

## Tonotopic mapping of vowel space in the auditory cortex

Vol. 14, No. 2, Tome 74  
pp. 401-428  
May & June 2023

Abbas Nasri<sup>1\*</sup>  & Gholamhossein Karimidoustan<sup>2</sup> 

### Abstract

Localization of the different stages of auditory processing is among the most hotly debated topics in neurolinguistic researches and there has been a strong emphasis on the role of two sub-areas of the auditory cortex -namely the primary auditory cortex (A1) and superior temporal gyrus (STG)- as the source of sensory analysis and preliminary cognitive processing of the auditory input. This study intends to explore spatial correlates of neural processing of the Persian vowels. Then to exploit that information to shed some light on the contents of the cognitive procedures attributed to different areas of the auditory cortex. To achieve such a goal, we employed electroencephalography to map the Persian vowel system onto cortical sources using the N1 auditory evoked potential and its subcomponents N1a and N1b. The resulting source analysis of the obtained data revealed that the spatial coordinates of both neural clusters that induce early and late subcomponents of the N1 for each vowel were better correlated to the distinctive features of the respective vowel than to its acoustic properties. Such results support the claim that contrary to the former conception of the auditory processing procedures, the A1 is not exclusive to the sensory analysis and that the categorical recognition commences at an earlier stage than formerly understood.

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

Received: 22 June 2021  
Received in revised form: 11 September 2021  
Accepted: 3 October 2021

1. Corresponding Author: Ph.D. Candidate in General Linguistics, Department of General Linguistics, University of Tehran Tehran, Iran. *Email: a.nasri@ut.ac.ir*

2. Professor of General Linguistics, Department of General Linguistics, University of Tehran, Tehran, Iran.

## **1. Introduction**

How the human cognitive system encodes the acoustic signals into phonological representations is a fundamental question for the neurobiology of language, and the problem of determining the relationship between the input characteristics and the spatial coordinates of the source locations of the processing procedures remains a long lasting challenge. As the previous magnetoencephalographic studies have failed to achieve a consensual account of nature, location, and processing content ascribed to each progressive stage of auditory recognition of the vowels, 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**

Past research in cognitive neuroscience has uncovered several one-, two- and three-dimensional maps in mammalian cortices that spatially parallel sensory dimensions in somatosensory, visual, and auditory perception (Ohl & Scheich, 1997; Romani et al. 1982). The tonotopic structure of the auditory cortex is well known and has been studied extensively in animals and humans (Romani et al., 1982). The frequency maps first appear at different levels from the cochlea through the ascending auditory pathways up to the cortex. Thus, tonotopy can be considered a fundamental principle of information processing in the auditory system. (Scharinger et al., 2011). Spatial coding schemes in neuroscience such as those mentioned above are particularly interesting when applied to speech perception because speech sounds relate acoustic and articulatory information (Stevens, 1998; Diehl, 1992). Brain mapping studies on speech sounds showed that their cortical representation conforms to tonotopic maps in the auditory cortex (Obleser et al. 2003a & b, 2004; Shestakova et al. 2004; Eulitz et al. 2004). Studies on the tonotopy of speech

sounds in the auditory cortex have focused on a dominant auditory evoked component, the N1, a negative vertex deflection in the electroencephalographic signal between 70 and 150 msec after stimulus onset (Manca et al. 2019) and its magneto-encephalographic equivalent, the N1m/M100 (Näätänen & Picton, 1987, Riedinger et al. 2021).

### 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 two distinctively induced subcomponents of the N1 inside the auditory area of the cortex. The earlier subcomponent of N1

(henceforth N1a) was observed to appear at latencies of around 113 to 149 milliseconds on both hemispheres after the onset of the stimulus, while the heavily left-leaning later sub-component (N1b) started to appear only as late as 135 to 170 milliseconds. Employing two modeling approaches (one discrete model based on binary and ternary distinctive phonetic features and another continuous model based on acoustics formants of the stimuli) also suggested that source coordinates of the neural responses corresponding to each type of Persian vowels are strongly related to their acoustics and phonologic properties.

### **5. Conclusion**

The source location coordinates attested for N1a and N1b could be respectively attributed to the primary auditory cortex and superior temporal gyrus. Other than different general source area and temporal properties of N1 subcomponents, they also showed very distinct correlation patterns in respect to the acoustic and phonologic properties of the input. Thus, confirming that they are realizations of distinct neural processes. Furthermore, we found out that the phonological model was a better fit for the N1a data at every aspect, which puts forth an argument for the A1 being an epicenter of both sensory and categorical analysis of the auditory stimuli.



دوماهنامه بین‌المللی

د ۱۴، ش ۲ (پیاپی ۷۴)، خرداد و تیر ۱۴۰۲، صص ۴۰۱-۴۲۸

مقاله پژوهشی

<http://dorl.net/dor/20.1001.1.23223081.1401.0.0.107.9>

## نقشه‌ی جای‌نواختی فضای واکه‌ای در قشر شنوایی مغز

عباس نصری<sup>۱\*</sup>، غلامحسین کریمی‌دوستان<sup>۲</sup>

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

۲. استاد گروه زبان‌شناسی همگانی، دانشگاه تهران، تهران، ایران.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۷/۱۱

تاریخ دریافت: ۱۴۰۰/۰۴/۰۱

### چکیده

ویژه‌سپاری مراحل مختلف فرایند پردازش داده‌های صوتی و به‌خصوص ادراک واجی یکی از موضوعات پژوهشی بحث‌برانگیز در حوزه مطالعات زبان‌شناسی عصبی بوده است. در این میان دو ناحیه از قشر شنوایی یعنی قشر شنوایی اولیه و شکنج گیجگاهی فوقانی به‌عنوان محل پردازش‌های حسی و پردازش‌های مقدماتی شناختی اهمیت ویژه‌ای دارند. هدف پژوهش حاضر کشف هم‌بسته‌های مکانی پردازش واکه‌های موجود در نظام واکه‌ای زبان فارسی و ترسیم نقشه‌ی سه‌بعدی خوشه‌های عصبی منشأ پردازش هریک از این واکه‌هاست. در این مطالعه از هجده نفر از گویشوران زبان فارسی خواسته شد تا به توالی‌هایی از واکه‌های ساده زبان فارسی با ترتیب تصادفی گوش کنند و هم‌زمان پاسخ دستگاه عصبی آنان به شنیدن این واکه‌ها با استفاده از روش الکتروانسفالوگرافی ثبت شد. سپس پتانسیل‌های وابسته به رخداد متناظر با پردازش هر واکه در قشر شنوایی اولیه مغز آنان با استفاده از روش دوقطبی‌های جریان معادل منشأیابی و رابطه مختصات منشأ هریک از واکه‌های مذکور در دستگاه سه‌بعدی از یک سو با مشخصات طیفی صوت‌شناختی و از سوی دیگر با ارزش‌های دو مشخصه انتزاعی واجی «محل تولید» و «ارتفاع زبان» سنجیده شد. بررسی و تحلیل نتایج به‌دست‌آمده از این آزمایش نشان می‌دهد برخلاف تحلیل‌های سابق، قشر شنوایی اولیه مغز به پردازش حسی اختصاص ندارد و بخشی از فرایند پردازش شناختی مبتنی بر مشخصه‌های انتزاعی تولیدی در همین ناحیه و قبل از انتقال بار پردازشی به شکنج گیجگاهی فوقانی آغاز می‌شود.

واژه‌های کلیدی: قشر شنوایی، مشخصه‌ی ممیز، الکتروانسفالوگرافی، بازنمایی ادراکی، نظام واکه‌ای.

E-mail: a.nasri@ut.ac.ir

\* نویسنده مسئول مقاله:

## ۱. مقدمه

چگونگی نگاشت سیگنال‌های صوتی آوا به بازنمایی انتزاعی واجی یکی از پرسش‌های اصلی در حوزهٔ واج‌شناسی عصبی است. باور رایج و مستند به پژوهش‌های مکرر در این حوزه بر این استوار است که پردازش محرک‌های صوتی در مراحل مختلفی از رمزگشایی<sup>۱</sup> ویژگی‌های فیزیکی محرک تا ادراک آن به‌عنوان یکی از مقوله‌های آشنا و پیش‌شناخته در نظام آوایی - واجی زبان براساس برنامهٔ زمانی مشخصی به ترتیب در نواحی ویژه‌ای از مغز انجام می‌شود که هر ناحیه مسئول بخشی از این فرایند پردازشی است.

مقالهٔ پیش‌روی شما تلاشی است برای یافتن همبسته‌های مکانی پردازش عصبی فرایند ادراک واکه‌های زبان فارسی و بهره‌گیری از این یافته‌ها برای بررسی ویژگی‌های جای‌نواختی<sup>۲</sup> این پردازش در محدودهٔ قشر شنوایی مغز انسان. هدف این پژوهش این است که با تعیین همبسته‌های مکانی منشأ تجمع‌های یاخته‌ای<sup>۳</sup> مرتبط با پردازش عصبی واکه‌های زبان فارسی در سه بعد و تفکیک اثر هر یک از دو عامل مذکور اولاً، نقشه‌ای واجی - عصبی از فرایند پردازشی در قشر شنوایی مغز به‌دست آید که بازتابی از واقعیت عصب‌شناختی فرایند ادراک گفتار در مغز آدمی باشد و ثانیاً، با تفکیک همبسته‌های عصبی پردازش صوتی به دو زیرسازند متمایز با تأخیر زمانی متفاوت نسبت به آغاز سازه و تطبیق نقشهٔ واجی عصبی مربوط به هر مرحله با دو مدل ریاضی مختلف (یک مدل پیوسته براساس بسامد سازه‌های صوتی در پنجرهٔ طیفی و دیگری مدلی گسسته براساس مشخصه‌های تولیدی چندان‌رزشی) برای توصیف نظام واکه‌ای زبان اطلاعاتی دربارهٔ ماهیت و محتوای فرایند پردازشی در هر یک از این مراحل به‌دست آید. پرسش اصلی پژوهش حاضر این است که «آیا واکه‌های مختلف واجد منشأهای پردازشی مختلف و قابل تفکیک در قشر شنوایی هستند؟ و اگر چنین است مختصات این منشأها در مراحل مختلف فرایند پردازش با مشخصات صوت‌شناختی و مشخصه‌های تولیدی واکه‌ها به چه ترتیبی همبستگی دارند؟». فرضیهٔ ما برای پرسش مذکور این است که با بررسی امواج الکتریکی حاصل از پردازش محرک‌های صوتی در مغز فارسی‌زبانان مشخص خواهد شد که برخلاف پیش‌بینی دیدگاه سنتی علوم عصبی مبتنی بر اختصاص نواحی حسی اولیه به پردازش حسی صرف<sup>۴</sup> مختصات

خوشه‌های عصبی منشأ این امواج قابل تفکیک است و در همه مراحل پردازش (از جمله پردازش در قشر شنوایی اولیه) با هر دو دسته از مشخصات صوت‌شناختی و واج‌شناختی همبستگی دارد.

## ۲. پیشینه پژوهش و چارچوب نظری

همانطور که در بخش قبل گفته شد باور رایج در حوزه واج‌شناسی عصبی مبتنی بر وجود یک جدول زمانی است که طبق آن پردازش داده‌های صوتی تدریجی و در تأخیرهای زمانی مختلف نسبت به آغاز محرک به نواحی مختلفی از مغز سپرده می‌شود و در هریک از این نواحی پردازش‌های متفاوتی بر روی آن‌ها انجام می‌شود (درباره ویژگی‌های زمانی این برنامه پردازشی و تظاهرات عصبی آن نک. نصری و کریمی‌دوستان، ۱۳۹۹). این چارچوب نظری مبتنی بر سه «ویژگی» اساسی در برقراری تناظر بین فرایندهای عصبی و کارکردهای ذهنی است: «فرایند پردازشی ویژه در زمان ویژه و در مکان ویژه». پرسش مرکزی مسیر پژوهشی‌ای که این مقاله نیز در امتداد آن تعریف شده این است که آیا با ریزتر شدن در پایه اول این سه‌گانه می‌توان آن را به دو بخش تفکیک کرد به صورتی که بتوان گزاره سابق را به صورت «فرایند پردازشی متناسب با مشخصات فیزیکی - مقوله‌ای محرک در زمان ویژه و در مکان ویژه» تصحیح کرد؟

پژوهش‌های پیشین در حوزه علوم اعصاب به دستیابی به الگوهای یک، دو و سه بعدی مختلفی در قشر مخ منجر شده که هریک مرتبط با کارکرد یکی از اجزای دستگاه شناختی است؛ از جمله دستگاه حسی‌تنی<sup>۵</sup> (Pons et al., 1987; Tanriverdi et al., 2009)، دستگاه بینایی (Hadjikhani et al., 1998; Wandell et al., 2005) و دستگاه شنوایی (Romani et al., 1998; Saenz & Langers, 2014; Scharinger et al., 2011; Ohl & Scheich, 1997; 1998; Riedinger et al., 2021).

در قشر حسی‌تنی مغز، الگوی مذکور به صورت نگاشتی خطی از بدن به روی سطح مخ است که در آن هر ناحیه نماینده هریک از اعضای بدن است. در قشر بینایی، مراکز حوزهای درکی نورونی ساختار توپوگرافیک حوزه بینایی (تصویر قابی از جهان خارج که قرار است ادراک شود) را که بر روی شبکه بازنمایی شده بر روی مراکز تجمع یاخته‌ای بازنمایی

می‌کنند. در قشر شنوایی نیز چهار دهه است که ساختار موسوم به جای‌نواخت در بازشناسی محرک‌های صوتی هم در انسان و هم در برخی از سایر موجودات زنده شناخته شده است. ساختار جای‌نواختی قشر شنوایی به این معناست که در هر مرحله از بازنمایی عصبی از اندام حلزونی تا قشر شنوایی اولیه مختصات مکانی الگوهای پردازشی مشاهده شده همواره متناسب با بسامد محرک صوتی ورودی است. به همین علت شارینگر و همکاران (2011) و مانکا و گریمالدی (2016) جای‌نواخت را «اصل پایهٔ پردازش اطلاعات در دستگاه شنوایی» به‌شمار آورده‌اند.

در مورد محرک‌های صوتی زبانی مسئله یک سطح پیچیده‌تر است: اصوات زبانی در واقع (برای شنونده) نگاشت‌هایی از مشخصات صوت‌شناختی به اطلاعات تولیدی هستند (Stevens 2002 & 1998). پس رمزگشایی از محرک‌های زبانی محدود به کشف مشخصات طیفی سیگنال صوت نیست، بلکه شامل بازشناسی مشخصه‌های پایهٔ تولیدی آن نیز هست. به همین دلیل چارچوب‌های نظری موجود بر سر این مسئله که بازنمایی آواهای زبانی عمدتاً هم‌بستهٔ مشخصات فیزیکی صوت‌شناختی آن‌هاست یا مشخصه‌های انتزاعی واجی (مشخصه‌های ممیز) توافق قطعی ندارند، اما عموماً پردازش در مراحل مختلف را هم‌بستهٔ نوع متفاوتی از ویژگی‌های درون‌داد می‌دانند بدین صورت که پردازش حسی مبتنی بر ویژگی‌های فیزیکی سیگنال صوت در قشر شنوایی اولیه انجام می‌شود و سپس داده‌ها برای رده‌بندی براساس تطابق با الگوهای شناختی مبتنی بر مشخصه‌های انتزاعی تولیدی به نواحی ثانویهٔ قشر شنوایی سپرده می‌شوند (Manca et al., 2019).

بدیهی است که مشخصه‌های ممیز گرچه ماهیتاً حلقه‌هایی انتزاعی بین سازوکارهای حوزهٔ تولید صوت و سیگنال برون‌داد صوت‌شناختی دستگاه گفتار هستند، اما رمزگشایی و ادراک کمابیش همیشه موفق و همسان آنان در مغز شنوندگان نشان می‌دهند که این مشخصه‌ها باید واجد هم‌بسته‌های مادی چه در حوزهٔ فیزیک صوت و چه در حوزهٔ ادراک عصبی باشند. بنابراین فرض نظری غالب در این حوزه، وجود تناظری یکپارچه بین واحدهای پایهٔ زبانی و واحدهای پایهٔ عصب‌تنکردشناختی<sup>۱</sup> در طی مراحل رایانش و بازنمایی اصوات زبانی است (Grimaldi, 2012; Embick & Poeppel, 2015). واج‌ها، اعم از واکه و همخوان،



خوشه‌هایی از این مشخصه‌های ممیز اند که دو به دو در تقابل قطبی در ارزش یک یا چند مورد از این مشخصه‌ها قرار دارند. این تقابل‌ها برای شنونده به وسیله تحلیل برجستگی‌های صوت‌شناختی پیام مانند نقاط اوج نسبی در پنجره طیفی<sup>۷</sup> سیگنال آن پیام (سازه‌های صوتی قابل رمزگشایی است. پژوهش‌های مختلف (Oblesser et al., 2003b; Manca et al., 2019; Shestakova et al., 2004) تأیید می‌کنند که فرایند رمزنگاری مکان‌محور بسامدهای محرک صوتی، از طریق تحریک اعصاب حلزونی گوش، منعکس‌کننده ترتیب قرارگیری آن‌ها در طول غشاء باسیلار<sup>۸</sup> در گوش داخلی است. سیگنال حاصله سپس به قشر شنوایی مغز منتقل و با ترتیبی مشابه پردازش می‌شود (Mesgarani et al., 2014, Talavage et al., 2004). نتایج مطالعات تصویربرداری مغز (Hicock & Poeppel, 2004, Scott & Johnsrude, 2003) تصویری کلی از نواحی اصلی درگیر در پردازش اطلاعات گفتاری در اختیار ما می‌گذارد: به‌طور کلی، قشر شنوایی اولیه<sup>۹</sup> مغز<sup>۱۰</sup> وظیفه استخراج مشخصه‌های صوت‌شناختی را از درون سیگنال دریافتی بر عهده دارد. در مقابل، قشرهای شنوایی ثانویه که در شکنج گیجگاهی فوقانی<sup>۱۱</sup> و شیار گیجگاهی فوقانی<sup>۱۲</sup> قرار دارند، وظیفه تبدیل این مشخصات صوت‌شناختی به بازنمایی‌های واجی<sup>۱۳</sup> را برعهده دارند (Rauschecker & Scott, 2009). درباره چگونگی توزیع این پردازش بین نیمکره‌های مغز هنوز بین پژوهشگران اختلافاتی وجود دارد، بعضی از آنان مانند هیکاک و پوپل (2004, 2007)، اسکات و جانسروود (2003) و اسکات و مک‌گتیکن (2013) قائل به پردازش متقارن سیگنال هستند و برخی دیگر از جمله دویت و روشکر (2012) و آبلسر و آیسنر (2009) معتقدند بخش شنیداری نیمکره چپ مغز نقش اصلی را برعهده دارد. همچنین روزبه‌روز بر انبوه شواهد قاطعی افزوده می‌شود که نشان می‌دهد وظیفه‌سپاری<sup>۱۴</sup> نواحی شنوایی برای پردازش مشخصه‌های واجی منطبق بر اصول توپوگرافی است (Talavage et al., 1982; Saenz & Langers, 2014; 2004 al., یعنی نواحی شنوایی مغز انسان به‌صورت خوشه‌های نوروئی تخصصی - البته با مرزهای مبهم - به‌صورت گزینشی به مؤلفه‌های صوت‌شناختی محرک‌ها واکنش نشان می‌دهند. بنابراین درمورد هر محرک واجد مشخصات صوت‌شناختی متفاوت، الگوهای طیفی - زمانی مختلفی مشاهده خواهد شد (Pantev, Romani et al., 1982).

(Kaas & Hacket, 2000; et al., 1995).

مطالعات انجام شده با روش مگنتوانسفالوگرافی<sup>۱۴</sup> بر روی N1m (میدان مغناطیسی متناظر با سازند N1 در EEG) نیز مؤید نتایج مشابهی هستند. اما از آنجا که سازند N1 در پتانسیل وابسته به رخداد<sup>۱۵</sup> رویدادی یکپارچه نیست (Woods; Näätänen & Picton 1982; 1995; Campbell et al. 2007; Hoonhorst et al. 2009) چالش اصلی، تفکیک زیرسازندهای تشکیل‌دهنده آن و کشف همبستگی بین آن‌ها و فرایندهای پردازشی در مغز است. هرچند روش MEG نسبت به الکتروانسفالوگرافی دارای قدرت تفکیک مکانی بالاتری است (Ahlfors, 2010; Baillet, 2017; et al., 2010)، اما مطالعات انجام شده در این روش در تعیین مشخصات، مبدأ و عدم تقارن نیمکره‌ای امواج N1m وحدت نظر ندارند، در این پژوهش‌ها منشأ پردازش‌های شنوایی به نواحی مختلفی از جمله صفحه گنجگاهی فوقانی<sup>۱۶</sup> شامل قشر شنوایی اولیه و شکنج گنجگاهی فوقانی (Oblesser et al., 2003a & b; Poeppel et al., 1997)، صفحه گنجگاهی (Oblesser et al., 2004) و شیار گنجگاهی فوقانی (Eulitz et al. 2004) نسبت داده شده. مانکا و گریمالدی (2016) و گریمالدی (2012) این مسئله را به محدودیت MEG در حساسیت به مؤلفه عمودی میدان مغناطیسی مغز نسبت می‌دهند. بر این اساس آنان روش EEG را برای انجام چنین مطالعاتی پیشنهاد می‌کنند (Manca et al., 2019; Grimaldi et al., 2016). روشی که هم به مؤلفه عمودی و هم به مؤلفه مماسی میدان‌های الکتریکی حساس است. آنان نتیجه می‌گیرند که مطالعه اجزای سازند N1 (به‌طور مشخص N1a و N1b) در ERP، در این روش بتواند تفکیک دقیق‌تری از مشخصات و منشأ آن‌ها ارائه کند. اما مطالعه آنان بر روی نظام پنج واکه‌ای گویش سالنتو<sup>۱۷</sup> از زبان ایتالیایی در تعیین همبسته‌های مکانی مشخصه ارتفاع زبان ناکام می‌ماند که به نظر می‌رسد علت این ناکامی ناسازگاری واج  $\hat{a}$  (تنها واکه دارای مشخصه واجی +low در گویش سالنتو) با هر همبستگی مفروضی است که مانکا و گریمالدی برای زیرمجموعه‌های مختلف نظام واکه‌ای این گویش طرح می‌کنند. بنابراین انجام مطالعه مشابهی بر روی نظام واکه‌ای زبان فارسی ممکن است اطلاعات بیشتری درباره همبسته‌های مکانی مشخصه‌های واجی ادراک واکه‌ای در اختیار ما بگذارد، زیرا زبان فارسی به علت داشتن شش واکه که هریک جفت آن دارای ارزش متمایزی در مشخصه ارتفاع

زبان هستند، نسبت به سالنتو هم دارای درجه تقارن بیشتری است، هم تعداد تقابل‌های دو به دوی قابل بررسی آن در مشخصه ارتفاع زبان ۵۰ درصد بیشتر است<sup>۱۸</sup>، هم درجه پیچیدگی آن بیشتر نیست (هر دو نظام واکه‌ای پنج تایی و شش تایی نیازمند اقلأ یک مشخصه دوارزشی و یک مشخصه سه‌ارزشی برای توصیف‌اند).

### ۳. روش پژوهش

در بخش حاضر روش گردآوری داده‌ها، چگونگی و معیارهای تعیین و حذف داده‌های غیرقابل استفاده و روش پردازش داده‌ها و استخراج اطلاعات معرفی خواهد شد.

#### ۳-۱. آزمودنی‌ها

شرکت‌کنندگان در این آزمون هجده نفر گویشور فارسی‌زبان بومی ۱۹ تا ۳۵ ساله (۹ زن، میانگین سن: ۲۶.۳ سال؛ انحراف معیار ۳.۸) بودند. پیش از آزمون مراحل آزمایش به داوطلبان معرفی شد و ضمن انجام معاینه پزشکی، از آنان رضایت‌نامه اخذ شد. براساس معیارهای پرسش‌نامه «اندیس راست‌دستی ادینبورگ» (Oldfield, 1971) همه آزمودنی‌ها راست‌دست بودند. در هیچ‌یک از آزمودنی‌ها سابقه بیماری یا اختلالات عصب‌شناختی یا شنوایی یا سایر مشکلات عمده سلامت احراز نشد. داده‌های این آزمایش در آزمایشگاه ملی نقشه‌برداری مغز ایران مستقر در دانشگاه تهران گردآوری شد<sup>۱۹</sup>.

#### ۳-۲. محرک‌ها و روند آزمون

محرک‌های استفاده‌شده در این آزمون شامل شش واکه ساده زبان فارسی معیار (مطابق بی‌جن‌خان، ۱۳۸۴، صص. ۹۴-۱۰۰) به علاوه یک سوت تک‌بسامدی ۱۰۰۰ هرتزی به عنوان محرک فریب بود. ده نمونه از هر واکه، خارج از بافت آوایی با لحنی متعارف توسط فرد بالغ مذکر و گویشور بومی زبان فارسی تلفظ و با نرخ نمونه‌برداری ضبط ۴۴.۱ KHz ضبط شد. سپس تلفظ‌های ضبط‌شده به وسیله نرم‌افزار پرات (Boersma & Wienik, 2011) برای شدت ۷۰ دسی‌بل نرمال شده و برشی به طول ۲۰۰ میلی‌ثانیه از هریک از آنها انتخاب شد. به منظور کنترل اثر احتمالی تفاوت  $F_0$  از میان ده ضبط هر واکه پنج مورد که  $F_0$  نزدیک‌تری

به میانگین داشتند به‌عنوان محرک انتخاب شدند. جدول ۱ میانگین و انحراف معیار مشخصات سازه‌ای صوت‌شناختی هر دسته از محرک‌ها را نشان می‌دهد.

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

**Table 1:** Average (and standard deviation) of spectral properties of the stimuli used in the experiment. Measurement unit: Hz.

| محرک | F0  | F1       | F2        | F3        | F2-F1     |
|------|-----|----------|-----------|-----------|-----------|
| [æ]  | 117 | 695(±20) | 1605(±44) | 2454(±84) | 910(±56)  |
| [e]  | 145 | 484 (±7) | 2012(±13) | 2656(±22) | 1527(±14) |
| [o]  | 132 | 450(±8)  | 845(±18)  | 2732(±76) | 395(±12)  |
| [â]  | 143 | 692(±26) | 1066(±14) | 2773(±16) | 464(±26)  |
| [i]  | 150 | 294(±5)  | 2436(±42) | 3149(±64) | 2142(±40) |
| [u]  | 165 | 386(±23) | 881(±37)  | 2882(±73) | 495(±30)  |

بسامد سازه پایه و اول تا سوم هر محرک به‌صورت میانگین ناحیه زمانی ۲۵ الی ۱۷۵ میلی‌ثانیه در نقاطی به فاصله ۲.۵ms اندازه‌گیری شد. محرک فریب یعنی سوت ممتد تک‌بسامدی به طول ۲۰۰ms و بسامد ۱۰۰۰Hz توسط نرم‌افزار پرات ساخته شد. محرک‌ها با کمک رابط نرم‌افزاری طراحی‌شده در محیط E-prime 2.0 با بلندی ۷۰db پخش شد. جهت حصول اطمینان از این‌که آزمودنی‌ها قادر به تشخیص صحیح هر شش واکه فارسی با مشخصات ارائه مذکور باشند، قبل از شروع آزمون چند نمونه از هر محرک برای آنان پخش و از آنان خواسته شد، ماهیت واکه‌های شنیده‌شده را تأیید کنند.

### ۳-۳. روش آزمون

در طول آزمون، از آزمودنی‌ها خواسته شده بود مقابل یک صفحه‌نمایش رایانه‌ای نشسته و با نگاه به صفحه سیاه نمایشگر رایانه به مجموعه‌ای از محرک‌ها گوش دهند. به هر آزمودنی چهار بسته محرک ارائه شد که هر بسته شامل پنجاه تکرار از هر کدام از شش واکه فارسی و هجده تکرار از محرک فریب (سوت) بود. ترتیب پخش محرک‌ها تصادفی و فاصله بین آغاز هردو محرک متوالی، بین ۱۴۰۰ تا ۱۷۰۰ میلی‌ثانیه متغیر بود. مجموع زمان آزمایش برای هر نفر حدود ۳۲ الی ۳۸ دقیقه بود.

### ۴-۳. گردآوری و پیش‌پردازش داده‌ها

سیگنال پیوسته EEG به‌وسیله دستگاه G.HIAMP (شرکت G.tec) و کلاه ActiCap ۳۲ کاناله با آرایش ۱۰-۲۰ استاندارد و نرخ نمونه‌برداری ۵۱۲ هرتز برداشت شد. کنترل برخط داده‌ها با کمک یک صافی میان‌گذر ۰.۱۶-۸۰ هرتزی و یک صافی ناچ در محدوده بسامد جریان الکتریکی برق شهری (۵۰ هرتز) انجام شد. الکتروود مرجع به لاله گوش راست متصل شد و در طول آزمون مقاومت الکتریکی در محل اتصال هر الکتروود به پوست سر کمتر از  $5K\Omega$  نگاه داشته شد. پردازش سیگنال به‌دست‌آمده با کمک افزونه EEGLAB در محیط نرم‌افزار MATLAB 2019a انجام شد. داده‌ها با استفاده از صافی بالاگذر FIR<sup>۲</sup> ۰.۵ هرتزی با حد تأثیر ۰.۵۸ هرتز و صافی پایین‌گذر FIR ۵۰ هرتزی با حد تأثیر ۴۹.۶۷ هرتز و فیلتر شدند. سپس سیگنال پیوسته به بازه‌هایی به طول ۱.۲ ثانیه (از ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از لحظه شروع پخش هر محرک اصلی تا ۱ ثانیه پس از آن افزاز شده) و میانگین شدت جریان در ۲۰۰ میلی‌ثانیه قبل از محرک در هر بازه به‌عنوان سطح پایه<sup>۳</sup> از کل نقاط داده در آن بازه کسر شد. آرتیفکت‌های چشمی، ECG<sup>۳</sup> و عضلانی با کمک الگوریتم ICA<sup>۳</sup> شناسایی و از سیگنال حذف شدند (حداکثر ۴ سازند). سپس بازه‌های افقی (اختلاف حداکثر و حداقل کمتر از ۲ میکروولت)، آرتیفکت‌های پله‌ای و بازه‌های شامل اختلاف پتانسیل قله‌به‌قله با قدر مطلق بالاتر از ۱۲۰ میکروولت، با روش نیمه‌خودکار تشخیص داده شده و کنار گذاشته شدند. در نهایت اعمال این معیارهای سنجش کیفیت داده باعث شد تا به‌طور میانگین ۷.۲ درصد از داده‌های مربوط به هر آزمودنی از مطالعه حذف شود. ۳ نفر از آزمودنی‌ها که در ERP آزمون ایشان سازند N1 در بازه زمانی ۸۰ تا ۱۶۰ میلی‌ثانیه پس از محرک مشاهده نشده بود از مطالعه کنار گذاشته شدند و میانگین‌گیری نهایی فقط بر روی پانزده آزمودنی انجام شد (۹ نفر زن، میانگین سن: ۲۶.۷ سال؛ انحراف معیار: ۳.۹).

### ۵-۳. روش تحلیل

با بررسی نتایج تفکیک سازندهای به‌دست آمده از الگوریتم ICA، وجود دو زیرسازند با شکل موج مشابه و اختلاف فاز حدود ۲۰ تا ۴۰ میلی‌ثانیه به‌وضوح قابل تشخیص بود. این دو زیرسازند در آزمودنی‌های مختلف به ترتیب در بازه زمانی ۱۰۰-۱۴۹ و ۱۷۰-۱۳۵ میلی‌ثانیه ظاهر می‌شدند. کانون زیرسازند اول بر الکترودهای میانی و زیرسازند دوم در الکترودهای

میانی-کناری نیمکره چپ متمرکز بود. لذا تأخیر 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. تخمین منشأ درون مجموعه‌ای زیرسازندهای متقدم و متأخر N1 و تهیه نقشه‌های سه‌بعدی توپوگرافی مربوط به آن به وسیله نرم‌افزار BESA2000 انجام شد. ابزارهای تحلیل زمانی - مکانی این نرم‌افزار تعدادی دوقطبی جریان معادل<sup>۲۴</sup> را به صورت مابه‌ازای توزیع پتانسیل‌های وابسته به رخداد در آرایش مورد استفاده، تولید می‌کند. موقعیت، سوگیری و روند زمانی این دوقطبی‌ها ابتدا براساس یک مدل مفروض برای توزیع دوقطبی‌ها بر روی پوست سر اندازه‌گیری و سپس این توزیع با پتانسیل‌های صوت‌برانگیخته<sup>۲۵</sup> حقیقی مقایسه شد. آنگاه با استفاده از تغییرات رفت‌وبرگشتی بین مدل و توزیع مشاهده‌شده AEP-های منفرد، مدل اصلاح شد تا در نهایت مدلی به دست آید که دارای کم‌ترین واریانس پسماند<sup>۲۶</sup> نسبت به پتانسیل‌های صوت‌برانگیخته به دست آمده در آزمون تجربی باشد. خروجی این روش مختصات مکانی هر ECD به صورت سه‌تایی مرتبی بر روی محورهای «تالایراک»<sup>۲۷</sup> است. در این مدل به میانگین میان سوژه‌ای دوقطبی‌های متناظر با AED هریک از واکه‌ها دو جفت دوقطبی (یک جفت در محدوده زمانی متناظر با N1a و دیگری در محدوده زمانی متناظر با N1b) نسبت داده شد. حد تطابق این مدل با نتایج تجربی به صورتی است که افزودن هر جفت دوقطبی سوم قابل تصویری به این مدل میزان واریانس پسماند را کمتر از ۰.۱ درصد کاهش می‌دهد. برای تحصیل اطمینان از صحت مدل‌سازی، میانگین ECD کلی بین واکه‌های N1a و N1b با نتایج مطالعات مشابه (McDonald et al., 2003; Teder-Sälejärvi, 2002, 2005; al., 2003) درمورد منشأ حدودی پردازش مرتبط با موج N1 شنیداری نیز، مقایسه و تأیید شد.

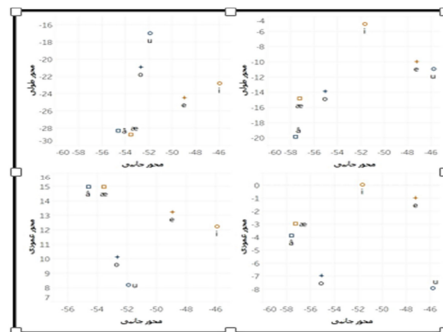
تحلیل مقادیر به دست آمده برای هریک از دو زیرسازند N1 برای هر واکه با استفاده از یک مدل واجی و یک مدل صوت‌شناختی و اعمال آزمون تعقیبی توکی<sup>۲۸</sup> (در صورت نیاز) با کمک نرم‌افزار IBM SPSS 26 انجام شد. در مدل واجی از مشخصه‌های ممیز واجی «پسین/پیشین» و «افتاده/افراشته» و در مدل صوت‌شناختی از سه متغیر پیوسته F1، F2 و F2-F1 به عنوان تخمین‌گر استفاده شد. تحلیل در مدل اول با روش «مدل‌سازی خطی عام تک‌متغیر» (برای متغیرهای گسسته) و در مدل دوم با تعیین ضریب هم‌بستگی خطی پارامتری

(پیرسون) انجام گرفت (برای متغیرهای پیوسته). برای مقایسه کیفیت تطابق دو مدل با داده‌ها از روش مدل‌سازی حذفی با رگرسیون خطی جفتی استفاده شد. عدم‌تقارن موج متأخر N1 با مقایسه میانگین دامنه نقطه اوج در ۷ الکتروود در نیمکره چپ (F3، FC1، FC5، C3، CP1، CP5، P3) و راست (F4، FC2، FC6، C4، CP2، CP6، P4) سنجیده شد.

جدول ۲: میانگین مختصات منشأ محاسبه‌شده برای هر واکه در میان پانزده آزمودنی

Table 2: Average source location elicited per every vowel among all 15 subjects

| واکه | محور جانبی <sup>۲۹</sup> |       | محور طولی |       | محور عمودی |       |
|------|--------------------------|-------|-----------|-------|------------|-------|
|      | x-N1b                    | x-N1a | v-N1b     | v-N1a | z-N1a      | z-N1b |
| [æ]  | -۵۷                      | -۵۳   | -۱۵       | -۲۹   | ۱۵         | -۳    |
| [e]  | -۴۸                      | -۴۹   | -۱۰       | -۲۴   | ۱۳         | -۱    |
| [o]  | -۵۵                      | -۵۲   | -۱۴       | -۲۱   | ۱۰         | -۷    |
| [â]  | -۵۷                      | -۵۴   | -۲۰       | -۲۸   | ۱۵         | -۴    |
| [i]  | -۵۳                      | -۴۶   | -۵        | -۲۳   | ۱۲         | ۰     |
| [u]  | -۴۶                      | -۵۱   | -۱۱       | -۱۷   | ۸          | -۸    |



شکل ۱: توزیع مکانی منشأ زیرسازند N1a (چپ) و N1b (راست) واکه‌های زبان فارسی در سه بُعد  
Figure 1: 3-dimensional spatial distribution of the source locations of the Persian vowels on the cortex auditory.

#### ۴. یافته‌های آزمون

جدول ۲ و شکل ۱ به ترتیب مختصات و شمای سه بُعدی حاصل از فرایند تحلیل منشأ را

به‌ازای هریک از شش واکه مورد آزمون نمایش می‌دهند. درمورد هر شش واکه، مختصات منشأ زیرسازند N1a در محدوده قشر شنوایی اولیه (ناحیه ۴۱ برودمان) به‌دست آمده است. در مقابل، منشأ N1b کمی پایین‌تر و خلفی‌تر بود و با مرزهای شکنج گیجگاهی فوقانی (ناحیه ۲۲ برودمان) تطابق داشت.

#### ۱-۴. محور جانبی

در محور جانبی، مدل صوت‌شناختی رابطه بین منشأ زیرسازند N1a و F1، F2 و F2-F1 را تأیید می‌کند که بهترین برازش مربوط به مؤلفه F2-F1 است ( $r = 0.824, p = 0$ ). این یعنی واکه‌های دارای فاصله کم‌تر بین سازند اول و دوم (واکه‌های پسین) دارای منشأ کناری‌تری نسبت به واکه‌های دارای F2-F1 بالا (واکه‌های پیشین) هستند. در مدل واجی نیز واکه‌های دارای مشخصه پسین به‌طور متوسط ۳.۶mm منشأ کناری‌تری نسبت به واکه‌های پیشین دارند ( $t(88) = -6.094, p = 0$ )، همچنین ضمن تأیید همبستگی بین ارتفاع زبان و مختصات جانبی منشأ ( $F(2,87) = 31.801, p = 0$ )، نتایج آزمون آماری نشان می‌دهد که منشأ واکه‌های افراشته به‌طور میانگین ۳.۳mm مرکزی‌تر از واکه‌های میانی ( $p = 0$ ) و منشأ واکه‌های میانی نیز ۱.۹mm نسبت به واکه‌های افراشته منشأ متمایل به مرکز است ( $p = 0.013$ ).

جدول ۳: نتایج آزمون همبستگی بین مؤلفه جانبی مختصات منشأ پردازش واکه‌ها و مشخصات

صوت‌شناختی

**Table 3:** Correlation of the lateral-medial parameter of the vowel source locations and their acoustic features.

|       |                     | F1      | F2      | F2-F1  |
|-------|---------------------|---------|---------|--------|
| x-N1a | Pearson Correlation | -0.710* | 0.738** | 0.824* |
|       | p-value (2-tailed)  | 0.000   | 0.000   | 0.000  |
| x-N1b | Pearson Correlation | -0.650* | 0.158   | 0.272* |
|       | p-value (2-tailed)  | 0.000   | 0.136   | 0.009  |

درمورد زیرسازند N1b تمایز معنی‌داری بین واکه‌های پسین و پیشین یافت نشد ( $t(88) = -0.753, p = 0.453$ ) اما همبستگی بین مشخصه ارتفاع زبان و مختصات منشأ موج N1b در



محور جانبی به لحاظ آماری معنی دار است ( $F(2,87) = 60.352, p=0$ ). نتیجه آزمون تعقیبی توکی نشان داد که عامل اصلی مؤثر در این تمایز واکه‌های افتاده هستند که منشأ بسیار کناری‌تری نسبت به واکه‌های افراشته (۸.۷ میلی‌متر) و میانی (۶.۳ میلی‌متر) دارند. در مدل صوت‌شناختی نیز رابطه مختصات جانبی منشأ مطابق جدول ۳، زیرسازند N1b تنها با تخمینگر F1 رابطه دارد ( $r = -0.0650, p=0$ ) به طوری که با افزایش F1 واکه، منشأ آن به حاشیه مغز نزدیک‌تر می‌شود. براساس نتایج خام، منشأ این زیرسازند با کاهش F2 نیز تا حدی به سمت حاشیه مغز متمایل می‌شود، اما نتایج آزمون آماری نشان می‌دهد این رابطه معنی دار نیست ( $r=0.158, p=0.136$ ) و عامل اصلی تمایل منشأ به سمت حاشیه یا مرکز مغز صرفاً همان F1 است.

جدول ۴: نتایج آزمون همبستگی بین مؤلفه طولی مختصات منشأ پردازش محرک‌های صوتی و مشخصات صوت‌شناختی

**Table 4:** Correlation of the anterior-posterior parameter of the vowel source locations and their acoustic features

|       |                     | F1      | F2      | F2-F1  |
|-------|---------------------|---------|---------|--------|
| y-N1a | Pearson Correlation | -0.787* | -0.273* | -0.096 |
|       | Sig. (2-tailed)     | 0.000   | 0.009   | 0.366  |
| y-N1b | Pearson Correlation | -.864*  | 0.677*  | 0.789* |
|       | Sig. (2-tailed)     | 0.000   | 0.000   | 0.000  |

#### ۲-۴. محور طولی

مطابق جدول ۴ در محور طولی مغز، محل منشأ موج N1a با هر دو مؤلفه F1 و F2 رابطه دارد، اما همبستگی آن با F2 نسبت به F1 ضعیف‌تر است ( $r = -0.273, p = 0.009$  برای F2 و  $p = 0.787$  برای F1). همچنین رابطه بین مختصات طولی منشأ زیرسازند N1a و مؤلفه F2- F1 محرک به لحاظ آماری معنی دار نیست ( $r = -0.096, p = 0.366$ ). نتایج بررسی این زیرموج در مدل واجی نیز نشان می‌دهد که واکه‌های دارای مشخصه واجی پیشین به طور متوسط ۳.۳mm منشأ خلفی‌تری نسبت به همتایان پسین خود دارند ( $t(88) = 25.450, p = 0$ ). نتایج به دست آمده وجود رابطه آماری بین مشخصه ارتفاع زبان و منشأ زیرسازند N1a را نیز تأیید می‌کنند ( $F(2,87) = 121.980, p = 0$ ). نتیجه آزمون نشان می‌دهد که هر سه دسته

واکه‌های افتاده، افراشته و میانی دارای منشأ متمایزی هستند، به‌صورتی که واکه‌های افتاده ۰.۸ میلی‌متر نسبت به واکه‌های میانی و واکه‌های میانی به‌طور متوسط ۲.۸ میلی‌متر نسبت به واکه‌های افراشته منشأ خلفی‌تری دارند.

درمورد زیرسازند متأخر N1 نتایج به‌دست‌آمده حاکی از این بود که رابطه بین مختصات طولی منشأ این موج و تخمینگر F1 معکوس و با تخمینگرهای F2 و F2-F1 مستقیم است. این بدان معنی است که واکه‌های دارای F1 کمتر (a و u) دارای منشأ قدامی‌تری نسبت به واکه‌های دارای F1 بیشتر (æ و â) هستند. این رابطه درمورد دو تخمینگر دیگر معکوس است و افزایش F2 (و تا حد بیشتری F2 - F1) باعث حرکت منشأ موج N1 متأخر به سمت عقب ناحیه شنوایی اولیه می‌شود. در مدل واجی نیز نتایج بررسی‌های ما نشان‌دهنده این مطلب است که واکه‌های پسین نسبت به واکه‌های پیشین به‌طور متوسط ۵ میلی‌متر منشأ خلفی‌تری دارند (-)  $t(88) = 5.985, p = 0$ . از سوی دیگر نتایج نشان‌دهنده اعتبار آماری این ادعاست ( $F(2,87) = 98.497, p = 0$ ) که منشأ واکه‌های افراشته حدود ۴ میلی‌متر نسبت به واکه‌های میانی و ۹.۴ میلی‌متر نسبت به واکه‌های افتاده قدامی‌تری است.

#### ۳-۴. محور عمودی

همانطور که در جدول ۵ قابل مشاهده است، در محور عمودی مختصات مغز، محل منشأ زیرسازند متقدم N1 با F1 (و به شکل ضعیف‌تری با F2) تناسب مستقیم دارد و رابطه آن با مؤلفه F2-F1 به سطح معنی‌داری آماری نمی‌رسد، اما منشأ زیرسازند متأخر N1 دقیقاً برعکس N1a با F2 (و به تبع آن با F2-F1) رابطه مستقیم دارد و نسبت به F1 حساسیتی نشان نمی‌دهد.

جدول ۵: نتایج آزمون هم‌بستگی بین مؤلفه عمودی مختصات منشأ پردازش محرک‌های صوتی و مشخصات صوت‌شناختی

**Table 5:** Correlation of the superior-inferior parameter of the vowel source locations and their acoustic features

|       |                     | F1     | F2     | F2-F1 |
|-------|---------------------|--------|--------|-------|
| z-N1a | Pearson Correlation | 0.707* | 0.382* | 0.215 |
|       | p-value (2-tailed)  | 0.000  | 0.008  | 0.042 |

|       |                     | F1     | F2     | F2-F1 |
|-------|---------------------|--------|--------|-------|
| z-N1b | Pearson Correlation | -0.024 | 0.940* | .875* |
|       | p-value (2-tailed)  | 0.824  | 0.000  | .000  |

نتایج همچنین به طرز مشابهی نشان می‌دهند که مؤلفه عمودی مختصات منشأ N1a تنها با مشخصه ارتفاع زبان رابطه‌ای معنی‌دار دارد (منشأ واکه‌های افتاده، میانی و افراشته به ترتیب از ناحیه فوقانی قشر شنوایی به سمت ناحیه تحتانی آن چیده شده‌اند). در مقابل آزمون آماری موفق به تأیید وجود رابطه مؤلفه عمودی منشأ N1b با ارتفاع زبان در نتایج ثبت‌شده در این آزمایش نمی‌شود ( $F(2,87) = 0.331, p = 0.719$ ) و فقط وجود ارتباط بین مؤلفه عمودی منشأ و مشخصه محل تولید را تأیید می‌کند. براساس نتایج به دست آمده، منشأ زیرسازند عصبی N1b مرتبط با واکه‌های پسین به طور میانگین  $5\text{mm}$  پایین‌تر از واکه‌های پیشین است ( $t(88) = -15.387, p = 0$ ).

## ۵. بحث و نتیجه‌گیری

دو زیرسازند تفکیک‌شده سازند N1 شنوایی در این آزمون در فرایند منشأیابی به طور کاملاً متمایزی هم منشأهای متفاوتی از خود بروز دادند و هم تأثیر مشخصات محرک بر تغییر مکان این منشأها کاملاً متفاوت بود. در مورد تمایز نخست، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که منشأ زیرسازند N1a همواره خلفی‌تر، فوقانی‌تر و کمی میانی‌تر از N1b است.<sup>۳۱</sup> در مورد زیرسازند دوم داده‌های به دست آمده نشان می‌دهند زیرسازند اول یعنی N1a در مختصاتی حدود  $44 \pm$  تا  $57 \pm$  میلی‌متر (مثبت مربوط به نیمکره راست و منفی نیمکره چپ) در محور جانبی،  $15-$  تا  $30-$  در محور طولی و  $6$  تا  $16$  در محور عمودی پدیدار می‌شود و در مقابل منشأ زیرسازند متأخر یعنی N1b در محدوده  $44 \pm$  تا  $61 \pm$  در محور جانبی،  $4-$  تا  $21-$  در محور طولی و  $0$  تا  $8-$  در محور عمودی ظهور می‌کند. این دو محدوده به ترتیب تطبیق بسیار دقیقی با میانگین مختصات تالایراک ذکر شده در منابع برای برای نواحی «قشر شنوایی اولیه» (A1) و «شکنج گیجگاهی فوقانی» (STG) دارند. چنین نتیجه‌ای به خوبی ابهام موجود در مطالعات انجام‌شده در حوزه مکان‌یابی منشأ با روش MEG را برطرف می‌کند. هرچند به دلیل

ضعف ذاتی قدرت تفکیک مکانی روش EEG باید اعداد به‌دست‌آمده در نتایج تعیین منشأ را با چاشنی احتیاط پذیرفت، اما یک‌دستی تطابق منشأ دو زیرسازند N1a و N1b با این دو ناحیه از مغز می‌تواند توضیح مناسبی برای سردرگمی مطالعات MEG درباره منشأ سازنده N1m (همتای مغناطیسی میدان الکتریکی ایجادکننده N1) باشد که گاهی این موج را برآمده از STG و گاهی A1 می‌دانند (نک. نتایج McDonald et al., 2003 & Teder-Sälejärvi et al., 2002; Weise et al., 2008).

نتیجه پژوهش حاضر این نکته را خاطر نشان می‌کند که احتمالاً هر دو گروه از مطالعات MEG موفق به دستیابی به منشأ N1m (یا دست‌کم بخشی از آن) شده‌اند، اما به دلیل ضعف روش مغناطیسی در ثبت بردارهای میدان موازی سطح گیرنده‌ها موفق به ثبت و تفکیک هر دو منشأ نشده‌اند. مطالعات پیشین (Manca et al., 2019; Manca & Grimaldi, 2016) همچنین نشان می‌دادند که دوقطبی‌های جریان معادل به‌دست‌آمده از تحریک ناحیه شنوایی مغز به‌وسیله واکه‌های ساده، با هر دو گروه مشخصه‌های صوت‌شناختی و واجی رابطه دارند که در مطالعه حاضر نیز این مطلب تأیید شده است، اما در این پژوهش نتایج روش مدل‌سازی حذفی با رگرسیون خطی جفتی نشان می‌دهد که به استثنای پیچیدگی یافت‌شده در مورد رابطه مؤلفه عمودی منشأ با مشخصات صوت‌شناختی و واجی واکه‌ها، مؤلفه‌های جانبی و طولی همواره در مدل واج‌شناختی بهتر از مدل صوت‌شناختی برازش شده‌اند. با این حال میزان برتری کارایی مدل واجی در پیش‌بینی منشأ عصب‌شناختی واکه‌ها همواره در مورد N1a کم‌تر از N1b است. مطلبی که حتی درباره مؤلفه عمودی نیز صدق می‌کند. کارایی بیشتر مدل مبتنی بر مشخصه‌های واجی در توصیف پاسخ‌های نورولوژیک با منشأ A1 در راستای یافته‌های یک دهه اخیر سایر پژوهشگران (برای مرور نتایج این پژوهش‌ها نک. Bernal Weinberger, 2015; Ardila, 2016) است که فرض رایج در انحصار ناحیه شنوایی اولیه به «تحلیل حسی»<sup>۳۲</sup> و استقلال فرایندهای تحلیل این ناحیه از برجستگی‌های شناختی اکتسابی<sup>۳۳</sup> را زیر سؤال می‌برد. به‌طور خلاصه به‌نظر می‌رسد که ناحیه شنوایی اولیه و پاسخ‌های ثبت‌شده در آن، بازتاب‌دهنده هر دو دسته مشخصه‌های مادی و انتزاعی اصوات زبان باشند<sup>۳۴</sup> و سپس تمرکز بار پردازشی بر روی بازشناسی مقوله‌ای (و تبعاً افزایش برتری کارایی مدل واجی به مدل صوت‌شناختی) با عبور از A1 به STG افزایش یابد. وجود چنان هم‌بستگی وثیقی بین مشخصه‌های انتزاعی واجی

و مشخصات مکانی پاسخ عصبی و این مشاهده که در اکثر موارد این همبستگی حتی از رابطه بین ویژگی‌های پاسخ عصبی و مشخصات صوت‌شناختی و فیزیکی صرف محرک ورودی به لحاظ آماری قوی‌تر است، مؤید دسترسی مستقیم قشر شنوایی اولیه مغز به این مشخصات واجی - مقوله‌ای است. این امر در کنار افزایش بیش‌ازپیش برتری همبستگی بین مشخصات مکانی منشأ پاسخ عصبی و مشخصه‌های واجی نسبت همبستگی آن‌ها با مشخصات صوت‌شناختی با گذشت زمان و عبور پردازش از قشر شنوایی اولیه به STG، شاهدهی به نفع فرضیه اصلی پژوهش حاضر است که تشخیص و بازشناسی مشخصه‌های انتزاعی توصیف‌گر نظام واکه‌ای زبان و مقوله‌بندی محرک‌های ورودی براساس این بازشناسی، از همان مرحله پردازش در قشر شنوایی اولیه و هم‌زمان و به موازات پردازش حسی آغاز می‌شود و فرایند تفکیک ادراکی واکه‌ها از یکدیگر در مغز گویشوران حاصل روندی تدریجی از نشان‌گذاری براساس برجستگی‌های صوت‌شناختی تا مقوله‌بندی مشخصات واجی است. در چنین فرایندی این دو عملکرد به‌صورت هم‌زمان و موازی از همان ناحیه شنوایی اولیه آغاز می‌شود، اما با انتقال به شکنج گیجگاهی فوقانی تدریجاً از تمرکز بار پردازش عصبی بر روی نشان‌گذاری مشخصه‌های فیزیکی صوت کاسته و بر پردازش مقوله‌ای مبتنی بر خوشه‌های چندارزشی واج‌شناختی افزوده می‌شود<sup>۳۰</sup>. چنین نتیجه‌ای ناقض پیش‌بینی دیدگاه سنتی اختصاص نواحی حسی اولیه مغز به پردازش حسی صرف و مؤید نظریه پردازش موازی خواهد بود که طبق آن تشخیص و بازشناسی مشخصه‌های انتزاعی توصیف‌گر نظام واکه‌ای و مقوله‌بندی محرک‌های ورودی براساس این بازشناسی از همان مرحله پردازش در قشر شنوایی اولیه آغاز و به موازات پردازش حسی انجام می‌شود.

## ۶. پی‌نوشت‌ها

1. Decryption
2. Tonotopic
3. Cell clusters
4. pure sensory analysis
5. somatosensory
6. neuro-anatomic
7. spectral window
8. basilar membrane

9. primary auditory cortex (A1)
10. superior temporal gyrus (STG)
11. superior temporal sulcus (STS)
12. Phonological representations
13. Localization
14. magnetic-encephalography(MEG)
15. event-related potentials (ERP)
16. superior temporal plane
17. Salento Italian

۱۸. در نظام واکه‌ای پنج تایی گویش سالنتو هر واکهٔ افراشته یا میانی نسبت به سه واکهٔ دیگر در مشخصهٔ ارتفاع زبان تقابل قطبی دارد و تنها واکهٔ افتادهٔ آن با چهار واکهٔ دیگر (مجموعاً هشت تقابل) در نظام واکه‌ای شش تایی زبان فارسی هریک از شش واکه با چهار واکهٔ دیگر در این مشخصه تقابل قطبی دارد (مجموعاً دوازده تقابل).

۱۹. کمیتهٔ اخلاق در پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشگاه علوم پزشکی ایران تطابق روال اجرایی پیشنهادی این آزمایش با اعلامیهٔ هلسینکی را در مصوبهٔ شمارهٔ ۱۳۹۸.۴۶۸ IR.IUMS.REC. تأیید کرده است.

20. finite impulse response
21. baseline
22. Electrocardiogram
23. Independent Component Analysis
24. Equivalent Current Dipoles (ECD)
25. Auditory Evoked Potentials (AEP)
26. Residual variance
27. Talairach
28. Tukey's post-hoc test

۲۹. مختصات و ضریب همبستگی گزارش‌شده در محور جانبی (X) مربوط به دوقطبی‌های منشأ منتسب به نیمکرهٔ چپ است. بدیهی است که دوقطبی‌های منتسب به نیمکرهٔ راست دارای مختصات کاملاً مشابه اما قرینه است. برای دستیابی به مختصات جانبی و ضریب همبستگی مربوط به آن‌ها کافی است اعداد گزارش‌شده در این مقاله در ۱- ضرب شود.

۳۰. در سراسر این مقاله هنگام گزارش نتایج آزمون‌های آماری، سطح معنی‌داری  $p < 0.01$  در نظر گرفته شده و رابطه‌های دارای معنی‌داری آماری در جداول با نماد «\*» مشخصه شده‌اند. همچنین،  $p$ -value های به دست آمده تنها تا سه رقم اعشار گزارش شده‌اند. بنابراین مقادیر کم‌تر از 0.0005 (یک بیستم حد نصاب معنی‌داری) به منظور تسهیل در قرائت به صورت  $p=0$  درج شده‌اند.

۳۱. که البته با توجه به شکل تقریباً نیم‌کره‌ای مغز انسان و این حقیقت که در اشیایی با چنین شکلی با

حرکت از صفحه استوایی به سمت بالا قطر صفحات عمود بر محور عمودی کاهش می‌یابد، این مشاهده اخیر امری بدیهی به نظر می‌رسد و معادل گزاره «منشأ هردو زیرسازند در قشر بیرونی مخ قرار دارد» است.

۳۲. sensory analysis

۳۳. نگارندگان امیدوارند خوانندگان محترم نسبت به این مسئله شبهه‌ای نداشته باشند که این دانش در اختیار فارسی‌زبانان که برای مثال واج 0 یکی از اجزای زبان فارسی است که نقشی متمایز با آ دارد، امری اکتسابی است و در مقابل، این‌که ما صدای شکستن شیشه را متفاوت از صدای سوت قطار می‌شنویم، امری ذاتی است به معنای این‌که این ادراک متفاوت بخشی از معماری عصبی دستگاه شناختی ما آدمیان است.

۳۴. این تفسیر با نتایج به دست آمده در مطالعات آسیب‌شناسی مغز نیز تطابق دارد. برودی و همکاران (2013) مواردی را مطالعه کرده‌اند که برخی بیماران دچار آسیب‌های جزئی در ناحیه A1 همچنان قادر به تشخیص اصوات غیرزبانی و تشخیص کلی اصوات زبانی مشکلی ندارند، اما از تفکیک در زوج محرک‌های زبانی دارای تمایز واجی (مانند تمایز بین زوج همخوان‌های انسدادی واکدار و بی‌واک) ناتوان‌اند.

۳۵. در نهایت باید متذکر شد که با توجه به محدودیت روش EEG در تفکیک دقیق مختصات مکانی امواج به علت تراکم پایین حسگرهای مورد استفاده، نقشه سه‌بعدی جای‌نواخت پردازش واکه‌های زبان مادری در قشر شنوایی مخ را نمی‌توان به‌عنوان راهنمای کشف منشأ هریک از واکه‌های زبان در سطح مغز به‌کار برد، بلکه تفسیر صحیح‌تر این است که این نقشه، تصویری از تابع توزیع احتمال سپرده شدن پردازش واکه‌ها به‌ازای مشخصه‌های واجی آنان به هریک از خوشه‌های یاخته‌ای ناحیه شنوایی و نشان‌دهنده این است که این توزیع در هم‌بستگی با مشخصه‌های واجی و صوت‌شناختی از چه روندهای ترجیحی پیروی می‌کند.

## ۷. منابع

- بی‌جن‌خان، م. (۱۳۸۴). *واج‌شناسی: نظریه بهیگی*. تهران: سازمان مطالعه و تدوین کتب علوم انسانی دانشگاه‌ها (سمت)، مرکز تحقیق و توسعه علوم انسانی.
- نصری، ع. و کریمی دوستان، غ. (۱۳۹۹). شواهد الکتروانسفالوگرافیک بازنمایی عصب‌شناختی مشخصه‌های آوایی و واجی واکه‌های زبان فارسی در قشر شنوایی مغز. *پژوهش‌های زبانی*، ۱۱(۲)، ۲۲۳-۲۴۵.

## References

- Ahlfors, S. P., Han, J., Belliveau, J.W., & Hamalainen, M. S. (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.
- Bernal, B., & Ardila, A. (2016). From hearing sounds to recognizing phonemes: Primary auditory cortex is a truly perceptual language area. *AIMS Neuroscience*, 3(4), 454-473.
- Bijankhan, M. (2005). *Phonology: Optimality Theory*. Samt. [in Persian].
- Boersma, P., & Weenink, D. (2011). Praat: doing phonetics by computer (Computer program), Version 5.2.
- Brody, R.M., Nicholas, B.D., Wolf, M.J., Marcinkevich, P.B., & Artz, G.J. (2013). Cortical deafness: A case report and review of the literature. *Otology and Neurotology*, 34, 1226-1229.
- Campbell, T., Winkler, I., & Kujala, T. (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., & Rauschecker, J. P. (2012). Phoneme and word recognition in the auditory ventral stream. *Proceedings of the National Academy of Sciences United States of America*, 109, 505-514.
- Embick, D., & Poeppel, D. (2015). Towards a computational(ist) neurobiology of language: Correlational, integrated, and explanatory neurolinguistics. *Language and Cognitive Neuroscience*, 30, 357-366.
- Eulitz, C., Obleser, J., & Lahiri, A. (2004). Intra-subject replication of brain magnetic activity during the processing of speech sounds. *Cognitive Brain Research* 19, 82-91.
- Gage, N., Poeppel, D., Roberts, T., & Hickok, G. (1998). Auditory evoked M100 reflects onset acoustics of speech sounds. *Brain Research* 814, 236-239.



- Grimaldi, M. 2012. Toward a neural theory of language: Old issues and new perspectives. *Journal of Neurolinguistics*, 25, 304-327.
- Grimaldi, M., Sigona, F., & di Russo, F. (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.
- Hadjikhani, N., Liu, A.K., Dale, A.M., Cavanagh, P., & Tootell, R.B.H. (1998). Retinotopy and color sensitivity in human visual cortical area V8. *Nature Neuroscience*, 1, 235-241.
- Hickok, G., & Poeppel, D. (2004). Dorsal and ventral streams: a framework for understanding aspects of the functional anatomy of language. *Cognition*, 92, 67-99.
- Hickok, G., & Poeppel, D. (2007). The cortical organization of speech processing. *Nature Reviews Neuroscience*, 8, 393-402.
- Hoonhorst, L., Collin, C., Markessis, E., Radeau, M., Deltenre, P., & Sernicales, W. (2009). The N100 component: an electrophysiological cure of voicing perception, In S. Fuchs, H. Loevenbruck, D. Pape and P. Perrier (Eds.) *Some aspects of speech in brain* (5-34) Bern: Peter Lang Verlagsgruppe.
- Kaas, J.H., & Hackett, T.A. (2000). Subdivisions of auditory cortex and processing streams in primates. *Proceedings of the National Academy of Sciences U.S.A.*, 97, 11793-11799.
- Manca, A. D., & Grimaldi, M. (2016). Vowels and consonants in the brain: Evidence from magnetoencephalographic studies on the N1m in normal-hearing listeners. *Frontiers in Psychology*, 7, 1413.
- Manca A.D., DiRusso, F., Sigona, F., & Grimaldi, M. (2019). Electrophysiological evidence of phonemotopic representations of vowels in the primary and secondary auditory cortex. *Cortex*, 121, 385-398.
- McDonald, J.J., Teder-Sälejärvi, W.A., DiRusso, F., & Hillyard, S.A. (2003). Neural substrates of perceptual enhancement by cross-modal spatial attention. *Journal of*

*Cognitive Neuroscience*, 15, 10-19.

- Mesgarani, N., Cheung, C., Johnson, K., & Chang, E.F. (2014). Phonetic feature encoding in human superior temporal gyrus. *Science*, 343, 1006-1010.
- Nasri, A., & Karimidoustan, Gh. (2020). Electrophysiological evidence of neurological representations of the phonological and phonetic properties of Persian vowels in the auditory cortex. *Language Research*, 11(2), 223-245. [In Persian].
- Näätänen, R., & Picton, T. (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., Elbert, T., Lahiri, A., & Eulitz, C. (2003a). Cortical representation of vowels reflects acoustic dissimilarity determined by formant frequencies. *Cognitive Brain Research*, 15, 207-213.
- Obleser, J., Lahiri, A., & Eulitz, C. (2003b). Auditory-evoked magnetic field codes place of articulation in timing and topography around 100 milliseconds post syllable onset. *Neuroimage*, 20, 1839-1847.
- Obleser, J., Lahiri, A., & Eulitz, C. (2004). Intra-subject replication of brain activity during the processing of speech sounds. *Cognitive Brain Research*, 19, 82-91.
- Obleser, J., & Eisner, F. (2009). Pre-lexical abstraction of speech in the auditory cortex. *Trends in Cognitive Sciences*, 13, 14-19.
- Ohl, F.W., & Scheich, H. (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., Bertrand, O., Eulitz, C., Verkindt, C., Hampson, S., Schuierer, G., & Elbert, T. (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.

- Poeppel, D., Phillips, C., Yellin, E., Rowley, H.A., Roberts, T.P.L., & Marantz, A. (1997). Processing of vowels in supratemporal auditory cortex. *Neuroscience Letters*, 221, 145-148.
- Pons, T.P., Garraghty, P.E., Friedman, D.P., & Mishkin, M. (1987). Physiological evidence for serial processing in somatosensory cortex. *Science* 237, 417-420.
- Riedinger, M., Nagels, A., Werth, A., & Scharinger, M. (2021). Asymmetries in assessing vowel representation are driven by phonological and acoustic properties: Neural and behavioral evidence from natural German minimal pairs. *Frontiers in Human Neuroscience*. 15, 1-20.
- Rauschecker, J.P., & Scott, S.K. (2009). Maps and streams in the auditory cortex: Nonhuman primates illuminate human speech processing. *Nature Neuroscience*, 12, 718-724.
- Romani, G.L., Williamson, S.J., & Kaufman, L. (1982). Tonotopic organization of the human auditory cortex. *Science*, 216, 1339-1340.
- Saenz, M., & Langers, D.R.M (2014). Tonotopic mapping of human auditory cortex. *Hearing Research*, 307, 42-52.
- Scharinger, M., Idsardi, W.J., & Poe, S. (2011). A Comprehensive 3-dimensional Cortical Map of Vowel Space. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 23, 3972-3982.
- Scott, S.K., & Johnsrupe, I.S. (2003). The neuroanatomical and functional organization of speech perception. *Trends in Neurosciences*, 26, 100-107.
- Scott, S.K., & McGettigan, C. (2013). Do temporal processes underlie left hemisphere dominance in speech perception? *Brain and Language*, 127, 36-45.
- Shestakova, A., Brattico, E., Soloviev, A., Klucharev, V., & Huotilainen, M. (2004). Orderly cortical representation of vowel categories presented by multiple exemplars. *Cognitive Brain Research*, 21, 342-350.
- Stevens, K.N. (1998) *Acoustics phonetics* (Vol.30). Cambridge, MA: MIT Press.
- 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., Sereno, M.I., Melcher, J.R., Ledden, P.J., Rosen, B.R., & Dale, A.M. (2004). Tonotopic organization in human auditory cortex revealed by progressions of frequency sensitivity. *Journal of Neurophysiology*, 91, 1282-1296.
- Tanriverdi, T., Al-Jehani, H., Poulin, N., & Olivier, A. (2009). Functional results of electrical cortical stimulation of the lower sensory strip. *Journal of Clinical Neuroscience* 16, 1188-1194.
- Teder-Sälejärvi, W.A., DiRusso, F., McDonald, J.J., & Hillyard, S.A. (2005). Effects of spatial congruity on audio-visual multimodal integration. *Journal of Cognitive Neuroscience*. 17, 1396-1409.
- Teder-Sälejärvi, W.A., McDonald, J.J., DiRusso, F., & Hillyard, S.A. (2002). An analysis of audio-visual crossmodal integration by means of event related potential (ERP) recordings. *Cognitive Brain Research*. 14, 106-114.
- Wandell, B.A., Brewer, A.A., & Dougherty, R.F. (2005). Visual field map clusters in human cortex. *Philosophical Transactions* 360, 693-707.
- Weinberger, N.M. (2015). New perspective in the auditory cortex: Learning and memory. In G. Hickok and G.C. Celesia (Eds.), *handbook of Clinical Neurology*. 129, 117-147. Amsterdam: Elsevier.
- Weise, A., Schrönger, E., & Horváth, J. (2018). The detection of higher order acoustic transitions is reflected in the N1 ERP. *Psychophysiology*, 55(7), e13063.
- Woods, D.L. (1995). The component structure of N1 wave of the human auditory evoked potential. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 44, 102-109.