



Electrophysiological Evidence of Neurological Representations of the Phonological and Phonetic Properties of Persian Vowels in the Auditory Cortex

Abbas Nasri¹ and Gholamhosain Karimi Doustan²
(223-245)

Abstract

How the brain encodes the speech acoustic signal into phonological representations is a fundamental question for the neurobiology of language. The following paper is aimed to investigate the relationship between the phonological and phonetic properties of Persian simple vowels and neurophysiological events corresponding to them. To achieve such goal, we employed electroencephalography to map the Persian vowel system onto cortical sources using the N1 auditory evoked component. We found evidence that the N1 is characterized by asymmetrical indexes in the auditory areas of the cortex, structuring vowel representations. Properties of these ERPs were analyzed and modelled on one hand by the landmarks in the spectral window of their respective stimulus (such as F1, F2 and F2-F1) and on the other hand by the phonological distinctive features categorizing them (namely, height and place). The results revealed that the responses contain at least two distinguishable modulations of N1 components: a symmetric N1a which peaked between 113 to 149 milliseconds after the onset of the stimulus and a heavily left-leaning N1b which peaked between 149 to 170 milliseconds thereafter. Both N1a and N1b subcomponents showed strong correlations with a variety of parameters of both phonological and acoustic nature of the respective stimuli. However, N1a was significantly better modelled by acoustic factors while N1b displayed a better fit to a model based on phonetic factors. Based on such results, this paper argues that firstly the perceptual procedure of vowel categorization is a gradient process starting from demarcation of the stimulus signal according to acoustic landmarks which is done almost symmetrically then the processing load shifts significantly to the left hemisphere for the categorization of the input based on its perceived distinctive features. And secondly, that such information can be exploited to draft a 'tonochronic' map of such perceptual processes and define a perceptual field for every vowel and distinctive feature in the tonochronic space.

Keywords: auditory cortex, neurology of language, distinctive feature, electroencephalography, perceptual representation, vowel system.

Received: November, 15, 2020; Accepted: January, 13, 2021

Print ISSN: 1026-2288-Online ISSN: 2676-3362
<https://johr.ut.ac.ir>



10.22059/johr.2021.313724.666663

1. Email of the corresponding author: a.nasri@ut.ac.ir. Ph. D Candidate of Linguistics, University of Tehran, Tehran, Iran
2. Professor of Linguistics, University of Tehran, Tehran, Iran.

1. Introduction

How our brains encode the speech acoustic signal into phonological representations is a fundamental question for the neurobiology of language and the question of whether this process is characterized by tonochronic properties of the primary auditory cortex remains a long-lasting challenge. As the previous magnetoencephalographic studies have failed to achieve a consensual account of the hierarchical or asymmetric indexes for speech processing, the following paper is aimed to approach this problem through an investigation of the relationship between the phonological and phonetic properties of standard Persian simple vowels and the neurophysiological events corresponding to them using electroencephalographic technics.

2. Literature review

Although it is well understood since the 1980's that the recognition of acoustic constructions are tightly related to the activities of certain neural clusters which their location in the primary auditory cortex and other adjacent areas mirrors the location of activated auditory receptors inside the basilar membrane of the inner ear, it was only in the early 2000s that magneto-encephalographic studies demonstrate there is also a tonochronic element into this processes: sounds with different acoustic characteristics are processed according to different timetables. Yet after more than a decade and a half, MEG technics used in those studies have failed to arrive at a consensus about the source, (bi-)laterality, and distinctive properties of this tonochronic element. Manca and Grimaldy (2016) worked out the causes of such ineffectiveness by attributing it to the relatively lower temporal resolution of MEG and the insensitivity of the MEG to the radial neural sources and suggested that by employing EEG we might be able to work our way past the problem of accessing the hierarchical internal structure of early auditory response (auditory N1) of the cortex.

3. Materials and method

Eighteen volunteers (9 women; mean age \pm SD: 26.3 \pm 3.8) participated in the experiment after providing written consent. The subjects were all native speakers of Persian, right-handed, and without any history of auditory, neurological, or any other significant health impairment. The participants were each presented four strings of auditory stimuli played successively at a random order with a random interval of 1400 to 1700 milliseconds. Each string consisted of 50 iterations of each six simple vowels of standard Persian as pronounced by a young-adult male native speaker at neutral tone plus 18 iterations of a 200 milliseconds long, 1KHz pure tone as distractor stimulus. They were asked to passively listen to the stimuli while the neurologic reactions of their cortexes were being recorded via a 32-channel EEG cap with a standard 10-20 configuration and sample rate of 512Hz. The resulting signals were then cleared, processed, and analyzed into independent components through the ICA algorithm.

The results then were statistically analyzed and used to examine the efficacy of a phonological estimator model based on discrete and abstract distinctive features of height and place of the vowels against an acoustic estimator model based on continuous physical landmarks (namely F1, F2, and F2-F1) in the spectral window of the acoustic signal.

4. Results

The preliminary results revealed the existence of two separate and distinct modulations of the auditory N1 component in primary auditory response. The earlier subcomponent of N1 (henceforth N1a) was observed to appear at latencies of around 113 to 149 milliseconds, symmetrically distributed between left and right cortical hemispheres, while the heavily left-leaning later sub-component (N1b) started to appear only as late as 149 to 170 milliseconds after the onset of the stimulus. Both modeling approaches also suggest that the latency and amplitude of the neural responses corresponding to each type of Persian vowels are strongly related to their acoustics and phonologic properties viz. back vowels (those with lower F2s) evoke significantly later but weaker responses in both modulations.

5. Conclusion

This study demonstrates that the quantifiable properties of early auditory responses of Persian speakers might be categorized into three groups. First, those correlated to the type of stimulus (e.g. N1a & N1b latency and amplitude). Next, those which are correlated to the idiosyncratic characteristics of a specific instance of the vowel (Absolute laterality and the delay between N1a and N1b peaks) and at last those which are the properties of the processing system (relative laterality).

The comparison of the phonological and acoustic models further suggests that While certain properties (those of the first category) of both N1a and N1b subcomponents showed strong correlations with the estimator parameters of both phonological and acoustic nature, However, N1a was significantly better modeled by acoustic factors whereas N1b displayed a better fit to a model based on phonetic factors. Based on such results, this paper argues that the perceptual procedure of vowel categorization is a gradient process that starts from the demarcation of the stimulus signal according to acoustic landmarks. The first step is done almost symmetrically. Then the processing load shifts significantly to the left hemisphere to categorize the input based on its perceived distinctive features. And secondly, that such information can be exploited to draft a tonochronic map of such perceptual processes and define a perceptual field for every vowel and distinctive feature in the tonochronic space.

شواهد الکتروانسیفالوگرافیک بازنمایی عصب‌شناختی مشخصه‌های آوایی و

واجی واژه‌های زبان فارسی در قشر شنوایی مغز

عباس نصری^۱

دانشجوی دکتری زبان‌شناسی همگانی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

غلامحسین کریمی دوستان

استاد گروه زبان‌شناسی همگانی، دانشگاه تهران، تهران، ایران

تاریخ دریافت مقاله: ۹۹/۸/۲۵؛ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۹/۳/۲۰

علمی - پژوهشی

چکیده:

پژوهش حاضر به بررسی رابطه بین مشخصه‌های آوایی و واجی واژه‌های ساده زبان فارسی و واقعه‌های عصب‌شناختی متناظر با آن در دستگاه شناختی بشر می‌پردازد. بدین منظور با طراحی آزمایشی تجربی، از ۲۰ نفر از گویشوران زبان فارسی خواسته شد تا به توالی‌هایی از واژه‌های ساده زبان فارسی با ترتیب تصادفی گوش کنند و همزمان پاسخ دستگاه عصبی آنان به شنیدن این واژه‌ها با استفاده از روش الکتروانسیفالوگرافی ثبت شد. سپس با استخراج پتانسیل‌های وابسته به رخداد متناظر با پردازش هر واژه در قشر شنوایی اولیه مغز آنان، ویژگی‌ها و مشخصات این واکنش‌ها و نسبت آنان از یک سو با برجستگی‌های پنجره طیفی سیگنال صوتی (F1, F2) و از سوی دیگر با مشخصه‌های ممیز واجی محل تولید و ارتفاع زبان بررسی شد. در این بررسی‌ها مشخص شد قرار گرفتن در معرض هر یک از محرک‌های مورد استفاده در این آزمایش دستکم در دو مرحله پاسخ عصبی برجسته‌ای تولید می‌کند که هر دو، هم با مشخصات طیفی-زمانی محرک و هم با مشخصه‌های انتزاعی-مقوله‌ای واژه‌ها همبستگی آماری دارند. نتایج این پژوهش تاییدی بر این فرضیه است که فرآیند تفکیک ادراکی واژه‌ها از یکدیگر حاصل روندی تدریجی از نشان‌گذاری بر اساس برجستگی‌های صوت‌شناختی تا مقوله‌بندی مشخصات واجی است که در مرحله اول در دو نیمکره مغز به صورت متقارن انجام می‌شود و با برجستگی‌های صوت‌شناختی نسبت به مشخصه‌های واجی همبستگی بالاتری دارد، اما در مرحله دوم بار اصلی پردازش به نیمکره چپ منتقل شده و ویژگی‌های پاسخ عصبی به هر واژه در این مرحله مطابقت بالاتری با مشخصه‌های واجی نشان می‌دهند. بدین ترتیب برجسته‌ترین ماحصل این پژوهش دستیابی به نقشه «زمان‌نواختی» پردازش عصبی واژه‌های زبان فارسی و حوزه ادراکی مشخصه محل تولید واژه در دستگاه شنوایی گویشوران این زبان است. هرچند توان تفکیک اندازه‌گیری انجام شده در این آزمایش برای بیرون آوردن همبسته عصبی پردازش مشخصه ارتفاع زبان از زیر سایه اثر بزرگ‌تر مشخصه محل تولید کافی به نظر نمی‌رسد.

واژه‌های کلیدی: قشر شنوایی، عصب‌شناسی زبان، مشخصه ممیز، الکتروانسیفالوگرافی، بازنمایی

ادراکی، نظام واژه‌ای

۱. مقدمه

چگونگی نگاشت سیگنال‌های صوتی آوا به بازنمایی انتزاعی واجی یکی از پرسش‌های اصلی در حوزه واج‌شناسی عصبی است. فرض رایج در این حوزه وجود تناظری یکپارچه بین واحدهای پایه زبانی و واحدهای پایه عصب‌تنکردشناختی^۱ در مراحل رایانش و بازنمایی اصوات زبانی است (امبیک و پوپل^۲ ۲۰۱۵، گریمالدی^۳ ۲۰۱۲). این واحدهای پایه زبانی به اعتقاد جمهور زبانشناسان (برای مثال نک. هله ۲۰۰۲، استیونس ۲۰۰۲، لده‌فوگد ۲۰۰۶) نه واج‌های هر زبان که «مشخصه‌های واجی» هستند که مشخصه ممیز نیز نامیده می‌شوند. مشخصه‌های ممیز گرچه ماهیتاً اتصالاتی انتزاعی بین سازوکارهای حوزه تولید صوت و برون‌داد صوت‌شناختی دستگاه گفتار هستند اما رمزگشایی و ادراک تقریباً همیشه موفق و همسان آنان نزد شنونده نشان می‌دهند که این مشخصه‌ها بایستی واجد همبسته‌های مادی چه در حوزه فیزیک صوت و چه در حوزه ادراک عصبی باشند.

واج‌ها، اعم از واکه و همخوان، خوشه‌هایی از این مشخصه‌های واجی‌اند که دو به دو در تقابل قطبی در ارزش یک یا چند مشخصه قرار دارند. بطور خاص، مهم‌ترین مشخصه‌های ممیز دارای موضوعیت در بین واکه‌ها نشان‌دهنده این تقابل‌های دودویی در ارتفاع زبان، جایگاه تولید در طول حفره دهان و گردشگی لب‌ها هستند. تقابل قطبی در ارزش دست‌کم یکی از این مشخصه‌ها عامل تمایز در تولید و بالتبع ادراک متفاوت مثلاً واکه /o/ (با مشخصه /-high/) در «تو (ضمیر)» /to/ با واکه /u/ (با مشخصه /+high/) در «تو (حرف اضافه)» /tu/ است. طبیعی است که شکل متفاوت دستگاه گفتار در حین عبور جریان هوا موجب تولید پیام‌های صوتی با مشخصات طیفی-زمانی متمایزی می‌شود. این تمایزات برای شنونده به وسیله تحلیل برجستگی‌های صوت‌شناختی^۴ پیام مانند نقاط اوج نسبی در پنجره طیفی^۵ سیگنال آن پیام (سازه‌های^۶

1. Neuro-anatomic
2. Embick and Poeppel
3. Grimaldi
4. acoustic landmarks
5. spectral window
6. formants

صوتی با نماد ... F2, F1) قابل رمزگشایی است. از دیدگاه عصب‌تنکردشناختی، می‌توان فرض کرد که ساختارهای صوت‌شناختی مستقیماً به فعالیت خوشه‌هایی از نورون‌ها در قشر شنوایی مغز نگاشت‌پذیرند که سلول‌های درون آن خوشه به ویژگی‌های طیفی آن صوت حساس‌اند (رمانی، ویلیامسون و کافمن^۱، ۱۹۸۲، اول و شایخ^۲، ۱۹۹۷، سازن و لنگرز^۳، ۲۰۱۴). این فرض اساسی را «اصل جای‌نواختی»^۴ می‌نامند. این فرآیند رمزنگاری مکان‌محور بسامدهای محرک صوتی از طریق تحریک نورون‌های حلزونی گوش، به ترتیب قرارگیری آن‌ها در موازات غشاء باسیلار^۵ در گوش درونی انجام می‌شود. سپس سیگنال حاصله از مسیر ساقه مغز به قشر شنوایی مغز منتقل می‌شود (مسگرانی و دیگران^۶، ۲۰۱۴؛ تالاوژ و دیگران^۷، ۲۰۰۴). این سازوکار زمان‌محور رمزنگاری مذکور (موسوم به «اصل زمان‌نواختی»^۸) باعث می‌شود که هر بخش از سیگنال ارسالی از گوش درونی متناظر با بخش مشخصی از رمزنگاری مکان‌محور با تاخیر زمانی متفاوتی در قشر شنوایی مغز پردازش شود (رابرتز و دیگران^۹، ۱۹۹۸، ۲۰۰۰ و ۲۰۰۴). با کنار هم قرار دادن این دو عامل به صورت دو محور و مشخص کردن جایگاه و تاخیر زمانی پردازش هر مشخصه ممیز واج‌شناختی می‌توان نقشه‌ای واجی-عصبی از فرآیند پردازشی در قشر شنوایی مغز بدست داد که تناظری از واقعیت عصب‌شناختی از فرآیند ادراک گفتار در مغز آدمی خواهد بود. نتایج حاصل از تصویربرداری مغز تاکنون تصویری کلی از نواحی اصلی درگیر در پردازش اطلاعات گفتاری در اختیار ما می‌گذارد که نشان‌دهنده چگونگی کارکرد تخصصی دالان شنوایی^{۱۰} مغز است. به‌طور کلی، قشر شنوایی اولیه مغز (A1) به‌عنوان بخشی از یک شبکه عظیم و پیچیده عصبی، وظیفه استخراج مشخصه‌های صوت‌شناختی را از درون سیگنال ورودی از اعصاب شنوایی بر عهده دارد (هیچاک^۹ و پوپل^{۱۰}، ۲۰۰۴؛ اسکات و جانسرود^{۱۰}، ۲۰۰۳) در مقابل قشرهای

-
1. Romani, Williamson & Kaufman
 2. Ohl and Schich
 3. Saenz and Langers
 4. tonotopic principle
 5. basilar membrane
 6. Talavage
 7. tonochronic principle
 8. auditory pathway
 9. Hicock
 10. Scott and Johnsrude

ثانویه شنوایی که در شکنج گیجگاهی فرازین^۱ و شیار گیجگاهی فرازین^۲ قرار دارند، وظیفه تبدیل مشخصات صوت‌شناختی به بازنمایی‌های واجی را بر عهده دارند (هیگاک و پوپل ۲۰۰۴؛ اسکات و جانسرود ۲۰۰۳؛ روشکر^۳ و اسکات ۲۰۰۹). در این سطح هنوز بین پژوهشگران درباره چگونگی توزیع این پردازش بین نیم‌کره‌های مغز اختلافاتی وجود دارد که بعضی از آنان (مانند هیگاک و پوپل ۲۰۰۴ و ۲۰۰۷؛ اسکات و جانسرود ۲۰۰۳ و اسکات و مک‌گتیکن^۴ ۲۰۱۳) قائل به پردازش متقارن سیگنال هستند و برخی دیگر (از جمله دویت^۵ و روشکر ۲۰۱۲ و آبلسر و آیسنر^۶ ۲۰۰۹) معتقدند بخش شنیداری نیم‌کره چپ نقش اصلی را در پردازش این اطلاعات دارد. همچنین روز به روز بر انبوه شواهد قاطعی افزوده می‌شود که نشان می‌دهد وظیفه‌سپاری نواحی شنوایی برای پردازش مشخصه‌های واجی منطبق بر اصول توپوگرافی است (برای مثال رمانی و دیگران ۱۹۸۲، تالوچ و دیگران ۲۰۰۴ و سانز و لانگرز ۲۰۱۴). این بدان معنی است که نواحی شنوایی مغز انسان به صورت خوشه‌های نرونی تخصصی - البته با مرزهای تدریجی و مبهم - به صورت گزینشی به پارامترهای صوت‌شناختی محرک‌های صوتی واکنش نشان می‌دهند بنابراین در مورد هر محرک واجد مشخصات صوت‌شناختی متفاوت، الگوهای طیفی-زمانی مختلفی قابل مشاهده خواهد بود (رمانی و دیگران ۱۹۸۲؛ پانتف^۷ و دیگران ۱۹۹۵؛ کاس و هکت^۸ ۲۰۰۰). مطالعات انجام شده با روش مگنتوانسفالوگرافی^۹ بر روی N1m (میدان مغناطیسی متناظر با سازند N1 در الکتروانسفالوگرافی^{۱۰}) نیز موید نتایج مشابهی هستند. اما از آنجا که سازند N1 پتانسیل وابسته به رخداد^{۱۱} رویدادی یکپارچه نیست (نانتن و پیکتون^{۱۲} ۱۹۸۲؛ وودز ۱۹۹۵؛

-
1. superior temporal gyrus (STG)
 2. superior temporal sulcus (STS)
 3. Rauschecker
 4. McGettigan
 5. DeWitt
 6. Obleser and Eisner
 7. Pantev
 8. Kaas and Hackett
 9. magnetic-encephalography (MEG)
 10. electro-encephalography (EEG)
 11. event-related potentials (ERP)
 12. Näätänen & Picton

کمپبل و دیگران ۲۰۰۷؛ هونهورست^۱ و دیگران ۲۰۰۹)، چالش اصلی تفکیک زیرسازندهای تشکیل‌دهنده آن و برقراری ارتباط بین آنها و فرآیندهای پردازشی در حال وقوع در مغز است. هرچند روش MEG دارای قدرت تفکیک مکانی بالاتری نسبت به EEG است (آلفورس^۲ و دیگران ۲۰۱۰، بیلت^۳ ۲۰۱۷) اما مطالعات انجام شده در این روش در تعیین مشخصات، مبدا و عدم‌تقارن نیمکره‌ای امواج N1m وحدت نظر ندارند، در این پژوهش‌ها منشا پردازش‌های شنوایی به نواحی مختلفی از جمله صفحه گیجگاهی فوقانی شامل قشر شنوایی اولیه و شکنج گیجگاهی فوقانی (آبلسر و دیگران ۲۰۰۳ الف و ب، پوپل و دیگران ۱۹۹۷)، صفحه گیجگاهی (آبلسر و دیگران ۲۰۰۴ الف) و شیار گیجگاهی فوقانی (اویلیتز و دیگران ۲۰۰۴) نسبت داده شده. مانکا و گریمالدی (۲۰۱۶) این مسئله را به محدودیت MEG در حساسیت به مولفه عمودی میدان مغناطیسی مغز نسبت می‌دهند. در مقابل EEG هم به مولفه عمودی و هم به مولفه مماسی میدان الکتریکی حساس است. آن دو نتیجه می‌گیرند که مطالعه سازند N1 پتانسیل وابسته به رخداد در این روش بتواند تفکیک دقیق‌تری از مشخصات و مبدا اجزا آن ارائه کند.

اکثر مطالعات انجام شده با MEG در حوزه ادراک آوایی به دلیل طبیعت طیفی-زمانی ثابت واژه‌ها بر این دسته از آواهای زبانی متمرکز شده‌اند (دیش^۴ و دیگران ۱۹۹۶؛ دیش و لوک ۱۹۹۷، ۲۰۰۰؛ اویلیتز و دیگران ۲۰۰۴؛ رابرتز و دیگران ۲۰۰۴؛ ملکله^۵ و دیگران ۲۰۰۳؛ آبلسر و دیگران ۲۰۰۳ الف؛ شستاکووا^۶ و دیگران ۲۰۰۴؛ شارینگر^۷ و دیگران ۲۰۱۱) اما گاهی نیز مطالعاتی بر روی همخوان‌ها انجام شده است (مانند گیج^۸ و دیگران ۱۹۹۸ و ۲۰۰۶؛ آبلسر و دیگران ۲۰۰۳ ب، ۲۰۰۴ و ۲۰۰۶) اما در نهایت این مطالعات تا کنون این پرسش را بی‌پاسخ گذاشته‌اند که پردازش آواهای زبانی در مغز بر اساس مشخصات طیفی-زمانی آنها و به مدد سرنخ‌های صوت‌شناختی انجام می‌گیرد یا بر اساس مشخصه‌های انتزاعی واجی. پژوهش در این حوزه با روش

-
1. Hoonhorst
 2. Ahlfors
 3. Baillet
 4. Diesch
 5. Mäkelä
 6. Shestakova
 7. Scharinger
 8. Gage

الکتروانسفالوگرافی عمر چندانی ندارد و محدود به مطالعه‌ای است که مانکا و گریمالدی (مانکا و دیگران ۲۰۱۹؛ گریمالدی و دیگران ۲۰۱۶) بر روی نظام واکه‌ای گویش سالنتو از زبان ایتالیایی انجام داده‌اند. در پژوهش حاضر به منظور بررسی مشخصات طیفی-زمانی پاسخ عصبی اولیه قشر شنوایی مغز به واکه‌های ساده زبان فارسی با طراحی آزمایشی تجربی، تعدادی از گویشوران زبان فارسی در شرایط کنترل شده در معرض واکه‌های ساده این زبان قرار گرفتند تا با ثبت ERP متناظر با پردازش آن واکه‌ها در پاسخ عصبی قشر شنوایی مغز آنان ویژگی‌ها و مشخصات این واکنش بررسی شود. هدف از این بررسی تلاش برای دستیابی به پاسخ سه پرسش است: توزیع بار پردازشی فرآیند ادراک واکه‌ها بین دو نیمکره مغز چگونه است؟ آیا همبسته‌های عصب‌شناختی مشخصه‌های واجی و صوت‌شناختی واکه‌ها در پتانسیل وابسته به رخداد متناظر با پردازش آن‌ها قابل دسترسی است؟ و در نهایت اینکه کدام دسته از مشخصه‌های ساختاری واکه‌ها، ویژگی‌های طیفی-زمانی پاسخ عصبی مربوطه را بهتر توصیف و پیش-بینی می‌کنند؟

۲. روش پژوهش

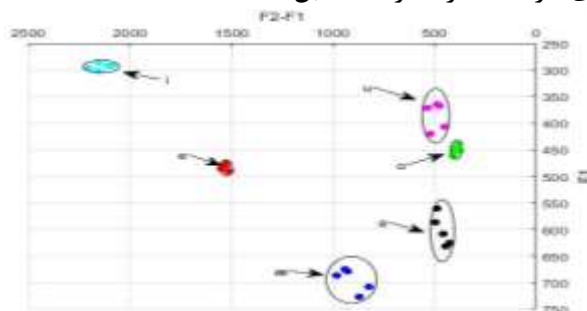
در این بخش به معرفی روش گردآوری داده‌ها، شیوه و دلایل تعیین و حذف داده‌های غیر قابل استفاده و نیز روش پردازش و استخراج اطلاعات از داده‌های خام پرداخته می‌شود.

۲.۱. آزمودنی‌ها

داوطلبان مشارکت‌کننده در این آزمون ۱۸ نفر گویشور بومی بالغ (۹ مرد و ۹ زن، میانگین سن: ۲۶٫۳ سال؛ انحراف معیار ۳٫۸) زبان فارسی بودند. پیش از انجام آزمایش داوطلبان با مراحل آزمایش آشنا شده، مورد معاینه پزشکی قرار گرفته و از آنان رضایت-نامه اخذ شد. همه آزمودنی‌ها بر اساس پرسشنامه «اندیس راست‌دستی ادینبورگ» (الدفیلد ۱۹۷۱) نمره راست‌دستی دستکم ۹ از ۱۰ کسب کردند. آزمودنی‌ها فاقد سابقه بیماری یا اختلالات عصب‌شناختی یا شنوایی یا سایر مشکلات عمده سلامت بودند. (۱) داده‌های این آزمایش در آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز ایران مستقر در دانشگاه تهران گردآوری شد.

۲،۲. محرک‌ها و روال

محرک‌های مورد استفاده در این آزمون ۶ واژه ساده زبان فارسی معیار (مطابق بی‌جن‌خان ۱۳۸۴: ۹۴-۱۰۰) به علاوه یک سوت ممتد تک بسامدی بود. گوینده مذکر بالغ ده نمونه از هر ۶ واژه را خارج از بافت آوایی با لحنی متعارف تلفظ کرد. ضبط با نرخ نمونه‌برداری ۴۴٫۱ کیلوهرتز و توان تفکیک شدت ۱۶ بیت انجام شده. سپس تلفظ‌های ضبط شده به وسیله نرم‌افزار پرات (بورسما و وینینک^۱ ۲۰۱۱) برای شدت ۷۰ دسی‌بل و دیرش ۲۰۰ میلی‌ثانیه نرمالیزه و جدا شد. پنج ضبط از میان ده ضبط هر واژه که فرکانس پایه نزدیک‌تری به میانگین فرکانس پایه ده ضبط داشتند به عنوان محرک انتخاب شدند. این کار به منظور کنترل اثر احتمالی تفاوت F0 بر روی پاسخ عصبی شرکت‌کنندگان انجام شد. شکل ۱ پراکندگی مشخصات سازه‌های محرک‌های استفاده شده در آزمایش را در دو محور سازه اول (F1) و تفاضل سازه دوم و اول (F2-F1) را نشان می‌دهد که به وضوح، افزایش هر یک به ترتیب متناظر با تمایل به مشخصه‌های واجی «افتاده» و «پیشین» است. در جدول ۱ نیز میانگین و انحراف معیار مشخصات سازه‌های هر دسته از محرک‌ها قابل مشاهده است.



شکل ۱. فضای واژه‌های محرک‌های استفاده شده در آزمون به همراه بیضی حوزه اعتماد ۹۰ درصد (۲ انحراف معیار)، یکای سنجش: هرتز

F2-F1	F3	F2	F1	بسامد پایه	محرک
910(±56)	2454(±84)	1605(±44)	695(±20)	117	[æ]
1527(±14)	2656(±22)	2012(±13)	484 (±7)	145	[e]
395(±12)	2732(±76)	845(±18)	450(±8)	132	[o]
464(±26)	2773(±16)	1066(±14)	602(±26)	143	[â]
2142(±40)	3149(±64)	2436(±42)	294(±5)	150	[i]
495(±30)	2882(±73)	881(±37)	386(±23)	165	[u]

جدول ۱. میانگین مشخصات طیفی محرک‌ها. یکای سنجش: هرتز، انحراف معیار درون پرانتز

بسامد سازه پایه و اول تا سوم هر محرک به صورت میانگین ناحیه زمانی ۲۵ الی ۱۷۵ میلی‌ثانیه در نقاطی به فاصله ۲,۵ میلی‌ثانیه (۶۱ نقطه) از هم اندازه‌گیری شد. طبق نتایج پژوهش‌های انجام شده (گیج و دیگران ۱۹۹۸؛ گریمالدی و دیگران ۲۰۱۶) شیب و شدت بخش خیز و فرود در ابتدا و انتهای واکه در دامنه و تاخیر نسبی سازند N1 در سیگنال پاسخ موثر نیست، لذا این دو بخش از اندازه‌گیری حذف شدند. محرک هفتم یعنی سوت ممتد تک بسامدی به طول ۲۰۰ میلی‌ثانیه توسط نرم‌افزار پرات ساخته شد. محرک‌ها با کمک نرم‌افزار E-prime 2.0 به وسیله یک جفت بلندگوی Logitech S120 با شدت ۷۰ دسی‌بل در فاصله حدود ۶۰ سانتی‌متری از گوش آزمودنی‌ها پخش شد. قبل از انجام آزمون با پخش چند نمونه از هر محرک اطمینان حاصل شد که آزمودنی‌ها قادر به تشخیص صحیح هر ۶ واکه با مشخصات ارائه مذکور باشند.

۲,۳. روش آزمون

آزمودنی‌ها در طول آزمون مقابل یک صفحه‌نمایش رایانه‌ای نشسته بودند و از آنان خواسته شده بود به مجموعه‌ای از محرک‌ها گوش دهند. هر آزمودنی در معرض ۴ بسته محرک قرار گرفت که هر بسته شامل ۵۰ تکرار از هر کدام از ۶ محرک اصلی و ۱۸ تکرار از محرک فریب بود. ترتیب پخش محرک‌ها با عملگر random() در نرم‌افزار E-Prime 2.0 تصادفی‌سازی شده و فاصله بین آغاز دو محرک متوالی، بین ۱۴۰۰ الی ۱۷۰۰ میلی‌ثانیه متغیر بود. برای کاهش اختلال حاصل از حرکات چشم از آزمودنی‌ها خواسته شده بود در طول ضبط به یک نشانه «به‌علاوه +» سفید به ابعاد تقریبی ۳ سانتی‌متر در مرکز صفحه سیاه نمایشگر نگاه کنند. در فاصله بین هر دو بسته محرک، یک دقیقه برای استراحت آزمودنی‌ها در نظر گرفته شده بود. زمان صرف شده برای هر بسته حدود ۹ دقیقه بود.

۲,۴. گردآوری و پیش‌پردازش داده‌ها

برداشت سیگنال پیوسته EEG به وسیله دستگاه G.HIAMP (شرکت G.tec) و کلاه ActiCap ۳۲ کاناله با آرایش ۱۰-۲۰ استاندارد و نرخ نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز انجام شد. ثبت برخط داده با عبور از یک صافی میان‌گذر ۰,۱۶-۸۰ هرتزی و یک صافی ناچ در بسامد جریان الکتریکی (۵۰ هرتز) انجام شد. الکتروود مرجع به لاله گوش راست متصل بود و مقاومت الکتریکی در محل اتصال هر الکتروود به پوست سر آزمودنی در طول

آزمون کمتر از ۵ کیلوهم نگاه داشته شد. پردازش آفلاین سیگنال با کمک افزونه EEGLAB در محیط نرم‌افزار MATLAB 2019a انجام شد. داده‌ها با استفاده از صافی بالاگذر FIR ۰,۵ هرتزی (حد تاثیر ۰,۵۸ هرتز) رده ۴۰۹۶ و صافی پایین‌گذر FIR ۵۰ هرتزی رده ۱۰۲۴ (۴۹,۶۷ هرتز) فیلتر شد. سیگنال پیوسته به صورت بازه‌هایی از ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از شروع هر محرک اصلی تا ۱ ثانیه پس از آن افراز شده و میانگین ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از محرک به عنوان بیس‌لاین از هر بازه کسر شد. آرتیفکت‌های چشمی، ECG و عضلانی با الگوریتم ICA از سیگنال حذف شد (حداکثر ۴ سازند). سپس بازه‌های حاوی خطوط صاف (اختلاف حداکثر و حداقل کمتر از ۲ میکروولت)، آرتیفکت‌های پله‌ای و اختلاف پتانسیل قله‌به‌قله با قدر مطلق بالاتر از ۱۲۰ میکروولت کنار گذاشته شدند. به طور میانگین ۷,۲ درصد از داده‌های هر آزمودنی از مطالعه حذف شد. بازه‌های باقیمانده برای هر واژه و همه آزمودنی‌ها به طور جداگانه میانگین‌گیری شد. ۳ نفر از آزمودنی‌ها که در پاسخ وابسته به رخداد ایشان سازند N1 در بازه زمانی ۸۰ تا ۱۶۰ میلی‌ثانیه پس از آغاز محرک مشاهده نشد از مطالعه کنار گذاشته شدند و بدین ترتیب میانگین‌گیری نهایی بر روی ۱۵ آزمودنی انجام شد (۹ نفر زن، میانگین سن: ۲۶,۷ سال؛ انحراف معیار: ۳,۹).

۵, ۲. روش تحلیل

با بررسی نتایج تفکیک سازندهای بدست آمده از الگوریتم ICA^۱، وجود دو زیرسازند از موج N1 با شکل موج مشابه و اختلاف فاز حدود ۲۰ تا ۳۰ میلی‌ثانیه به وضوح قابل مشاهده بود. این دو زیرسازند در آزمودنی‌های مختلف به ترتیب در بازه زمانی ۱۳۵-۱۰۰ و ۱۳۵-۱۷۰ میلی‌ثانیه ظاهر می‌شدند. به لحاظ توپولوژی تمرکز این دو زیرسازند به ترتیب بر الکترودهای میانی و میانی-کناری نیمکره چپ بود. لذا تاخیر و دامنه موج N1a با استفاده از الکترودهای Cz، میانگین FC1 و FC2 و میانگین CP1 و CP2 اندازه‌گیری شد و در مقابل اندازه‌گیری موج N1b در الکترودهای C3، میانگین FC1 و FC5 و میانگین CP1 و CP5 انجام شد. تحلیل مقادیر مربوط به تاخیر و دامنه هر یک از دو زیرسازند N1 برای هر واژه با استفاده از یک مدل واجی و یک مدل صوت‌شناختی و اعمال آزمون تعقیبی توکی^۲ (در صورت نیاز) با استفاده از نرم‌افزار IBM SPSS 26 انجام شد. در مدل واجی متغیرهای مستقل گسسته و در مدل صوت‌شناختی پیوسته

1. independent component analysis
2. Tukey's post-hoc test

بودند لذا تحلیل در مدل اول با روش «مدلسازی خطی عام تک‌متغیر^۱» و در مدل دوم با تعیین ضریب همبستگی خطی پارامتری (پیرسون) انجام گرفت.

محرک	تاخیر N1a	دامنه N1a	تاخیر N1b	دامنه N1b	میانگین دامنه نیمکره راست	میانگین دامنه نیمکره چپ
[æ]	127.1 (7.1)	4.53(0.62)	144.7 (7.1)	4.17(0.67)	2.68(0.52)	3.95(0.66)
[e]	126.3 (6.0)	4.70(0.83)	146.2(7.4)	4.36(0.83)	2.54(0.56)	4.03(0.83)
[o]	129.3(6.3)	3.82(0.72)	150.8(7.0)	3.51(0.79)	2.18(0.48)	3.23(0.77)
[â]	131.5(7.4)	3.98(0.68)	151.9(5.4)	3.69(0.74)	2.24(0.50)	3.44(0.73)
[i]	129.1(7.8)	4.14(0.77)	148.4(7.1)	3.82(0.80)	2.32(0.53)	3.57(0.80)
[u]	134.5(7.2)	3.66(0.94)	153.6(8.5)	3.38(0.98)	2.04(0.62)	3.10(0.96)

جدول ۲. نتایج آزمایش: تاخیر (یکای سنجش میلی‌ثانیه) و دامنه (یکای سنجش میکروولت) نقطه اوج هر زیرسازند



شکل ۲. تاخیر و دامنه پتانسیل وابسته به رخداد در هر زیرسازند، مرتب شده بر اساس محل تولید و ارتفاع زبان در هر واکه (لوزی آبی: N1a؛ مربع نارنجی: N1b)

در مدل واجی تقابل دوتایی ۰ و ۱ متناظر با مشخصه محل تولید (به ازای [-back] و [+back]) در نظر گرفته شد و برای مشخصه ارتفاع زبان دو تقابل دوتایی (۰ و ۱ به ازای [-low] و [+low] و ۰ و ۱ به ازای [-high] و [+high]) و یک تقابلی سه‌تایی (۰، ۱ و -۱ به ترتیب به ازای [+low,-high]، [-low,-high] و [-low,+high]) طرح شد. در مدل صوت‌شناختی نیز از سه متغیر پیوسته F1، F2 و F2-F1 به عنوان تخمین‌گر

1. univariate general linear model

استفاده شد. در هر مورد از روش مدل‌سازی حذفی با رگرسیون خطی جفتی برای مقایسه کیفیت تطابق دو مدل با داده‌ها استفاده شد در این روش افزایش قدرمطلق لگاریتم نسبت درست‌نمایی^۱ نشان‌دهنده وجود اختلاف بهینگی دو مدل در بازنمایی متغیر وابسته است. مقایسه میزان عدم‌تقارن موج متاخر N1 با مقایسه میانگین دامنه نقطه اوج در دو زوج متقارن از ۷ الکتروود در نیمکره چپ (F3، FC1، FC5، C3، CP1، CP5، P3) و راست (F4، FC2، FC6، C4، CP2، CP6، P4) صورت گرفت که از میان ۱۴ الکتروود هر نیمکره برجسته‌ترین واکنش را نسبت به محرک داشتند.

۳. نتایج

برای هر یک از واژه‌های مورد آزمایش میانگین و انحراف معیار تاخیر و دامنه دو زیرسازند N1a و N1b و بیشینه دامنه در دو نیمکره چپ و راست مغز مطابق جدول ۲ به دست آمد. تاخیر زمانی نقطه اوج زیرسازند متقدم به طور متوسط ۱۲۹ میلی‌ثانیه پس از آغاز محرک و در بازه ۱۱۳ الی ۱۴۹ و زیرسازند متاخر به طور متوسط ۱۴۹ میلی‌ثانیه و در بازه ۱۳۳ الی ۱۷۱ میلی‌ثانیه بود.

عامل	متغیر	F	p	η^2
+/- Back	Lat.	0.725	0.397	0.008
	Abs. Lat.	10.303	0.002*	0.105
+/-High	Lat.	0.062	0.804	0.001
	Abs. Lat.	1.57	0.213	0.017
+/-Low	Lat.	0.426	0.516	0.005
	Abs. Lat.	0.111	0.740	0.001
Low/High/Mid	Lat.	0.214	0.807	0.005
	Abs. Lat.	0.833	0.438	0.019

جدول ۳. برجستگی آماری و مقیاس تاثیر^۲ عوامل مورد مطالعه در مدل واجی بر متغیرهای یکسوگی نسی و مطلق مولفه متاخر N1 (مقادیر واجد معناداری آماری در سطح اعتماد ۰,۰۵ با علامت ستاره مشخص شده اند). مشاهده توصیفی نمایش داده شده در شکل ۲ نشان می‌دهد که تاخیر هر دو زیرسازند متقدم و متاخر N1 در واژه‌های پسین‌تر نسبت به واژه‌های پیشین با شبیهی ملایم افزایش می‌یابد و در مقابل از دامنه آن کاسته می‌شود. همچنین تاخیر هر دو سازند در

1. Log likelihood ratio (LogLR)

2. effect size

واکه‌های افتاده بیشتر از واکه‌های میانی اما کمتر از واکه‌های افراشته است و دامنه ERP در واکه‌های افتاده نیز بیشتر از واکه‌های افراشته اما کمتر واکه‌های میانی است.

۱، ۳. عدم تقارن بین نیمکره‌ای

میانگین دامنه زیرسازند N1b به وضوح در نیمکره چپ ($-3.55\mu V$, $SD = 0.89$) قوی‌تر از نیمکره راست ($-2.33\mu V$, $SD = 0.59$) است ($t(178) = -10.82$, $p = 0.0000$) اما رابطه میزان یکسوگی نسبی^۱ نیمکره چپ با متغیرهای محل تولید و ارتفاع واکه به لحاظ آماری معنی‌دار ($p < 0.05$) نیست (نک. جدول ۳) اما مقدار یکسوگی مطلق^۲ در دامنه زیرسازند متاخر N1 در واکه‌های پیشین بیشتر از پسین است ($\chi^2(1) = 10.303$, $p = 0.002$). هرچند به طور متوسط میزان برتری مطلق نیمکره چپ در واکه‌های میانی بیشتر از واکه‌های افراشته و افتاده است اما این تاثیر وارد بازه معنی‌داری آماری نمی‌شود.

تخمینگر	متغیر	N	r	
			ضریب همبستگی	p
F1	Lat	90	-0.074	0.245
	ALat		0.089	0.202
F2	Lat		0.145	0.087
	ALat		0.301	0.002*
F2-F1	Lat		0.149	0.08
	Alat		0.260	0.007*

جدول ۴. مقدار همبستگی آماری میان عوامل مورد مطالعه در مدل صوت‌شناختی و متغیرهای یکسوگی نسبی و مطلق مولفه متاخر N1 (مقادیر واجد معناداری آماری در سطح اعتماد ۰،۰۵ با علامت ستاره مشخص شده اند). در مدل صوت‌شناختی نیز رابطه میان تخمین‌گرهای طیفی F1، F2 و F2-F1 با یکسوگی نسبی در هیچ یک از مدل‌های همبستگی مورد استفاده به لحاظ آماری معنی‌دار نیست (نک. جدول ۴) در مقابل نتایج مربوط به مقدار یکسوگی مطلق نشان می‌دهد که هرچند این متغیر با F1 رابطه معنی‌داری ندارد اما با افزایش F2 و F2-F1 افزایش می‌یابد ($p < 0.01$). در مجموع مقایسه دو مدل واجی و صوت‌شناختی نشان می‌دهد که برای تخمین میزان عدم تقارن نیمکره‌ای در دامنه الکتریکی در لحظه اوج

1. Laterality بزرگی دامنه موج در نیمکره چپ تقسیم بر راست
2. Absolute Laterality بزرگی دامنه موج در نیمکره چپ منهای راست

زیرسازند N1b مدل واجی ($\text{LogLR}(\text{place}*\text{F2}) = 3.107, \text{LogLR}(\text{place}*\text{F2}-\text{F1}) = 0.785$) بر هر دو تخمین‌گر مدل صوت‌شناختی برتری دارد.

۳,۲. دامنه و تاخیر در پتانسیل‌های وابسته به رخداد

در مدل واجی، متغیر دامنه لحظه اوج ERP در هر دو زیرسازند متقدم N1a ($\chi^2(1) = 10.739, \eta^2 = 0.134, p = 0.004$) و متاخر N1b ($\chi^2(1) = 13.599, \eta^2 = 0.109, p = 0.002$) در مقیاس تاثیر متوسط با محل تولید رابطه دارد، این یعنی واژه‌های پسین موجب ایجاد پتانسیل‌های وابسته به رخدادی در قشر شنوایی می‌شوند که هم در مرحله اول ($3.82\mu\text{V}$ در برابر $4.46\mu\text{V}$) و هم مرحله دوم پردازش ($3.53\mu\text{V}$ در برابر $4.12\mu\text{V}$) ضعیفتر از واژه‌های پیشین است. همچنین تاخیر هر دو زیرسازند N1a ($\chi^2(1) = 9.983, \eta^2 = 0.102, p = 0.002$) و N1b ($\chi^2(1) = 13.949, \eta^2 = 0.137, p = 0.000$) با مشخصه محل تولید رابطه نشان می‌دهد. به عبارت دیگر شنیدن واژه‌های پسین ERP را با تاخیر بیشتری در قشر شنوایی مغز فعال می‌کند. همچنین علی‌رغم این‌که مشاهده اولیه نشان می‌دهد که پتانسیل‌های وابسته به رخداد متناظر با واژه‌های افزاشته تاخیر بیشتر و شدت کمتری نسبت به واژه‌های افتاده و میانی دارند، اما مدلسازی آماری مشخص می‌کند که رابطه هیچ‌یک از متغیرهای دامنه و تاخیر زمانی در N1a و N1b با هیچ‌یک از سه تخمین‌گر مشخصه ارتفاع زبان به لحاظ آماری معنی‌دار نیست و مقیاس تاثیر هیچ یک از ۱۲ مدل‌سازی نیز از $\eta^2 = 0.043$ تجاوز نمی‌کند، با این حال در مورد دامنه N1a و N1b اختلاف بین واژه‌های افزاشته و سایر واژه‌ها بسیار به مرز معنی‌داری آماری نزدیک است (به ترتیب $p = 0.070$ و $p = 0.098$).

دامنه N1a	دامنه N1b	تاخیر N1a	تاخیر N1b	ضریب همبستگی	
0.228	0.239	-0.213	-0.232	ضریب همبستگی	F2-F1
0.015	0.012	0.022	0.014	p	
0.281	0.273	-0.265	-0.289	ضریب همبستگی	F2
0.004	0.005	0.006	0.003	p	
0.160	0.162	0.262	0.168	LogLR F2/F2-F1	

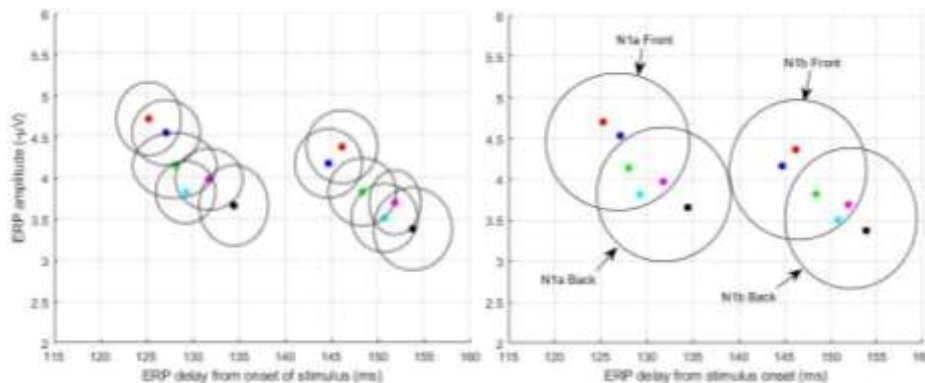
جدول ۵. مقایسه دو تخمین‌گر پیوسته F2 و F2-F1 در تعیین مشخصه‌های دامنه و تاخیر دو زیرسازند N1a و N1b

در مدل صوت‌شناختی تخمین‌گر F1 با متغیرهای دامنه و تاخیر در زیرسازند متاخر N1 و متغیر تاخیر زیرسازند متقدم N1 رابطه‌ای نشان نمی‌دهد اما همبستگی بین افزایش F1 و افزایش دامنه در N1a معنی‌دار است ($r = 0.174, p = 0.049, N = 90$). واژه‌هایی که F1 بالاتری دارند (به طور مشخص α و a) نسبت به واژه‌هایی که F1 پایینی دارند (مشخصاً u و i) دارای N1a قوی‌تری هستند. تخمین‌گرهای F2 و F2-F1

با هر چهار متغیر مورد مطالعه همبستگی نشان می‌دهد، همانطور که در جدول ۵ قابل مشاهده است، افزایش F2/F2-F1 موجب تعجیل در ظهور ERP و افزایش دامنه آن می‌شود. مقایسه دو مدل در متغیرهایی که رابطه حداقل یکی از تخمین‌گرهای هر یک از دو مدل صوت‌شناختی و واجی با یکی از متغیرهای عصب‌شناختی مورد مطالعه به لحاظ آماری معنی‌دار است نشان می‌دهد که مدل صوت‌شناختی برای توصیف N1a توان بالاتری دارد (LogLR=2.604). در مقابل مشخصات دامنه (LogLR = 0.783) و تاخیر N1b (LogLR = 0.704) را مدل واجی با دقت بالاتری توصیف می‌کند. از بین دو تخمین‌گر صوت‌شناختی F2 و F2-F1 نیز در تمام موارد F2 با اختلاف اندکی تخمین‌گر بهتری برای توصیف مشخصات هر دو زیرسازند متقدم و متاخر N1 است (میانگین LogLR = 0.188).

۴. بحث و نتیجه

نتایج این آزمایش نشان می‌دهد که بین مشخصه محل تولید واکه و مشخصات عصب‌تنکردشناختی ERP متناظر با آن، رابطه آماری برقرار است؛ چه در N1a و چه در N1b کاهش فاصله F2 و F1 (مشخصه صوت‌شناختی واکه‌های پسین) باعث افزایش تاخیر در ظهور قله موج و کاهش شدت آن می‌شود. نتایج اولیه آزمایش همچنین نشان می‌دهد که رابطه متغیر ارتفاع زبان با دامنه امواج N1 بر خلاف یافته‌های مطالعات انجام شده با MEG (از جمله آبلسر و دیگران ۲۰۰۳ الف و ب، شارینگر و دیگران ۲۰۱۱، شستاکووا و دیگران ۲۰۰۴) معکوس است؛ اما شواهد آماری برای اعتنا به این نتایج کافی نیست، و نتایج این پژوهش نمی‌تواند مستمسک رد یافته‌های آنان شود. این نتایج دقیقاً مطابق با پیش‌فرض مطرح در اصل زمان‌نواختی است که پیشتر به آن اشاره شد. به طور خاص نتایج حاصل از این آزمایش را می‌توان برای ترسیم نقشه زمان‌نواختی ادراک واکه‌های زبان فارسی در قشر شنوایی مغز به کار برد. در شکل ۳ نمونه‌ای از این نقشه قابل مشاهده است که در آن هر یک از نقاط رنگی میانگین مختصات قرارگیری قله ERP متناظر با هر واکه در میان آزمودنی‌ها در دو محور افقی زمان و عمودی پتانسیل است. دایره‌های بزرگ روی تصویر بازنمایی هندسی «حوزه ادراک^۱» دو ارزش مشخصه [back] در واکه‌های زبان فارسی است. هرچه محل وقوع قله موج دو زیرسازند N1a و N1b حاصل از یک محرک فرضی به مرکز یکی از این دوایر نزدیک‌تر باشد احتمال ادراک آن با مشخصه متناظر (پیشین یا پسین) افزایش می‌یابد.



شکل ۳. نقشه زمان‌نواختی واژه‌های زبان فارسی به همراه بیضی بازه اطمینان (۱ انحراف معیار) برای تشخیص مشخصه $[\pm\text{Back}]$ (راست) و حوزه ادراکی هر واژه (چپ). میانگین بینافردي ERP هر واژه با نقاط رنگی مشخص شده: قرمز e، آبی i، سبز i، آبی روشن o، بنفش a، سیاه u

دیگر یافته مهم این آزمایش این است که در تمام موارد مدل مبتنی بر مشخصه‌های واجی در توصیف مختصات N1b بر مدل مبتنی بر برجستگی‌های صوت‌شناختی برتری دارد و در مقابل مدل صوت‌شناختی مختصات N1a را بهتر توصیف می‌کند. این امر می‌تواند شاهدهی بر این مدعا باشد که مولفه متقدم N1a همبسته (یا تظاهر) عصب‌شناختی پردازش مشخصات صوت‌شناختی محرک‌های دریافتی و مولفه متاخر آن (N1b) همبسته (یا تظاهر) عصب‌شناختی پردازش مشخصه‌های واجی باشد. مشاهده ترکیبی مهمی که در نتایج این آزمایش به چشم می‌آید این است که یکسوگی نسبی در دامنه مولفه متاخر N1 نه در بین انواع محرک‌ها تفاوت معناداری دارد ($F(5,84) = 1.429, p = 0.222$) و نه در بین نمونه‌های محرک‌ها رابطه‌ای با متغیرهایی چون دامنه، تاخیر و اختلاف زمانی دو زیرسازند N1a و N1b دارد (در همه موارد $|r| < 0.041$ و $p > 0.700$). هنگامی که این نکته در کنار همبستگی بالا بین یکسوگی مطلق و هر چهار متغیر مرتبط با دامنه N1 قرارگیرد (در همه موارد $r > 0.719$ و $p < 10^{-25}$)، نشان می‌دهد که میزان نسبی یکسوگی فارغ از نوع محرک یا مشخصات نمونه محرک، بخشی از مشخصات ماهوی N1b است. به عبارت دیگر، به نظر می‌رسد مستقل از اینکه قشر شنیداری مغز مشغول پردازش چه واژه‌ای است، میزان سوگیری آن در استفاده از نیمکره چپ (با میانگین نسبت ۱،۵۳) تقریباً ثابت است. از سوی دیگر علی‌رغم این که همزمان با افزایش دامنه پتانسیل‌های وابسته به رخداد، فاصله زمانی بین قله دو زیرسازند افزایش پیدا می‌کند ($r = 0.209, p = 0.048$) اما این رابطه متاثر از ماهیت

مقوله‌ای واکه (اینکه واکه مثلا /a/ یا /i/ باشد) نیست ($F(5,84) = 0.424, p=0.831$) و بین نمونه‌های محرک‌های مختلف به طرز تقریباً یک‌نواختی پراکنده است. اگر این فرض تقریباً بدیهی را بپذیریم که افزایش دامنه ERP حاصل افزایش تعداد نوروهای فعال‌شده و شدت فعالیت آن‌هاست و افزایش تعداد نوروهای مورد نیاز یا میزان فعالیت آن‌ها برای انجام هر وظیفه پردازشی به معنی افزایش بار پردازشی آن وظیفه است، به نظر می‌رسد اختلاف زمانی بین قله‌های دو زیرسازند N1a و N1b تابعی از میزان صعوبتی است که قشر شنوایی مغز در اولین مرحله پردازش با آن روبرو می‌شود. در مجموع نتایج این پژوهش شواهدی اولیه ارائه می‌دهد که فرآیند تفکیک ادراکی واکه‌ها از سیگنال صوتی تا پیام عصب‌تن‌کردشناختی، حاصل روندی تدریجی از نشان‌گذاری و پردازش بر اساس مشخصات صوت‌شناختی تا مقوله‌بندی بر اساس مشخصات واجی است که در مرحله اول در دو نیمکره چپ و راست به صورت تقریباً متقارن انجام می‌شود اما در نهایت بار اصلی پردازش به نیمکره چپ منتقل می‌گردد. همچنین به نظر می‌رسد که همبسته‌های عصب‌شناختی فرآیند پردازش واکه‌ها در قشر شنوایی مغز دارای سه دسته ویژگی متمایز باشند: گروهی از این ویژگی‌ها (برای مثال دامنه زیرسازندهای ERP) تابع مشخصه‌های مقوله‌ای محرک (اعم از صوت‌شناختی یا واجی) هستند، گروهی دیگر (اختلاف زمانی بین دو زیرسازند) متأثر از ویژگی‌های منحصر به فرد نمونه‌های محرک دریافتی اند و دسته‌ای نیز (مثل میزان یکسوگی در N1b و عدم یکسوگی در N1a) به نظر می‌رسد بخشی از مشخصات ذاتی و مستقل از درون‌داد این زیرسیستم از دستگاه عصبی باشند. بدیهی است که اظهار نظر قطعی در این زمینه و تفکیک این سه دسته از ویژگی‌های پاسخ عصبی به شواهد تجربی بیشتری نیاز دارد.

پی‌نوشت‌ها

۱. کمیته اخلاق در پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران تطابق روال اجرایی پیشنهادی این آزمایش با اعلامیه هلسینکی را در مصوبه شماره ۱۳۹۸.۴۶۸ IR.IUMS.REC تایید کرده است

منابع

بی‌جن‌خان، محمود (۱۳۸۴). واج‌شناسی: نظریه بهینگی، تهران، سازمان مطالعه و تدوین کتب علوم انسانی دانشگاه‌ها (سمت)، مرکز تحقیق و توسعه علوم انسانی.

- Ahlfors, S. P., J. Han, J.W. Belliveau and M. S. Hamalainen. 2010. Sensitivity of MEG and EEG to source orientation. *Brain Topography*, 23:227-232.
- Baillet, S. 2017. Magnetoencephalography for brain electrophysiology and imaging. *Nature Neuroscience*, 20:327-339.
- Bijankhan, M. 2005. *Phonology: Optimality Theory*, Tehran: SAMT. [in Persian].
- Boersma, P., and D. Weenink 2011. Praat: doing phonetics by computer (Computer program), Version 5.2.
- Campbell, T., I. Winkler and T. Kujala 2007. N1 and the mismatch negativity are spatiotemporally distinct erp components: disruption of immediate memory by auditory distraction can be related to N1. *Psychophysiology*, 44:530-540
- DeWitt, I. and J. P. Rauschecker. 2012. Phoneme and word recognition in the auditory ventral stream. *Proceedings of the National Academy of Sciences United States of America*, 109:505-514.
- Diesch, E., C. Eulitz, S. Hampson and B. Ross. 1996. The neurotopography of vowels as mirrored by evoked magnetic field measurements. *Brain Language*, 53:143-168.
- Diesch, E., and T. Luce. 1997. Magnetic fields elicited by tones and vowel formants reveal tonotopy and nonlinear summation of cortical activation. *Psychophysiology*, 34: 501-510.
- _____ . 2000. Topographic and temporal indices of vowel spectral envelope extraction in the human auditory cortex. *Journal of Cognitive Neuroscience* 12: 878–893.
- Embick, D. and D. Poeppel. 2015. Towards a computational(ist) neurobiology of language: Correlational, integrated, and explanatory neurolinguistics. *Language and Cognitive Neuroscience*, 30:357-366.
- Eulitz, C., J. Obleser, and A. Lahiri. 2004. Intra-subject replication of brain magnetic activity during the processing of speech sounds. *Cognitive brain research* 19:82-91.
- Gage, N., D. Poeppel, T. Roberts and G. Hickok. 1998. *Auditory evoked M100 reflects onset acoustics of speech sounds*. *Brain Research* 814: 236-239.
- Gage, N., T. Roberts and G. Hickok. 2006. Temporal resolution properties of human auditory cortex: reflections in the neuromagnetic auditory evoked M100 component. *Brain Research* 1069:166-171.
- Grimaldi, M. 2012. Toward a neural theory of language: Old issues and new perspectives. *Journal of Neurolinguistics*, 25:304-327.
- Grimaldy, M., F. Sigona and F. di Russo. 2016. Electroencephalographic evidence of vowels computation and representation in human auditory cortex, In A.M. di Sciullo (Ed.) *Biolinguistic Investigations on the Language Faculty* (79-100), Amsterdam: John Benjamins.

- Halle, M. 2002. *From memory to speech and back: papers on phonetics and phonology 1954–2002*. Berlin: Mouton de Gruyter.
- Hickok, G., and D. Poeppel. 2004. Dorsal and ventral streams: a framework for understanding aspects of the functional anatomy of language. *Cognition*, 92:67-99.
- _____. 2007. The cortical organization of speech processing. *Nature Reviews Neuroscience*, 8:393-402.
- Hoonhorst, L., C. Collin, E. Markessis, M. Radeau, P. Deltenre and W. Sernicales. 2009. The N100 component: an electrophysiological cue of voicing perception, In S. Fuchs, H. Ioevenbruck, D. Pape and P. Perrier (Eds.) *Some aspects of speech in brain* (5-34) Bern: Peter Lang Verlagsgruppe.
- Kaas, J.H., and T.A. Hackett. 2000. Subdivisions of auditory cortex and processing streams in primates. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 97: 11793-11799.
- Ladefoged, P. 2006. *a course in phonetics* (5th Ed.) Thomson Wadsworth: Belmont, CA.
- Mäkelä, A.M., P. Alku, and H. Tiitinen. 2003. The auditory N1m reveals the left-hemispheric representation of vowel identity in humans. *Neuroscience Letters*, 353:111-114.
- Manca A.D., F. Di Russo, F. Sigona and M. Grimaldi. 2019. Electrophysiological evidence of phonemotopic representations of vowels in the primary and secondary auditory cortex, *Cortex*, 121:385-398.
- Manca, A. D., and M. Grimaldi. 2016. Vowels and consonants in the brain: Evidence from magnetoencephalographic studies on the N1m in normal-hearing listeners. *Frontiers in Psychology*, 7:1413.
- May, P.J.C., and H. Tiitinen. 2010. Mismatch negativity (MMN), the deviance-elicited auditory deflection, explained. *Psychophysiology*, 47:66–122.
- Mesgarani, N., C. Cheung, K. Johnson and E.F. Chang. 2014. Phonetic feature encoding in human superior temporal gyrus. *Science*, 343:1006-1010.
- Näätänen, R. and T. Picton. 1987. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: A review and analysis of the component structure. *Journal of Psychophysiology*, 24: 375-425.
- Obleser, J., T. Elbert, A. Lahiri and C. Eulitz. 2003a. Cortical representation of vowels reflects acoustic dissimilarity determined by formant frequencies. *Cognitive Brain Research*, 15: 207-213.

- Obleser, J., A. Lahiri and C. Eulitz. 2003b. Auditory-evoked magnetic field codes place of articulation in timing and topography around 100 milliseconds post syllable onset. *Neuroimage*, 20: 1839-1847.
- _____. 2004a. Intra-subject replication of brain activity during the processing of speech sounds. *Cognitive Brain Research*, 19:82-91.
- _____. 2004b. Magnetic brain response mirrors extraction of phonological features from spoken vowels. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 16:31-39.
- _____. 2006. Now You Hear It, Now You Don't: Transient Traces of Consonants and their Non-Speech Analogues in the Human Brain. *Cerebral Cortex*, 16:1069-1076.
- Obleser, J. and F. Eisner. 2009. Pre-lexical abstraction of speech in the auditory cortex. *Trends in Cognitive Sciences*, 13:14-19.
- Ohl, F.W. and H. Scheich. 1997. Orderly cortical representation of vowels based on formant interaction. *Proceedings of the National Academy of Sciences U.S.A.* 94: 9440-9444.
- Oldfield, R.C. 1971. The assessment and analysis of handedness: The Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*, 9:97-113.
- Pantev, C., O. Bertrand, C. Eulitz, C. Verkindt, S. Hampson, G. Schuierer and T. Elbert. 1995. Specific tonotopic organizations of different areas of the human auditory cortex revealed by simultaneous magnetic and electric recordings. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 94:26-40.
- Poepfel, D., C. Phillips, E. Yellin, H.A. Rowley, T.P.L. Roberts and A. Marantz. 1997. Processing of vowels in supratemporal auditory cortex. *Neuroscience Letters*, 221: 145-148.
- Rauschecker, J.P. and S.K. Scott. 2009. Maps and streams in the auditory cortex: Nonhuman primates illuminate human speech processing. *Nature Neuroscience*, 12:718-724.
- Romani, G.L., S.J. Williamson and L.Kaufman. 1982. Tonotopic organization of the human auditory cortex. *Science*, 216:1339-1340.
- Roberts, T.P.L. and D. Poeppel. 1996. Latency of auditory evoked M100 as a function of tone frequency. *NeuroReport*, 7:1138-1140.
- Roberts, T.P.L., P. Ferrari and D. Poeppel. 1998. Latency of evoked neuromagnetic M100 reflects perceptual and acoustic stimulus attributes. *NeuroReport*, 9:3265-3269.
- Roberts, T.P.L., P. Ferrari, S.M. Stufflebe, and D. Poeppel. 2000. Latency of the auditory evoked neuromagnetic field components: stimulus dependence and insights toward perception. *Journal of Clinical Neurophysiology*, 17:114-129.

- Roberts, T.P.L., E.J. Flagg and N.M. Gage. 2004. Vowel categorization induces departure of M100 latency from acoustic prediction. *NeuroReport* 15:1679-1682.
- Saenz, M. and D.R.M Langers. 2014. Tonotopic mapping of human auditory cortex. *Hearing Research*, 307: 42-52.
- Scharinger, M., W.J. Idsardi, and S.Poe. 2011. A Comprehensive Three-dimensional Cortical Map of Vowel Space. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 23:3972-3982.
- Scott, S.K., and I.S. Johnsrude. 2003. The neuroanatomical and functional organization of speech perception. *Trends in Neurosciences*, 26: 100-107.
- Scott, S.K and C. McGettigan. 2013. Do temporal processes underlie left hemisphere dominance in speech perception? *Brain and Language*, 127:36-45.
- Shestakova, A., E. Brattico, A. Soloviev, V. Klucharev and M. Huotilainen. 2004. Orderly cortical representation of vowel categories presented by multiple exemplars. *Cognitive Brain Research*, 21:342-350.
- Stevens, K.N. 2002. Toward a model for lexical access based on acoustic landmarks and distinctive features. *Journal of Acoustical Society of America*, 111:1872-1891.
- Talavage, T.M., M.I. Sereno, J.R. Melcher, P.J. Ledden, B.R. Rosen, and A.M. Dale. 2004. Tonotopic organization in human auditory cortex revealed by progressions of frequency sensitivity. *Journal of neurophysiology*, 91:1282-1296.
- Woods, D.L. 1995. The component structure of N1 wave of the human auditory evoked potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 44:102-109.

