ISSN: 2476-6917; Modares Journal of Biotechnology. 2019;10(3):401-406

Designing and Implementation an Electrical Stimulation Device for Estimating Sound Perception in Cochlear Implant Candidates Construct and Test

ARTICLE INFO

Article Type
Original Research

Authors
Banimostafa Arab M.*[1] *PhD,*
Kooshkestani S.[2] *MSc,*
Mahdizadehfar V.[3] *PhD,*
Sajedi H.[4] *PhD*

How to cite this article
Banimostafa Arab M, Kooshkestani S, Mahdizadehfar V, Sajedi H. Designing and Implementation an Electrical Stimulation Device for Estimating Sound Perception in Cochlear Implant Candidates Construct and Test. Modares Journal of Biotechnology. 2019;10(3):401-406.

[1]Biomedical Engineering Department, New Science & Technology Faculty, Science & Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran
[2]Biomedical Engineering Department, Engineering Faculty, Shahed University, Tehran, Iran
[3]Bioelectric Department, Biomedical Engineering Faculty, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran
[4]Electronic Engineering Deparment, Engineering Faculty, Shahed University, Tehran, Iran

Correspondence
Address: Floor 3, No. 9, Sepid Alley, Pour Mousa Street, Somayeh Street, Tehran, Iran.
Postal Code: 1599648915
Phone: +98 (21) 86034218
Fax: +98 (21) 86034218
banimostafa.maryam@gmail.com

Article History
Received: October 9, 2016
Accepted: December 30, 2016
ePublished: September 21, 2019

ABSTRACT

Transtympanic Promontory Stimulation Test (TPST) has been suggested to be a useful tool in predicting the effectiveness of cochlear implant surgery. This test is helpful for patients with poor auditory neuron functioning and individuals with a long auditory deprivation. It can provide a way to find a correlation between the dynamic range of the auditory nerve with the electrical dynamic range of the cochlear implant and estimate sound perception. In this study, an electrical stimulation device is designed and constructed that can produce stimulation with specific features. The device has two parts, hardware, and software. Software is designed as a user interface which installed on PC and helps the user to do a lot of operations for creating a desired electrical stimulation easily utilizing software menus. The data are transferred via serial port and network to hardware and finally, the stimulation is done through an active electrode that located in auditory canal and a passive electrode that can be placed on the mastoid or forehead. To ensure the proper functioning of the device, electrical tests have been done in different conditions. The results are shown that currently generated in a constant load resistance is linear and independent of load resistance.

Keywords Electrical Stimulation; TPST; Cochlear Implant; Tinnitus

CITATION LINKS

[1] An Introduction to the psychology of hearing [2]Tinnitus Devices. In: Wnek GE, Bowlin GL, editors [3] Attempts to suppress tinnitus with transcutaneous electrical stimulation [4] The transtympanic promontory stimulation test in patients with auditory deprivation: Correlations with electrical dynamics of cochlear implant and speech perception

Copyright© 2019, TMU Press. This open-access article is published under the terms of the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License which permits Share (copy and redistribute the material in any medium or format) and Adapt (remix, transform, and build upon the material) under the Attribution-NonCommercial terms.

طراحی و پیاده‌سازی دستگاه تحریک الکتریکی با هدف تخمین ادراک صوت برای کاندیداهای کاشت حلزون

مریم بنی‌مصطفی‌عرب* PhD
گروه مهندسی پزشکی، دانشکده علوم و فناوری‌های نوین، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران
سمیرا کوشکستانی MSc
گروه مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران
ویدا مهدی‌زاده‌فر PhD
گروه بیوالکتریک، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران
حامد ساجدی PhD
گروه مهندسی الکترونیک، دانشکده مهندسی، دانشگاه شاهد، تهران، ایران

چکیده
آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری سطحی پرده صماخ، ابزاری مفید در تخمین موثربودن جراحی کاشت حلزون است. این آزمون برای بیماران با عملکرد ضعیف عصب شنوایی و افرادی که به‌مدت طولانی ناشنوایی داشته‌اند مفید است و می‌تواند روشی برای یافتن همبستگی بین محدوده دینامیکی عصب شنوایی با محدوده الکتریکی ایمپلنت حلزون و درک صوتی ارایه دهد. در پژوهش حاضر دستگاه تحریک الکتریکی طراحی شده است که می‌تواند تحریکاتی با ویژگی‌های مشخص تولید نماید. دستگاه مذکور دارای دو بخش سخت‌افزار و نرم‌افزار است. واسط کاربری نرم‌افزاری است که روی رایانه نصب شده و فضایی را در پیش‌روی کاربر قرار می‌دهد که کاربر به کمک آن می‌تواند بسیاری از عملیات را برای ایجاد و هدایت یک تحریک الکتریکی موفق به‌آسانی با استفاده از منوهای نرم‌افزاری انجام دهد. داده‌ها از طریق پورت سریال و شبکه به سخت‌افزار منتقل شده و درنهایت تحریک از طریق یک الکترود فعال که داخل مجرای شنوایی قرار گرفته و یک الکترود غیرفعال که می‌تواند روی ماستوئید یا پیشانی قرار گیرد، صورت می‌پذیرد. برای اطمینان از عملکرد صحیح دستگاه طراحی شده، تست‌های الکتریکی در شرایط مختلف انجام شده است. نتایج این تست‌ها نشان می‌دهد که جریان تولیدشده در یک مقاومت بار ثابت با ولتاژ ورودی خطی و همچنین مستقل از مقاومت بار متغیر است.

کلیدواژه‌ها: تحریک الکتریکی، آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری، کاشت حلزون، وزوز شنوایی

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۷/۱۸
تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۰/۱۰
*نویسنده مسئول: banimostafa.maryam@gmail.com

مقدمه

لاله گوش تا حدی امواج صوتی را جمع می‌کند. امواج سپس از مجرای گوش خارجی می‌گذرند و به پرده گوش که ارتعاشی است می‌رسند. در برخورد با این پرده قسمتی از امواج منعکس می‌شوند و به مجرای گوش باز می‌گردند و قسمت دیگر از ضخامت پرده می‌گذرند، پرده را به ارتعاش در می‌آورند و وارد گوش میانی می‌شوند. وقتی صوت از محیط گازی وارد محیط مایع (آندولنف) می‌شود، قسمتی از انرژی خود را از دست می‌دهد ولی در عمل این اتفاق رخ نمی‌دهد زیرا گوش میانی نقش یک تقویت‌کننده مکانیکی را ایفا می‌کند و صوت را تا ۹۵% تقویت کرده و به گوش درونی می‌رساند. موثرترین قسمت امواج صوتی، آن بخش است که از راه استخوانچه‌ها به پنجره بیضی می‌رسد. پایه استخوان رکابی، به‌وسیله رباط حلقوی در جای خود نگاه داشته می‌شود و به پایه استخوان رکابی امکان می‌دهد متناسب با فرکانس و شدت امواج صوتی مرتعش شود. وقتی پایه استخوان رکابی مرتعش شد، فشار صوت به پری‌لنف منتقل می‌شود وآن را جابه‌جا می‌کند و آندولنف نیز به حرکت درمی‌آید و در نتیجه گیرنده‌های انتهایی سلول‌های مویی به حرکت در می‌آیند. صوت که تا این لحظه نیروی مکانیکی بود، توسط عملکرد سلول‌های مویی باعث تکانه‌های عصبی می‌شود و تکانه‌های عصبی از طریق عصب شنوایی به مغز می‌روند و در مغز تفسیر می‌شوند[1].

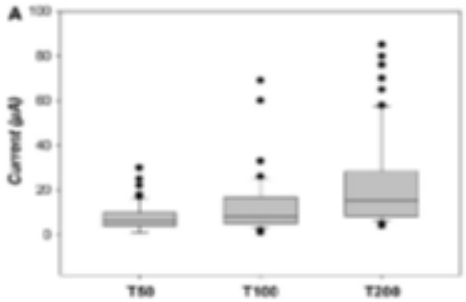
هر مشکلی در گوش بیرونی یا میانی که از هدایت صحیح صدا جلوگیری می‌کند را کم‌شنوایی انتقالی گویند. کم‌شنوایی انتقالی معمولاً از ۲۵ تا ٦٥دسیبل و میزانش ملایم یا متوسط است. در برخی موارد، کم‌شنوایی انتقالی می‌تواند موقتی باشد. با توجه به عوامل اختصاصی بروز مشکل، درمان دارویی یا جراحی راهگشا است. مشکلی که در نتیجه فقدان یا آسیب به اعصاب شنوایی است موجب کم‌شنوایی عصبی می‌شود و معمولاً عمیق و دائمی است. در این حالت ابزارهای کمک‌شنوایی و کاشت حلزونی مفید نیستند زیرا عصب قادر به انتقال اطلاعات صوتی به مغز نیست. در بسیاری از موارد، ایمپلنت ساقه‌مغز شنوایی (ABI) می‌تواند گزینه‌ای درمانی باشد. کم‌شنوایی حسی- عصبی ناشی از فقدان یا صدمه به سلول‌های حسی (سلول‌های مویی) در حلزون گوش و به‌صورت دائمی است. کم‌شنوایی حسی- عصبی می‌تواند ملایم، متوسط، شدید یا عمیق باشد. کم‌شنوایی حسی- عصبی ملایم تا عمیق را می‌توان به کمک ابزار یا ایمپلنت‌های گوش میانی درمان کرد[2]. ایمپلنت‌های حلزون گوش معمولاً راهکاری برای کم‌شنوایی‌های شدید یا عمیق هستند. کاشت حلزونی به‌واسطه تحریک مستقیم عصب شنوایی با پالس‌های الکتریکی، این فرآیند تبدیل انرژی طبیعی را انجام می‌دهد. بنابراین کاشت حلزونی به‌نوعی جایگزین عملکرد شنوایی گوش خارجی تا گوش داخلی می‌شود.

یکی از نشانه‌های پیشرفت در علم کاشت حلزونی، تغییرات وسیع در معیارهای کاندیداتوری بیماران است؛ به‌طوری که در مورد آستانه‌های شنوایی، معیار ناشنوایی کامل دوطرفه (بیش از ۱۱۰دسی‌بل HL) در دهه ۱۹۸۰ به کم‌شنوایی شدید (بیش از ۷۰دسی‌بل HL) در دهه ۱۹۹۰ تغییر یافته و امروزه نیز معیارهای مبتنی بر بازشناسی گفتار در سطوح فوق آستانه (امتیاز کمتر از ۵۰% در بازشناسی جملات در مجموعه باز با استفاده از سمعک مناسب) را به‌عنوان معیار کاندیداتوری در نظر می‌گیرند[3].

در موارد نوروپاتی/نقص همزمانی عصب شنوایی نیز با وجود دارابودن آستانه‌های نزدیک به هنجار در اودیوگرام، کاشت حلزونی در این افراد انجام شده و عملکرد بیمار خصوصاً در نویز بهبود

چشمگیری یافته است. ضمناً امروزه برای بیمارانی که دارای باقی‌مانده شنوایی قابل توجه در بسامدهای پایین هستند از پروتزهای کاشت هیبرید با ردیف الکترودی کوتاه (ترکیبی از تقویت اکوستیکی و الکتریکی) استفاده می‌شود. آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری (promontory) سطحی پرده صماخ، ابزاری مفید در تخمین موثربودن جراحی کاشت حلزون است. این آزمون برای بیماران با عملکرد ضعیف عصب شنوایی و افرادی که به‌مدت طولانی ناشنوایی داشته‌اند مفید است و قادر است روشی برای یافتن همبستگی بین محدوده دینامیکی عصب شنوایی با محدوده الکتریکی ایمپلنت حلزون و درک صوتی ارایه دهد. آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری (PST) به‌عنوان ابزاری کاربردی در پیش‌بینی میزان موثربودن عمل کاشت حلزون به کار می‌رود[4] (شکل ۱).

هرچه شدت جریان لازم برای ادراک صوت کمتر و محدوده فرکانسی وسیع‌تر باشد موثربودن عمل کاشت حلزون بیشتر و فرد قادر به ادراک بیشتر صوت و گفتار است. در این رابطه تاکنون چند نمونه دستگاه ساخته شده است. از جمله این دستگاه‌ها می‌توان دستگاه تینیتاپ را نام برد که ساخت کشور فرانسه است. این دستگاه تحریکات الکتریکی و صوتی را به‌صورت همزمان اعمال می‌نماید و سیگنال‌های الکتریکی و صوتی را با فرکانس ۱۴۴هرتز اعمال می‌کند. زمان وجود پالس ۹/۹ثانیه و فاصله بین پالس‌ها ۲ثانیه است. برای تحریک الکتریکی از ولتاژی بین صفر تا ۷۰ولت استفاده شده و این ولتاژ طوری تنظیم می‌شود که ایجاد درد ننماید. دستگاه دیگری که برای ایجاد تحریک مورد استفاده قرار می‌گیرد، دستگاه تراباند ساخت شرکت آدی‌ماکس است. این دستگاه توسط باطری تغذیه شده و شامل دو رشته پالس متفاوت است. یک پالس، پالسی با فرکانس ۶۰کیلوهرتز بوده و به‌عنوان سیگنال حامل مورد استفاده قرار می‌گیرد. این سیگنال موجب نفوذ بیشتر پالس اصلی در پوست می‌شود. سیگنال بعدی موج سینوسی است که فرکانس آن بین ۲۰۰هرتز تا ۲۰کیلوهرتز تغییر می‌نماید. سیگنال اصلی توسط موج حامل مدوله شده و اعمال می‌شود.



شکل ۱) شدت جریان لازم در فرکانس‌های متفاوت به‌منظور ایجاد ادراک شنوایی

مواد و روش‌ها

آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری سطحی پرده صماخ روشی مفید به‌منظور ارزیابی درک صوتی در کاندیداهای کاشت حلزون شنوایی با عملکرد ضعیف عصب شنوایی و ناشنوایی طولانی است. در این آزمون جریان الکتریکی حداکثر تا یک‌میلی‌آمپر در شکل موج‌های سینوسی و پالس در جریان و فرکانس‌های مختلف به بیمار اعمال می‌شود و پاسخ دریافتی از بیمار به‌عنوان شاخصی در ارزیابی‌های شنیداری به کار می‌رود. با توجه به بالابودن هزینه‌های مادی و معنوی کاشت حلزون شنوایی انتخاب کاندیداهای مناسب برای کاشت حلزون از اهمیت قابل ملاحظه‌ای برخوردار است. در پژوهش حاضر هدف طراحی و پیاده‌سازی دستگاه تحریک الکتریکی است که بتواند سیگنال‌های الکتریکی سینوسی، مربعی، مثلثی و نویز در محدوده فرکانسی صفر تا ۵۰کیلوهرتز با پوش‌های مختلف را در محدوده جریان اعمالی صفر تا یک‌میلی‌آمپر و با قابلیت تغییر زمان اعمال تحریک به‌منظور انجام آزمون فوق تولید نماید. علاوه بر آن با توجه به حساسیت آزمون تحریک الکتریکی افزودن قابلیت‌های پایش مستمر شدت جریان اعمال‌شده حایز اهمیت است.

دستگاه مذکور دارای دو بخش سخت‌افزار و نرم‌افزار است. واسط کاربری نرم‌افزاری است که روی رایانه نصب شده و فضایی را در پیش‌روی کاربر قرار می‌دهد که کاربر به کمک آن می‌تواند بسیاری از عملیات را برای ایجاد و هدایت یک تحریک الکتریکی موفق به‌آسانی با استفاده از منوهای نرم‌افزاری انجام دهد. داده‌ها از طریق پورت سریال به سخت‌افزار منتقل شده و درنهایت تحریک از طریق یک الکترود فعال که داخل مجرای شنوایی قرار گرفته و یک الکترود غیرفعال که می‌تواند روی ماستوئید یا پیشانی قرار گیرد، صورت می‌پذیرد (شکل‌های ۲، ۳ و ٤).

شکل ۲) دستگاه تحریک الکتریکی

شکل ۳) الکترود غیرفعال

شکل ٤) الکترود فعال

نرم‌افزار دستگاه تحریک الکتریکی: دستگاه از طریق درگاه سریال (USART) با کامپیوتر ارتباط برقرار می‌کند. این دستگاه تمامی دستورات مورد نظر کاربر را از واسط کاربری به‌صورت قاب‌های کدگذاری‌شده دریافت کرده و عمل مورد نظر کاربر را انجام می‌دهد. در نرم‌افزار فوق امکان تغییر شکل موج، فرکانس، دامنه و زمان ارایه و قطع‌بودن سیگنال ممکن است. شکل موج‌های درنظرگرفته‌شده در این سیستم شامل سینوسی، مربعی و مثلثی هستند که با پوش‌های سینوسی، مربعی و مثلثی در فرکانس‌های تا ۵۰کیلوهرتز قادر به تولید سیگنال‌های درخواستی هستند. در نرم‌افزار همچنین امکان بررسی امپدانس نیز موجود است تا در صورت بالابودن این میزان نسبت به کاهش آن اقدام شود.

سخت‌افزار دستگاه تحریک الکتریکی: سخت‌افزار موجود در دستگاه طراحی‌شده از قسمت‌های عمده شامل منبع تغذیه، مدار اصلی، مدار مبدل ولتاژ به جریان و مدار اندازه‌گیری ولتاژ و جریان تشکیل شده است.

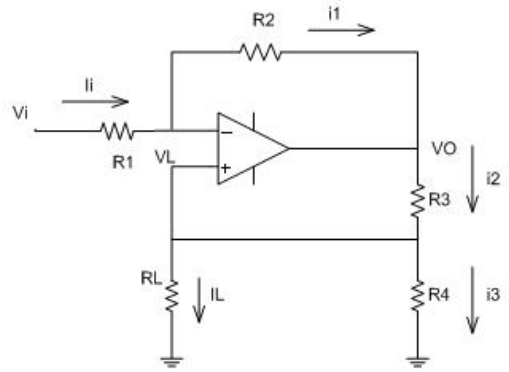
مدار اصلی: مدار اصلی به‌کار رفته به‌منظور تولید شکل موج‌ها و بررسی ولتاژ و جریان تولیدشده در سخت‌افزار و ایجاد امنیت در هنگام استفاده و برقرار ارتباط با نرم‌افزار تعبیه شده و به‌دلیل پیاده‌سازی آسان مدارهای دیجیتالی پیچیده، سریع‌بودن تست مدار و انجام پردازش‌های موازی با سرعت بالا از FPGA استفاده شده است.

مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ: برای ایجاد جریان‌های متغیر در خروجی باید ولتاژی متغیر و آنالوگ در ورودی منابع جریان ایجاد نمود تا بتوان جریانی متناسب با این ولتاژ به دست آورد. این مدار اعداد دیجیتال ۱۲بیتی ارسالی از سوی مدار FPGA را دریافت کرده و متناظر با آنها سیگنال آنالوگ ولتاژ را ایجاد می‌کند. خروجی تراشه‌های مبدل دیجیتال به آنالوگ جریان‌های ضعیفی هستند که توسط مدارهای واسط خارجی این جریان‌ها به ولتاژ تبدیل می‌شوند. شایان ذکر است که علت چنین تبدیلی علاوه بر تقویت خروجی این تراشه‌ها امکان مناسب‌تر پردازش، روی سیگنال ولتاژ است. در مدار طراحی‌شده به‌علت نیاز به دقت بالا و افزایش سطوح ولتاژ (کاهش مقدار پله) از مبدل دیجیتال به آنالوگ ۱۲بیتی استفاده شده است. در جدول ۱ ارتباط میان خروجی آنالوگ و ورودی دیجیتال در مدار دوقطبی برای مبدل ۱۲بیتی ارایه شده است. با توجه به این که خروجی مبدل آنالوگ به دیجیتال در بازه صفر تا ۵+ولت است، نیازمند افزایش دامنه و همچنین افزودن مقدار افست به آن است. در همین راستا مدار افزایش گین بین طبقه مبدل آنالوگ به دیجیتال و مدار مبدل ولتاژ به جریان قرار گرفت. در این طبقه نیز از تقویت‌کننده عملیاتی استفاده شده است که نرخ تغییرات بالا، آفست ورودی کم و پهنای بالا دارد.

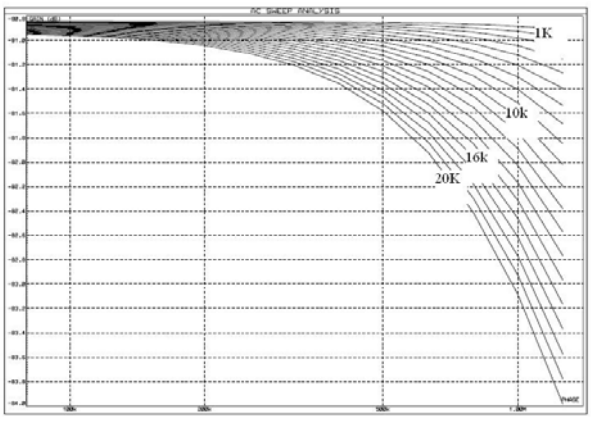
مدار مبدل ولتاژ به جریان: سیگنال تحریک‌کننده نهایی یک سیگنال جریان است بنابراین سیگنال آنالوگ تولیدشده توسط مدار مبدل دیجیتال به آنالوگ که یک سیگنال ولتاژ است باید به سیگنال جریانی متناسب با سیگنال ولتاژ تبدیل شود. این وظیفه به عهده مدار مبدل ولتاژ به جریان است. بهترین روش برای ساخت تقویت‌کننده‌های دقیق با تغییرات حرارتی کم استفاده از تقویت‌کننده‌های عملیاتی است. این تقویت‌کننده‌ها دارای ورودی تفاضلی و خروجی تک انتهایی هستند. در حالت ایده‌آل بهره آنها بی‌نهایت بوده، دارای مقاومت خروجی صفر و مقاومت ورودی بی‌نهایت هستند، گرچه تقویت‌کننده‌های عملیاتی حقیقی فاقد این مشخصات ایده‌آل هستند ولی عملکرد آنها معمولاً آنقدر خوب است که در بیشتر کاربردها، رفتار مدار به رفتار یک تقویت‌کننده‌های عملیاتی ایده‌آل تقریباً نزدیک است. در شکل ۵ نمای ساده‌ای از مدار منبع جریان طراحی‌شده با استفاده از تقویت‌کننده عملیاتی نشان داده شده است که در آن مشکلات ولتاژ آفست بالا و تغییرات زیاد این ولتاژ آفست با دما تا حدودی حل شده است (شکل‌های ۵ و ۶؛ جدول ۱).

جدول ۱) ارتباط میان خروجی آنالوگ و ورودی دیجیتال در مدار دوقطبی برای مبدل ۱۲بیتی

خروجی آنالوگ	اعداد باینری در مبدل دیجیتال به آنالوگ کم‌ارزش‌ترین پرارزش‌ترین
ولتاژ ورودی+ (۲۰۴۷/۲۰۴۸)	۱۱۱۱ ۱۱۱۱ ۱۱۱۱
ولتاژ ورودی+ (۱/۲۰۴۸)	۱۰۰۰ ۰۰۰۰ ۰۰۰۱
صفر (ولت)	۱۰۰۰ ۰۰۰۰ ۰۰۰۰
ولتاژ ورودی- (۱/۲۰۴۸)	۰۱۱۱ ۱۱۱۱ ۱۱۱۱
ولتاژ ورودی- (۲۰۴۸/۲۰۴۸)	۰۰۰۰ ۰۰۰۰ ۰۰۰۰



شکل ۵) مدار مبدل ولتاژ به جریان



شکل ٦) نتایج شبیه‌سازی تحلیل AC برای مدار مبدل ولتاژ به جریان

رابطه ولتاژ و جریان مدار به‌صورت زیر است:

$$i_i = \frac{V_i - V_L}{R_1} , i_1 = \frac{V_L - V_O}{R_2}$$
$$V_O = V_O - \frac{R_2}{R_1}(V_i - V_L)$$
$$i_L = i_2 - i_3 = V_L - \frac{R_2}{R_1 R_3}(V_i - V_L) - V_L - \frac{V_L}{R_4}$$
$$i_L = \frac{-R_2}{R_1 R_3}V_i + \frac{R_2}{R_1 R_3}V_L - \frac{V_L}{R_4} = \frac{-R_2}{R_1 R_3}V_i + (\frac{R_2}{R_1 R_3} - \frac{1}{R_4})V_L$$

یکی از مشخصه‌های منبع جریان این است که جریان خروجی مستقل از ولتاژ بار باشد، برای این منظور ضریب V_L را صفر می‌کنیم تا وابستگی از بین برود.

$$\frac{R_2}{R_1 R_3} - \frac{1}{R_4} = 0 , R_1 R_3 = R_2 R_{4i}$$
$$i_L = \frac{-R_2}{R_1 R_3}V_i$$

برای انتخاب مقاومت‌ها مسائل دیگر از جمله اشباع آپ‌امپ هم در نظر گرفته می‌شود.

مدار اندازه‌گیری ولتاژ و جریان: بعد از طبقه مدار مبدل ولتاژ به جریان یک مقاومت کوچک ۱۰اهمی به‌صورت سری میان الکترود تحریک و مدار مبدل ولتاژ به جریان قرار گرفته است. افت ولتاژ در دو سر این مقاومت متناسب با جریان عبوری از الکترود است. برای اندازه‌گیری ولتاژ نیز ولتاژ از محل قرارگیری الکترود توسط یک تضعیف‌کننده نمونه‌برداری شده و بعد از عبور از فیلتر پایین‌گذر وارد مدار اصلی می‌شود. در مدار اصلی مقادیر به‌دست‌آمده به‌منظور انجام کالیبراسیون، امپدانس‌متری و ایجاد امنیت و قطع جریان مورد پردازش قرار می‌گیرند. به‌منظور حفظ سلامت و جلوگیری از بروز خطا در صورت عبور جریان بیش از ۱۰% تعیین شده و حداکثر ۱میلی آمپر در بازه زمانی ۱۰۰میکرو ثانیه جریان کنترل و در انتها قطع می‌شود.

یافته‌ها

برای اطمینان از عملکرد صحیح دستگاه طراحی‌شده، تست‌های الکتریکی در شرایط مختلف انجام شد. نتایج این تست‌ها نشان می‌دهد که جریان تولیدشده در یک مقاومت بار ثابت با ولتاژ ورودی خطی بوده و همچنین مستقل از مقاومت بار است.

همان‌طور که در شکل ۶ مشخص است وقتی بار از یک‌کیلواهم تا ۲۰کیلواهم تغییر می‌کند، جریان بار در مدار مبدل ولتاژ به جریان تنها به میزان حداکثر ۱/۱۸% (۰/۱دسی‌بل) تغییر کرده است. ضمناً تغییرات جریان تا فرکانس ۱۰۰کیلوهرتز بسیار ناچیز است (شکل ۶):

$$20\log(I2) - 20\log(I1) = 0.11dB$$
$$20\log(I2/I1) = 0.1$$
$$I2 = 1.01\ 2I2 \longrightarrow \text{تغییرات جریان} = 1.2\%$$

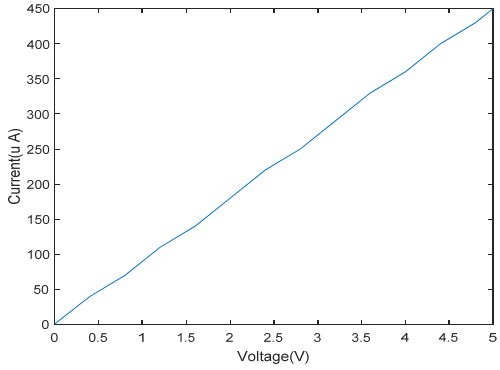
تست مستقل‌بودن منبع جریان از مقاومت بار در مدار نهایی: در این حالت با ثابت نگه‌داشتن ولتاژ ورودی و تغییر مقاومت بار از مقدار ۱۴/۲۲کیلواهم تا ۸۷۱اهم مقادیر زیر برای جریان بار اندازه‌گیری شد. نتایج حاصل در جدول ۲ نمایش داده شده است. مشاهده می‌شود که در مقاومت‌های بار متغیر جریان خروجی تقریباً تغییر نمی‌کند. تلرانس خطی جریان I_L در حد ۱/۶% است که این حد قابل چشم‌پوشی است. این تغییر تا مقاومت بار ۱۵کیلواهم است و برای مقاومت بار بالاتر (۲۰کیلواهم) مشاهده شد که جریان تا میزان ۴۷۰میکروآمپر تغییر می‌کند.

جدول ۲) مستقل‌بودن جریان خروجی از مقاومت بار در ولتاژ ثابت ورودی ۵ولت

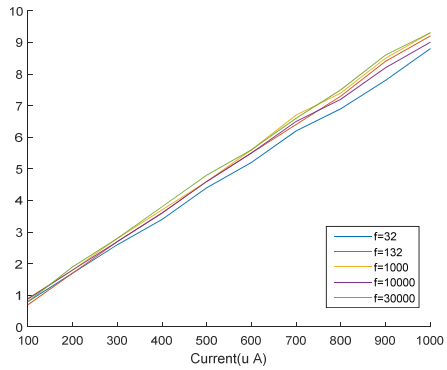
جریان (میکروآمپر)	**مقاومت باز** (کیلواهم)
٤٦٠	٠/٨٧١
٤٥٨	٣/٥٦
٤٥٧	٨/٨٩
٤٥٦	١١/٥٦
٤٥٧	١٤/٢٢

تست خطی‌بودن ولتاژ ورودی و جریان خروجی: در این حالت با ثابت نگه‌داشتن مقاومت بار در مقدار (۱۰/۶۷کیلواهم) برای ولتاژهای ورودی اعمالی، جریان‌های بار اندازه‌گیری شد. نتایج حاصل در جدول ۳ نمایش داده شده و تلرانس خطای محاسبه‌شده ۳/۷% است. این تلرانس خطا بسیارکم و قابل چشم‌پوشی است. نتیجه می‌گیریم که ولتاژ ورودی و جریان خروجی نسبت به هم با تلرانس کمی خطی هستند (نمودار ۱).

به‌منظور بررسی خطی‌بودن جریان خروجی در فرکانس‌های مختلف و در یک مقاومت بار ثابت، دامنه ولتاژ ورودی را زیاد کرده و تغییرات جریان بار را در فرکانس‌های مختلف بررسی می‌کنیم. نتایج حاصل در نمودار ۲ نمایش داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود این نمودار خطی بوده و بیانگر تغییرات یکسان جریان خروجی در فرکانس‌های مختلف است (نمودار ۲؛ جدول‌های ۲ و ۳).



نمودار ۱) بررسی خطی‌بودن ولتاژ وروری و جریان خروجی



نمودار ۲) بررسی خطی‌بودن جریان در فرکانس‌های مختلف

جدول ۳) خطی‌بودن جریان خروجی با ولتاژ ورودی

ولتاژ ورودی	جریان (میکروآمپر)	ولتاژ/جریان*۱۰۰۰
۵	۴۵۰	۱۱/۱۱۱
۴/۸	۴۳۰	۱۱/۱۶۳
۴/۴	۴۰۰	۱۱/۰۰۰
۴	۳۶۰	۱۱/۱۱۱
۳/۶	۳۳۰	۱۰/۹۰۹
۳/۲	۲۹۰	۱۱/۰۳۴
۲/۸	۲۵۰	۱۱/۲
۲/۴	۲۲۰	۱۰/۹۰۹
۲	۱۸۰	۱۱/۱۱۱
۱/۶	۱۴۰	۱۱/۴۲۸
۱/۲	۱۱۰	۱۱/۱۱۱
۰/۸	۷۰	۱۱/۴۲۸
۰/۴	۴۰	۱۰
۰	۱	۰

بحث

در اکثر کم‌شنوایی‌های حسی- عصبی، انتخاب سمعکی مناسب می‌تواند موجبات رضایت بیمار را فراهم نماید. با این وجود، گاهی ممکن است کاربرد سمعک سود ناچیز یا هیچ‌گونه سودی نداشته باشند. این حالت در کم‌شنوایی‌های در حد عمیق و در موارد مشابه مشاهده می‌شود که هیچ‌گونه پاسخ شنیداری وجود ندارد. رویکردی که معمولاً برای در اختیار قراردادن سیگنال‌های اکوستیکی برای این دسته از افراد کاربرد دارد، استفاده از کاشت‌های حلزونی است. آزمون تحریک الکتریکی پرومونتوری سطحی پرده صماخ ابزاری مفید در بررسی اثربخش‌بودن سیستم‌های کاشت حلزون است. در پژوهش حاضر دستگاه تحریک الکتریکی طراحی و ساخته‌شده می‌تواند سیگنال‌های الکتریکی سینوسی، مربعی، مثلثی و نویز در محدوده فرکانسی صفر تا ۵۰کیلوهرتز با پوش‌های مختلف تولید نماید. محدوده جریان اعمالی صفر تا یک‌میلی‌آمپر و با قابلیت تغییر زمان اعمال تحریک است. به همین دلیل به‌خوبی قادر به انجام آزمون فوق است، علاوه بر این، در صورت اعمال پالس تحریک نامناسب امکان ایجاد آلارم و قطع تحریک نیز به‌منظور حفظ سلامت و امنیت بیمار در نظر گرفته شده است. مشخصات فنی فوق این امکان را فراهم می‌کند که بتوان این دستگاه را در سایر آزمون‌های بالینی نظیر ارزیابی و درمان وزوز گوش نیز استفاده نمود.

نتیجه‌گیری

برای اطمینان از عملکرد صحیح دستگاه، آزمون‌های الکتریکی متفاوتی طراحی و اجرا شد. آزمون خطی‌بودن ولتاژ ورودی و جریان خروجی در مقاومت بار ثابت مورد بررسی قرار گرفت. در آزمونی دیگر با ثابت نگه‌داشتن ولتاژ ورودی و تغییر مقاومت بار، مستقل‌بودن منبع جریان از مقاومت بار تایید شد. به‌منظور بررسی خطی‌بودن جریان خروجی در فرکانس‌های مختلف و در یک مقاومت بار ثابت، دامنه ولتاژ ورودی افزایش یافت، تغییرات یکسان جریان خروجی در فرکانس‌های مختلف مشاهده شد. نتایج این تست‌ها نشان می‌دهد که جریان تولیدشده در یک مقاومت بار ثابت با ولتاژ ورودی خطی بوده و همچنین مستقل از مقاومت بار متغیر و فرکانس و شکل موج‌های متفاوت است.

تشکر و قدردانی: این مقاله برگرفته از محصول ساخته‌شده در شرکت طنین پرداز پاسارگاد با شماره پروانه ساخت ۱۴۱۷۹۰۳۷ اداره کل تجهیزات پزشکی است. نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از حمایت‌های مدیر عامل و هیات مدیره محترم شرکت طنین‌پرداز پاسارگاد تقدیر و تشکر به عمل آورند.

تاییدیه‌اخلاقی: دستگاه ارایه‌شده در این مقاله در فاز تحقیقاتی است و در مراحل آتی پژوهش و توسعه نیاز به دریافت تاییدیه اخلاق و انجام آزمون‌های بالینی خواهد بود.

تعارض منافع: نویسندگان اعلام می‌دارند که هیچ‌گونه تعارض منافعی وجود ندارد.

سهم نویسندگان: مریم بنی‌مصطفی‌عرب (نویسنده اول)، روش‌شناس/پژوهشگر اصلی (۲۵%)؛ سمیرا کوشکستانی (نویسنده دوم)، نگارنده مقدمه (۲۵%)؛ ویدا مهدی‌زاده‌فر (نویسنده سوم)، روش‌شناس/پژوهشگر کمکی (۲۵%)؛ حامد ساجدی (نویسنده چهارم)، نگارنده بحث (۲۵%)

منابع مالی: کلیه اعتبارات مالی لازم برای اجرای این پروژه توسط شرکت طنین‌پرداز پاسارگاد تامین شده است.

منابع

1- Moore BCJ. An Introduction to the psychology of hearing. Amsterdam: Academic Press; 2003.
2- Lenhardt ML. Tinnitus Devices. In: Wnek GE, Bowlin GL, editors. Encyclopedia of biomedical engineering and biomaterials. Boca Raton: CRC Press; 2004.
3- Vernon JA, Fenwick JA. Attempts to suppress tinnitus with transcutaneous electrical stimulation. Otolaryngol Head Neck Surg. 1985;93(3),385-9.
4- Alfelasi M, Piron JP, Mathiolon C, Lenel N, Mondain M, Uziel A, et al. The transtympanic promontory stimulation test in patients with auditory deprivation: Correlations with electrical dynamics of cochlear implant and speech perception. Eur Arch Otorhinolaryngol. 2013;270(6):1809-15.