

13022025 – sinaleeg.m

Patrícia Nogueira Vaz

**ANÁLISE DE ESTRATÉGIAS DE TESTES SEQUENCIAIS E DE MÉTODOS DE
DESCORRELAÇÃO DO EEG MULTICANAL NA DETECÇÃO AUTOMÁTICA DE
RESPOSTA AUDITIVA**

Os métodos tem algumas similaridades.

Estratégia	$M_{MÍN}$	M_{STEP}	NDC	ORD	Correção VC	Parada antecipada
Stürzebecher et al. (2005)	10	unitário	unitário	Rayleigh	sim	não
Cebulla et al. (2006)	10	unitário	unitário	q -sample	sim	não
3.2.1.9. NOVA ESTRATÉGIA COM VALORES CRÍTICOS DE <u>NÃO DETECÇÃO</u> (Vaz et al., 2023)						
Cebulla et al. (2015) modificada	20	10-8-9	unitário	q -sample	sim	não
Antunes et al. (2019)	30	unitário	unitário	MSC	sim	não
Vaz et al. (2023)	30	unitário	unitário	MSC	sim	sim
Zanotelli et al. (2020)	tabulado	otimizado	otimizado	MSC	não	não
Bazoni et al. (2021)	tabulado	otimizado	otimizado	MSC	sim	não

Principal contribuição de (Vaz, 2023)

3.2.1.9. *NOVA ESTRATÉGIA COM VALORES CRÍTICOS DE NÃO DETECÇÃO* (Vaz et al., 2023)

Para determinar os valores críticos de não detecção, foram gerados 1 milhão de conjuntos de sinais, divididos em 240 janelas, com a SNR obtida por meio do procedimento de interpolação. Em seguida, o MSC foi aplicado nos conjuntos de sinais, janela por janela. Foi observado que algumas das curvas de MSC se encontravam abaixo do valor crítico de detecção na janela em análise e nas janelas subsequentes. A partir dos valores das curvas de MSC selecionados na janela em análise, o valor crítico de não detecção é determinado utilizando o percentil de 5% desses valores de MSC. Ao repetir este procedimento para todas as janelas,

file:///C:/PPGEE/Assessing%20CGST%20on%20ASSR/clean_code/assr-ord/garbage_in/seq_test/seq%20tests%20and%20decorr%20MORD%20for%20ASSR.pdf#page=35.27

Pag 56

M_{STEP} . Os conjuntos de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} foram obtidos a partir da equação (3.4) (Zanotelli et al. 2020).

$$M_{MIN} + n \cdot M_{STEP} = M_{MAX}, \quad (3.4)$$

n representa um número inteiro de vezes que o testado detector Rayleigh, q-sample e MSC é aplicado

obtem-se a curva de valores críticos de não detecção, a partir da qual o MSC pode ser aplicado (conferir Figura 3.1).

Durante a coleta do EEG, o valor do MSC é calculado janela por janela e, após atingir o M_{MIN} – faixa marrom da Figura 3.1, a curva do MSC é testada para determinar se está acima da curva dos valores críticos de detecção – curva em verde (encerrando o exame devido à detecção do ASSR) ou abaixo da curva dos valores críticos de não detecção – curva em vermelho (encerrando o exame pela “ausência” de ASSR). A Figura 3.1 ilustra um caso em que há detecção do ASSR usando o MSC. Caso a curva da MSC – curva azul, se deslocasse abaixo da curva de valores críticos de não detecção – curva vermelha, o teste se encerraria alegando uma não detecção.

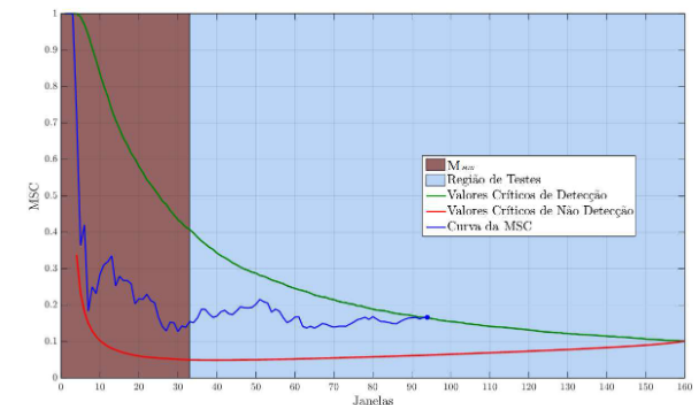


Figura 3.1 - Valores do MSC em função do número de janelas onde foram aplicados ambos os critérios, ou seja, detecção e não detecção. As linhas vermelha e verde representam os valores críticos de detecção e não detecção, respectivamente. A linha azul é um exemplo de aplicação do detector. O teste começa ao ultrapassar a área marrom, que representa o M_{MIN} escolhido. Após o início do teste, se a linha azul atinge a linha vermelha (inferior), o teste é encerrado assumindo a não detecção; se a linha azul atinge a linha verde (superior), o teste é encerrado assumindo a detecção, como mostrado acima (modificado Antunes 2018).

(Bazoni,2021) usa Monte Carlo para calcular limiar melhor para FP do NDC de MSC

Sociedade Brasileira de Automática (SBA)
XV Simpósio Brasileiro de Automação Inteligente - SBAI 2021, 17 a 20 de outubro de 2021

Ajuste do Nível de Significância Associado ao Número de Detecções Consecutivas Aplicada a Detecção de Respostas Auditivas em Regime Permanente

H. Bazoni* T. Zanotelli* A. Floriano* T.R. Botelho* C. L. S. Tavares*
L. B. Felix**

Abstract: The strategy for sequential tests is an option to identify the Auditory Steady-State Responses (ASSRs) faster when compared to the single test. However, the repetitive application of objective response detectors (ORD) increases the probability of detecting a response when it does not exist, i.e., false positive (FP). A solution to this increase in FP is to define the response as present when it reaches a predetermined number of consecutive detections (NDC). However, the NDC can lead to a more conservative exam, which can lead to loss of detection rates. In this work, a method for adjusting the significance level associated with the NDC was proposed, with the objective of maintaining the FP rate of the exam equal to the desired significance level. The proposed method was applied to the EEG signal set composed of 11 volunteers for intensities of 50, 40 and 30 dB SPL. The results demonstrate that the proposed adjustment kept the FP rate of the exam around the desired significance level of 5%. In addition, it obtained a percentage increase in detection rates of 9.68%, 21.23% and 33.20% for the intensities of 50, 40 and 30 dB SPL respectively, as well as a reduction in the examination time when compared to the strategy without the proposed adjustment.

2.3 Obtenção do NDC ótimo

Para obtenção do NDC ótimo foi utilizado o método proposto em Zanotelli et al. (2020), em que a determinação do NDC é baseado no cálculo da taxa de FP na condição da (H_0). Foram gerados 100.000 sinais gaussianos com média zero e variância unitária com o tamanho (M_{MAX}) igual ao sinal de EEG analisada (Seção 2.5), representando a condição de ausência de resposta. A este conjunto de sinais simulado foi aplicado a estratégia para testes sequenciais baseado no NDC (conforme descrito na seção 2.2), para um conjunto de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} determinados *a priori*. Para cada comparação da MSC, foi utilizado o valor crítico obtido a partir da Equação 2 com o

Para avaliar os resultados da aplicação do NDC com o ajuste do nível de significância aos sinais de EEG foram estimadas as taxas de detecção, taxas de FP e o tempo médio de exame. A taxa de detecção foi calculada como o número de detecções obtidas nas frequências de modulação (ND) pelo número total de detecções possíveis (NT) (11 voluntários x 8 frequências de modulação = 88):

$$Taxa\ de\ detecção = \frac{ND}{NT} \quad (4)$$

A taxa de FP foi calculada como a razão entre o número de detecções obtidas analisando as frequências em que não era esperado obter resposta, i.e. os bins vizinhos (foram excluídas as frequências de modulação), pelo número total de frequências analisadas, 90 frequências em uma faixa de 2 a 100 Hz (8 voluntários x 90 frequências = 720). O tempo médio de exame foi calculado como a média do tempo necessário para que uns dos critério de parada seja satisfeito (presença ou ausência de resposta).

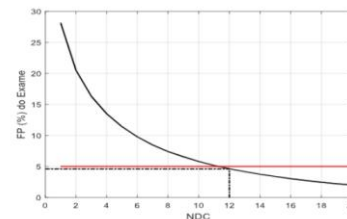
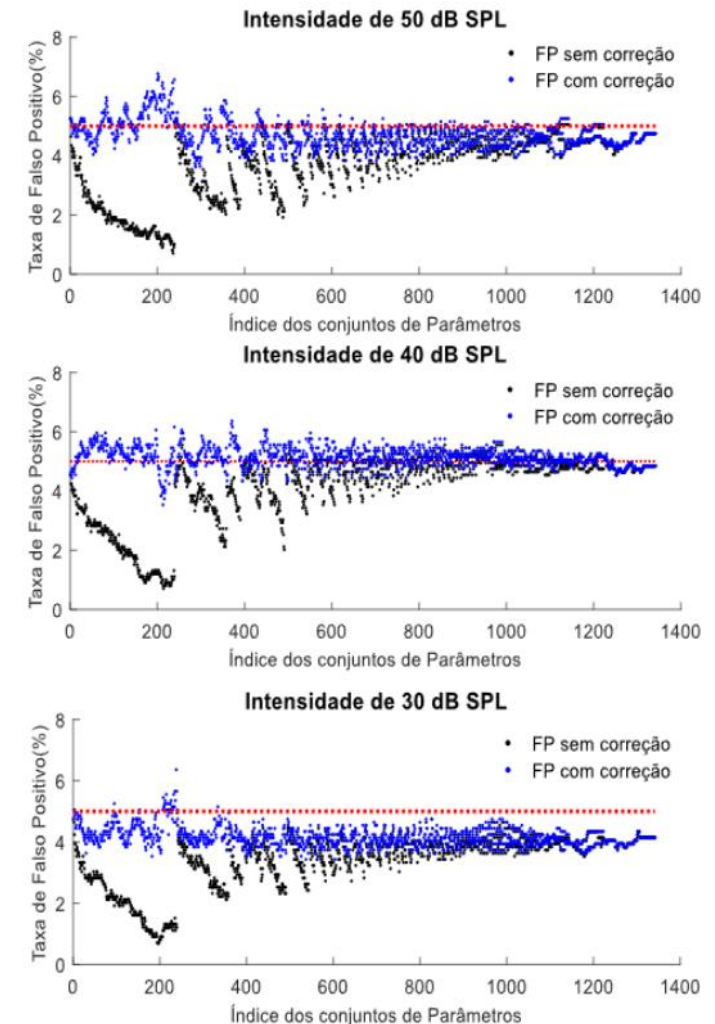


Figura 1: Taxa de FP em função do NDC para a MSC. A linha vermelha horizontal representa a taxa de FP desejado. A linha pontilhada vertical mostra o NDC ótimo. Devido a condição do NDC ser um valor inteiro, o NDC ótimo foi igual a 12. A linha pontilhada horizontal representa a taxa de FP para o NDC ótimo.

Primeiro, o método obtém o valor de NDC ótimo, conforme descrito na Seção 2.3, para um conjunto de parâmetros M_{MIN} e M_{STEP} .

Segundo, a partir de algoritmo de otimização baseado no gradiente descendente é realizado o ajuste de α a cada iteração, com o objetivo de reduzir a função de custo. Sendo a função de custo igual ao erro quadrático médio entre o FP desejado e o FP do exame obtido a partir da simulação de Monte Carlo (mesmo parâmetros descritos na Seção 2.3) utilizando o NDC ótimo e α . Graficamente, o método proposto busca sobrepor as retas de FP do exame e FP desejado apresentadas na Figura 1, obtendo o nível de significância mais próximo do desejado.



Preproces. (Vaz, 2023) e (Bazoni, 2021)

PRÉ-PROCESSAMENTO

Após a coleta dos sinais EEG de forma *offline*, foi aplicada uma estratégia de rejeição de artefatos em cada janela. Janelas contendo sinais com amplitude acima do limiar de 200 μV foram deletadas. Em seguida, os sinais foram submetidos a um filtro passa-faixa digital *Butterworth* de oitava ordem, com frequência de corte de 1 Hz acima e abaixo da frequência de modulação ([Antunes and Felix 2019](#)).

Para evitar vazamento espectral, um número inteiro de ciclos da frequência de modulação foi obtido em cada janela de análise, ajustando a frequência de modulação do estímulo durante a aplicação da transformada discreta de Fourier (DFT, do inglês *Discrete Fourier Transform*) ([Xi and Chicharo 1996](#)). Essa técnica, conhecida como amostragem coerente, tem sido amplamente utilizada por vários autores ([Dimitrijevic et al. 2002](#); [Picton et al. 2003](#); [Miranda De Sá, Felix, and Infantosi 2004](#)). Com objetivo de atenuar o espalhamento espectral, as

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 *Magnitude quadrática da Coerência (MSC)*

Neste estudo foi utilizada a técnica de ORD Magnitude quadrática da Coerência (MSC) para a identificação da ASSR (Dobie and Wilson, 1989). A MSC foi escolhida pelo fato de apresentar o melhor desempenho em relação as demais técnicas de ORD na identificação da ASSR (Dobie and Wilson, 1993; Dobie and Wilson, 1994; Stürzebecher et al., 2001; Santos et al., 2016; Wianda and Ross, 2016).

Considerando um sinal em tempo discreto, $y[k]$ (e.g. sinal de EEG) dividido em M janelas não sobrepostas, a MSC pode ser estimada pela expressão (Dobie and Wilson, 1989):

$$MSC(f_0) = \frac{|\sum_{i=1}^M Y_i(f_0)|^2}{M \sum_{i=1}^M |Y_i(f_0)|^2}, \quad (1)$$

onde $Y_i(f_0)$ é a Transformada de Fourier de Tempo Discreto na frequência f_0 da i -ésima janela e M o número de janelas.

A presença da ASSR pode ser inferida a partir da comparação do resultado da MSC para a frequência de modulação com o seu respectivo valor crítico. Quando o valor do detector é superior ao valor crítico, a H_0 de ausência de sinais é rejeitada, e assim a ASSR é definida como presente, caso contrário a ASSR é definida como ausente.

O valor crítico da MSC (MSC_{crit}) para um nível de significância α e M janelas pode ser estimado pela expressão (Miranda de Sá and Infantosi, 2007)

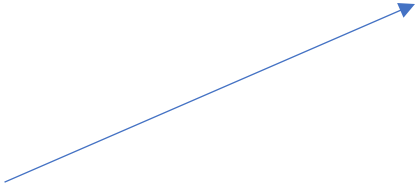
$$MSC_{crit} = 1 - \alpha^{\frac{1}{M-1}} \quad (2)$$

Preproces. (Vaz, 2023) e (Bazoni, 2021)

PRÉ-PROCESSAMENTO

Após a coleta dos sinais EEG de forma *offline*, foi aplicada uma estratégia de rejeição de artefatos em cada janela. Janelas contendo sinais com amplitude acima do limiar de 200 μV foram deletadas. Em seguida, os sinais foram submetidos a um filtro passa-faixa digital *Butterworth* de oitava ordem, com frequência de corte de 1 Hz acima e abaixo da frequência de modulação (Antunes and Felix 2019).

Para evitar vazamento espectral, um número inteiro de ciclos da frequência de modulação foi obtido em cada janela de análise, ajustando a frequência de modulação do estímulo durante a aplicação da transformada discreta de Fourier (DFT, do inglês *Discrete Fourier Transform*) (Xi and Chicharo 1996). Essa técnica, conhecida como amostragem coerente, tem sido amplamente utilizada por vários autores (Dimitrijevic et al. 2002; Picton et al. 2003; Miranda De Sá, Felix, and Infantes 2004). Com objetivo de atenuar o espalhamento espectral, as



Finally, an analysis of Table 4 reveals that 8th order IIR filtering is recommended for dealing with SL in ASSRs, since these filters increased the AUC and the detection rates for both the significance levels (0.01 and 0.05). Taking into consideration the best case result for $\alpha = 0.01$ (8th order Elliptic filter), the percentage increase was 214.8% in terms of detection rate. When $\alpha = 0.05$, the best case (8th order Chebyshev) showed a percentage increase of 145.7% in the detection rate. These percentage changes were calculated taking into account the results obtained by the rectangular windowing and no filter.

Results Preprocessing techniques usually improve the performance of MSC, but windowing procedures were worse when compared to filtering. The filtering preprocessing improved the detection rate up to 145.7%. The false positive rates remained close to the significance level of the tests.

Conclusion In order to mitigate the spectral leakage effects on the performance of MSC in detecting ASSR, bandpass filtering is preferred to windowing. The best results were obtained by 8th order IIR filters (Butterworth, Type 1 Chebyshev, and Elliptic).

file:///C:/Users/alexa/OneDrive/Documentos/niasresultados/99_archive/IC21/Bibliografia%20inicial/Disserta%C3%A7%C3%B5es%20e%20Teses%20Nias/Comparison%20of%20signal%20preprocessing%20techniques%20for%20avoiding%20spectral%20leakage%20in%20auditory%20steady-state%20responses.pdf

Estimulacao em (Vaz, 2023) e (Bazoni, 2021)

ESTIMULAÇÃO AUDITIVA

Os estímulos utilizados para a coleta de dados foram oito tons AM². A amplitude dos estímulos foi ajustada de acordo com o nível de intensidade sonora desejado em dB SPL.

Cada tom AM² foi obtido multiplicando a frequência da portadora e o envelope com frequência de modulação fm. Para uma máxima amplitude A e profundidade de modulação de 100%, o tom AM², s(t), é dado pela equação (3.3) (John et al., 2002):

$$s(t) = A \sin(2\pi f_p t) \cdot \left[1 + 2 \left(\left(\frac{1 + \sin(2\pi f_m t)}{2} \right)^I - 0,5 \right) \right], \quad (3.3)$$

onde I é o índice (ordem) da modulação, que para o AM² é igual a 2 (na condição de $I = 1$, o sinal equivale ao tom AM), A é a amplitude aplicada o sinal, f_m é a frequência de modulação.

Os estímulos foram apresentados através do fone de inserção 5A (Aearo Technologies, EUA) na condição de estimulação binaural múltipla, sendo quatro tons para cada ouvido. As frequências das portadoras para ambas os ouvidos foram as mesmas: 500, 1000, 2000, 4000 Hz, modulados, respectivamente, nas frequências 81, 85, 89 e 93 Hz, para o ouvido direito, e 83, 87, 91 e 95 Hz, para o ouvido esquerdo.

O sistema de coleta de EEG foi baseado no *front-end* RHA2216 (Intan Technologies, USA), com filtros *Butterworth* analógicos passa-alta e passa-baixa com frequência de corte de 0,5 e 300 Hz respectivamente. Os voluntários foram submetidos a estimulação binaural múltipla. Foi apresentado em cada ouvido do voluntário, quatro diferentes tons modulados em amplitude de ordem dois (AM2) (Jhon et al., 2004). As frequências das portadoras foram: 500, 1000, 2000, 4000 Hz, e as frequências da moduladora foram 81, 85, 89 e 93 Hz para o ouvido direito e 83,87,91 e 95 Hz para ouvido esquerdo. As coletas foram realizadas em três sessões (exames) com duração de 240 segundos e intensidades de 50, 40 e 30 dB *Sound pressure level* (SPL). Os dados de EEG de

Resultado principal em (Vaz, 2023)

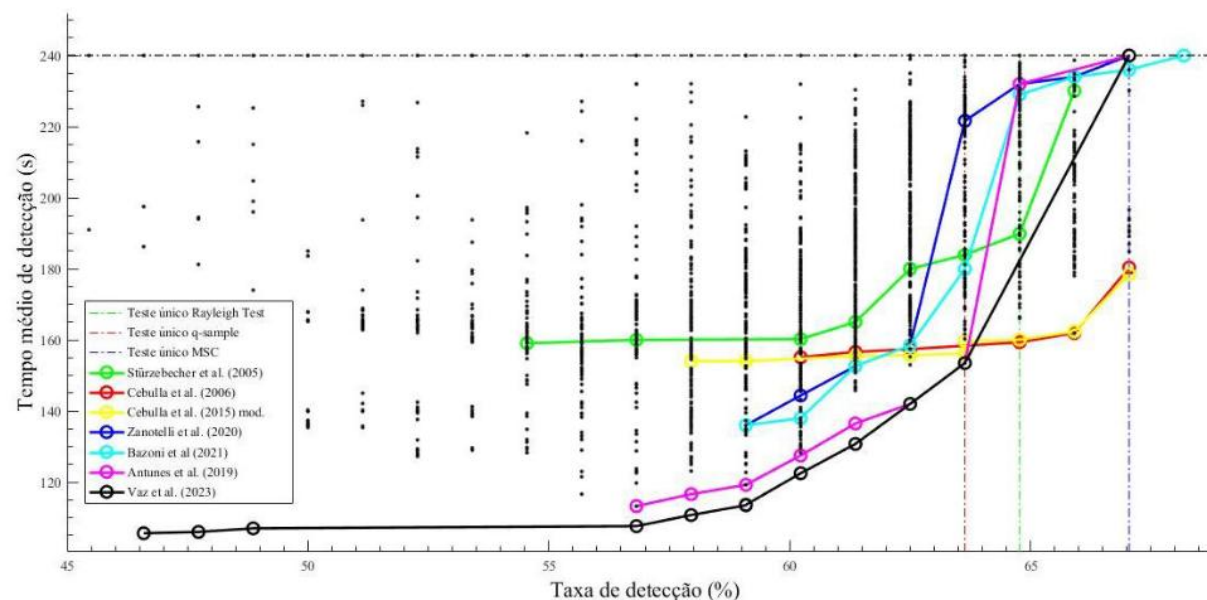


Figura 3.3 - As taxas de detecção e os tempos médios de exame das sete estratégias implementadas com os parâmetros otimizados, que demonstraram níveis de confiabilidade satisfatórios. Cada ponto nas curvas representa um conjunto de parâmetros otimizados. As linhas traço-ponto representam os testes únicos dos detectores para cada estratégia. A linha sólida e os círculos (o) é a fronteira de Pareto que representam que o conjunto de parâmetros que proporcionaram o tempo de exame mais curto para uma taxa de detecção dada nestes testes.

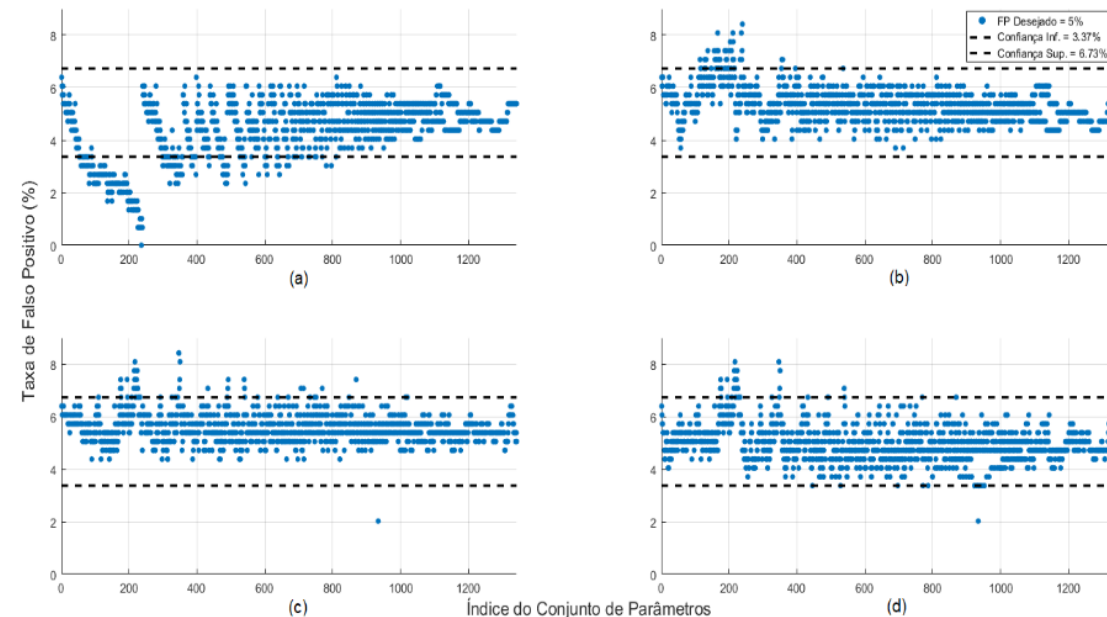


Figura 3.4 - Taxa de falso positivo de detecção para os sinais de EEG em função dos 1342 conjunto de parâmetros das estratégias: (a) Zanutelli et al. (2020), (b) Bazoni et al. (2021), (c) Antunes et al. (2019) e (d) Vaz et al. (2023). As linhas pretas tracejadas horizontais representam o intervalo de confiança de 90% do $\alpha = 5\%$ desejado com limite superior igual a 6,73% e o limite inferior igual a 3,37%.

As estratégias foram separadas em:

- Correção dos valores críticos: Estratégia original e modificadas de Stürzebecher et al. (2005), Cebulla et al. (2006), Stürzebecher et al. (2013), Cebulla et al. (2015), Antunes et al. (2019) e Vaz et al. (2023).
- Seleção de Parâmetros: Estratégia de Zanutelli et al. (2020) e Bazoni et al. (2021).

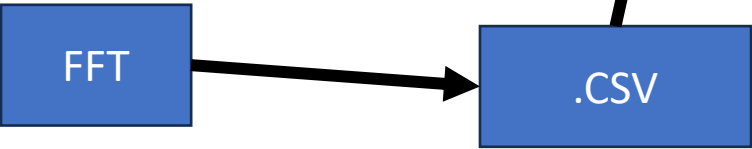
Requisitos principais (pipeline do framework)

Parametros de entrada

Estratégia	M_{MIN}	M_{STEP}	NDC	ORD	VC	Parada antecipada
Stürzebecher et al. (2005)	10	unitário	unitário	Rayleigh	na	na
Cebulla et al. (2006)	10	unitário	unitário	q-sample	na	na
Stürzebecher et al. (2013)	20	02	unitário	q-sample	progressivo	na
Cebulla et al. (2015)	20	10-8-9	unitário	q-sample	progressivo	na
Cebulla et al. (2015) modificada	20	10-8-9	unitário	q-sample	sim	na
Antunes et al. (2019)	30	unitário	unitário	MSC	sim	na
Vaz et al. (2023)	30	unitário	unitário	MSC	sim	sim
Zanotelli et al. (2020)	tabulado	otimizado	otimizado	MSC	na	na
Bazoni et al. (2021)	tabulado	otimizado	otimizado	MSC	sim	na

Carga e preprocessamento

Após a coleta dos sinais EEG de forma *offline*, foi aplicada uma estratégia de rejeição de artefatos em cada janela. Janelas contendo sinais com amplitude acima do limiar de 200 μV foram deletadas. Em seguida, os sinais foram submetidos a um filtro passa-faixa digital *Butterworth* de oitava ordem, com frequência de corte de 1 Hz acima e abaixo da frequência de modulação ([Antunes and Felix 2019](#)).



Para os parâmetros [ORDfunction, Mmin,Mstep, FPd,

Calcular valor da [ORD, VC]

Calcular em cada [janela, frequencia], a decisão:
[Parada: 1,0,-1 (detect, go, no resp) , tempo: X s, testenumero:int]

Calcular em
[cada janela, cada exame, cada parâmetro, cada metodo]:

$$\begin{aligned} \text{FPR (alpha, false alarm rate)} &= (\#D=1 \mid H_0=T)/\#DTP ; \\ \text{TPR (prob. detect., sensitivity)} &= (\#D=1 \mid H_0=F)/\#DTP ; \\ \text{FNR (beta, 1-power)} &= (\#D=-1 \mid H_0=T)/\#DTP ; \\ \text{TNR (specificity)} &= (\#D=-1 \mid H_0=F)/\#DTP . \end{aligned}$$

Igual a:

$$\begin{aligned} \text{FPRj} &= \text{SOMA}[\text{decisão}(\text{jan}=J, \text{freq} = \text{senal}) == 1] / (\# \text{freq.} * \# \text{voltun.}); \\ \text{TPRj} &= \text{SOMA}[\text{decisão}(\text{jan}=J, \text{freq} = \text{ruído}) == 1] / (\# \text{freq.} * \# \text{voltun.}); \\ \text{FNRj} &= \text{SOMA}[\text{decisão}(\text{jan}=J, \text{freq} = \text{senal}) == -1] / (\# \text{freq.} * \# \text{voltun.}); \\ \text{TNRj} &= \text{SOMA}[\text{decisão}(\text{jan}=J, \text{freq} = \text{senal}) == -1] / (\# \text{freq.} * \# \text{voltun.}); \end{aligned}$$

Depois, para calcular por exame:
 $\text{FPRe} = \text{SOMA}(\text{FPR}) / (\# \text{jan_vistas} = \# \text{testes_conduzidos})$
(mesmo para as outras métricas)

Validação de repetibilidade

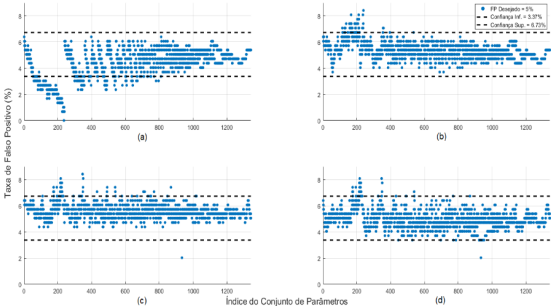


Figura 3.4 - Taxa de falso positivo de detecção para os sinais de EEG em função dos 1342 conjunto de parâmetros das estratégias: (a) [Zanotelli et al. \(2020\)](#), (b) [Bazoni et al. \(2021\)](#), (c) [Antunes et al. \(2019\)](#) e (d) [Vaz et al. \(2023\)](#). As linhas pretas tracejadas horizontais representam o intervalo de confiança de 90% do $\alpha = 5\%$ desejado com limite superior igual a 6,73% e o limite inferior igual a 3,37%.

Contribuição em performance

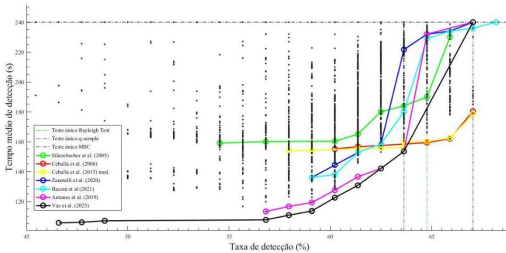


Figura 3.3 - As taxas de detecção e os tempos médios de exame das sete estratégias implementadas com os parâmetros otimizados, que demonstraram níveis de confiabilidade satisfatórios. Cada ponto nas curvas representa um conjunto de parâmetros otimizados. As linhas traço-ponto representam os testes únicos dos detectores para cada estratégia. A linha sólida e os círculos (o) é a fronteira de Pareto que representam que o conjunto de parâmetros que proporcionaram o tempo de exame mais curto para uma taxa de detecção dada nestes testes.

Escrita, submissão, publicação

Parametros de entrada (1): path, vInt, intns, Mmax

```
%Aplicação do protocolo ao banco de dados
clear all, close all, clc

caminho = 'C:\Users\Crohma\Documents\PNV\Simulation\Testes_Seq\Sinais_EEG\';

%vetor dos voluntários
Vvoluntario = {'Ab'; 'An'; 'Bb'; 'Er'; 'Lu'; ...
              'So'; 'Qu'; 'Vi'; 'Sa'; 'Ti'; 'Wr'}; %vetor dos voluntário

% Vvoluntario = Vvoluntario([1,2]);

%Intensidade -----
%intensidade = {'70dB'; '60dB'; '50dB'; '40dB'; '30dB'; 'ESP'}; %quais intensidade analisadas
%sugestão
%vetor_Mmax = [50; 50; 240; 440; 440; 20]; %número máximo de janela para cada intensidade
% Intensidade = {'ESP'};
% Intensidade = {'30dB'};
Intensidade = {'50dB'};

Mmax = 240; %valor máximo
```

Parametros de entrada (2): FPd, VC, NDC

```
%% Parametros do protocolo de detecção.

%parametros = [Min Mstep Mmax alfa_corrigido]
%parametros = [200 1 200 .05];
% nRuns = 10000;
% Mmax = 240; %número máximo de janela
% alfa_teste = 0.05;
% FP_desejado = 0.05;
% [alfa_corrigido,NDC_minimo,cost_alfa, P] = funcao_NDC_alfaCorrigido_Mmax(nRuns,Mmax ,alfa_teste,FP_desejado)
alfa = 0.05;
FP_desejado = 0.05;

%% Dados 440 e 20 janelas
%
% load(['NDC_Unitario_Mmax_' num2str(Mmax) '_alfa_' num2str(alfa) '_FPdesejado' num2str(FP_desejado) '.mat'],
%      'P', 'nRuns')
% NDC_minimo = ones (size(alfa_corrigido));
% parametros = [P, NDC_minimo,alfa_corrigido];
%
% % % parametros(:,5) = 0.05;

%% Dados 240 janelas
% Dados salvos pelo H, uma matrix (1342x5)
% (Mmin Mstep Mmax NDC=1 Alfa_corrigido)
load(['NDC_Unitario_MSC_Mmax' num2str(Mmax) '.mat'],'parametros')

%load(['VC_Unitario_Mmax_' num2str(Mmax) '_alfa_' num2str(alfa) '.mat'],'VC_not')
load(['VC_not_Unitario_Mmax_' num2str(Mmax) '_alfa_' num2str(alfa) '.mat'],'VC_not')
```


Preprocessamento (1): Carga,FFT,rem.art.,lim.M

```
%%  
load([caminho 'eletrodos.mat'])  
pos_ele = 1;
```

```
ganho = 200;  
alpha = 0.05;
```

```
%% -----  
remoc = [.1]/ganho;
```

```
%%  
%*****poder fazer por intensidade aqui -----
```

```
for cont_vol = 1:size(Vvoluntario,1) %fazer por voluntário
```

```
    voluntario = cell2mat(Vvoluntario(cont_vol,:)); %carregar o voluntário  
    intensidade = cell2mat(Intensidade); %intensidadde  
    load([caminho voluntario intensidade], 'x','Fs','binsM','freqEstim')
```

```
    x = x(:, :, pos_ele);
```

```
    nfft = Fs;%1segundo de sinal
```

```
    %retirar componente DC por janela (fiz isso pq no processamento em  
    %tempo real é por janela)
```

```
    x = x - repmat(mean(x),nfft,1); %tirar a média de cada de cada trecho - devido a remoção
```

```
    %scluir os dois primeiros segundos do inicio da coleta  
    x(:,1:2,:) = [];
```

```
    %encontrar o valor máximo por canal
```

```
    Vmax = max(abs(x), [], 1);
```

```
    ind = Vmax > remoc;
```

```
    [sum(ind) cont_vol ]
```

```
    x = x(:, ~ind); %remover o ruído amplitude
```

```
    x = x(:, 1:Mmax); %limitar o tamanho para o valor máximo.
```

Calculo da ORD e Decisao

```
%***** fazer por canal diferente ----for nCanal = 1:16 %  
[dr,time] = protocolo_deteccao(x, parametros, VC_not);
```

```
Tdr(:, :, cont_vol) = dr;  
Ttime(:, :, cont_vol) = time;
```

```
function [dr,time] = protocolo_deteccao(x, parametros)  
% mmaxx = 200*ones(size (parametros));  
binsM = 120;  
%cálculo do valor do detector  
%aplicar o detector a cada janela -----  
xfft = fft(x); %aplico uma única vez a FFT.  
  
for M = 2:size(x,2) %fazer para cada acrescimo de uma janela  
    % ord(:,M) = msc_fft(xfft(bin,1:M),M);  
    ord(:,M) = msc_fft(xfft(1:binsM,1:M),M);  
end
```

```
for ii = 1:size(parametros,1)
```

```
%parametros |  
Mmin = parametros(ii,1);  
Mstep = parametros(ii,2);  
Mmax = parametros(ii,3);  
NDC = parametros(ii,4);  
alfa = parametros(ii,5);
```

```
% protocolo  
MM = Mmin:Mstep:Mmax;
```

```
for ll = 1:size(ord,1)
```

```
    [dr(ll,ii),time(ll,ii)] = ETS(ord(ll,:),MM,alfa,NDC);
```

```
end
```

```
function [ORD] = msc_fft(Y,M)  
  
if (size(Y,2) ~= M)  
    error('Tamanho da janela diferente');  
end  
% y = y(1:tamanho_janela*M,1);  
% %dividir em janela;  
% y = reshape(y,tamanho_janela,M);  
%  
% %aplicar a fft;  
% Y = fft(reshape(y,tamanho_janela,M)); %  
  
%MSC  
ORD = abs(sum(Y,2)).^2./(M*sum(abs(Y).^2,2));
```

```
% função da estratégia para testes sequenciais
```

```
function [dr,time] = ETS(ord,MM,alfa,NDC)
```

```
%parametros:
```

```
% MM = Mmin:Mstep:Mmax; %parametros aonde vai aplicar o teste
```

```
%%
```

```
NDC = ceil(NDC);
```

```
if size(MM,2)>1  
    MM = MM';  
end
```

```
if size(ord,2)>1  
    ord = ord';  
end
```

```
%VALOR CRÍTICO - MUDA PARA CADA DETECTOR-----
```

```
valor_critico = VC_MSC(MM,alfa);  
det = ord(MM)>valor_critico;
```

```
%-----
```

```
%avaliar se atende o NDC
```

```
cont = 0;  
dr = 0;
```

```
for ii = 1:size(MM,1)
```

```
    cont = det(ii)+cont*det(ii); %conta o número de detecções consecutivas
```

```
    if cont == NDC  
        dr = 1;  
        time = MM(ii);  
        break  
    end
```

```
end
```

```
if dr == 0  
    time = MM(ii);  
end
```

Calculo da performance

%% Análise de desempenho

%TXD - analisar as freq. estimulação

%binsM = [82 84 86 88 90 92 94 96]

%freq. 81Hz,83,85,87,89,91,93,95Hz

TXD = mean(mean(Tdr(binsM,:,:),3),1)';

% binsR = binsM+1;

% binsR = 1:100;

% binsR(binsM) = [];

% binsR(1:2) = [];

binsR = 70:104;

binsR(binsM - 71) = [];

FP = mean(mean(Tdr(binsR,:,:),3),1)';

%% FP sob EEG ESP

% binsR= binsM;

%

% FP = mean(mean(Tdr(binsR,:,:),3),1)';

Validação

```
%% 2 - Falsos Positivo
figure
plot(FP*100, '.k', 'MarkerSize', 10)
hold on
% lsup = 7.07;
% linf = 3.03;
% lsup = 7.41; 95%
% linf = 3.03; 95%
lsup = 6.73;
linf = 3.37;

plot([0 size(FP,1)], [lsup lsup], ':r', 'LineWidth', 2) %Limite do SUP nivel de significancia
% plot([0 size(FP,1)], [FP_desejado FP_desejado], ':r', 'LineWidth', 2) %Limite do nivel de significancia
plot([0 size(FP,1)], [linf linf], ':r', 'LineWidth', 2) %Limite do INF nivel de significancia

ylabel('Falso Positivo', 'fontsize', 12)
xlabel('Índice dos conjuntos de Parâmetros', 'fontsize', 12)
ylabel('Taxa de Falso Positivo (%)', 'fontsize', 12)
box off
title([ (Intensidade{1}), 'ONTÂNEO: Método 04' ])
% title([ 'Estímulo ', (Intensidade{1}), ' SPL: Método 04' ])
ylim([0 9.1])
%figure
% boxplot(FP)Fa
grid on
```

Performance

```
%% mostrar resultados
%clc
%1 - Taxa de detecção
figure
plot(TXD*100, '.k', 'MarkerSize', 10)
% hold on
% plot([0 size(TXD,1)], [TXD(end) TXD(end)], ':r', 'LineWidth', 2)
% ylabel('Taxa de Detecção', 'fontsize', 12)
xlabel('Índice dos conjuntos de Parâmetros', 'fontsize', 12)
ylabel('Taxa de Detecção (%)', 'fontsize', 12)
% title(' ESP: Método 04', 'FontSize', 10)
% Intensidade = {'50dB'};
% title([ (Intensidade{1}), 'ONTÂNEO: Método 04'])
title(['Estímulo ', (Intensidade{1}), ' SPL: Método 04'])

% box off
grid on
```

Estudo de contribuição

```
%%
% taxa de detecção x tempo
timeM = time(binsM,:);
timeM(timeM== -1) = Mmax;
timeM = mean(timeM,1)*1; %1segundo por janela
TXD = mean(mean(Tdr(binsM, :, :), 3), 1)' *100;

figure1 = figure; axes1 = axes('Parent',figure1); hold(axes1,'on');
plot([0 1]*100, [Mmax Mmax], '-.k', 'linewidth', 1)
plot([TXD(end) TXD(end)], [min(timeM) max(timeM)], '-.k', 'linewidth', 1)

for ii = 1:size(parametros,1)
    plot(TXD(ii),timeM(ii),'.k', 'Markersize',6, 'DisplayName', ...
        [num2str(parametros(ii,1)) '-' num2str(parametros(ii,2))])
end

[ p, idxs] = paretoFront([TXD,(-timeM)] );
auxL = p(:,1)<0.5;
p(auxL,:) = [];
idxs(auxL,:) = [];

[~,ind] = sort(p(:,1));
p = p(ind,:);
idxs = idxs(ind,:);
% p([3,4,7,9],:) = [];
% idxs([3,4,7,9],:) = [];

plot(TXD(idxs),timeM(idxs),'-or', 'Markersize',8, 'linewidth',1.2)

% ylim([min(-p(:,2))*0.9 max(-p(:,2))*1.1])
% xlim([min(p(:,1))*80 max(p(:,1))*104])

set(axes1, 'XMinorTick', 'on');
```

```
set(axes1, 'XMinorTick', 'on');
set(axes1, 'YMinorTick', 'on');
box(axes1, 'off');
```

```
hold off
xlabel('Taxa de Detecção (%)', 'fontsize', 12);
ylabel('Tempo Médio de Exame (s)', 'fontsize', 12);
% title(['Estímulo ', (Intensidade{1}), ': Método 04'])
title(['Estímulo ', (Intensidade{1}), ' SPL: Método 04'])
```

```
for ii = 1:size(idxs,1)
```

```
    [I] = find((TXD == TXD(idxs(ii))) & (timeM==timeM(idxs(ii))));
```

```
    fprintf('\nPD = %f Tempo = %f ', TXD(idxs(ii)), timeM(idxs(ii)));
```

```
    fprintf(' NI = %d ', length(I));
```

```
    I = I(1);
```

```
    for jj = I
```

```
        fprintf(' - Buffer:%d, M_step:%d', parametros(jj,1), parametros(jj,2));
```

```
        % text(PD_T(jj)*99, T_exame_G(idxs(ii))*0.985, ['\{' num2str(parametros(jj,1)) ' ', ' num2str(parametros(jj,2)) ' ', ' num2str(parametros(jj,3)) '\
        % text(PD_T(jj)*99, T_exame_G(idxs(ii))*0.985, ['\{' num2str(parametros(jj,1)) ' ', ' num2str(parametros(jj,2)) ' ', '100, ' num2str(parametros(j
        % text(PD_T(jj)*99, T_exame_G(idxs(ii))*0.985, ['\{' num2str(parametros(jj,1)) ' ', ' num2str(parametros(jj,2)) ' ', '100\}' ]]);
        text(TXD(jj), timeM(idxs(ii))*0.975, ['\{' num2str(parametros(jj,1)) ' ', ' num2str(parametros(jj,2)) '\}' ]]);
```

```
    end
```

```
end
fprintf('\n');
```

```
xlim([min(TXD(idxs))*0.95, max(TXD(idxs))*1.05])
```

```
ylim([min(timeM(idxs))*0.95 Mmax*1.05])
```

```
grid on
```

```
% save(['timeM_30db_M4' '.mat'], 'timeM')
```

```
% save(['pareto_30db_M4' '.mat'], 'TXD', 'Mmax', 'parametros');
```