









Mônyka Ferreira Borges Rocha¹ 
Denise Costa Menezes² 
Danielle Samara Bandeira Duarte³ 
Silvana Maria Sobral Griz² 
Ana Claudia Figueiredo Frizzo⁴ 
Pedro de Lemos Menezes⁵ 
Cleide Fernandes Teixeira³ 
Karina Paes Advíncula² 

Keywords

Electrophysiology
Evoked Potentials Auditory
Speech Perception
Perceptual Masking
Hearing

Descritores

Eletrofisiologia
Potenciais Evocados Auditivos
Percepção da Fala
Mascaramento Perceptivo
Audição

Correspondence address:

Mônyka Ferreira Borges Rocha
Programa de Pós-graduação em
Saúde da Comunicação Humana,
Universidade Federal de Pernambuco
– UFPE
Rua Professor Arthur de Sá, s/n°,
Cidade Universitária, Recife (PE),
Brasil, CEP: 50740-520.
E-mail: monykborges@yahoo.com.br

Received: October 23, 2020

Accepted: March 02, 2022

Masking release in cortical auditory evoked potentials with speech stimulus

O benefício do mascaramento modulado nos potenciais evocados auditivos corticais com estímulo de fala

ABSTRACT

Purpose: To analyze the effect of masking on the Cortical Auditory Evoked Potential with speech stimulus in young adults. **Methods:** Fourteen individuals aged between 19 and 28 years of both sexes with no hearing loss participated in the study. The Cortical Auditory Evoked Potential examination was performed with synthetic speech stimulus /ba/ simultaneous to Speech Shaped Noise presented under three conditions: steady noise with a 30 dB SPLep intensity (weak steady noise), steady noise with a 65 dB SPLep intensity (strong steady noise) and modulated noise with 30 dB SPLep and 65 dB SPLep intensities at 25Hz and modulation period of 40 ms. **Results:** Higher latencies were observed in the cortical components, except P2, in the condition of strong steady noise and more meaningful measures of amplitude of the cortical components P1, N1 and P2 in the condition of modulated noise with statistically significant difference in comparison to the strong steady noise condition. There was worse wave morphology in the condition of strong steady noise, when compared to the other records. The average electrophysiological thresholds for the conditions of strong steady noise and modulated noise were 60 dB SPLep and 49 dB SPLep, respectively, showing a 11.7 dB mean difference. **Conclusion:** We could infer that there was a lower masking effect of modulated noise when compared to the strong steady noise condition, in the amplitude measurements of the cortical components and an average difference of 11.7 dB between the electrophysiological thresholds (interpreted as the measure of the Masking Release).

RESUMO

Objetivo: analisar o efeito do mascaramento estável e modulado no Potencial Evocado Auditivo Cortical com estímulo de fala em adultos-jovens. **Método:** participaram 14 indivíduos com idades entre 19 e 28 anos de ambos os sexos e sem perda auditiva. O exame de Potencial Evocado Auditivo Cortical foi realizado com estímulo de fala sintética /ba/ simultâneo ao ruído Speech Shaped Noise apresentado em três condições: ruído estável com intensidade de 30 dB NPSpe (ruído estável fraco), ruído estável com intensidade de 65 dB NPSpe (ruído estável forte) e ruído modulado em intensidade de 30 dB NPSpe e 65 dB NPSpe em 25Hz e com período de modulação de 40 ms. **Resultados:** foram observadas maiores latências nos componentes corticais, exceto P2, na condição de ruído estável forte e medidas mais robustas de amplitude dos componentes corticais P1, N1 e P2 na condição de ruído modulado com diferença estatística significativa na comparação com a condição de ruído estável forte. Houve pior morfologia na condição de ruído estável forte, quando comparado aos demais registros. Os limiares eletrofisiológicos médios para as condições de ruído estável forte e ruído modulado foram 60 dB NPSpe e 49 dB NPSpe, respectivamente, mostrando 11,7 dB de diferença média. **Conclusão:** podemos inferir que houve um menor efeito mascarante do ruído modulado, comparado à condição de ruído estável forte, nas medidas de amplitude dos componentes corticais e uma diferença média de 11,7 dB entre os limiares eletrofisiológicos (interpretado como a medida do Benefício do Mascaramento Modulado).

Study conducted at Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

¹ Programa de Pós-graduação em Saúde da Comunicação Humana, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

² Programa de Pós-graduação em Saúde da Comunicação Humana, Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

³ Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

⁴ Programa de Pós-graduação em Fonoaudiologia, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho – (UNESP) - São Paulo (SP), Brasil.

⁵ Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas – UNCISAL - Maceió (AL), Brasil.

Financial support: Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – funding code 001.

Conflict of interests: nothing to declare.



This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License, which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

INTRODUCTION

In common social situations of hearing, the listener faces speech conditions simultaneous to noise, causing message distortion or fragmentation, as a result of the masking caused by the competitive noise⁽¹⁾.

Despite the masking caused by the background noise, individuals with normal auditory functions are able to recognize speech signals in the presence of competitive noise through acoustic fluctuations in the temporal envelopes of sound and noise signals⁽²⁾. These temporal oscillations of noise might occur in intensity of frequency spectrum, generating a better perception of the speech acoustic clues, when compared to situations in which the background noise is continuous⁽³⁾.

The speech recognition effect caused by available signs of the target stimulus/speech when facing masking fluctuations is called masking release, which is translated into Portuguese as '*Benefício do Mascaramento Modulado – BMM*'⁽⁴⁾.

Studies on the BMM phenomenon evidenced that physical features of the masking noise are directly related to its magnitude⁽⁵⁾, such as the modulation rate, pointing out that lower rates generate larger temporal spaces of lower amplitude that favor the speech perception⁽⁶⁾.

The threshold of detection of a signal in the presence of a modulated masking is usually considered lower than that in a constant/steady masking. A behavioral study aiming to determine the BMM magnitude reported an improvement of 15 to 25 dB in the speech recognition threshold with the noise modulation rate between 8 and 20 Hz⁽⁷⁾.

Regarding electrophysiological measurements, the threshold difference between the two masking conditions is taken as a measure representing the individuals' temporal resolution ability⁽⁸⁾.

Despite the existence of BMM studies using psychoacoustic measurements in a sample of Brazilian individuals who are native speakers of Portuguese⁽⁴⁾, the behavior of the cortical potentials in response to this phenomenon is still unknown, and there are no normality parameters for this normal-hearing population.

Considering the modulated noise temporal fluctuations, we assume that the electrophysiological responses of the Cortical Auditory Evoked Potentials (PEAC, Portuguese acronym) undergo some modification regarding their latency, amplitude, and electrophysiological threshold, thus generating interference in the temporal processing.

Recognizing the importance of knowing about the behavior of cortical responses to BMM, we consider the study on PEAC with speech stimulus in normal-hearing individuals indispensable. It enables the improvement of diagnosis tests, electrophysiological markers for the auditory processing abilities, and treatment planning to favor speech understanding in noisy situations.

For this reason, this study is characterized as a pioneer for developing an investigation that has not been carried out so far in native speakers of Brazilian Portuguese using more accurate acquisition parameters in the electrophysiological threshold research. Thus, this study aims to analyze the effect of steady and modulated masking on the cortical auditory evoked potential with speech stimulus in young adults.

METHODS

This research protocol is based on the Resolution n° 466/2012 by the Conselho Nacional de Saúde – CNS (Brazilian National Health Council) for studies on human beings, and was approved by the Ethics Committee for Research on Human Beings of the Federal University of Pernambuco (UFPE), with technical opinion n° 3.555.712.

This is an analytical, observational, and transversal study developed in the Audiology Laboratory of the Phono-Audiology Department at UFPE in the period between October 2019 and April 2020.

The inclusion criteria required individuals between 18 and 28 years old, without hearing loss, while individuals with neurological and/or psychiatric history, cognitive deficits, or malformation of the auricular pavilion and external acoustic meatus, which could prevent the Auditory Evoked Potential examination, were excluded.

The sample included 14 young adults, and the convenience non-probabilistic sampling was used. The participants were recruited after dissemination of the research using electronic media, and all over the university campus.

All participants were instructed regarding the collection objectives and procedures, and after having accepted to take part in the research, they signed two copies of the Free and Informed Consent Form – (TCLE, Brazilian acronym). Next, the pre-collection exams were scheduled, and the research eligibility criteria were verified.

Pre-collection exams

The researchers carried out a thorough anamnesis of the individuals' health, basic hearing tests (inspection of the external acoustic meatus, audiometry, and imitanciometry) and the Montreal Cognitive Assessment test⁽⁹⁾.

The existence of alterations in the external and/or medium ear was investigated by inspecting the external acoustic meatus, in addition to the imitanciometry using a 226 Hz probe to obtain the static complacency results and investigate the acoustic reflexes. The presence of a type A tympanometric curve⁽¹⁰⁾ and the presence of ipsilateral and contralateral reflexes were considered normality⁽¹¹⁾. The audiometry examination provided the thresholds for frequencies between 250 Hz and 8000 Hz, including the 3000 Hz and 6000 Hz inter-octaves of both ears, using supra-aural earphones in an acoustic cabin. As normality standard, we considered the presence of auditory thresholds with average below 20 dB NA in the frequencies 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, and 4000 Hz⁽¹²⁾. When applying the MoCA, we considered the score equal to or over 26 points described in the test as a normality result.

Acquisition of cortical auditory evoked potentials

a) Stimuli

A synthetic speech /ba/ stimulus and a *Speech Shaped Noise* (SSN) were used⁽¹³⁾. The /ba/ stimulus was presented as a modified wave for a 24.414 Hz rate to be compatible to the

digital signal of the *Tucker-Davis Technologies* (TDT- RZ6) processing platform, and calibrated in reference to the dB SPLep of a steady 1kHz tone, equivalent peak (dB SPLep). The SSN masking noise presented a multilingual speech spectrum and was elaborated at the Laboratory of Speech and Hearing Sciences of the University of North Carolina at Chapel Hill, in the USA.

b) Procedure

The individuals that were eligible to the study underwent the PEAC test with the Intelligent Hearing Systems – HIS equipment. The speech stimulus /ba/ and the noise were presented in a monoaural way to the right ear via electromagnetically shielded insertion phone (ER2), directly linked from the TDT- RZ6 to the individual. Disposable ear buds were used for each participant.

To register the potentials, a recording system was synchronized between the Smart EP of the IHS with the TDT- RZ6 through a time-event marker (“Trigger”) coincident to the start of each /ba/ stimulus. A synthesis of the cortical potential register parameters is presented below (Chart 1).

The participant was positioned in a recliner chair within the acoustic cabin and watched a video without audio during the exam. The participants were asked not to sleep during the evaluation. Their skin was cleaned with alcohol 70% and abrasive gel, brand NuPrep® before the electrodes were placed in the following configurations: two reference electrodes of negative polarity positioned in the region of the right (A1) and left (A2) lobes; one electrode of positive polarity placed on the vertex (Cz), and the ground electrode placed on the forehead lower region (Fpz).

To obtain the PEAC, noise was presented simultaneous to the /ba/ stimulus in three conditions (Figure 1): a) /ba/ and steady

noise with a 30 dB SPLep intensity (weak steady noise); b) /ba/ and steady noise with a 65 dB SPLep intensity (strong steady noise); c) /ba/ and modulated noise at 25 Hz with 30 and 65 dB SPLep intensities. The modulation period was used to allow the /ba/ stimulus appearance between the intensity changes, aiming to observe the BMM.

The presentation of different noise conditions was carried out randomly in each individual’s examination. The participants’ electrophysiological threshold was investigated in the strong steady noise and modulated noise conditions by decreasing gradually the intensity of the speech stimulus in 10 to 10 dB

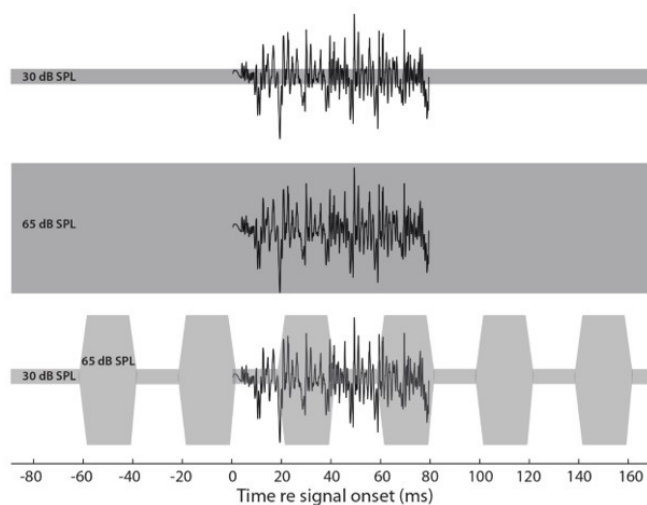


Figure 1. Illustration of the /ba/ stimulus in the three noise conditions: Cortical waves during weak steady noise (A); cortical waves during strong steady noise (B); cortical waves during modulated noise (C)

Chart 1. Synthesis of parameters for the register of Cortical Auditory Evoked Potential

Smart EP	Intelligent Hearing Systems – IHS
Model	Opti-Amp 8008 model
Synchronization	Tucker-Davis Technologies (TDT- RZ6)
Marker	Time-event (Trigger)
Stimulus	
Speech stimulus	/ba/
Duration	80ms
Intensity	65 dB SPLep
Presentation rate	3.8 e/s
Noise	
Speech noise	Speech Shaped Noise (SSN)
Duration	100ms
Onset/offset slopes	10ms
Weak steady noise	30 dB SPLep
Strong steady noise	65 dB SPLep
Modulated noise	25 Hz and 30 and 65 dB SPLep intensities
Modulation period	40ms
Acquisition parameters	
Window	512ms
Filters	1 and 30 Hz
Impedance	≤ 5 kΩ

Caption: ms = milliseconds

up to the disappearance of the P1-N1-P2 complex, and then decreasing it in 2 to 2 dB up to its appearance. Each exam lasted around an hour.

a) Trace analysis

Latency measurements (in milliseconds - ms) and amplitude (in microvolts - μV), as well as the morphology of P1, N1, and P2 waves were analyzed regarding the three noise presentation conditions, assessing the difference between these responses.

The trace register was identified by measuring the latency and amplitude of the P1, N1, and P2 cortical analysis that were analyzed by three blinded researchers, who were experienced in electrophysiology and agreed with the identification and marking of the potentials. The P1 component was considered as the first most robust positive cortical wave around 50ms, the N1 component was analyzed as the valley subsequent to the P1 wave, with higher negativity, and the P2 response was identified as the most robust positive wave after N1.

By obtaining the electrophysiological threshold in the strong steady noise and modulated noise conditions, it was possible to measure each individual's BMM value upon the difference in decibels (dB SPLep) in both noise presentation situations.

Data analysis

The statistical analysis was carried out using the *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) program, version 20.0. The results were expressed through statistical measures of median and interquartile distance. To describe such measures, graphs and tables were designed. The normality of the samples was verified using the Shapiro-Wilk test, and an abnormal distribution was observed. To obtain the significant difference of averages between the cortical components in each noise condition, and to carry out a comparison between the electrophysiological thresholds, the Wilcoxon test for paired data was employed. The difference was considered significant when the p-value <0.05.

RESULTS

Out of the 14 research participants, nine (64.28%) were women and six (35.72%) were men, their age ranged between 19 and 28 years old (mean 23 years \pm 2.81), and prevalence of right brain dominance was observed, with 13 right-handed individuals (92.8%). Regarding schooling data, seven (50%) had already concluded higher education, one participant had concluded high school, and six were undergraduate students.

When describing the latency values of the cortical components in the different noise conditions in the presence of the /ba/ stimulus (Table 1), lower latency value was observed in the weak steady noise condition, while in the strong steady noise condition, higher latency value was observed, except for the P2 component.

In the comparison between the latency averages of the cortical components between the noise conditions, statistically significant difference was observed between the two steady noise conditions, as well as between the weak steady noise and the modulated noise.

When describing the values of amplitudes of the cortical components in the different noise conditions (Table 2), lower amplitude was observed in the strong steady noise condition, while the modulated noise and the weak steady noise groups obtained higher amplitude, without statistically significant difference.

However, when comparing the amplitude averages, statistically significant difference was observed between the strong steady noise and the modulated noise groups, as well as between the two types of steady noises (Table 2).

As for the morphology of the waves registered in the different noise situations, poorer wave presentation was observed in the strong steady noise condition when compared to the other registers (Figure 2A, B, C).

In the electrophysiological threshold investigation, two individuals did not take part in the register because they missed the examination due to personal reasons, therefore, 12 participants

Table 1. Comparison of latency averages of the P1, N1, and P2 components between the different noise conditions in a sample containing 14 individuals

Latency (ms)	Weak steady noise	Strong steady noise	Modulated noise	Wilcoxon p-value
	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	
P1 Component	53.0 (44.25 – 57.25)	77.5 (57.2 – 105.2)	73.5 (60.0 – 88.7)	p 0.004 ^a p 0.003 ^b p 0.510 ^c
N1 Component	111.0 (102.0 – 118.0)	137.5 (124.0 – 187.5)	137.5 (129.7 – 153.2)	p 0.009 ^a p 0.002 ^b p 0.730 ^c
P2 Component	171.5 (159.0 – 188.0)	199.0 (166.5 – 227.0)	208.5 (202.2 – 210.7)	p 0.039 ^a p 0.001 ^b p 0.116 ^c

Caption: ms = milliseconds; M_d = median; (Q_{25} , Q_{75}) = interquartile distance; ^astatistically significant difference of averages between the weak and strong steady noises; ^bstatistically significant difference of averages between the weak steady and the modulated noises; ^cabsence of statistical significance of the averages between strong steady and modulated noises

Table 2. Comparison between amplitude averages of the P1, N1, and P2 components in different noise conditions in a sample containing 14 individuals

Amplitude (μV)	Weak steady noise	Strong steady noise	Modulated noise	Wilcoxon p-value
	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	
P1 Component	5.5 (4.3 – 6.6)	4.2 (3.0 – 4.6)	5.7 (4.7 – 6.5)	p 0.005 ^a p 0.009 ^b p 0.510 ^c
N1 Component	4.6 (4.0 – 6.7)	1.6 (0.7 – 2.6)	3.6 (2.8 – 5.4)	p 0.001 ^a p 0.004 ^a p 0.140 ^a
P2 Component	4.4 (2.6 – 6.8)	1.5 (0.8 – 2.3)	4.5 (3.2 – 5.9)	p 0.001 ^a p 0.001 ^a p 0.900 ^a

Caption: μV = microvolts; M_d = median; ($Q_{25} - Q_{75}$) = interquartile distance; ^astatistically significant difference of averages between strong and weak steady noises; ^bstatistically significant difference of averages between the strong steady and modulated noises; ^cabsence of statistical significance between the weak steady and modulated noises

Table 3. Description of median and interquartile distance of the thresholds of strong steady noise, modulated noise, and BMM, in a sample containing 12 individuals

Variables	Mean	Median	$Q_{25} - Q_{75}$
Strong steady noise threshold – dB SPLep	60.9	60.0	57.7 – 65.0
Modulated noise threshold – dB SPLep	49.1	49.0	45.0 – 55.0
BMM – dB SPLep	11.7	12.0	6.2 – 15.0

Caption: dB SPLep = decibel sound pressure level; BMM = (Beneficio do Mascaramento Modulado) Masking release; $Q_{25} - Q_{75}$ = interquartile distance; Black spectrum = speech stimulus; Gray band (30 dB) = weak steady noise; Gray band (65 dB) = strong steady noise; Fragmented gray band (30, 65 dB) = modulated noise; dB SPL (Decibel - Sound Pressure Level)

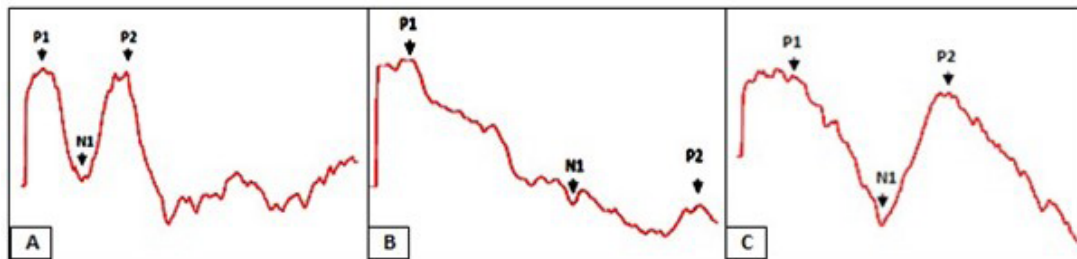


Figure 2. Illustration of the morphology of cortical waves in the three noise conditions

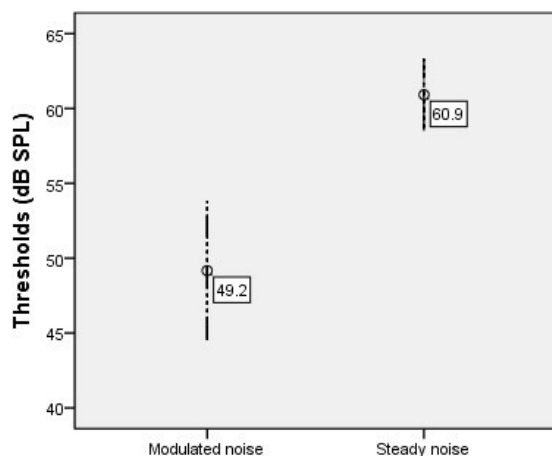


Figure 3. Electrophysiological threshold for the /ba/ stimulus as a function of the type of noise

were examined. We could observe that the threshold was lower in the modulated noise condition (Table 3).

We could also observe that the threshold in the strong steady noise condition was markedly high when compared to the modulated noise condition (Figure 3), with statistical significance in the Wilcoxon test, $p=0.003$. Regarding the BMM, we could see that the confidence interval ranged from 7.7 to 15.7. In addition, the mean difference between the electrophysiological thresholds resulted in a 11.7 dB BMM.

DISCUSSION

The complex of the P1, N1, and P2 cortical waves when evoked by a speech stimulus reveals exogenous responses referring to the acoustic features of the sound processing⁽¹⁴⁾. In this study, we could observe the presence of the cortical complex in all

individuals evaluated, which suggests that the speech stimulus was properly received at the level of the auditory cortex.

In this study, the BMM investigation process considering cortical auditory potentials is related to the detection of a speech stimulus at a central level, reflecting postsynaptic excitatory activity at the level of the thalamus and primary auditory cortex, in addition to the association areas⁽¹⁵⁾.

The analysis of latencies and amplitudes of the cortical components in the processing of these complex signals allows the researchers to infer about the influence of time in the stimulus perception and about the magnitude of the cortical activity, respectively⁽¹⁵⁾.

This study revealed that longer time of stimulus detection occurred in the condition in which the /ba/ was presented with the strong steady noise, evidenced by higher latencies observed in the cortical components, except for P2 (Table 1). This fact was due to the higher masking effect caused by the strong steady noise on the latencies, with a significant difference when compared to the weak steady noise condition (which presented lower latencies); however, without statistical difference when compared to the modulated noise, in which the masking effect was similar.

Similar results of increased latency in cortical potentials evoked by speech stimulus in the presence of steady noise were observed in young adults, resulting in progressively delayed latencies of the P1, N1, and P2 components in this noise condition⁽¹⁶⁾. Such latency delay might be ascribed to the masking effect in the synchronization of the neural activity subjacent to the auditory processing, since noise alters the auditory system perception time.

Regarding the amplitude values, as a response representing the magnitude of the cortical activity, we could observe lower amplitude, that is, lower response magnitude of the P1, N1, and P2 components, when the /ba/ stimulus was presented with strong steady noise. However, higher latencies were observed with the modulated noise and weak steady noise, with significant difference when compared to the strong steady noise condition (Table 1).

The masking effect caused by the modulated noise on the amplitude values was lower than that caused by the strong steady noise (Table 2). Therefore, we considered better magnitude of the cortical activity in the verbal stimulus processing in the modulated noise situation.

This result might be explained by the fact that noise intensity modulations cause reduction in the signal-noise relation, and consequently, increase the amplitude of the evoked stimulus⁽⁵⁾. Thus, the stimulus amplitude increase with the noise modulations results in decreased latency and increased magnitude of the auditory system responses, since these measures vary inversely and directly with the stimulus amplitude, respectively⁽¹⁷⁾.

When comparing the cortical potentials evoked by the monaural /ba/ stimulus in the steady noise situation produced by the speech and the modulated wide band noise, at a 65 dB SPLep fixed signal level and different types of signal-noise relations, other researchers also observed a systematic decrease in the amplitude and increase in latency in the steady noise condition⁽¹⁸⁾.

Considering the morphology of the P1-N1-P2 complex in the different noise conditions, the worst wave configuration was observed with the strong steady noise when compared to the other registers. It might be explained by the greater interference observed in the latency and amplitude measures in this condition.

Some studies have also reported robust cortical potentials with modulated noise, when compared to the steady noise, indicating lower masking effect of the sound signal in the modulated noise^(16,19).

When investigating the electrophysiological threshold in this study, we observed a lower threshold with the modulated noise, and statistically significant difference in relation to the strong steady noise threshold (Table 3; Figure 3).

The highest threshold observed in the strong steady noise condition might indicate that the temporal masking effects were more robust in that condition.

Therefore, a 11.7 dB lower average threshold occurred with the modulated noise, which agreed with the literature that reports that the signal detection threshold in the presence of a modulated masking is usually weaker than that occurring in the presence of constant/steady masking⁽²⁰⁾.

This threshold difference between the two masking conditions might be taken as a measure representing the individuals' ability of temporal resolution, being related to the integrity of the temporal processing⁽⁸⁾.

Regarding the 25 Hz noise modulation rate of this study, some studies have reported that lower modulation rates, for example, between 8 Hz and 20 Hz, produce longer temporal spaces of lower noise amplitude and, consequently, generate a better BMM magnitude^(5,6).

When investigating the BMM in the PEAC with speech stimulus and relate them to behavioral measures, average electrophysiological thresholds of approximately 69 dB with steady noise, and 55.5 dB with modulated noise were obtained, reaching a mean threshold of approximately 13.5 dB lower with the modulated noise, close to that found in this study. Taking that into consideration, those authors pointed out that the speech electrophysiological threshold was lower in the modulated masking condition when compared to the steady masking and associated the masking release to the individuals' temporal processing ability⁽⁸⁾.

In studies on behavioral measures, in which the BMM magnitude was investigated in normal hearing individuals, a variation between 15 and 25 dB improvement in the speech recognition was observed with the masking noise modulation noise between 8 and 20 Hz⁽⁷⁾.

Another study that observed the similarity of the BMM magnitude between the electrophysiological and behavioral domains reported that the electrophysiological tests are not only informative of the underlying mechanisms, but that they can also evaluate temporal processing abilities⁽⁸⁾. It also reported that the PEAC thresholds evoked by verbal stimulus might be reliable predictors of speech detection thresholds in steady and modulated masking situations.

In this study, the smaller difference between the electrophysiological thresholds, that is, the lowest BMM found was zero dB, no negative result of this phenomenon was found

in the individuals analyzed. The literature reports that BMM favors the brain in the processing of speech acoustic clues that do not coincide with the masking noise features⁽²⁾.

These findings are predominantly limited to young adults without hearing loss; however, they can be used to support studies on other age groups and populations with specific alterations of the hearing abilities, thus contributing to the research on BMM in PEAC. The BMM analysis should be carried out in the young, adult, and older population, enabling the assessment of temporal resolution ability in the presence of the masking phenomenon.

CONCLUSION

The findings of this study demonstrated a lower masking effect of the modulated noise in the amplitude measures of the P1, N1, and P2 cortical components, which might indicate BMM signals. A 11.7 dB BMM represented by the difference between the average electrophysiological thresholds suggests lower interference of the temporal masking in the condition in which the /ba/ stimulus is presented with modulated noise. According to these results and the contribution to the BMM in PEAC research, we consider the use of modulated noise as the most efficient masking in this evaluation.

ACKNOWLEDGEMENTS


The authors are thankful to the National Institute of Health (NIH), an American funding agency that has a partnership with the Federal University of Pernambuco and supplied the equipment used in this research.

REFERENCES

1. Patro C, Kreft HA, Wojtczak M. Effects of age and hearing loss on perceptual and physiological measures of temporal envelope processing and spatial release from speech-on-speech masking. *bioRxiv*. 2020:1-61. <https://doi.org/10.1101/2020.09.03.281717>.
2. Desloge JG, Reed CM, Braida LD, Perez ZD, D'aquila LA. Masking release for hearing-impaired listeners: the effect of increased audibility through reduction of amplitude variability. *J Acoust Soc Am*. 2017;141(6):4452. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4985186>. PMID:28679277.
3. Middlebrooks JC. Masking release by combined spatial and masker-fluctuation effects in the open sound field. *J Acoust Soc Am*. 2017;142(6):3362. <http://dx.doi.org/10.1121/1.5014053>. PMID:29289075.
4. Advíncula KP, Menezes DC, Pacífico FA, Costa MLG, Griz SMS. Efeito da idade no processamento auditivo temporal: benefício da modulação do mascaramento e efeito do pós-mascaramento. *Audiol Commun Res*. 2018;23(0):e1861. <http://dx.doi.org/10.1590/2317-6431-2017-1861>.
5. Grose JH, Griz S, Pacífico FA, Advíncula KP, Menezes DC. Modulation masking release using the Brazilian-Portuguese HINT: psychometric functions and the effect of speech time compression. *Int J Audiol*. 2015;54(4):274-81. <http://dx.doi.org/10.3109/14992027.2014.986692>. PMID:25630394.
6. Advíncula KP, Menezes DC, Pacífico FA, Griz SMS. Percepção da fala em presença de ruído competitivo: o efeito da taxa de modulação do ruído mascarante. *Audiol Commun Res*. 2013;18(4):238-44. <http://dx.doi.org/10.1590/S2317-64312013000400003>.
7. George ELJ, Festen JM, Houtgast T. Factors affecting masking release for speech in modulated noise for normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*. 2006;120(4):2295-311. <http://dx.doi.org/10.1121/1.2266530>. PMID:17069325.
8. Tanner AM, Spitzer ER, Hyzy JP, Grose JH. Masking release for speech in modulated maskers: electrophysiological and behavioral measures. *Ear Hear*. 2019;40(4):1009-15. <http://dx.doi.org/10.1097/AUD.0000000000000683>. PMID:30557224.
9. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for Mild Cognitive Impairment. *J Am Geriatr Soc*. 2005;53(4):695-9. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x>. PMID:15817019.
10. Jerger J, Jerger S, Mauldin L. Studies in impedance audiometry. Normal and sensorineural ears. *Arch Otolaryngol*. 1972;96(6):513-23. <http://dx.doi.org/10.1001/archotol.1972.00770090791004>. PMID:4621039.
11. Jerger S, Jerger J. Alterações auditivas: um manual para avaliação clínica. São Paulo: Atheneu; 1989.
12. WHO: World Health Organization. Basic ear and hearing care resource [citado em 2020 Out 23]. Disponível em: <http://www.who.int/publications-detail/basic-ear-and-hearing-care-resource>
13. Stephens JDW, Holt LL. A standard set of American-English voiced stop-consonant stimuli from morphed natural speech. *Speech Commun*. 2011;53(6):877-88. <http://dx.doi.org/10.1016/j.specom.2011.02.007>. PMID:21666844.
14. Shafer VL, Yu YH, Wagner M. Maturation of cortical auditory evoked potentials (CAEPs) to speech recorded from frontocentral and temporal sites: three months to eight years of age. *Int J Psychophysiol*. 2015;95(2):77-93. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.08.1390>. PMID:25219893.
15. Almeqbel A. Speech evoked cortical auditory responses in children with normal hearing. *S Afr J Commun Disord*. 2013;60(1):38-43. <http://dx.doi.org/10.4102/sajcd.v60i1.9>. PMID:25158372.
16. Faucette SP, Stuart A. Evidence of a speech evoked electrophysiological release from masking in noise. *J Acoust Soc Am*. 2017;142(2):EL218-23. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4998151>. PMID:28863590.
17. Drennan DP, Lalor EC. Cortical tracking of complex sound envelopes: modeling the changes in response with intensity. *eNeuro*. 2019;6(3):ENEURO.0082-19.2019. <http://dx.doi.org/10.1523/ENEURO.0082-19.2019>. PMID:31171606.
18. Maamor N, Billings CJ. Cortical signal-in-noise coding varies by noise type, signal-to-noise ratio, age, and hearing status. *Neurosci Lett*. 2017;636:258-64. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2016.11.020>. PMID:27838448.
19. Androulidakis AG, Jones SJ. Detection of signals in modulated and unmodulated noise observed using auditory evoked potentials. *Clin Neurophysiol*. 2006;117(8):1783-93. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2006.04.011>. PMID:16793334.
20. Bernstein JG, Summers V, Iyer N, Brungart DS. Set-size procedures for controlling variations in speech-reception performance with a fluctuating masker. *J Acoust Soc Am*. 2012;132(4):2676-89. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4746019>. PMID:23039460.

Authors contributions

MFBR, main researcher, was responsible for the research and schedule elaboration, literature survey, data collection and analysis, paper writing, submission and processing; *DCM*, collaborating researcher, took part in the research and schedule elaboration, and data analysis; *DSBD*, collaborating researcher, took part in the literature survey, data collection and analysis, and writing the paper; *SMSG*, collaborating researcher, participated in the literature survey, data analysis, paper review, and approval of the final version; *ACFF*, collaborating researcher, took part in the literature survey, data analysis, paper writing and revision, and approval of the final version; *PLM*, collaborating researcher, participated in the literature survey, paper revision and final version approval; *CFT*, collaborating researcher, took part in the literature survey, paper revision and final version approval; *KPA*, advisor researcher, participated in the research and schedule elaboration, data analysis, paper revision and final version approval.

Mônyka Ferreira Borges Rocha¹ Denise Costa Menezes² Danielle Samara Bandeira Duarte³ Silvana Maria Sobral Griz² Ana Claudia Figueiredo Frizzo⁴ Pedro de Lemos Menezes⁵ Cleide Fernandes Teixeira³ Karina Paes Advíncula² **Descritores**Eletrofisiologia
Potenciais Evocados Auditivos
Percepção da Fala
Mascaramento Perceptivo
Audição**Keywords**Electrophysiology
Evoked Potentials Auditory
Speech Perception
Perceptual Masking
Hearing**Endereço para correspondência:**Mônyka Ferreira Borges Rocha
Programa de Pós-graduação em
Saúde da Comunicação Humana,
Universidade Federal de Pernambuco
– UFPE
Rua Professor Arthur de Sá, s/nº,
Cidade Universitária, Recife (PE),
Brasil, CEP: 50740-520.
E-mail: monykaborges@yahoo.com.br**Recebido em:** Outubro 23, 2020
Aceito em: Março 02, 2022

O benefício do mascaramento modulado nos potenciais evocados auditivos corticais com estímulo de fala

Masking release in cortical auditory evoked potentials with speech stimulus

RESUMO

Objetivo: analisar o efeito do mascaramento estável e modulado no Potencial Evocado Auditivo Cortical com estímulo de fala em adultos-jovens. **Método:** participaram 14 indivíduos com idades entre 19 e 28 anos de ambos os sexos e sem perda auditiva. O exame de Potencial Evocado Auditivo Cortical foi realizado com estímulo de fala sintética /ba/ simultâneo ao ruído Speech Shaped Noise apresentado em três condições: ruído estável com intensidade de 30 dB NPSpe (ruído estável fraco), ruído estável com intensidade de 65 dB NPSpe (ruído estável forte) e ruído modulado em intensidade de 30 dB NPSpe e 65 dB NPSpe em 25Hz e com período de modulação de 40 ms. **Resultados:** foram observadas maiores latências nos componentes corticais, exceto P2, na condição de ruído estável forte e medidas mais robustas de amplitude dos componentes corticais P1, N1 e P2 na condição de ruído modulado com diferença estatística significativa na comparação com a condição de ruído estável forte. Houve pior morfologia na condição de ruído estável forte, quando comparado aos demais registros. Os limiares eletrofisiológicos médios para as condições de ruído estável forte e ruído modulado foram 60 dB NPSpe e 49 dB NPSpe, respectivamente, mostrando 11,7 dB de diferença média. **Conclusão:** podemos inferir que houve um menor efeito mascarante do ruído modulado, comparado à condição de ruído estável forte, nas medidas de amplitude dos componentes corticais e uma diferença média de 11,7 dB entre os limiares eletrofisiológicos (interpretado como a medida do Benefício do Mascaramento Modulado).

ABSTRACT

Purpose: To analyze the effect of masking on the Cortical Auditory Evoked Potential with speech stimulus in young adults. **Methods:** Fourteen individuals aged between 19 and 28 years of both sexes with no hearing loss participated in the study. The Cortical Auditory Evoked Potential examination was performed with synthetic speech stimulus /ba/ simultaneous to Speech Shaped Noise presented under three conditions: steady noise with a 30 dB SPLep intensity (weak steady noise), steady noise with a 65 dB SPLep intensity (strong steady noise) and modulated noise with 30 dB SPLep and 65 dB SPLep intensities at 25Hz and modulation period of 40 ms. **Results:** Higher latencies were observed in the cortical components, except P2, in the condition of strong steady noise and more meaningful measures of amplitude of the cortical components P1, N1 and P2 in the condition of modulated noise with statistically significant difference in comparison to the strong steady noise condition. There was worse wave morphology in the condition of strong steady noise, when compared to the other records. The average electrophysiological thresholds for the conditions of strong steady noise and modulated noise were 60 dB SPLep and 49 dB SPLep, respectively, showing a 11.7 dB mean difference. **Conclusion:** We could infer that there was a lower masking effect of modulated noise when compared to the strong steady noise condition, in the amplitude measurements of the cortical components and an average difference of 11.7 dB between the electrophysiological thresholds (interpreted as the measure of the Masking Release).

Trabalho realizado na Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.

¹ Programa de Pós-graduação em Saúde da Comunicação Humana, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.² Programa de Pós-graduação em Saúde da Comunicação Humana, Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.³ Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Federal de Pernambuco – UFPE - Recife (PE), Brasil.⁴ Programa de Pós-graduação em Fonoaudiologia, Universidade Estadual Paulista Julio de Mesquita Filho – (UNESP) - São Paulo (SP), Brasil.⁵ Departamento de Fonoaudiologia, Universidade Estadual de Ciências da Saúde de Alagoas – UNCISAL - Maceió (AL), Brasil.**Fonte de financiamento:** Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) - código de financiamento 001.**Conflito de interesses:** nada a declarar.

Este é um artigo publicado em acesso aberto (Open Access) sob a licença Creative Commons Attribution, que permite uso, distribuição e reprodução em qualquer meio, sem restrições desde que o trabalho original seja corretamente citado.

INTRODUÇÃO

Em situações sociais comuns de escuta, o ouvinte se depara com condições que a fala ocorre concomitante com o ruído, causando distorções ou fragmentações na mensagem, resultante do mascaramento causado pelo ruído competitivo⁽¹⁾.

Apesar do mascaramento causado pelo ruído de fundo, indivíduos com audição normal são capazes de reconhecer sinais de fala na presença de sons competitivos por meio de flutuações acústicas nos envelopes temporais de sinais sonoros e ruídos⁽²⁾. Tais oscilações temporais do ruído podem acontecer em intensidade ou espectro de frequência, gerando uma melhor percepção das pistas acústicas de fala, quando comparado em situações que o ruído de fundo é contínuo⁽³⁾.

O efeito no reconhecimento de fala causado por sinais disponíveis do estímulo alvo/fala diante das flutuações de mascaramento é denominado *masking release*, e traduzido para português como Benefício do Mascaramento Modulado – BMM⁽⁴⁾.

Estudos sobre o fenômeno do BMM evidenciam que características físicas do ruído mascarante estão diretamente relacionadas à sua magnitude⁽⁵⁾, como a taxa de modulação, apontando ainda que taxas mais baixas geram maiores espaços temporais de menor amplitude e que facilitam a percepção da fala⁽⁶⁾.

Considera-se que o limiar de detecção de um sinal em presença de um mascaramento modulado é geralmente mais baixo do que em mascaramento constante/estável. Em estudo comportamental para determinar a magnitude do BMM constatou-se uma melhora de 15 a 25 dB no limiar de reconhecimento de fala com taxa de modulação do ruído entre 8 e 20 Hz⁽⁷⁾.

Para medidas eletrofisiológicas, a diferença no limiar entre as duas condições de mascaramento é tomada como uma medida representante da habilidade de resolução temporal dos indivíduos⁽⁸⁾.

Apesar de haver estudos do BMM por meio de medidas psicoacústicas em indivíduos de nacionalidade brasileira e falante nativos do português⁽⁴⁾, ainda não se conhece o comportamento dos potenciais corticais diante deste fenômeno, não havendo parâmetros de normalidade para esta população normouvinte.

Diante das flutuações temporais do ruído modulado, presume-se que as respostas eletrofisiológicas dos Potenciais Evocados Auditivos Corticais (PEAC) sofram modificações quanto a sua latência, amplitude e limiar eletrofisiológico, gerando interferência no processamento temporal.

Considerando a importância do conhecimento sobre o comportamento das respostas corticais diante do BMM, torna-se indispensável o estudo dos PEAC com estímulo de fala em indivíduos normouvintes, a fim de permitir o aprimoramento dos testes de diagnóstico, marcadores eletrofisiológicos para habilidades do processamento auditivo e planejamento terapêutico que facilitem a compreensão da fala em situações de ruído.

Por este motivo, este estudo caracteriza-se como pioneiro por se tratar de uma investigação ainda não realizada em nativos de língua portuguesa, utilizando parâmetros de aquisição mais precisos na pesquisa dos limiares eletrofisiológicos. Diante disso, o presente estudo tem como objetivo analisar o efeito do mascaramento estável e modulado no Potencial Evocado Auditivo Cortical com estímulo de fala em adultos jovens.

MÉTODO

O protocolo desta pesquisa é baseado na Resolução nº 466/2012 do Conselho Nacional de Saúde - CNS para estudos com seres humanos e foi aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE), com o parecer de número 3.555.712.

A pesquisa trata-se de um estudo analítico, do tipo observacional e transversal, realizado no Laboratório de Audiologia do Departamento de Fonoaudiologia da UFPE no período entre outubro de 2019 e abril de 2020.

Foram estabelecidos como critérios de inclusão da pesquisa, indivíduos entre 18 e 28 anos de idade sem perda auditiva, sendo excluídos indivíduos com história de doenças neurológicas e/ou psiquiátricas, déficits cognitivos, indivíduos com malformações de pavilhão auricular e meato acústico externo que impossibilite a realização do exame do Potencial Evocado Auditivo.

Participaram do estudo 14 indivíduos jovens-adultos e a amostragem foi do tipo não probabilística por conveniência. Os participantes foram recrutados após divulgação da pesquisa por meios eletrônicos e por todo o campus universitário.

Todos os participantes receberam orientações quanto aos objetivos e procedimentos da coleta e após aceitarem participar da pesquisa, assinaram ao Termo de Consentimento Livre e Esclarecido – TCLE em duas vias. Em seguida, foram agendados os exames de pré-coleta para resposta aos critérios de elegibilidade da pesquisa.

Exames de pré-coleta

Os pesquisadores realizaram em data agendada, anamnese detalhada a respeito da saúde do indivíduo, exames audiológicos básicos (inspeção do meato acústico externo, audiometria e imitancimetria) e teste de Avaliação Cognitiva Montreal – MoCA⁽⁹⁾.

A existência de alterações na orelha externa e/ou média foi investigada por meio da inspeção do meato acústico externo, além do exame de imitancimetria com a utilização da sonda de 226 Hz para aquisição dos resultados de complacência estática e pesquisa dos reflexos acústicos. Como normalidade, foi considerada a presença de curva timpanométrica do tipo A⁽¹⁰⁾ e presença de reflexos ipsilaterais e contralaterais⁽¹¹⁾. No exame de audiometria foram obtidos os limiares para as frequências entre 250 Hz à 8000 Hz, incluindo as interoitavas de 3000 Hz e 6000 Hz, de ambas as orelhas, através de fones auditivos supra-aurais, em cabina acústica. Como padrão de normalidade foi considerada a presença de limiares auditivos com média inferior a 20 dB NA nas frequências de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz e 4000 Hz⁽¹²⁾. Na aplicação do MoCA foi considerado como resultado de normalidade a pontuação igual ou superior a 26 pontos, descrita no teste.

Aquisição dos Potenciais Evocados Auditivos Corticais

a) Estímulos

Foram utilizados um estímulo de fala sintética /ba/ e um ruído de fala formatado *Speech Shaped Noise* (SSN)⁽¹³⁾. Tal estímulo /ba/ foi apresentado com forma de onda modificada para uma taxa de

24.414 Hz para ser compatível com o sinal digital da plataforma de processamento *Tucker-Davis Technologies* (TDT- RZ6) e calibrado com referência ao dB NPSpe de um tom contínuo de 1kHz, pico equivalente (dB NPSpe). O ruído mascarante SSN possui espectro de fala multilíngue e foi elaborado no Laboratório de Ciências da Audição da Universidade da Carolina do Norte em Chapel Hill, nos Estados Unidos.

b) Procedimento

Os indivíduos elegíveis para o estudo realizaram o teste de PEAC com o equipamento *Intelligent Hearing Systems – IHS*. O estímulo de fala /ba/ e o ruído foram apresentados de forma monoaural para a orelha direita via fone de inserção (ER2) eletromagneticamente blindado, ligados diretamente do TDT- RZ6 ao sujeito. Foram utilizadas olivas descartáveis para cada participante.

Para registro dos potenciais, um sistema de gravação foi sincronizado entre o Smart EP do IHS com o TDT- RZ6 por meio de um marcador de tempo-evento (“Trigger”) coincidente com o início de cada estímulo /ba/. Uma síntese dos parâmetros de registro dos potenciais corticais foi demonstrada no Quadro 1.

O participante foi posicionado em uma poltrona reclinável dentro de cabina acusticamente tratada e assistindo a um vídeo sem áudio durante a realização do exame. Os participantes foram orientados a não dormir durante a avaliação. A limpeza da pele com álcool 70% e gel abrasivo da marca NuPrep® foi realizada previamente à colocação dos eletrodos nas seguintes configurações: dois eletrodos de referência de polaridade negativa posicionados na região dos lóbulos direito (A1) e esquerdo (A2); um eletrodo de polaridade positiva colocado no vértice (Cz) e o eletrodo terra posicionado na região inferior da frente (Fpz).

Para aquisição dos PEAC o ruído foi apresentado simultaneamente ao estímulo /ba/ em três condições, como

ilustrado na Figura 1: a) /ba/ e ruído estável com intensidade de 30 dB NPSpe (ruído estável fraco); b) /ba/ e ruído estável com intensidade de 65 dB NPSpe (ruído estável forte); c) /ba/ e ruído modulado em 25 Hz nas intensidades de 30 e 65 dB NPSpe. O período de modulação foi utilizado para permitir o aparecimento do estímulo /ba/ entre as mudanças de intensidade, com o objetivo de observar o BMM.

A apresentação das diferentes condições de ruído foi realizada de maneira aleatória em cada indivíduo. O limiar eletrofisiológico dos participantes foi pesquisado nas condições de ruído estável forte e ruído modulado, a partir da diminuição da intensidade do estímulo de fala de 10 em 10 dB até o desaparecimento do complexo P1-N1-P2 e em seguida o aumento de 2 em

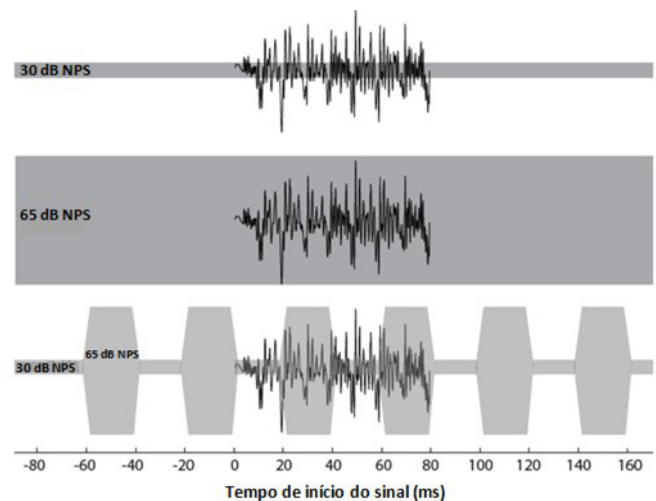


Figura 1. Ilustração do estímulo /ba/ nas três condições de ruído. Ondas corticais durante ruído estável fraco (A); ondas corticais durante ruído estável forte (B); ondas corticais durante ruído modulado (C)

Quadro 1. Síntese dos parâmetros para o registro do Potencial Evocado Auditivo Cortical

Smart EP	Intelligent Hearing Systems – IHS
Modelo	modelo Opti-Amp 8008
Sincronização	Tucker-Davis Technologies (TDT- RZ6)
Marcador	Tempo-evento (Trigger)
Estímulo	
Estímulo de fala	/ba/
Duração	80ms
Intensidade	65 dB NPSpe
Taxa de apresentação	3,8 e/s
Ruído	
Ruído de fala	Speech Shaped Noise (SSN)
Duração	100ms
Rampas onset/offset	10ms
Ruído estável fraco	30 dB NPSpe
Ruído estável forte	65 dB NPSpe
Ruído modulado	25 Hz e intensidades de 30 e 65 dB NPSpe
Período de modulação	40ms
Parâmetros de aquisição	
Janela	512ms
Filtros	1 e 30 Hz
Impedância	≤ 5 kΩ

Legenda: ms = milissegundos

2 dB até o seu aparecimento. A duração total do exame foi de aproximadamente uma hora em cada participante.

a) Análise dos traçados

As medidas de latência (em milissegundos - ms) e amplitude (em microvolts - μV), bem como a morfologia das ondas P1, N1, P2 foram analisadas diante das três condições de apresentação do ruído, avaliando a diferença entre essas respostas.

O registro dos traçados foi identificado com mensuração da latência e amplitude dos componentes corticais P1, N1 e P2, sendo analisados, de maneira cega, por três pesquisadores com experiência em eletrofisiologia que concordaram com a identificação e marcação dos potenciais. O componente P1 foi considerado como a primeira onda cortical positiva mais robusta em torno de 50ms, o componente N1 foi analisado como o vale subsequente à onda P1, com maior negatividade, e a resposta de P2 foi identificada como a onda positiva mais robusta após N1.

Com a obtenção do limiar eletrofisiológico nas condições de ruído estável forte e ruído modulado foi possível mensurar o valor do BMM de cada sujeito diante da diferença em decibéis (dB NPSpe) nas duas situações de apresentação do ruído.

Análise dos dados

A análise estatística foi realizada por meio do programa *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 20.0. Os resultados foram expressos através das medidas estatísticas de mediana e distância interquartilica. Para descrição dessas medidas foi utilizada apresentação gráfica e tabular. A normalidade das amostras foi verificada com o teste de Shapiro-Wilk, sendo observada uma distribuição não normal. Para constatar a diferença de médias significativa entre os componentes corticais em cada condição de ruído e para traçar comparação entre os limiares eletrofisiológicos, utilizou-se o teste de Wilcoxon para dados pareados com vinculação entre si. Foi considerada diferença significativa quando p-valor < 0,05.

RESULTADOS

Dos 14 participantes da pesquisa, nove (64,28%) eram do sexo feminino e seis (35,72%) do sexo masculino, com idades variando de 19 a 28 anos (média 23 anos \pm 2,81) e prevalência de dominância cerebral direita, com 13 indivíduos destros equivalendo a 92,8%. Quanto ao nível de escolaridade, sete (50%) já havia concluído o ensino superior, um participante possuía o ensino médio completo e seis eram estudantes de graduação.

Na descrição dos valores de latências dos componentes corticais nas diferentes condições de ruído na presença do estímulo /ba/ (Tabela 1), foi observado menor valor de latência na condição do ruído estável fraco, enquanto que na condição de ruído estável forte, observou-se um maior valor de latência, exceto para o componente P2.

Na comparação das médias de latências dos componentes corticais entre as condições de ruído foi observada diferença estatisticamente significativa entre as duas condições de ruídos estáveis, como também entre as condições de ruído estável fraco e ruído modulado.

Na descrição dos valores de amplitudes dos componentes corticais nas diferentes condições de ruído (Tabela 2), na condição de ruído estável forte foi observado menor amplitude, enquanto que no grupo de ruído modulado e ruído estável fraco foram obtidas maiores amplitude, sem diferença estatística significativa.

Na comparação das médias de amplitude foi observado diferença estatisticamente significativa entre os ruídos estável forte e ruído modulado, como também entre os dois tipos de ruído estável (Tabela 2).

Quanto à morfologia das ondas registradas nas diferentes situações de ruído, foi possível observar pior apresentação das ondas na condição de ruído estável forte, quando comparado aos demais registros. Figura 2A, B, C.

Na pesquisa do limiar eletrofisiológico, dois indivíduos não realizaram o registro pela necessidade de se ausentar do exame por motivos pessoais, permanecendo 12 voluntários. Na Tabela 3, observa-se que o limiar foi menor na condição de ruído modulado.

Tabela 1. Comparação das médias de latência dos componentes P1, N1 e P2 entre as diferentes condições de ruído numa amostra de 14 sujeitos

Latência	Ruído estável fraco	Ruído estável forte	Ruído modulado	Wilcoxon
(ms)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	p-valor
Componente P1	53 (44,25 - 57,25)	77,5 (57,2 - 105,2)	73,5 (60,0 - 88,7)	p 0,004 ^a p 0,003 ^b p 0,510 ^c
Componente N1	111 (102,0 - 118,0)	137,5 (124,0 - 187,5)	137,5 (129,7 - 153,2)	p 0,009 ^a p 0,002 ^b p 0,730 ^c
Componente P2	171,5 (159,0 - 188,0)	199 (166,5 - 227,0)	208,5 (202,2 - 210,7)	p 0,039 ^a p 0,001 ^b p 0,116 ^c

Legenda: ms = milissegundos; M_d = mediana; (Q_{25}, Q_{75}) = distância interquartilica; ^adiferença estatisticamente significativa das médias entre os ruídos estável fraco e forte; ^bdiferença estatisticamente significativa das médias entre os ruídos estável fraco e ruído modulado; ^causência de significância estatística das médias entre os ruídos estável forte e ruído modulado

Tabela 2. Comparação das médias de amplitude dos componentes P1, N1 e P2 entre as diferentes condições de ruído numa amostra de 14 sujeitos

Amplitude (μ V)	Ruído estável fraco	Ruído estável forte	Ruído modulado	Wilcoxon p-valor
	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	M_d ($Q_{25} - Q_{75}$)	
Componente P1	5,5 (4,3 - 6,6)	4,2 (3,0 - 4,6)	5,7 (4,7 - 6,5)	p 0,005 ^a p 0,009 ^b p 0,510 ^c
Componente N1	4,6 (4,0 - 6,7)	1,6 (0,7 - 2,6)	3,6 (2,8 - 5,4)	p 0,001 ^a p 0,004 ^a p 0,140 ^a
Componente P2	4,4 (2,6 - 6,8)	1,5 (0,8 - 2,3)	4,5 (3,2 - 5,9)	p 0,001 ^a p 0,001 ^a p 0,900 ^a

Legenda: μ V = microvolts; M_d = mediana; ($Q_{25} - Q_{75}$) = distância interquartilica; ^adiferença estatisticamente significativa das médias entre os ruídos estável forte e fraco; ^bdiferença estatisticamente significativa das médias entre os ruídos estável forte e ruído modulado; ^causência de significância estatística das médias entre os ruídos estável fraco e ruído modulado

Tabela 3. Descrição da mediana, e distância interquartilica dos limiares de ruído estável forte, ruído modulado e BMM, numa amostra de 12 sujeitos

Variáveis	Média	Mediana	$Q_{25} - Q_{75}$
Limiar de ruído estável forte – dB NPSpe	60,9	60,0	57,7 – 65,0
Limiar de ruído modulado – dB NPSpe	49,1	49,0	45,0 – 55,0
BMM – dB NPSpe	11,7	12,0	6,2 – 15,0

Legenda: dB NPSpe = decibel nível de pressão sonora; BMM = Benefício do Mascaramento Modulado; $Q_{25} - Q_{75}$ = distância interquartilica. Espectro preto = estímulo de fala /ba/; Faixa cinza (30 dB) = ruído estável fraco; Faixa cinza (65 dB) = ruído estável forte; Faixa cinza fragmentada (30, 65 dB) = ruído modulado; dB NPS (Decibel - Nível de Pressão Sonora)

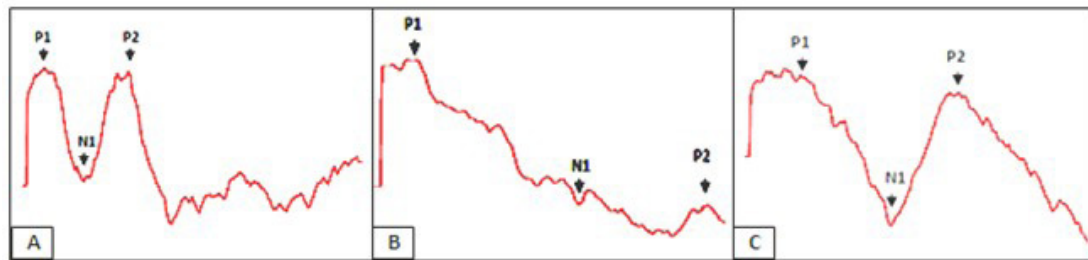


Figura 2. Ilustração da morfologia das ondas corticais nas três condições de ruído

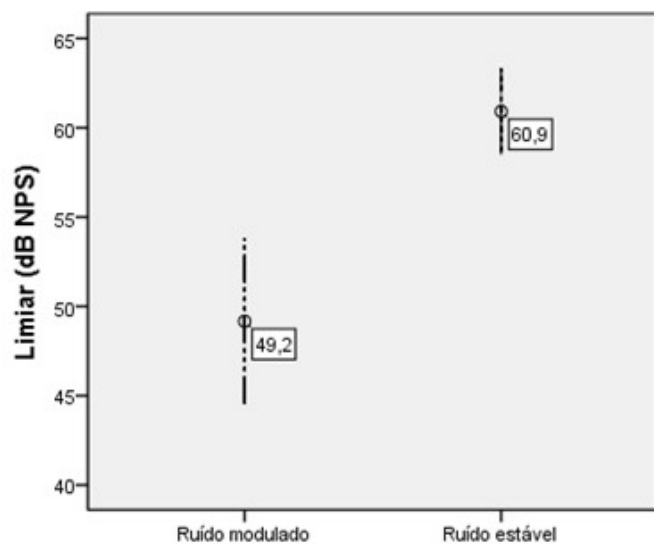


Figura 3. Limiar eletrofisiológico para o estímulo /ba/ em função do tipo de ruído

Na Figura 3, pode-se inferir visualmente que o limiar na condição de ruído estável forte é acentuadamente elevado comparado com a condição de ruído modulado, com significância estatística no teste de Wilcoxon, $p=0,003$. Quanto ao BMM, foi possível observar que o intervalo de confiança foi de 7,7 a 15,7. Além disso, a diferença média entre os limiares eletrofisiológicos resultou em um BMM de 11,7 dB.

DISCUSSÃO

O complexo das ondas corticais P1, N1 e P2 quando evocado por um estímulo de fala, revela respostas exógenas referentes às características acústicas do processamento sonoro⁽¹⁴⁾. No presente estudo, foi possível observar a presença do complexo cortical em todos os indivíduos avaliados, o que sugere que o estímulo de fala foi recebido adequadamente em nível do córtex auditivo.

Neste estudo, processo de investigação do BMM diante de potenciais auditivos corticais está relacionado a detecção do estímulo de fala em nível central, refletindo a atividade

excitatória pós-sináptica, em nível do tálamo e córtex auditivo primário, além das áreas de associação⁽¹⁵⁾.

Analisar as latências e as amplitudes dos componentes corticais no processamento desses sinais complexos permite inferir sobre a influência do tempo na percepção do estímulo e sobre a magnitude da atividade cortical, respectivamente⁽¹⁵⁾.

No presente estudo observou-se que o maior tempo de detecção do estímulo deu-se na condição em que o /ba/ foi apresentado com o ruído estável forte, evidenciado pelas maiores latências presentes nos componentes corticais, exceto em P2 (Tabela 1). Este fato se deu devido ao maior efeito do mascaramento causado pelo ruído estável forte nas latências, com diferença significativa quando comparado à condição de ruído estável fraco (que tiveram menores latências), porém sem diferença estatística quando comparado ao ruído modulado, tendo um efeito mascarante similar nesse caso.

Achados semelhantes de aumento da latência nos potenciais corticais eliciados por estímulo de fala diante do ruído contínuo foram observados em adultos jovens, resultando em latências dos componentes P1, N1 e P2 progressivamente atrasadas diante desta condição ruído⁽¹⁶⁾. Este atraso das latências pode ser resultado do efeito mascarante na sincronização da atividade neural subjacente ao processamento auditivo, uma vez que o ruído altera o tempo de percepção do sistema auditivo.

No que se refere aos valores de amplitudes, enquanto resposta representante da magnitude da atividade cortical observou-se menor amplitude, ou seja, menor magnitude de resposta para os componentes P1, N1 e P2 quando o estímulo /ba/ foi apresentado com o ruído estável forte. Ao mesmo tempo em que maiores latências foram observadas no ruído modulado e estável fraco, com diferença significativa quando comparadas com a condição de ruído estável forte (Tabela 1).

Na Tabela 2 percebe-se que o efeito do mascaramento causado pelo ruído modulado nos valores de amplitude foi inferior ao efeito causado pelo ruído estável forte. Sendo assim, podemos considerar uma melhor magnitude da atividade cortical no processamento do estímulo verbal diante do ruído modulado.

Esse resultado pode ser explicado pelo fato de que modulações na intensidade do ruído causam diminuição da relação sinal-ruído e conseqüentemente aumentam a amplitude do estímulo evocado⁽⁵⁾. Desta forma, o aumento da amplitude do estímulo diante das modulações no ruído, resulta na diminuição da latência e aumento da magnitude das respostas do sistema auditivo, tendo em vista que tais medidas variam inversamente e diretamente com a amplitude do estímulo, respectivamente⁽¹⁷⁾.

Ao comparar potenciais corticais evocados pelo estímulo monaural /ba/ diante de ruído estável em forma de fala e ruído de banda larga modulado, com nível de sinal fixo de 65 dB NPSpe e diferentes tipos de relação sinal-ruído, pesquisadores observaram também uma diminuição sistemática na amplitude e aumento na latência na condição de ruído estável⁽¹⁸⁾.

Quanto à morfologia do complexo P1-N1-P2 nas diferentes condições de ruído, a pior configuração das ondas observada com ruído estável forte, quando comparado aos demais registros, pode ser explicada pela maior interferência vista nas medidas de latência e amplitude nesta condição.

Estudos também têm observado potenciais corticais robustos no ruído modulado quando comparado ao ruído contínuo, indicando um menor efeito mascarante do sinal sonoro no ruído modulado^(16,19).

Na pesquisa do limiar eletrofisiológico do presente estudo observou-se um menor limiar diante do ruído modulado com diferença estatística significativa em relação ao limiar no ruído estável forte (Tabela 3; Figura 3).

O maior limiar observado na condição do ruído estável forte pode indicar que os efeitos do mascaramento temporal foram mais robustos nessa condição.

Desta forma, houve um limiar médio de 11,7 dB inferior no ruído modulado, que corresponde com a literatura ao referir que o limiar de detecção de um sinal em presença de um mascaramento modulado é geralmente mais fraco do que em mascaramento constante/estável⁽²⁰⁾.

Essa diferença no limiar entre as duas condições de mascaramento pode ser tomada como uma medida representante da habilidade de resolução temporal dos indivíduos, estando relacionada à integridade do processamento temporal⁽⁸⁾.

Considerando a taxa de modulação no ruído de 25 Hz na presente pesquisa, estudos têm relatado que as taxas de modulações mais baixas, como por exemplo, entre 8 Hz e 20 Hz, produzem maiores espaços temporais de menor amplitude do ruído e conseqüentemente geram uma melhor magnitude do BMM^(5,6).

Ao investigar o BMM nos PEAC com estímulo de fala e relacioná-los à medidas comportamentais, foram obtidos limiares eletrofisiológicos médios de aproximadamente 69 dB para o ruído estável e 55,5 dB para o ruído modulado, encontrando um limiar médio de aproximadamente 13,5 dB inferior no mascaramento modulado, próximo ao encontrado no presente estudo. Diante deste resultado, os autores pontuaram que o limiar eletrofisiológico de fala foi mais baixo diante do mascaramento modulado quando comparado ao mascaramento estável e associaram o benefício da modulação à capacidade de processamento temporal do indivíduo⁽⁸⁾.

Em estudos com medidas comportamentais, onde a magnitude do BMM foi estudada em normouvintes, constatou-se uma variação entre 15 e 25 dB de melhora no reconhecimento de fala com a taxa modulação do ruído mascarante entre 8 e 20 Hz⁽⁷⁾.

Um estudo que observou a semelhança da magnitude do BMM entre os domínios eletrofisiológicos e comportamentais ressaltou que os testes eletrofisiológicos não são apenas informativos quanto aos mecanismos subjacentes, mas que também possuem o potencial de avaliar as habilidades de processamento temporal⁽⁸⁾. Além disso, relata que os limiares de PEAC evocados por estímulo verbal podem ser preditores confiáveis de limiares de detecção de fala diante dos mascaramentos estáveis e modulados.

No presente estudo, a menor diferença entre os limiares eletrofisiológicos, ou seja, o menor BMM foi de zero dB, não havendo resultado negativo deste fenômeno nos indivíduos estudados. A literatura aponta que o BMM favorece que o cérebro processe pistas acústicas da fala que não coincidem com as características do ruído mascarante⁽²⁾.

Esses achados são limitados predominantemente a jovens adultos sem perda auditiva, no entanto, servem de base para pesquisa com outras faixas etárias, além de populações com

alterações específicas das habilidades auditivas, contribuindo para a pesquisa do BMM em PEAC. A análise do BMM pode ser realizada na população jovem, adulta e idosa, possibilitando a avaliação da habilidade de resolução temporal diante do fenômeno do mascaramento.

CONCLUSÃO

Os achados do presente estudo demonstraram um menor efeito mascarante do ruído modulado nas medidas de amplitude dos componentes corticais P1, N1 e P2, podendo indicar sinais do BMM. O BMM de 11,7 dB representado pela diferença entre os limiares eletrofisiológico médio, aponta para uma menor interferência do mascaramento temporal na condição em que o estímulo /ba/ é apresentado com ruído modulado. Diante destes resultados e da contribuição para a pesquisa do BMM em PEAC, considera-se a utilização do ruído modulado como mascaramento mais eficiente nesta avaliação.

AGRADECIMENTOS

Agradecimento ao National Institute Of Health (NIH), órgão de fomento dos Estados Unidos que em parceria com a Universidade Federal de Pernambuco forneceu os equipamentos utilizados nessa pesquisa.

REFERÊNCIAS

1. Patro C, Kreft HA, Wojtczak M. Effects of age and hearing loss on perceptual and physiological measures of temporal envelope processing and spatial release from speech-on-speech masking. *bioRxiv*. 2020:1-61. <https://doi.org/10.1101/2020.09.03.281717>.
2. Desloge JG, Reed CM, Braida LD, Perez ZD, D'auquila LA. Masking release for hearing-impaired listeners: the effect of increased audibility through reduction of amplitude variability. *J Acoust Soc Am*. 2017;141(6):4452. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4985186>. PMID:28679277.
3. Middlebrooks JC. Masking release by combined spatial and masker-fluctuation effects in the open sound field. *J Acoust Soc Am*. 2017;142(6):3362. <http://dx.doi.org/10.1121/1.5014053>. PMID:29289075.
4. Advíncula KP, Menezes DC, Pacifico FA, Costa MLG, Griz SMS. Efeito da idade no processamento auditivo temporal: benefício da modulação do mascaramento e efeito do pós-mascaramento. *Audiol Commun Res*. 2018;23(0):e1861. <http://dx.doi.org/10.1590/2317-6431-2017-1861>.
5. Grose JH, Griz S, Pacifico FA, Advíncula KP, Menezes DC. Modulation masking release using the Brazilian-Portuguese HINT: psychometric functions and the effect of speech time compression. *Int J Audiol*. 2015;54(4):274-81. <http://dx.doi.org/10.3109/14992027.2014.986692>. PMID:25630394.
6. Advíncula KP, Menezes DC, Pacifico FA, Griz SMS. Percepção da fala em presença de ruído competitivo: o efeito da taxa de modulação do ruído mascarante. *Audiol Commun Res*. 2013;18(4):238-44. <http://dx.doi.org/10.1590/S2317-64312013000400003>.
7. George ELJ, Festen JM, Houtgast T. Factors affecting masking release for speech in modulated noise for normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*. 2006;120(4):2295-311. <http://dx.doi.org/10.1121/1.2266530>. PMID:17069325.
8. Tanner AM, Spitzer ER, Hyzy JP, Grose JH. Masking release for speech in modulated maskers: electrophysiological and behavioral measures. *Ear Hear*. 2019;40(4):1009-15. <http://dx.doi.org/10.1097/AUD.0000000000000683>. PMID:30557224.
9. Nasreddine ZS, Phillips NA, Bédirian V, Charbonneau S, Whitehead V, Collin I, et al. The Montreal Cognitive Assessment, MoCA: a brief screening tool for Mild Cognitive Impairment. *J Am Geriatr Soc*. 2005;53(4):695-9. <http://dx.doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53221.x>. PMID:15817019.
10. Jerger J, Jerger S, Mauldin L. Studies in impedance audiometry. Normal and sensorineural ears. *Arch Otolaryngol*. 1972;96(6):513-23. <http://dx.doi.org/10.1001/archotol.1972.00770090791004>. PMID:4621039.
11. Jerger S, Jerger J. Alterações auditivas: um manual para avaliação clínica. São Paulo: Atheneu; 1989.
12. WHO: World Health Organization. Basic ear and hearing care resource [citado em 2020 Out 23]. Disponível em: <http://www.who.int/publications-detail/basic-ear-and-hearing-care-resource>
13. Stephens JDW, Holt LL. A standard set of American-English voiced stop-consonant stimuli from morphed natural speech. *Speech Commun*. 2011;53(6):877-88. <http://dx.doi.org/10.1016/j.specom.2011.02.007>. PMID:21666844.
14. Shafer VL, Yu YH, Wagner M. Maturation of cortical auditory evoked potentials (CAEPs) to speech recorded from frontocentral and temporal sites: three months to eight years of age. *Int J Psychophysiol*. 2015;95(2):77-93. <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2014.08.1390>. PMID:25219893.
15. Almeqbel A. Speech evoked cortical auditory responses in children with normal hearing. *S Afr J Commun Disord*. 2013;60(1):38-43. <http://dx.doi.org/10.4102/sajcd.v60i1.9>. PMID:25158372.
16. Faucette SP, Stuart A. Evidence of a speech evoked electrophysiological release from masking in noise. *J Acoust Soc Am*. 2017;142(2):EL218-23. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4998151>. PMID:28863590.
17. Drennan DP, Lalor EC. Cortical tracking of complex sound envelopes: modeling the changes in response with intensity. *eNeuro*. 2019;6(3):ENEURO.0082-19.2019. <http://dx.doi.org/10.1523/ENEURO.0082-19.2019>. PMID:31171606.
18. Maamor N, Billings CJ. Cortical signal-in-noise coding varies by noise type, signal-to-noise ratio, age, and hearing status. *Neurosci Lett*. 2017;636:258-64. <http://dx.doi.org/10.1016/j.neulet.2016.11.020>. PMID:27838448.
19. Androulidakis AG, Jones SJ. Detection of signals in modulated and unmodulated noise observed using auditory evoked potentials. *Clin Neurophysiol*. 2006;117(8):1783-93. <http://dx.doi.org/10.1016/j.clinph.2006.04.011>. PMID:16793334.
20. Bernstein JG, Summers V, Iyer N, Brungart DS. Set-size procedures for controlling variations in speech-reception performance with a fluctuating masker. *J Acoust Soc Am*. 2012;132(4):2676-89. <http://dx.doi.org/10.1121/1.4746019>. PMID:23039460.

Contribuição dos autores

MFBR, pesquisadora principal, foi responsável pela elaboração da pesquisa, elaboração do cronograma, levantamento da literatura, coleta e análise dos dados, redação, submissão e trâmites do artigo; DCM, pesquisadora colaboradora participou da elaboração da pesquisa, elaboração do cronograma e análise dos dados; DSBD, pesquisadora colaboradora, participou do levantamento da literatura, coleta e análise dos dados e redação do artigo; SMSG, pesquisadora colaboradora, levantamento da literatura, análise dos dados, correção da redação do artigo, aprovação da versão final; ACFE, pesquisadora colaboradora, participou levantamento da literatura, análise dos dados, correção da redação do artigo, aprovação da versão final; PLM, pesquisador colaborador, participou do levantamento da literatura, correção da redação do artigo e aprovação da versão final; CFT, pesquisadora colaboradora, participou do levantamento da literatura, correção da redação do artigo e aprovação da versão final; KPA, pesquisadora orientadora, participou da elaboração da pesquisa, elaboração do cronograma, análise dos dados, correção da redação do artigo, aprovação da versão final.