

## How Similar is the Auditory Midbrain Implant to the Hearing Pathway Nerves? A Time-Based Series Modelling Research

Mohammadi Mahmoei, Ehsan<sup>1</sup> / Lashgari, Reza<sup>2\*</sup> / Salamat, Behrouz<sup>2</sup>

<sup>1</sup> - M.Sc., Institute of Medical Science and Technology (IMSAT), Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

<sup>2</sup> - Assistant Professor, Institute of Medical Science and Technology (IMSAT), Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

### ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2023.551923.1765

Received: 13 April 2022

Revised: 2/7/2022 – 13/10/2022

Accepted: 20 January 2023

### KEYWORDS

*Auditory Midbrain Implant*  
*Local Field Potentials*  
*Electrical and Acoustic Stimulation*  
*Nonlinear Modeling*  
*Levenberg-Marquardt Algorithm*

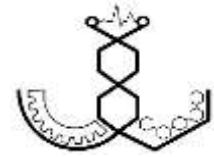
### ABSTRACT

The human body has five main senses of sight, hearing, taste, smell and touch. The defective performance of any of these senses causes us to solve this problem and use technology for this purpose. The sense of hearing is no exception and several attempts have been made to restore it, which has led to the design of various implants. In this study, with the aim of investigating the function of the auditory midbrain implant (AMI) in restoring hearing ability, the cat's auditory system has been stimulated in acoustic and electrical stimulation. Electrical stimuli are the result of AMI injecting current into the central nucleus of the inferior colliculus (ICC) and acoustic stimuli are the result of pure tone sound in the cat's ear. After stimulation, responses were extracted from the primary auditory cortex of the cat's brain. Finally, a neural network (NN) with backpropagation-based modelling has been used. After data acquisition and processing, it was clear that AMI successfully stimulated the ICC. But it is associated with delays during stimulation. After model creation, it was found that the Levenberg-Marquardt algorithm with 10 neurons in the hidden layer had the best performance compared to the others with an error of 0.009. Also, both models show similar behaviour to frequency changes, but the electrical model at a constant frequency shows a bigger response at the output. Finally, the interval between the transmission of the neural message from the cochlear nucleus to the inferior colliculus was calculated at 9 milliseconds.

### \*Corresponding Author

<b>Address</b>	Institute of Medical Science and Technology (IMSAT), Shahid Beheshti University, Tehran, Iran		
<b>Postal Code</b>	1983969411	<b>Tel</b>	+98-21-29905801
<b>E-Mail</b>	r_lashgari@sbu.ac.ir	<b>Fax</b>	+98-21-22431607





## ایمپلنت ساقه‌ی مغز تا چه اندازه مشابه اعصاب مسیر شنوایی عمل می‌کند؟ پژوهشی بر اساس مدل‌سازی و ویژگی‌های زمانی

محمدی مهموئی، احسان<sup>۱</sup> / لشگری، رضا<sup>۲\*</sup> / سلامت، بهروز<sup>۲</sup>

<sup>۱</sup> - کارشناسی ارشد، پژوهش‌کده‌ی علوم و فناوری‌های پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

<sup>۲</sup> - استادیار، پژوهش‌کده‌ی علوم و فناوری‌های پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

### مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2023.551923.1765

پذیرش: ۳۰ دی ۱۴۰۱

بازنگری: ۱۴۰۱/۴/۱۱ - ۱۴۰۱/۷/۲۱

ثبت در سامانه: ۲۴ فروردین ۱۴۰۱

### چکیده

بدن انسان دارای پنج حس اصلی بینایی، شنوایی، چشایی، بویایی و لامسه بوده که هر یک از این حواس اطلاعات به خصوصی را از محیط پیرامون در اختیار می‌گذارند. نقص عمل کرد هر یک از این حواس باعث می‌شود تا نسبت به رفع آن و استفاده از تکنولوژی اقدام گردد. حس شنوایی نیز از این مقوله مستثنی نبوده و تلاش‌های متعدد و زیادی در بهبود آن انجام شده که منجر به طراحی و ساخت ایمپلنت‌های گوناگونی شده است. در این پژوهش با هدف بررسی عمل کرد ایمپلنت شنوایی ساقه‌ی مغز (Auditory Midbrain Implant - AMI) به ایجاد دو نوع تحریک آکوستیک و الکتریک در سیستم شنوایی گربه پرداخته شده است. تحریک‌های الکتریک حاصل تزریق جریان به بافت توسط AMI و تحریک‌های آکوستیک حاصل تولید موج تک-تن در گوش گربه می‌باشند. پس از انجام تحریک و ثبت پتانسیل‌های عمل محیطی از قشر اولیه‌ی شنوایی مغز گربه، ویژگی‌های زمانی استخراج شده و نهایتاً به مدل‌سازی توسط شبکه‌ی عصبی پرداخته شده است. بعد از ثبت و مقایسه بین داده‌ها، مشخص شده که AMI در تحریک هسته‌ی کولیکولوس تحتانی موفق عمل کرده است اما این ایمپلنت کاهش تاخیر در زمان تحریک را احتیاج دارد. پس از مدل‌سازی مشخص شده که شبکه‌ی عصبی با مدل غیرخطی همراه با الگوریتم لونبرگ-مارکوارت و ۱۰ نورون در لایه‌ی پنهان بهترین عمل کرد را در بین سایر ساختارها با خطایی معادل ۰/۰۰۹ از خود ارائه کرده است. در مقایسه‌ی مدل الکتریک با مدل اعصاب شنوایی، هر دو مدل رفتار مشابهی در برابر تغییرات فرکانس از خود نشان داده اما مدل الکتریک در یک فرکانس ثابت شدت بزرگ‌تری از پاسخ را در خروجی نشان داده است. علاوه بر این موارد، فاصله‌ی زمانی انتقال پیام عصبی از هسته‌ی حلزونی تا کولیکولوس تحتانی، ۹ میلی‌ثانیه محاسبه شده است.

### واژه‌های کلیدی

ایمپلنت شنوایی ساقه‌ی مغز  
پتانسیل‌های عمل محیطی  
تحریک الکتریک و آکوستیک  
مدل‌سازی غیرخطی  
الگوریتم لونبرگ-مارکوارت

### \*نویسنده‌ی مسئول

پژوهش‌کده‌ی علوم و فناوری‌های پزشکی، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

تلفن ۹۸-۲۱-۲۹۹۰۵۸۰۱

۱۹۸۳۹۶۹۴۱۱

دورنگار ۹۸-۲۱-۲۲۴۳۱۶۰۷

r\_lashgari@sbu.ac.ir

نشانی

کد پستی

پست الکترونیک



## ۱- مقدمه

تحریک در طول ICC آزمایش‌های خود را روی خوکی‌چهی هندی شروع کردند. آن‌ها با انجام تحریک در نقاط مختلف ICC و دریافت پاسخ از A1<sup>۱۰</sup>، پس از ثبت CSD<sup>۱۱</sup> و تحلیل آن برای تشخیص صحیح محل قرارگیری الکتروود، داده‌های خود را از خوکی‌چهی هندی جمع‌آوری نموده و سپس با ۲۰ تکرار برای هر آزمایش، داده‌های اولیه را ذخیره کردند. یافته‌های نوهیسر و هم‌کارانش این‌گونه بود که با تحریک نقطه‌ی Caudal-Dorsal از ICC توانستند ویژگی‌های ناخواسته از تحریک را کاهش دهند. هم‌چنین به منظور دست‌یابی به عمل‌کرد مطلوب، به دلیل ساختار سه‌بعدی ICC، پیشنهاد استفاده از یک شنک سه‌بعدی به جای یک شنک تک‌بعدی را ارائه کردند.

پس از آن کالیکستو در سال ۲۰۱۲ [۷] به بررسی و مقایسه‌ی پاسخ‌های قشر اولیه‌ی شنوایی مغز در تحریک نورون‌های ICC پرداخته است. آن‌ها با بررسی فعالیت‌های LFPs<sup>۱۲</sup> از قشر شنوایی اولیه‌ی مغز (A1) توانستند نورون‌های مرتبط با یک‌دیگر را در این دو ناحیه شناسایی و تفکیک کنند. تمام نتایج حاصل از DSS<sup>۱۳</sup> در مقایسه با SSS<sup>۱۴</sup> از اثرات سرکوب‌کننده و مقاومتی کم‌تر برخوردار بوده و هم‌چنین فعالیت‌های سریع و قوی‌تری برای AMI تولید می‌کند. کالیکستو به این نتیجه رسید که در حالت SSS نورون‌هایی در مسیر نورونی ICC تا A1 حضور دارند که میزان قدرت پیام عصبی را کاهش داده و وظیفه‌ی بازدارندگی ایفا می‌کنند [۷].

یک سال پس از آن کالیکستو در پژوهشی دیگر [۶] از طراحی تازه‌ای از پروتزهای سیستم شنوایی مرکزی استفاده کرده و نتایج خود را در پژوهشی تحت عنوان طراحی جدیدی از پروتزهای سیستم شنوایی مرکزی ارائه کرده است. طبق نظر کالیکستو و گزارشات ارائه شده، میزان عمل‌کرد بیمارانی که AMI دریافت نموده‌اند نسبت به بیمارانی که ایمپلنت حلزونی<sup>۱۵</sup> دریافت کرده‌اند از سطح پایین‌تری برخوردار است. البته کالیکستو معتقد است که علت این موضوع می‌تواند طراحی نامناسب AMI باشد به همین دلیل با در نظر گرفتن ساختار سه‌بعدی هسته‌ی کولیکولوس تحتانی، با استفاده از دو AMI به تحریک سه‌بعدی این هسته پرداخته و پروتز جدید خود را روی خوکی‌چهی هندی آزمایش کرده است. اولین نتیجه‌ای که

استفاده از ایمپلنت‌های شنوایی و هم‌چنین انجام عمل‌های کاشت و پیوند عضو، راه‌حلی بوده که به منظور بازگرداندن توانایی شنوایی در افرادی که این توانایی را از دست داده‌اند مورد استفاده قرار می‌گیرد. ایمپلنت حلزونی<sup>۱</sup> اولین ایمپلنت و هم‌چنین موفق‌ترین آن‌ها [۱] در این میان بوده که با توجه به آمار ارائه شده توسط سازمان مواد غذایی و دارویی آمریکا، تا اول سال ۲۰۲۰ میلادی تعداد ۷۳۶۹۰۰ عدد از این ایمپلنت در کل دنیا کاشته شده که ۱۱۸۱۰۰ عدد ایمپلنت سهم بزرگسالان و ۶۵۰۰۰ عدد از آن‌ها سهم کودکان است [۲]. اما این ایمپلنت در افرادی که پایانه‌های اعصاب شنوایی نداشته و یا بخش حلزونی گوش داخلی آن‌ها از جنس استخوانی باشد، کاربرد ندارد [۳، ۴]. به همین دلیل در این افراد تنها راه بازگرداندن توانایی شنوایی، استفاده از پروتز شنوایی مرکزی<sup>۲</sup> است [۵، ۶]. این پروتزها با هدف قرار گرفتن در هسته‌هایی چون هسته‌ی حلزونی<sup>۳</sup> و یا کولیکولوس تحتانی<sup>۴</sup> از مسیر شنوایی و تحریک آن، توانسته‌اند توانایی شنوایی را تا حد چشم‌گیری به این افراد بازگردانند [۳، ۷] تا جایی که این پروتزها در افراد مبتلا به ناشنوایی عصبی مانند بیمارانی نوروفیبروماتوز نوع دوم<sup>۵</sup> و نیز ناتوانی‌های ژنتیکی<sup>۶</sup> موفقیت‌آمیز عمل کرده‌اند [۸، ۹].

برای اولین بار لنارز [۱۰] در سال ۲۰۰۶ با توجه به نتایج گزارش لیم از تحریک ICC<sup>۷</sup> [۱۱] اولین مدل از ایمپلنت شنوایی AMI<sup>۸</sup> را ارائه کرده است. لنارز هم‌چنین پا را فراتر نهاده و این ایمپلنت را به صورت یک ایمپلنت نفوذی در بافت طراحی کرده و این در حالی است که لیم در پژوهش‌های پیشین خود از یک ایمپلنت سطحی به منظور تحریک ICC استفاده کرده بود. از ایمپلنت طراحی شده توسط لنارز استقبال شده و در پژوهش نوهیسر در سال ۲۰۱۰ [۱۲] به بررسی تاثیر طول و نقطه‌ی تحریک در کولیکولوس تحتانی از سیستم شنوایی خوکی‌چهی هندی پرداخته شده است. از آن‌جا که نوهیسر و هم‌کارانش معتقد بودند که عمل‌کرد AMI از حد انتظار پایین‌تر است، با بهره‌گیری از یک آرایه‌ی تک‌شنکی<sup>۹</sup> به منظور یافتن بهترین عمل‌کرد از AMI در برابر تغییر نقطه‌ی

<sup>۱</sup> Single Shank<sup>۱۰</sup> Primary Auditory Cortex<sup>۱۱</sup> Current Source Density<sup>۱۲</sup> Local Field Potentials<sup>۱۳</sup> Dual-Site Stimulation<sup>۱۴</sup> Single-Site Stimulation<sup>۱۵</sup> Cochlear Implant<sup>۱</sup> Cochlear Implant (CI)<sup>۲</sup> Central Auditory Prosthesis<sup>۳</sup> Cochlear Nucleus<sup>۴</sup> Inferior Colliculus<sup>۵</sup> Neurofibromatosis Type 2<sup>۶</sup> Genetic Disorders<sup>۷</sup> Central Nucleus of Inferior Colliculus<sup>۸</sup> Auditory Midbrain Implant

این دو با یکدیگر، نسبت به گروه دوم عمل کرد بهتری داشته است اما در نهایت به دنبال راه‌کاری به منظور بهینه‌سازی عمل کرد تحریکات الکتریکی و همچنین استراتژی بازتوانی بهتر برای بیمارانی که CAP<sup>۶</sup> را دریافت کرده‌اند خواهند بود.

پس از آن در سال ۲۰۱۸ تیم تحقیقاتی دیبالا موفق به کاشت AMI روی ۵ فرد مبتلا به ناشنوایی عصبی شده و انجام این عمل را موفقیت‌آمیز اعلام کرده است [۱۴]. آن‌ها همچنین عنوان کردند که نتایج مربوط به عمل کرد این ایمپلنت در پژوهش‌های آینده ثبت و منتشر خواهد شد. در همان سال لنارز و هم‌کارانش [۱۵] با بهره‌گیری از AMI پژوهشی با هدف درمان ناشنوایی عصبی انجام دادند. آن‌ها در پژوهش خود از ۸۵ فرد دریافت‌کننده‌ی ABI و ۷ فرد دریافت‌کننده‌ی AMI که مبتلا به ناشنوایی عصبی بودند استفاده کرده و نقطه‌ی قوت استفاده از AMI نسبت به ABI را توانایی درک بهتر فهم کلامی و اصوات زیر و بم عنوان کردند. آن‌ها استفاده از هر دو روش را در بازگرداندن توانایی شنوایی موثر دانسته اما در استفاده از AMI وجود صدمه و تخریب به بافت مسیر شنوایی را گزارش کردند. در تمام این پژوهش‌ها تنها به توصیف ساختاری AMI پرداخته شده و نقاط قوت و ضعف آن مورد بررسی قرار گرفته است. این امر برای استفاده از این ایمپلنت در بدن انسان لازم بوده اما نمی‌توان گفت تا چه اندازه مانند مسیر عصبی عمل کرده است. به همین دلیل لازم است تا با مقایسه‌ی عمل کرد این ایمپلنت با اعصاب مسیرهای شنوایی، میزان شباهت عمل کرد ایمپلنت با این سیستم مورد سنجش و بررسی قرار گیرد. با همین هدف در پژوهش حاضر با کاشت AMI در سیستم شنوایی گربه و ایجاد دو نوع تحریک الکتریکی و آکوستیک، سعی بر آن است تا با استفاده از شبکه‌های عصبی بازگشتی برای سیستم شنوایی و AMI مدلی ارائه شده و پس از آن این دو از نظر عمل کردی با یکدیگر مقایسه شوند. در نهایت تفاوت و شباهت‌های عمل کردی AMI نسبت به سیستم طبیعی شنوایی عنوان شده است. علاوه بر این در این پژوهش اولین مدل مربوط به اعصاب مسیر شنوایی توسط شبکه‌های عصبی ارائه شده است.

## ۲- مواد و روش‌ها

در این پژوهش تمام آزمایش‌ها روی ۶ گربه و با در نظر گرفتن حقوق حیوانات (تحت استاندارد EU VD 86/609/EEC) و برابر با قوانین کشور آلمان در حفظ و نگهداری حیوانات انجام شده

کالیکستو گزارش کرد این بود که میزان حد آستانه‌ی شدت تحریک از ۶۳ به ۲۴ میکروآمپر، نسبت به حالت قبل کاهش پیدا کرده و این در حالی بوده که در این سطح در آزمایشات پیشین هیچ پاسخی دریافت نشده است. همچنین به عنوان دومین نتیجه، افزایش تعداد واحدهای فعال شده در تحریک نیز گزارش شده و طراحی ایمپلنت موفقیت‌آمیز اعلام شده است. البته کالیکستو به این نکته اشاره کرده که در این ایمپلنت حد آستانه از بالا نیز به منظور جلوگیری از وارد کردن صدمه به بافت وجود داشته و این میزان برابر با ۶۲ دسی‌بل معادل ۱۲۵۹ میکروآمپر بر واحد سطح است.

پس از کالیکستو، سلامت در همان سال [۱۳] با هدف بررسی عمل کرد AMI در تحریک هسته‌ی کولیکولوس تحتانی، با استفاده از یک AMI سه‌بعدی، اقدام به تحریک این هسته کرد. او با قرار دادن این ایمپلنت در هسته‌ی کولیکولوس تحتانی، وارد کردن جریان به آن و دریافت پاسخ از قشر اولیه‌ی شنوایی، راه خود را پیش برد. سلامت و هم‌کارانش پس از انجام تحریک، دریافت پاسخ و پردازش روی داده‌های استخراج شده از سیگنال‌های پتانسیل عمل محیطی، به این نتیجه رسیدند که پاسخ‌های دریافتی به دو گروه ON-BF و OFF-BF تقسیم می‌شود که اختلاف این دو گروه در تفاوت بیش‌تر از سه اکتاو<sup>۱</sup> بین فرکانس دریافتی و فرکانس تولید شده در قشر شنوایی اولیه است. سلامت همچنین بازه‌ی تحریک بین ۲۸ تا ۵۴ دسی‌بل را مناسب در تحریک نقطه‌ی ICC دانسته است.

در پژوهش شیرهولز در سال ۲۰۱۷ [۳] با به کارگیری از ابزار EEG<sup>۲</sup>، مقایسه‌ای روی سیستم شنوایی و شنوایی-بینایی<sup>۳</sup> افرادی که CI، ABI<sup>۴</sup> و AMI را دریافت کرده‌اند انجام شده است. بدین منظور ۱۴ نفر در سه گروه در این پژوهش شرکت کرده که از این بین ۶ نفر از CI، ۶ نفر از ABI و ۲ نفر از AMI بهره گرفته‌اند. شیرهولز راه دست‌یابی به نتیجه را تحریک نقاط مختلف اعصاب شنوایی و ثبت بازخورد EEG از A1 و بررسی بازخوردهای شنوایی می‌داند. نهایتاً با انجام مقایسه به این نتیجه رسیده که بیمارانی که ABI و AMI دریافت کرده‌اند در زمان پاسخ طولانی‌تری به تحریکات پیرامون خود دارند. علاوه بر این در گروه اول دامنه‌ی تحریکات ثبت شده در قشر بینایی اولیه<sup>۵</sup> نسبت به گروه دوم کاهش داشته در حالی که در گروه اول پاسخ به محرک‌های شنیداری-دیداری در هنگام ترکیب

<sup>۱</sup> Auditory Brainstem Implant

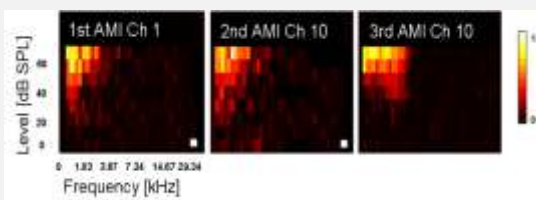
<sup>۵</sup> Primary Visual Cortex

<sup>۶</sup> Central Auditory Protheses

<sup>۱</sup> Octave

<sup>۲</sup> Electroencephalogram

<sup>۳</sup> Audio-Visual



**شکل (۱) - نمونه‌ای از یک نمودار FRM برای سه AMI متفاوت، در این نمودار محور افقی فرکانس موج تک-تن ورودی و محور عمودی شدت موج ورودی را نشان می‌دهد، همچنین رنگ در این نمودار، تعداد پاسخ‌های تولید شده<sup>۴</sup> را نشان می‌دهد که هر چقدر این رنگ به رنگ سفید نزدیک‌تر باشد نشان‌گر افزایش تعداد پاسخ‌های تولید شده است**

## ۲-۱- پیش‌پردازش

با انجام تحریک و ثبت تمام پاسخ‌ها، مرحله‌ی پیش‌پردازش داده‌ها شروع می‌شود. تمام داده‌های ثبت شده در مرحله‌ی قبل، از جنس LFP<sup>۵</sup> بوده و در واحد یکسان ذخیره شده در نتیجه مراحل انجام پردازش برای تمام داده‌ها یکسان است. در اولین مرحله پس از میانگین‌گیری، لازم است تا مقدار آفست<sup>۶</sup> برای سیگنال‌های LFP حذف شود. به منظور حذف آفست از داده‌ها، لازم است تا میانگین ۲۰ میلی‌ثانیه‌ی ابتدایی برای هر کانال به صورت اختصاصی محاسبه شده و سپس از کل سیگنال کم شود. از آن‌جا که پاسخ ثبت شده در ۲۰ میلی‌ثانیه‌ی ابتدایی حاصل فعالیت‌های خود به خودی نورون‌ها و همچنین میزان بایاس دستگاه است [۱۷] پس از حذف این مقدار از کل سیگنال، شروع سیگنال از نقطه‌ی صفر نمودار خواهد بود. پس از حذف مقدار آفست از تمام داده‌ها، برای استخراج ویژگی به خط آستانه‌ای احتیاج است تا معیار مناسبی برای رسیدن به ویژگی‌های همسان وجود داشته باشد. به این منظور از رابطه‌ی (۱) استفاده شده است [۱۳] تا با انتخاب خط آستانه برای هر سیگنال، مقایسه‌ی صحیحی از تغییرات پارامترهای انتخابی در سیگنال‌ها به دست آید. در غیر این صورت پارامترهای خارج شده از سیگنال‌ها قابلیت مقایسه با یکدیگر را ندارند.

$$Th_{LFP} = Mean(LFP_{signal})_{15\text{ msec}} - (6 \times STD_{15\text{ msec}}) \quad (1)$$

در این رابطه  $Th_{LFP}$  حد آستانه برای هر سیگنال،  $Mean(LFP_{signal})_{15\text{ msec}}$  میانگین سیگنال برای ۱۵ میلی‌ثانیه‌ی ابتدایی و  $STD_{15\text{ msec}}$  انحراف معیار برای همین بازه‌ی زمانی از

است [۱۳]. در هر یک از آزمایشات، حیوانات برای آزمایش آماده شده و پس از بیهوشی استاندارد، تجهیزات تحریک و ثبت پاسخ توسط عمل جراحی جای‌گذاری شده است. در تمام این آزمایشات از سه AMI که دقیقاً برای کاشت در مغز انسان به کار می‌رود استفاده شده است. هر سه ایمپلنت به صورت دستی و تحت نظر پزشک متخصص در ICC کاشته شده است. به منظور نقطه‌یابی دقیق از ICC، در تمام سه ایمپلنت از فلئوروسنت استفاده شده است [۷، ۱۳].

همچنین پس از جای‌گذاری ایمپلنت‌های کاشته شده، با بهره‌گیری از FRM<sup>۱</sup> مانند شکل (۱) میزان پاسخ دریافتی به ازای تغییرات فرکانس تحریک، ترسیم شده، بهترین نقطه در تحریک انتخاب شده و ایمپلنت کاشته شده به منظور انجام تحریک الکتریکی مورد استفاده قرار گرفته است [۷، ۱۳]. علاوه بر این با قرار دادن یک بلندگو در گوش گربه و ارسال موج‌های تک‌فرکانسی با دامنه و فرکانس‌های متفاوت و دریافت پاسخ از A1 مغز گربه، میزان پاسخ سیستم شنوایی گربه به تحریک‌های آکوستیک مورد بررسی قرار گرفته است. با اطمینان حاصل کردن از جای‌گیری صحیح AMI در ICC، با استفاده از سخت‌افزار TDT System 3<sup>۲</sup>، بلندگو مرتبط به سیستم کنترلی و همچنین برنامه‌ی نوشته شده در نرم‌افزار متلب، به انجام تحریک و ثبت پاسخ از A1 پرداخته شده به طوری که در ابتدا تحریک انجام شده و پاسخ حاصل از این تحریک از A1 با استفاده از NP<sup>۳</sup> دریافت شده است. این امر در بازه‌ی فرکانس و شدت مشخص انجام شده تا پاسخ سیستم شنوایی به انواع مختلف تحریک به دست آید. نتایج مربوط به تحریک الکتریکی سیستم شنوایی در پژوهشی که توسط سلامت انجام شده مشخص است [۱۳]. اما داده‌های مربوط به تحریک آکوستیک با ارسال موج آکوستیک تک-تن توسط سیستم صوتی نصب شده در گوش گربه از پاسخ سیستم شنوایی گربه به تحریکات آکوستیک توسط NP کاشته شده در A1 ثبت شده است. مشابه تحریک الکتریکی، تحریک آکوستیک در بازه‌ی مشخصی از فرکانس انجام شده است. فرکانس تحریک آکوستیک مانند تحریک الکتریکی بوده و شدت آن بین ۱۰ تا ۸۰ دسی‌بل (هر دسی‌بل معادل یک واحد توان صوتی) و با گام ۱۰ دسی‌بل افزایش یافته است [۶، ۱۶]. علاوه بر این در تحریک آکوستیک به منظور کاهش نویزهای ورودی، از میانگین چهار تکرار در مراحل پردازش استفاده شده است.

<sup>۴</sup> Total Spikes

<sup>۵</sup> Local Field Potential

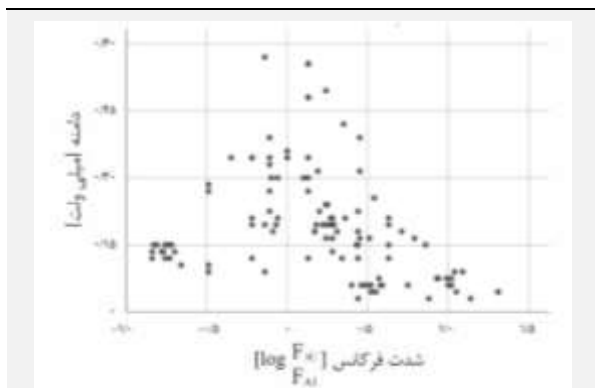
<sup>۶</sup> Offset

<sup>۱</sup> Frequency Response Map

<sup>۲</sup> Tucker-Davis Technology

<sup>۳</sup> Neuro-Probe

با ثبت تمام پاسخ‌ها از ۳۲ کانال NP، اولین شدت تحریکی که با خط حد آستانه برخورد داشته باشد به عنوان شدت مبدا انتخاب شده و ۵ ویژگی مورد بحث، از گام بعد از آن استخراج شده است. این امر در تشخیص صحیح سیگنال LFP از سیگنال‌های تصادفی و یا اغتشاشات وارد شده بر سیستم کمک می‌کند. به عنوان مثال پاسخ اولین کانال از NP برای تحریک آکوستیک، خط حد آستانه را در شدت ۳۰ دسی‌بل قطع کرده و ویژگی‌های مورد نظر از پاسخ به تحریک آکوستیک با شدت ۴۰ دسی‌بل استخراج شده است. پس از انتخاب و استخراج ویژگی‌ها برای تمام سیگنال‌های پاسخ، به منظور بررسی توزیع پراکندگی داده‌ها از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف<sup>۶</sup>، برای بررسی واریانس‌ها از آزمون Z<sup>۷</sup> و به منظور بررسی استقلال متغیرها از یک‌دیگر از آزمون کای-دو<sup>۸</sup> استفاده شده است. هم‌چنین به منظور بررسی نحوه‌ی پراکندگی داده‌ها، تابع توزیع تمام متغیرها ترسیم شده است.



شکل (۳) - پراکندگی ویژگی دامنه نسبت به شدت فرکانس

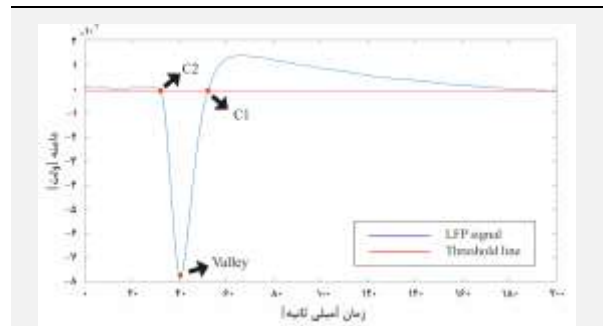
### ۳-۲- مدل‌سازی با قانون پس‌انتشار خطا

استفاده از شبکه‌های عصبی<sup>۹</sup> اخیراً در حل مسأله، مدل‌سازی، تخمین پارامتر، پیش‌بینی و از این قبیل اهداف موفق عمل کرده است [۱۸-۲۰]. یک شبکه‌ی عصبی با بررسی روابط بین ورودی و خروجی از یک تابع، بدون داشتن هیچ‌گونه اطلاعاتی از رفتار آن می‌تواند نگاهی غیرخطی بین متغیرهای مستقل و وابسته ایجاد کند [۲۰، ۲۱]. هم‌چنین پژوهش‌های پیشین [۲۲] نتایج بسیار عالی از عمل‌کرد شبکه‌های عصبی در مدل‌سازی و پیش‌بینی ارائه کرده که طی سال‌های اخیر رشد این ابزار در طیف وسیعی از پژوهش‌ها مشاهده شده است. در استفاده از

سیگنال است چرا که تحریک آکوستیک پس از گذشت ۱۵ میلی‌ثانیه از زمان شروع ثبت، اعمال می‌شود [۱۳]. در نهایت این میزان به عنوان حد آستانه و به منظور انتخاب و استخراج ویژگی‌های هر سیگنال روی تمام آن‌ها ترسیم شده است.

### ۲-۲- پردازش و استخراج ویژگی

با انتخاب حد آستانه، ۵ ویژگی زمان شروع LFP (C1<sup>۱</sup>)، زمان اتمام LFP (C2<sup>۲</sup>)، زمان رسیدن به اوج<sup>۳</sup>، دامنه‌ی سیگنال<sup>۴</sup> LFP و مساحت تحت سیگنال<sup>۵</sup> LFP از تمام داده‌ها استخراج شده است. زمان شروع، به عنوان اولین نقطه از سیگنال پاسخ که با خط حد آستانه برخورد دارد و زمان اتمام به عنوان اولین نقطه پس از زمان شروع که با خط حد آستانه برخورد دارد تعریف می‌شود [۱۳]. دامنه‌ی سیگنال نیز از محاسبه‌ی بیش‌ترین حد سیگنال در کل زمان پاسخ محاسبه شده و زمان رسیدن به این مقدار به عنوان زمان رسیدن به اوج تعریف می‌شود. به منظور محاسبه‌ی سطح تحت سیگنال LFP نیز از مجموع مقادیر بین نقطه‌ی شروع و نقطه‌ی اتمام LFP که مقادیر بزرگ‌تر از صفر دارند استفاده می‌شود [۱۳]. نمونه‌ای از پاسخ LFP همراه با خط حد آستانه و پنج ویژگی در شکل (۲) نمایش داده شده است.



شکل (۲) - نمونه‌ای از سیگنال LFP معکوس شده همراه با خط حد آستانه و ویژگی‌های C1 و C2 و انتخاب دامنه‌ی سیگنال، در این شکل برای ترسیم بهتر ویژگی‌ها و سطح زیر نمودار، سیگنال LFP به شکل معکوس رسم شده، هم‌چنین خط حد آستانه به رنگ قرمز مشخص شده که اولین نقطه از سیگنال در برخورد با آن به عنوان C1 و نقطه‌ی بعد از آن به عنوان C2 انتخاب شده است، به دلیل معکوس شدن سیگنال LFP قله‌ی سیگنال به عنوان Valley یا دره و زمان رسیدن به این نقطه به عنوان زمان رسیدن به قله‌ی سیگنال انتخاب شده است

<sup>۶</sup> Kolmogorov-Smirnov

<sup>۷</sup> Z Score

<sup>۸</sup> Chi-Square

<sup>۹</sup> Neural Networks

<sup>۱</sup> Onset Latency

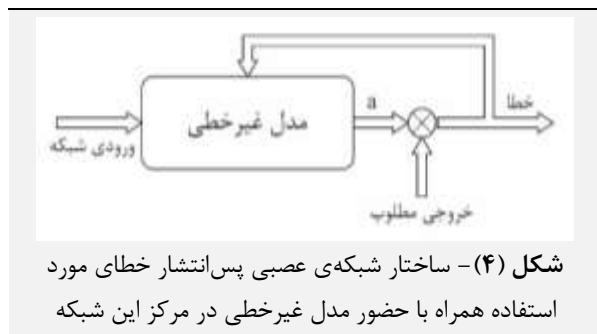
<sup>۲</sup> Offset Latency

<sup>۳</sup> Peak Latency

<sup>۴</sup> Peak Amplitude

<sup>۵</sup> LFP-Area

بستگی داشته، از قانون مشخصی پیروی نکرده و این مقدار تا پیش از آموزش مشخص نمی‌باشد [۲۰]. از این رو مقدار خطا برای چند شبکه با تعداد نورون متفاوت در لایه‌ی پنهان محاسبه شده و شبکه‌ی دارای کم‌ترین میزان خطا انتخاب شده است.



با آموزش شبکه‌ی طراحی شده، عمل کرد آن مورد سنجش قرار گرفته و سپس به مدل‌سازی پارامترهای دو گروه از داده‌های الکتریک و آکوستیک پرداخته شده است. نتیجه‌ی هر یک از مدل‌ها، یک شبکه‌ی عصبی بوده که به ازای تحریک‌های مختلف، حد مجاز از خروجی برای هر ویژگی را مشخص می‌سازد. با در نظر گرفتن مدل آکوستیک به عنوان مدل اعصاب مسیر شنوایی، عمل کرد ایمپلنت به انواع تحریک نسب به مدل اعصاب مسیر شنوایی بررسی شده است. با تقسیم بازه‌ی فرکانسی ۱۰۰۰ تا ۴۵۲۵۵ هرتز به سه قسمت یکسان، بازه‌های فرکانسی پایینی، میانی و بالایی به وجود آمده و به عنوان نقاط درون‌یابی به هر دو مدل داده شده است. از این طریق تحلیل پاسخ فرکانسی AMI به دست آمده و همین عمل روی تغییرات شدت نیز انجام شده است.

### ۳- یافته‌ها و بحث

در انتخاب بهترین فرکانس تحریک برای حالت آکوستیک و الکتریک، از بین ۶ آزمایش، سه آزمایش دارای فرکانس‌های مشابه است. از آن‌جا که کاشت مجدد AMI باعث وارد شدن صدمه به بافت می‌شود، ایمپلنت کاشته شده در این آزمایش‌ها جابه‌جا نشده است. علاوه بر این باید اشاره کرد که در آزمایش آخر، پاسخ‌های به دست آمده از A1، خارج از محدوده‌ی پاسخ‌های دریافتی بوده و نسبت به سایر پاسخ‌های دریافتی از این ناحیه، قابل پردازش نمی‌باشند. پیش از هر چیز لازم است تا نتایج حاصل از تحلیل واریانس و بررسی نوع پراکندگی گزارش شود. به همین منظور در ادامه

یک شبکه‌ی عصبی پارامترهای زیادی مانند تعداد گره‌ها و لایه‌ها<sup>۱</sup>، توابع فعال‌ساز<sup>۲</sup> و یا حتی ساختار شبکه از اهمیت بسیار زیادی برخوردار است چرا که تغییر در هر یک از این پارامترها تاثیر مستقیمی روی عمل کرد شبکه دارد. برای مثال با افزایش تعداد لایه‌ها در یک شبکه‌ی عصبی، پس از حدی مشخص، نه تنها بهبود عمل کرد رخ نمی‌دهد، بلکه ممکن است بیش‌برازش<sup>۳</sup> در روند یادگیری اتفاق افتد [۲۰، ۲۳]. ساده‌ترین نوع شبکه‌ی عصبی که یک تک‌نرون است با رابطه‌ی (۲) معرفی می‌شود.

$$a = f(Wp + b) \quad (2)$$

در این رابطه  $p$  بردار ورودی،  $a$  بردار خروجی،  $W$  ماتریس وزن‌ها،  $b$  ماتریس بایاس و  $f(x)$  تابع فعال‌ساز نورون است. با استفاده از این تعریف پایه، ساختارهای متفاوت از شبکه‌های عصبی ارائه شده که یکی از آن‌ها شبکه‌های بازگشتی پس‌انتشار خطا<sup>۴</sup> است. در این نوع از شبکه‌های عصبی، خروجی شبکه در هر لحظه برگرفته از اثر خطا در لحظه‌ی قبل بر ورودی همان لحظه است [۲۰]. بنابراین با داشتن ورودی و خروجی در هر لحظه می‌توان مقدار خطای آن لحظه را محاسبه کرده و با تغییر در پارامترهای شبکه به کاهش آن پرداخت. این تابع خطا حاصل یک رابطه بین خروجی شبکه و خروجی مطلوب بوده که از آن به عنوان تابع هزینه<sup>۵</sup> یاد می‌شود. در این پژوهش از خطای میانگین مربعات<sup>۶</sup> به عنوان تابع هزینه استفاده شده و این تابع توسط الگوریتم لوبنبرگ-مارکوارت<sup>۷</sup> با تغییر در ماتریس وزن‌ها و بایاس‌ها بهینه شده است [۲۰، ۲۴].

ترکیبی از شبکه‌ی پس‌انتشار خطا همراه با مدل‌سازی غیرخطی در شکل (۴) نشان داده شده است. با توجه به ترسیم داده‌ها در شکل (۳) و توزیع غیرخطی آن‌ها بین محور فرکانس و دامنه، از یک شبکه‌ی چندلایه به منظور مدل‌سازی استفاده شده است چرا که این شبکه‌ها قادر به پیاده‌سازی مدل‌های غیرخطی بین پارامترهای مستقل و وابسته می‌باشند [۲۰]. برای این ساختار مشخص است که ماتریس ورودی آن تک‌عضوی بوده و خروجی حاصل از این شبکه، پارامترهای محور عرض‌ها را گزارش می‌دهد. شبکه‌ی مورد استفاده در این پژوهش، یک شبکه‌ی دولایه بوده که از یک تابع فعال‌ساز سیگموئید در لایه‌ی پنهان و یک لایه‌ی خطی در انتها استفاده شده که یک ساختار استاندارد برای مدل‌سازی توابع غیرخطی است [۲۰]. تعداد نورون‌های استفاده شده در لایه‌ی پنهان به مدل مورد نظر

<sup>۱</sup> Cost Function

<sup>۲</sup> Mean Square Error (MSE)

<sup>۳</sup> Levenberg-Marquardt Algorithm

<sup>۱</sup> Nodes and Layers

<sup>۲</sup> Activation Functions

<sup>۳</sup> Over Fitting

<sup>۴</sup> Back Propagation

ضریب Z در بازه‌ی ۳- تا ۳+ قرار گرفته و هم‌چنین ضریب اطمینان تمام ویژگی‌ها بیش‌تر از ۰/۰۵ است، می‌توان نتیجه گرفت که پراکندگی این داده‌ها از نوع نرمال می‌باشد.

جدول مربوط به آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای تمام آزمایش‌ها بین دو گروه آکوستیک و الکتریک ارائه شده است. طبق ضرایب به دست آمده در جدول (۲) از آن‌جا که میزان

**جدول (۱) - نتیجه‌ی محاسبه‌ی اندازه‌ی بهترین فرکانس تحریک و فرکانس ثبت شده از قشر اولیه‌ی شنوایی**

شماره‌ی آزمایش	۱	۲	۳	۴	۵	۶
A1-BF (kHz)	۱۹/۸±۲/۳	۱۰/۶±۰/۴	۱/۴±۰/۳	۸/۱±۰/۷	۷/۸±۱/۴	۸/۷±۰/۵
ICC-BF P1 (kHz)	۱۳/۴	۸/۶	۱/۱	۱/۱	۱/۱	محاسبه نشده
ICC-BF P2 (kHz)	۳/۶	۱/۵	۱/۲	۱/۱	۱/۱	محاسبه نشده
ICC-BF P3 (kHz)	۹/۰	۱۸/۹	۱/۲	۱/۵	۱/۱	محاسبه نشده

**جدول (۲) - ضرایب کولموگروف-اسمیرنوف و ضریب اطمینان به منظور بررسی توزیع داده‌ها**

Area	Offset Latency	Onset Latency	Peak Latency	Peak Amp	
۰/۶۵۲	۰/۸۳۷	۰/۸۲۸	۰/۸۸۶	۰/۷۱۳	Mean (Norm)
۰/۶۱۷	۰/۸۵۵	۰/۹۰۲	۰/۸۹۳	۰/۴۷۸	Kolmogorov-Smirnov Z
۰/۲۷۸	۰/۰۹۸	۰/۰۸۷	۰/۱۲۱	۰/۳۲۵	P Value

در محاسبه‌ی مقادیر خطای حاصل از مدل‌سازی با توجه به دو پارامتر خطای استاندارد و خطای میانگین مربعات که از آن‌ها به منظور گزارش میزان خطا در مدل‌سازی استفاده شده، برتری خود را در فاصله از صفر نشان داده است به طوری که به هر میزان که این ضریب به صفر نزدیک‌تر باشد صحت عمل کرد مدل افزایش می‌یابد. در مقایسه‌ی این ضریب بین دو مدل آکوستیک و الکتریک می‌توان گفت که مدل آکوستیک عمل کرد بهتری در مدل‌سازی نسبت به مدل الکتریک داشته است. هم‌چنین در تشریح شاخص توافق<sup>۱</sup> مانند سایر شاخص‌های آماری با نزدیک شدن به ۱، صحت و دقت در عمل کرد مدل‌سازی افزایش می‌یابد. با توجه به این شاخص نیز عمل کرد مدل آکوستیک دقت بیش‌تر نسبت به مدل الکتریک داشته است چرا که مدل آکوستیک به عمل کرد اعصاب مسیر شنوایی نزدیک‌تر می‌شود.

با در نظر گرفتن ۱۰ نورون در لایه‌ی پنهان و ساختار دولایه از شبکه‌ی عصبی، ساختار مدل غیرخطی نهایتاً به شکل (۵) می‌باشد. شبکه‌ی طراحی شده برای هر دو مدل یکسان بوده و تنها تفاوت آن‌ها در مقادیر ماتریس وزن‌ها و بایاس‌ها است. با توجه به نتایج گزارش شده در جدول (۳)، از بین ۶ ساختار متفاوت، شبکه‌ی دارای ۱۰ نورون در لایه‌ی پنهان از ساختار شکل (۵) پیروی می‌کند. هم‌چنین نتایج حاصل از ورودی فرکانس‌ها و شدت‌های مختلف به منظور درون‌یابی از مدل در جدول (۵) گزارش شده است.

در ادامه نتایج به دست آمده از طراحی و استفاده از مدل‌سازی غیرخطی به روش شبکه‌های عصبی ارائه شده است. در اولین مرحله، عمل کرد شبکه‌ی عصبی نسبت به تغییرات تعداد نورون در لایه‌ی پنهان در جدول (۳) گزارش شده است.

**جدول (۳) - نتیجه‌ی تغییرات تعداد نورون‌های لایه‌ی پنهان بر عمل کرد مدل طراحی شده**

n	۳	۵	۷	۱۰	۱۵	۲۰
MSE	۰/۰۴۵	۰/۰۲۲	۰/۰۱۹	۰/۰۰۹	۰/۰۱۱	۰/۰۱۰

در این جدول n بیان‌گر تعداد نورون‌های لایه‌ی پنهان از شبکه و MSE بیان‌گر خطای حاصل از شبکه‌ی طراحی شده به ازای n نورون است. مطابق جدول (۳) کم‌ترین میزان خطا به ازای شبکه با ۱۰ نورون در لایه‌ی پنهان حاصل شده است. استفاده از الگوریتم لونیگ-مارکوارت در آموزش این اجازه را می‌دهد تا شبکه‌ی عصبی برای تعداد نورون متفاوت به بهترین حالت ممکن آموزش داده شده و کم‌ترین حد از بیش‌برازش به وجود آید. هم‌چنین میزان خطا در استفاده از ۱۰ نورون برای این پژوهش کافی بوده و نیازی به صرف زمان به منظور یافتن بهینه‌ترین حالت نیست.

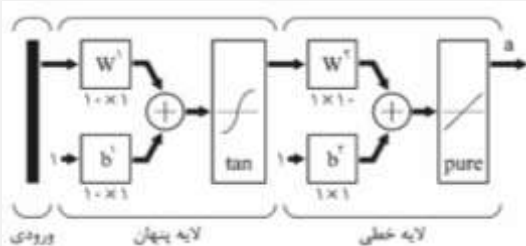
با توجه به پارامترهای سنجش عمل کرد مدل طراحی شده در جدول (۴)، میزان همبستگی مدل غیرخطی که از پارامترهای  $R^2$  و  $Adj R^2$  حاصل شده، در چارک میانی قرار گرفته است.

<sup>۱</sup> Index of Agreement (IA)



**جدول (۴) - پارامترهای سنجش عمل کرد مدل‌های طراحی شده**

مدل الکتریک					مدل آکوستیک					شاخص‌های آماری	
Area	Offset Latency	Onset Latency	Peak Latency	Peak Amplitude	Area	Offset Latency	Onset Latency	Peak Latency	Peak Amplitude	رابطه‌ی ریاضیاتی	شاخص
۰/۱۶۰۳	۰/۱۵۶۳	۰/۱۵۸۲	۰/۱۵۱۴	۰/۱۶۳۴	۰/۱۶۴۱	۰/۱۵۱۹	۰/۱۵۲۰	۰/۱۵۷۶	۰/۱۶۱۷	$\frac{\sum_{i=1}^n (O_i - O_m)(P_i - P_m)}{(n-1)(\sigma_o - \sigma_p)}$	R
۰/۱۶۶۳	۰/۱۶۱۷	۰/۱۵۸۸	۰/۱۶۴۸	۰/۱۶۶۹	۰/۱۶۴۸	۰/۱۶۳۹	۰/۱۵۲۵	۰/۱۶۱۴	۰/۱۶۳۶	$\frac{(\sum_{i=1}^n (O_i - O_m)(P_i - P_m))^2}{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (O_i - O_m)^2 \sum_{i=1}^n (P_i - P_m)^2}$	R <sup>2</sup>
۰/۱۷۴۹	۰/۱۶۷۱	۰/۱۶۳۳	۰/۱۶۹۴	۰/۱۷۵۸	۰/۱۷۵۸	۰/۱۶۷۲	۰/۱۶۵۱	۰/۱۶۸۷	۰/۱۷۳۳	$1 - \frac{(1-R^2)(n-1)}{n-p-1}$	Adjusted R Square
۰/۱۱۱۴	۳/۱۷۱	۳/۱۷۶	۴/۲۳۹	۰/۰۹۳	۰/۰۹۸	۳/۶۴۸	۴/۱۳۱	۳/۷۰۵	۰/۰۸۲	$\frac{\sigma}{\sqrt{n}}$	Std. Error
۰/۱۷۳۸	۰/۱۶۰۸	۰/۱۶۵۳	۰/۱۶۶۹	۰/۱۷۰۸	۰/۱۷۱۲	۰/۱۶۳۵	۰/۱۶۴۶	۰/۱۶۷۸	۰/۱۶۹۱	$1 - \frac{\sum_{i=1}^n (P_i - O_i)}{\sum_{i=1}^n ( P_i - O_m  +  O_i - O_m )}$	Index of Agreement
۰/۰۲۳	۲/۴۱۹	۱/۷۳۸	۲/۹۴۷	۰/۰۱۵	۰/۰۱۷	۲/۱۶۸	۲/۸۶۳	۲/۱۸۳	۰/۰۱۴	$\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (Y_i - \hat{Y}_i)^2$	MSE



**شکل (۵) -** ساختار مدل غیرخطی همراه با لایه‌ی پنهان، در این ساختار  $W^1$  و  $W^2$  به ترتیب ماتریس وزن‌های لایه‌ی پنهان و لایه‌ی خطی و  $b^1$  و  $b^2$  به ترتیب ماتریس بایاس برای لایه‌ی پنهان و لایه‌ی خطی است، تابع فعال‌ساز استفاده شده در لایه‌ی پنهان از نوع توابع سیگموئید بوده و  $\tansig$  نام دارد، تابع فعال‌ساز مورد استفاده در لایه‌ی خطی نیز  $Purelin$  است

**جدول (۵) - سنجش مدل الکتریک و آکوستیک به ازای ورودی‌های آزمایشی از شدت و فرکانس‌های مختلف**

میزان تفاوت	خروجی مدل آکوستیک	خروجی مدل الکتریک	ورودی
$(115/38) \text{ mv } 0/015$	$\text{mv } 0/028$	$\text{mv } 0/013$	فرکانس پایین (۳۱۰۰ Hz)
$(134/61) \text{ mv } 0/035$	$\text{mv } 0/061$	$\text{mv } 0/026$	فرکانس میانه (۲۲۰۰۰ Hz)
$(133/34) \text{ mv } 0/012$	$\text{mv } 0/021$	$\text{mv } 0/009$	فرکانس بالا (۴۱۰۰۰ Hz)
$\text{ms } 9/68$	$\text{ms } 23/31$	$\text{ms } 13/63$	شدت پایین (۲۳ dB)
$\text{ms } 9/44$	$\text{ms } 22/24$	$\text{ms } 12/80$	شدت میانه (۳۹ dB)
$\text{ms } 9/52$	$\text{ms } 21/80$	$\text{ms } 12/28$	شدت بالا (۵۵ dB)

این فاصله‌ی زمانی بین مدل آکوستیک و الکتریک در تمام شدت‌ها نزدیک به ۹ میلی‌ثانیه گزارش شده است.

#### ۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش برای بررسی عمل کرد AMI سعی بر مدل‌سازی رفتار اعصاب مسیر شنوایی در برابر تحریک‌های بیرونی و هم‌چنین مقایسه‌ی آن با مدل طراحی شده از AMI شده است. این دو مدل بر اساس ویژگی‌های خارج شده از سیگنال پاسخ به دو تحریک الکتریک و آکوستیک، با استفاده از ساختار پس-انتشار خطا و الگوریتم لونیگ-مارکوارت طراحی شده است.

طبق نتایج جدول (۵)، با افزایش فرکانس از بازه‌ی پایینی به سمت بازه‌ی میانی، به میزان خروجی مدل آکوستیک افزوده شده اما پس از حرکت از فرکانس‌های میانی به سمت فرکانس‌های بالایی، از میزان خروجی کاسته شده است. این رفتار نیز در مدل الکتریک یکسان است. نکته‌ی قابل توجه در این بین اختلاف موجود در بین خروجی مدل آکوستیک و الکتریک بوده که به میزان بیش از دو برابر گزارش شده است. پس از مقایسه‌ی پاسخ‌های فرکانسی، نوبت مقایسه‌ی تغییرات حاصل از شدت تحریک است. افزایش شدت در تحریک، کاهش زمان پاسخ‌گویی به تحریک را به همراه داشته است. علاوه بر

تاخیری معادل ۹ میلی‌ثانیه نسبت به مدل آکوستیک مشاهده شده است. این تاخیر زمانی به دلیل فاصله‌ی بیش‌تر در پیمودن مسافت پیام عصبی به وجود آمده است [۲۹] و می‌توان فاصله‌ی ICC تا A1 را معادل این مقدار دانست. از آن‌جا که تاخیر زمانی در مدل الکتریک در مقایسه با مدل آکوستیک ثابت است، در نتیجه افزایش دامنه باعث افزایش سطح زیر نمودار در سیگنال خواهد شد. از آن‌جا که دامنه‌ی سیگنال پاسخ، رابطه‌ی مستقیم با دامنه‌ی سیگنال تحریک دارد [۶، ۷، ۱۳]، به منظور عدم وارد آمدن صدمه به مسیرهای شنوایی توسط AMI لازم است تا بین این دو نیز یکسان‌سازی انجام شود.

لازم به ذکر است که این نتایج از تحقیقات آزمایشگاهی به دست آمده و پیشنهاد می‌شود نتایج مربوط به تحقیقات بالینی در عمل‌کرد AMI نیز مورد بررسی قرار گرفته و با نتایج حاصل از این پژوهش مقایسه گردد. هم‌چنین در طراحی مدل از عمل‌کرد ایمپلنت تنها از ۶ آزمایش استفاده شده است که افزایش این تعداد می‌تواند افزایش در ضریب همبستگی و ضریب تخمین و نیز افزایش صحت در طراحی مدل را به همراه داشته باشد.

#### ۵- مراجع

- [1] Lenarz T, Lim H, Joseph G, Reuter G, Lenarz M. [Central auditory prosthesis]. HNO. 2009;57(6):551-62.
- [2] Disorders NIODOC. Cochlear Implants NIDCD Fact Sheet | Hearing and Balance2021 [updated March 24, 2021].
- [3] Schierholz I, Finke M, Kral A, Buchner A, Rach S, Lenarz T, et al. Auditory and audio-visual processing in patients with cochlear, auditory brainstem, and auditory midbrain implants: An EEG study. Hum Brain Mapp. 2017;38(4):2206-25.
- [4] Lenarz M, Lim HH, Lenarz T, Reich U, Marquardt N, Klingberg MN, et al. Auditory midbrain implant: histomorphologic effects of long-term implantation and electric stimulation of a new deep brain stimulation array. Otol Neurotol. 2007;28(8):1045-52.
- [5] Connor SEJ. Contemporary imaging of auditory implants. Clin Radiol. 2018;73(1):19-34.
- [6] Calixto R, Salamat B, Rode T, Hartmann T, Volckaerts B, Ruther P, et al. Investigation of a new electrode array technology for a central auditory prosthesis. PLoS One. 2013;8(12):e82148.
- [7] Calixto R, Lenarz M, Neuheiser A, Scheper V, Lenarz T, Lim HH. Coactivation of different neurons within an isofrequency lamina of the inferior colliculus elicits enhanced auditory cortical activation. J Neurophysiol. 2012; 108(4): 1199-210.

از نظر توزیع پراکندگی داده‌ها در جدول‌های (۱) و (۲)، AMI در تحریک هسته‌ی IC موفق عمل کرده است. این موضوع هم‌سو با گزارش‌های پیشین بوده [۴، ۶، ۷] و هم‌چنین مشخص می‌کند که ورود جریان از طریق ایمپلنت کاشته شده در ICC به تولید پاسخ در قشر اولیه منجر شده اما نکته‌ی قابل توجه در مورد AMI در زمان تولید پاسخ بوده چرا که این تاخیر باعث از بین رفتن نظم حرکت موازی پیام عصبی در سیستم شنوایی شده و این نکته خود می‌تواند دلیل اصلی عدم رضایت کالیکستو از عمل‌کرد AMI در برابر CI باشد. از آن‌جا که تحریک هسته‌های شنوایی در هر نیم‌کره از مغز باعث ایجاد تحریکی موازی در نیم‌کره‌ی دیگر می‌شود [۲۵]، وجود تاخیر زمانی بین تحریک‌های AMI باعث اختلال در این نظم خواهد شد. از این بابت افزایش پایانه‌های ارتباطی بین ایمپلنت و ICC و یا افزایش طول ایمپلنت می‌تواند این اختلاف زمانی را کاهش داده و باعث بهبود عمل‌کرد AMI شود.

در این پژوهش به منظور طراحی مدل غیرخطی از اعصاب مسیر شنوایی، پارامترهای گوناگونی در سطوح مختلف پردازشی مورد سنجش قرار گرفته است. هم‌چنین با طراحی این مدل امکان مدل‌سازی اعصاب مسیر شنوایی تنها با استفاده از پاسخ به تحریک‌های متفاوت بررسی شده است. سطح بالای همبستگی گزارش شده مربوط به مدل آکوستیک در جدول (۴) مشخص می‌کند که داشتن ویژگی‌های زمانی از اعصاب مسیر شنوایی به تنهایی برای مدل‌سازی آن کافی است. این مدل تنها با تنظیم ۵ پارامتر از شبکه‌ی عصبی به دست آمده و نسبت به مدل‌های ارائه شده در پژوهش‌های مشابه [۲۶] پیچیدگی کم‌تر و در کنار آن دقت بیش‌تری را به همراه داشته است.

مطابق نتایج جدول (۵)، افزایش فرکانس تحریک از بازه‌ی پایینی تا میانی باعث افزایش میزان خروجی در هر دو مدل شده و افزایش این فرکانس از بازه‌های میانی به بالایی کاهش خروجی را به همراه داشته است. این رفتار در پژوهش‌های پیشین [۲۷، ۲۸] نیز به همین شکل گزارش شده اما نکته‌ی قابل توجه در این بین تفاوت خروجی بین مدل الکتریک و آکوستیک بوده به طوری که خروجی مدل آکوستیک به میزان بیش از ۱۰۰ درصد از خروجی مدل الکتریک بزرگ‌تر بوده که این خود می‌تواند دلیل اصلی وارد آمدن صدمه به اعصاب مسیر شنوایی و بافت هسته‌ی IC که در [۱۵] گزارش شده است باشد. بزرگی بیش از حد خروجی، در یک فرکانس ثابت، از بزرگی شدت تحریک منشا می‌گیرد و به منظور جلوگیری از وارد آمدن صدمه به اعصاب مسیرهای شنوایی لازم است تا از معادل‌سازی در شدت‌ها استفاده شود. در ویژگی‌های زمانی از مدل الکتریک،



- [18] Gessler JP. Sensor para análisis de alimentos aplicando espectroscopía de impedancia y redes neuronales artificiales. 2021.
- [19] French J. The time traveller's CAPM. *Investment Analysts Journal*. 2017;46(2):81-96.
- [20] Hagan MT, Demuth HB, Beale M. *Neural network design*: PWS Publishing Co.; 1997.
- [21] Cao Y, Huang J. Neural-network-based nonlinear model predictive tracking control of a pneumatic muscle actuator-driven exoskeleton. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*. 2020;7(6):1478-88.
- [22] Yadav AK, Chandel S. Solar radiation prediction using Artificial Neural Network techniques: A review. *Renewable and sustainable energy reviews*. 2014;33:772-81.
- [23] Gonzalez J, Yu W. Non-linear system modeling using LSTM neural networks. *IFAC-PapersOnLine*. 2018;51(13):485-9.
- [24] Liu Z, Yang Y, Cai Q. Neural network as a function approximator and its application in solving differential equations. *Applied Mathematics and Mechanics*. 2019; 40 (2): 237-48.
- [25] Faiz O, Blackburn S, Moffat D. *Anatomy at a Glance*: Wiley; 2011.
- [26] Verhulst S, Altoè A, Vasilkov V. Computational modeling of the human auditory periphery: Auditory-nerve responses, evoked potentials and hearing loss. *Hearing Research*. 2018; 360: 55-75.
- [27] Heffner RS, Heffner HE. Hearing range of the domestic cat. *Hearing Research*. 1985; 19 (1): 85-8.
- [28] Ratnanather JT, Wang LC, Bae S-H, O'Neill ER, Sagi E, Tward DJ. Visualization of speech perception analysis via phoneme alignment: a pilot study. *Frontiers in Neurology*. 2021;12.
- [29] Rode T, Hartmann T, Hubka P, Scheper V, Lenarz M, Lenarz T, et al. Neural representation in the auditory midbrain of the envelope of vocalizations based on a peripheral ear model. *Front Neural Circuits*. 2013;7:166.
- [8] Lim HH, Lenarz M, Lenarz T. Auditory midbrain implant: a review. *Trends Amplif*. 2009;13(3):149-80.
- [9] Lim HH, Lenarz T, Anderson DJ, Lenarz M. The auditory midbrain implant: effects of electrode location. *Hear Res*. 2008;242(1-2):74-85.
- [10] Lenarz T, Lim HH, Reuter G, Patrick JF, Lenarz M. The auditory midbrain implant: a new auditory prosthesis for neural deafness-concept and device description. *Otol Neurotol*. 2006;27(6):838-43.
- [11] Lenarz M, Lim HH, Patrick JF, Anderson DJ, Lenarz T. Electrophysiological validation of a human prototype auditory midbrain implant in a guinea pig model. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2006;7(4):383-98.
- [12] Neuheiser A, Lenarz M, Reuter G, Calixto R, Nolte I, Lenarz T, et al. Effects of pulse phase duration and location of stimulation within the inferior colliculus on auditory cortical evoked potentials in a guinea pig model. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2010;11(4):689-708.
- [13] Salamat B. Functional Enhancement of Auditory Activation through Multi-Site Stimulation. *PLoS One*. 2013;8(12):e82148.
- [14] Dyballa KH, Lim H, Samii A, Metwali H, Salcher R, Dengler R, et al. The New Auditory Midbrain Implant – Second Clinical Trial. *Laryngorhinootologie*. 2018;97(S 02):10709.
- [15] Lenarz T, Samii A, Dyballa KH, Lim H. Central auditory prostheses to treat neural deafness including the novel double shank auditory midbrain implant. *Laryngorhinootologie*. 2018;97(S 02):10761.
- [16] Seikel JA, Konstantopoulos K, Drumright DG. *Neuroanatomy and Neurophysiology for Speech and Hearing Sciences*: Plural Publishing, Incorporated; 2018.
- [17] Ghosal S, Sengupta S, Majumder M, Sinha B. Linear Regression Analysis to predict the number of deaths in India due to SARS-CoV-2 at 6 weeks from day 0 (100 cases - March 14th). *Diabetes Metab Syndr*. 2020; 14 (4): 311-5.