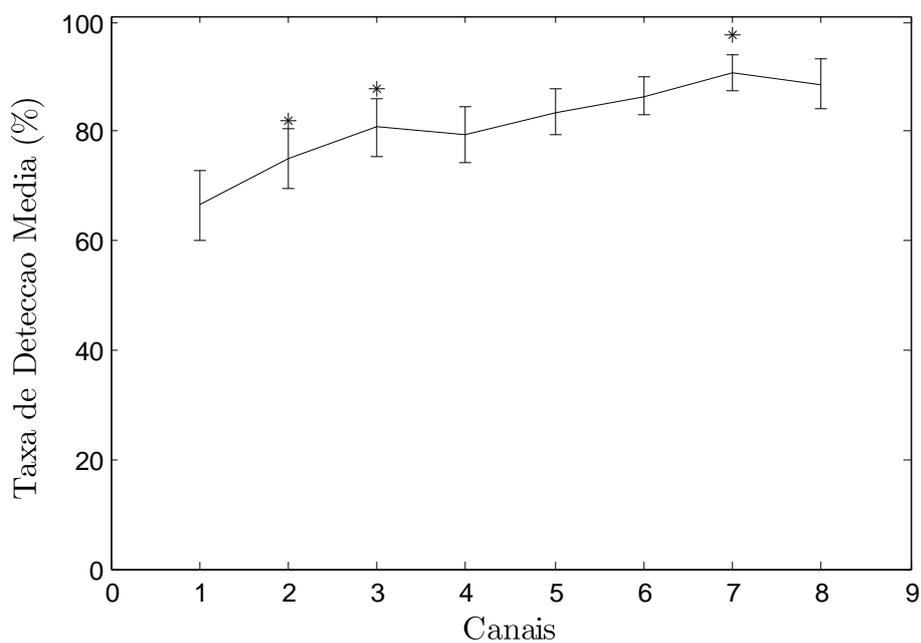


Figura 18. Taxa de detecção média em função do número de sinais utilizados. Erro padrão que é o desvio padrão dividido pela raiz do número de indivíduos, também representada, para FEI de 6Hz. O asterisco indica situação que houve diferença ($p < 0,05$) entre a relação de canais utilizados

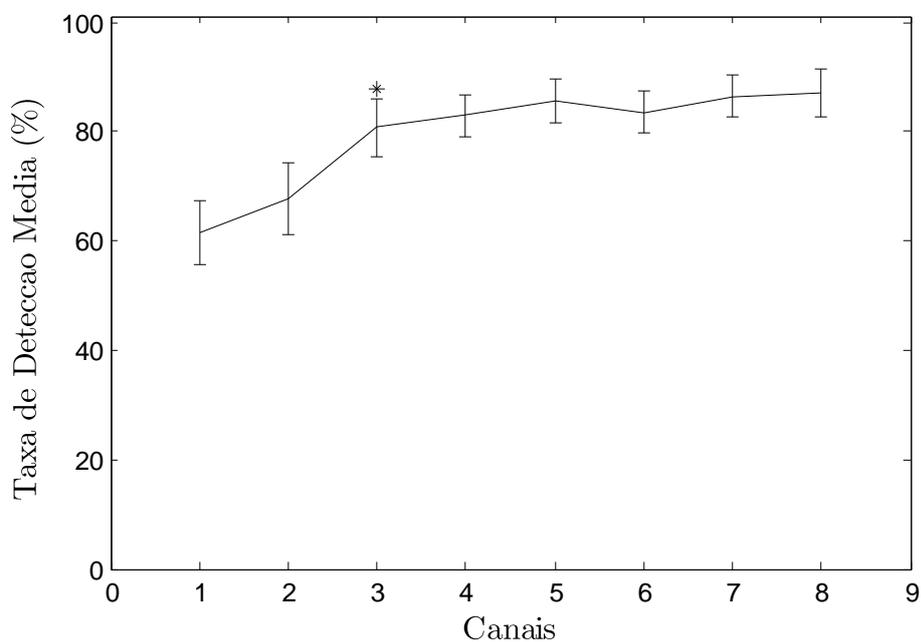


Figura 19. Taxa de detecção média em função do número de sinais utilizados. Erro padrão que é o desvio padrão dividido pela raiz do número de indivíduos, também representada, para FEI de 10Hz. O asterisco indica situação que houve diferença ($p < 0,05$) entre a relação de canais utilizados

3.4 Discussão dos Resultados

A partir dos resultados obtidos, foi observado que, para uma relação de FP próxima de 5%, a PD do teste multivariável apresenta valores significativamente melhores quando comparado ao caso univariável.

Considerando aspectos de desempenho obtidos em função da simulação de Monte Carlo, o detector apresentou resultados satisfatórios, possibilitando uma melhoria significativa para $N \geq 3$. Foram obtidas melhoras percentuais sobre a probabilidade de detecção de 21% para uma SNR de $-3dB$, 47%, para SNR de $0dB$ e 59% para $3dB$, quando aumentada a relação de canais de $N = 1$ para $N = 8$, considerando dados simulados.

O nível de significância obtido para o detector multivariável apresentou índice próximo de 5%, independente de N . Esse resultado expressa confiabilidade em relação aos resultados obtidos para o caso multivariável.

Como regra geral, dada uma SNR fixa, pode-se melhorar a taxa de detecção aumentando a relação de canais utilizados na estimação de $\hat{\vartheta}_N(f_0)$. Dessa forma, pequenos acréscimos na SNR do próximo sinal a ser utilizado na estimação acarreta melhoras significativas na detecção. Tal aspecto pode ser evidenciado na Figura 8 e Figura 11, bem como na representação por mapas de contorno.

É notório destacar que simulações de Monte Carlo apresentam limitações quanto ao erro contido sobre os sinais gerados. As saídas são estimadas, de forma que, a exatidão de tal modelo depende do número de execuções e de pontos utilizados na simulação.

Em relação à aplicação da técnica multivariável a sinais de EEG, foi observado melhora significativa sobre a taxa de detecção em uma parcela considerável do campo amostral. Para o caso da FEI de $6Hz$ foi observado melhora em 71,4% dos casos enquanto que em relação à FEI de $10Hz$, 64,3%.

Em determinadas aplicações é necessário reduzir o tempo de diagnóstico como em exames que utilizam FEI ou mesmo exames audiométricos. Neste sentido, o teste F espectral permite um acesso rápido às respostas estimuladas devido ao aumento do número de sinais utilizados para estimação, além de caracterizar-se como uma ferramenta de simples

implementação e baixo custo computacional, apresentando-se como uma técnica com alta aplicabilidade e relevância.

Foi observado que aumentando-se a quantidade de pontos utilizados para estimação (tempo de diagnóstico) há acréscimos consideráveis sobre a taxa de detecção média. Neste aspecto, uma janela ideal para utilização da técnica seria de 12s a 15s, considerando aspectos de confiabilidade dos resultados e comodidade sobre a aplicação do exame.

Entretanto, cabe salientar que o desempenho de técnicas de detecção multivariadas está diretamente relacionado à relação sinal-ruído, para tanto, a escolha de canais com alta *SNR* trata-se de um fator determinante para a obtenção de uma boa relação de detecção [33].

Outro fator imprescindível trata-se da importância em delimitar a quantidade mínima de canais utilizados, com o intuito de minimizar quedas de desempenho e facilitar a aplicabilidade do exame. Considerando a Figura 18 e Figura 19, é possível observar que para $N = 3$ não há melhoras significativas sobre a taxa de detecção média.

4 Conclusões

O trabalho desenvolvido teve como cerne apresentar de forma comparativa o método tradicional de detecção pelo teste F univariável em relação ao detector baseado no teste F multivariável.

O estudo demonstrou que a relação de detecção de sinais em meios ruidosos pode ser melhorada de forma considerável a partir do teste F multivariável. A aplicação da técnica desenvolvida em exame referente à EEG forneceu melhoras significativas sobre a taxa de detecção média, 22,14% para uma FEI de 6 Hz e 25,70% para uma FEI de 10 Hz, para uma janela de 15s, demonstrando a eficiência e aplicabilidade da mesma.

É notório destacar que uma escolha adequada dos canais utilizados na estimação do teste deve ser ponderada estimando-se a *SNR* referente ao canal utilizado. Tal fator reflete de forma direta sobre os resultados obtidos.

Foi observada a aplicabilidade do teste F multivariável, sendo obtidos resultados significativos, sendo aplicada a técnica em janelas de 12 e 15s, de forma que, foram obtidas taxas de detecção média satisfatórias (para janelas de 15s: 79,28% e 82,86% para 6 e 10Hz, respectivamente), delimitando-se a quantidade mínima de canais utilizados na estimação em $N = 3$.

Como sugestão de trabalhos futuros poderia ser desenvolvido um sistema de Interface Cérebro-Computador (ICC) com o objetivo de aprimorar a técnica desenvolvida e aplicá-la em algoritmos de classificação/detecção de respostas baseadas em sistemas de audição seletiva, assim como aplicar a técnica em exames audiométricos, com objetivo de possibilitar as limitações referentes ao modelo adotado.

Referências Bibliográficas

- [1] LOUF, V. et al. Simulation of Airborne Radar Observations of Precipitating Systems at Various Frequency Bands. IEEE Transactions on geosciences and remote sensing, v. 52, n. 3, 2014.
- [2] BURDIC, W. S. Underwater Acoustic System Analysis. Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1984.
- [3] FELIX, L. B. Detecção Objetiva de Respostas Multivariável aplicada ao Eletroencefalograma e a Potenciais Evocados. Dissertação de Mestrado. UFMG, Belo Horizonte: 2004.
- [4] WILLISKY, A. S.; JONES, H. L. Detection and Estimation of Jumps in Linear Systems. IEEE Trans. Automat. Contr., v. 21, p. 108-112, 1976.
- [5] JUSTICE, J. H. "Array Processing in Exploration Seismology", in Array Signal Processing. [S.l.]: Prentice-Hall, Englewood Cliffs, NJ., 1985.
- [6] HAYKIN, S. Sistemas de comunicação: analógicos e digitais. 4. ed. Porto Alegre: Bookman. ISBN 85-7307-936-3., 2004. Trad. José Carlos Barbosa dos Santos.
- [7] ANALOG Dialogue, 2010. Disponível em: <<http://www.analog.com>>. Acesso em: 06 jun. 2014.
- [8] POLITOFF A, M. N. H. P. S. R. Decreased alpha bandwidth responsiveness to photic driving in Alzheimer's disease., 1992. EEG Clin Neurophysiol;82:45-52.
- [9] NIEDERMEYER, E. The normal EEG of the waking adult. Electroencephalography – Basic principles, Clinical Applications and Related Fields, v. cap. 9, 1998.
- [10] KUGLER, M. Uma contribuição ao desenvolvimento de interfaces cérebro-computador utilizando potenciais visualmente evocados. CEFET-PR: Tese de Mestrado, 2003.
- [11] MATOS, P. M. P. G. D. WikiPETia Médica. Funções do córtex cerebral e diagnóstico cerebral regional., 2011. Disponível em: <http://www.digimed.ufc.br/wiki/index.php/Funções_do_córtex_cerebral_e_diagnóstico_cerebral_regional>. Acesso em: 05 Março 2014.
- [12] SOBOTTA, J. Atlas de anatomia humana. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, v.1. il. ISBN 85-277-0620-2., 2000.
- [13] NICOLAU, P. F. O Eletroencefalograma. Psiquiatria Geral, 2013. Disponível em: <<http://www.psiquiatriageral.com.br/laboratorio/eletroencefalograma.htm>>. Acesso em: 05 Abril 2014.
- [14] SÁ, A. M. F. L. M. D. Técnicas para Análise do EEG durante Fotoestimulação Intermitente. Tese de doutorado, COPPE/UFRJ: 2000.
- [15] CHIAPPA, K. Evoked potentials in clinical medicine. Lippincott-Raven, 1997, ISBN 9780397516599.
- [16] REGAN, D. Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic Fields in Science and Medicine. Amsterdam: Elsevier, 1989.
- [17] 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, ASA., v. 100, n. 4, p. 2236-2246, 1996.
- [18] ZANOTELLI, T. Técnicas Multivariadas para Detecção das Respostas Auditivas em Regime Permanente. Dissertação de Mestrado, UFMG, Belo Horizonte. : 2011.
- [19] LINS, O. G. Audiometria Fisiológica Tonal utilizando Respostas de Estado estável Auditivas do tronco Cerebral. Dissertação de Doutorado. Universidade Federal de São Paulo, Escola Paulista de Medicina, São Paulo: 2002.
- [20] AGUIRRE, L. A. Introdução à Identificação de Sistemas: Técnicas Lineares e Não-Lineares Aplicadas a Sistemas Reais. 3. ed. Editora UFMG. ISBN: 9788570415844, 2007.
- [21] NICACIO, L. R. Investigação da atenção seletiva auditiva para interface cérebro-computador usando magnitude quadrática de coerência.. Trabalho de conclusão de curso - UFV. 2011.
- [22] OPPENHEIM, A. V. Sinais e Sistemas. 2. ed. são Paulo : Pearson Prentice Hall. ISBN 978-85-7605-504-4, 2010.
- [23] SÁ, A. M. F. M. D. E. A. Coherence between one random and one periodic signal for measuring the strength of responses in the electro-encefalogram during sensory stimulation.. Med & Bio. Eng. Comput., v. 40, p. 99-104, 2002.
- [24] PICTON, T. W. et al. Human auditory steady-state responses. Int J Audiol., v. 42, p. 177-219, 2003.
- [25] ZUREK, P. M. Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. Ear and Hearing, v. 13, n. 5, p. 307-310, 1992.
- [26] KAY, M. Fundamentals of Statistical Signal Processing: Detection Theory. 2. ed.: New Jersey: Prentice-Hall. Prentice Hall Signal Processing Series, v. 2, 1998.

- [27] SÁ, A. M. F. M. D. E. A. Assessing Time and Phase-Locked Changes in the EEG during Sensory Stimulation by Means of Spectral Techniques. IFMBE Proceedings 25/IV, p. 2136-2139, 2009.
- [28] UFPE, C. D. I.-. CIn - Centro de Informática - UFPE, 2001. Disponível em: <<http://www.cin.ufpe.br/~rmcrs/ESAP/arquivos/MetodosMonteCarlo.pdf>>. Acesso em: 05 mar. 2014.
- [29] UFG, I. -M. T. E. S. P.-. Avaliação de testes diagnósticos. IPTSP - Medicina Tropical e Saúde Pública - UFG, 2007. Disponível em: <http://posstrictosensu.iptsp.ufg.br/uploads/59/original_Modulo2-Avaliacaodetestesdiagnosticos.pdf>. Acesso em: 05 mar. 2014.
- [30] PORTAL, B. Bioelectromagnetism Portal, 2008. Disponível em: <<http://www.bem.fi/>>. Acesso em: 05 Março 2014.
- [31] ABDO, F. I.; SANTOS, T.; TIERRA-CRIOLLO, C. J. Parameters to Monitor Multiple Auditory Steady- State Responses: Spectral F Test. Conference proceedings: 3rd ISSNPI biosignals and biorobotic conference, IEEE Engineering, Manaus, Brasil, 2012.
- [32] BITTENCOURT, H. R. Bioestatística. PUC-RS. [S.l.]. 2009.
- [33] MELGES, D. B.; L., M. D. S. A. M. F.; C., I. A. F. Multiple Coherence vs Multiple Component Synchrony Measure for somatosensory evoked response detection. 32nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society., Buenos Aires, Argentina., 2010.
- [34] SÁ A. M. F. MIRANDA DE ET AL. (2006). 64(2-A):228-232, S. P. Spectral F-Test Power Evaluations in the EEG during intermittent Photic Stimulation. Arq. Neuro-Psiquiatr., São Paulo, v. 64, p. 228-232, 2006.
- [35] ONLINE., T. D. S. TECNOLOGIAS da Saúde Online. TECNOLOGIAS da Saúde Online, 2012. Disponível em: <<http://www.tdonline.org/viewtopic.php?f=27&t=3582>>. Acesso em: 17 Janeiro 2014.
- [36] MANSOR, W. . R. M. S. A. . W. N. Integrating Neural Signal and Embedded System for Controlling Small Motor. Universiti Teknologi Mara. Malaysia. 2011.
- [37] GARCIA, A. P. Aplicação de técnicas estocásticas para a detecção quantitativa do EEG coletado durante estimulação. Trabalho de Conclusão de Curso. Engenharia Elétrica. UFV. Viçosa. 2011.

Apêndice A – Exemplos de Casos

Em anexo encontra-se representado alguns exemplos de caso, referente à aplicação da técnica multivariável, na frequência de estimulação ($f_e = 6 \text{ Hz}$ e $f_e = 10 \text{ Hz}$) bem como em determinados harmônicos.

Tabela 7. Valores do detector e valores críticos associados na frequência de teste e em seus harmônicos – Exemplos de casos

Arquivo	f_e (Hz)	N	$\hat{\theta}_N(f_o)$	$\hat{\theta}_N(f_0)_{crit}$
<i>Bi_f10.mat</i>	10	1	32,13	3,88
		2	32,92	2,77
		3	25,83	2,36
		4	23,45	2,14
		5	22,79	1,99
		6	21,75	1,89
		7	22,42	1,81
		8	22,73	1,75
<i>FA_F10.mat</i>	10	1	53,66	3,88
		2	58,12	2,77
		3	49,81	2,36
		4	44,68	2,14
		5	40,06	1,99
		6	36,18	1,89
		7	36,57	1,81
		8	36,22	1,75

Arquivo	f_e (Hz)	N	$\widehat{\vartheta}_N(f_o)$	$\widehat{\vartheta}_N(f_0)_{crit}$
<i>Ju_f10.mat</i>	10	1	23,95	3,88
		2	20,19	2,77
		3	12,37	2,36
		4	8,03	2,14
		5	6,46	1,99
		6	3,90	1,89
		7	3,86	1,81
		8	3,83	1,75

Arquivo	f_e (Hz)	N	$\widehat{\vartheta}_N(f_o)$	$\widehat{\vartheta}_N(f_0)_{crit}$
<i>Bi_f6.mat</i>	6	1	33,98	3,88
		2	39,31	2,77
		3	34,18	2,36
		4	31,23	2,14
		5	30,18	1,99
		6	28,60	1,89
		7	25,89	1,81
		8	26,25	1,75

Arquivo	f_e (Hz)	N	$\widehat{\vartheta}_N(f_o)$	$\widehat{\vartheta}_N(f_0)_{crit}$
<i>FA_F6.mat</i>	6	1	96,95	3,88
		2	95,49	2,77
		3	54,55	2,36
		4	41,86	2,14
		5	36,57	1,99

		6	30,37	1,89
		7	29,97	1,81
		8	31,26	1,75
Arquivo	f_e (Hz)	N	$\hat{\theta}_N(f_o)$	$\hat{\theta}_N(f_0)_{crit}$
<i>SV_F10.mat</i>	50	1	5,07	3,88
		2	2,52	2,77
		3	1,93	2,36
		4	1,47	2,14
		5	1,46	1,99
		6	1,36	1,89
		7	1,48	1,81
		8	1,15	1,75