

مدل سازی تولید سیگنالهای اتوآکوستیک امیشن در گوش انسان

سینا شامخی^۱، محمد حسین میران بیگی^{۲*}، محمد جواد ابوالحسنی^۳

۱- کارشناس ارشد، دانشگاه تربیت مدرس، بخش برق، گروه مهندسی پزشکی

۲- استادیار، دانشگاه تربیت مدرس، بخش برق، گروه مهندسی پزشکی

۳- دانشیار، دانشگاه علوم پزشکی تهران، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

*تهران، صندوق پستی ۱۴۳-۱۴۱۱۵

sshamekhi@gmail.com

(دریافت مقاله: اردیبهشت ۱۳۸۵، پذیرش مقاله: تیر ۱۳۸۹)

چکیده- در این تحقیق عملکرد گوش انسان در تولید سیگنالهای اتوآکوستیک امیشن، با استفاده از مدل الکتروآکوستیکی جدیدی شبیه سازی شده است. محاسبات مدل در فضای حالت انجام و معادلات پیچیده دیفرانسیل مدل به کمک روشهای انتگرال عددی در محیط متلب حل شده و نتایج شبیه سازی با داده های کلینیکی، مقایسه شده است. برای بررسی صحت مدل، منحنی زمان نهفتگی و طیف فرکانسی داده ها و خطای محاسباتی ناشی از حل عددی، مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج حاصل، گویای آن است که سیگنالهای شبیه سازی شده، مشابه سیگنالهای حقیقی است.

کلیدواژگان: اتوآکوستیک امیشن، مدل سازی، شبیه سازی، زمان نهفتگی، حلزون گوش، سلولهای مویی، غشای تکتوریال.

۱- مقدمه

سیستم شنوایی انسان یکی از پیچیده ترین و حساس ترین ساختارهای بیولوژیکی محسوب می شود. وظیفه اصلی گوش تشخیص اصوات و انتقال داده های عصبی به مغز، برای پردازش است. در دهه ۱۹۷۰ نوعی سیگنال حیاتی در قالب سیگنالهای صوتی در گوش به ثبت رسید که دریچه جدیدی را به روی عملکرد پیچیده سیستم شنوایی در برابر محققان دانش شنوایی گشود. این نوع سیگنالهای آکوستیکی که در گوش داخلی^۱ تولید شده و

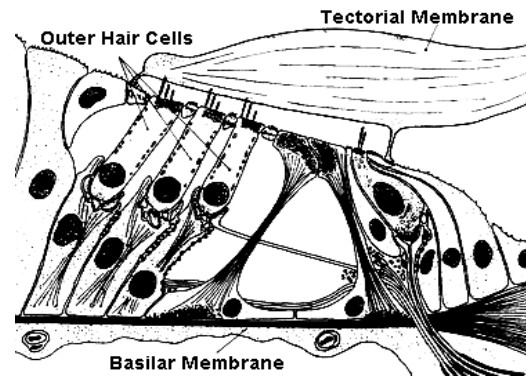
1. Inner Ear

در کانال گوش^۲ توسط میکروفونهایی خاص قابل ثبت است، سیگنالهای اتوآکوستیک امیشن^۳ نام دارند [۱]. منشأ اصلی تولید این سیگنالها، سلولهای مویی خارجی^۴ است که درون تیغه حلزونی^۵ قرار گرفته و به کمک فرایندی فعال، اتوآکوستیک امیشنهای قابل ثبتی را در کانال گوش تولید می کنند [۲]. در شکل (۱) سلولهای مویی خارجی، غشای پایه ای^۶ و غشای تکتوریال^۱ در

2. Ear Canal
3. Otoacoustic Emission
4. Outer Hair Cells
5. Cochlear Partition
6. Basilar Membrane

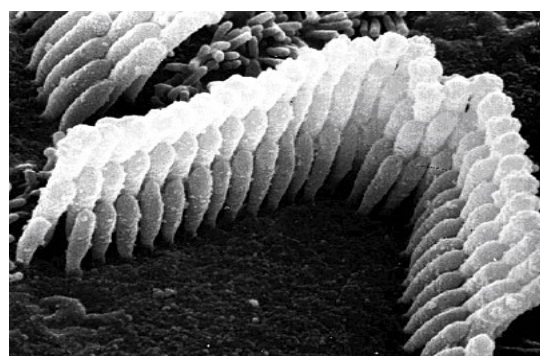
اعمال تحریک خارجی به صورت جابه‌جایی در هر جهت بر سلول‌های مویی خارجی باعث تغییر جریان الکتریکی در طول استروسیلیاها می‌شود. این تغییر سبب تغییر ولتاژ و ظرفیت خازنی در غشای پلازما شده و طول سلول‌های مویی خارجی را تغییر می‌دهد [۱]. به دلیل اتصال سلول‌های مویی خارجی به غشای پایه، نوسانهای این سلول‌ها به این غشای منتقل می‌شود و این عملکرد در حقیقت همان عملکرد فعال حلزون محسوب می‌شود. این فرایند فعال بر افت انرژی در داخل حلزون غلبه کرده و الگوی موج انتشاری را تغییر داده و باعث تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن می‌شود [۲]. مدل‌سازی سیستم شنوایی انسان با هدف تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن، از یک سو به درک بهتر عملکرد فعال درون گوش کمک کرده و از سویی دیگر، داده‌های کاربردی‌تری را برای طراحی، ساخت و بهینه‌سازی تجهیزات کمک شنوایی و درمان نارسایی‌های سیستم شنوایی، در اختیار محققان قرار می‌دهد. در دو مقاله قبلی، تولید و انتشار امواج اتوآکوستیک امیشن در سیستم شنوایی انسان به کمک مدلی الکتروآکوستیکی شبیه‌سازی شده است [۷] و [۶]. مدل‌سازی انجام شده در تحقیق حاضر، مانند این دو مقاله، بر پایه روابط و قوانین الکتروآکوستیک انجام شده است. بر اساس تئوری الکتروآکوستیک، کامپلیانس^۳ آکوستیکی معادل خازن الکتریکی، اینرتانس^۴ آکوستیکی یا جرم آکوستیکی، معادل اندوکتانس و مقاومت آکوستیکی، معادل مقاومت الکتریکی است. فشار آکوستیکی، معادل ولتاژ الکتریکی و سرعت حجم^۵ معادل جریان است [۷]. در این تحقیق

نمایی مقطعی از تیغه حلزونی نشان داده شده است. این سه بخش همراه با مایعات درون حلزونی بیشترین نقش را در انتقال امواج آکوستیکی در حلزون بر عهده دارند [۳].



شکل ۱ نمای مقطعی تیغه حلزونی [۲]

در این میان سلول مویی خارجی، همزمان به صورت حسگر شنوایی و محرکی فعال عمل می‌کند و این در میان ساختارهای بیولوژیکی بی‌همتا است [۴]. در بخش فوقانی سلول‌های مویی خارجی اجزای بسیار حساسی به نام استروسیلیا^۲ وجود دارند که ابزار اصلی تشخیص ارتعاشها در گوش محسوب می‌شوند. در شکل (۲) استروسیلیاهای سلول مویی نشان داده شده است.



شکل ۲ استروسیلیاهای سلول مویی [۵]

3. Compliance
4. Inertance
5. Volume Velocity

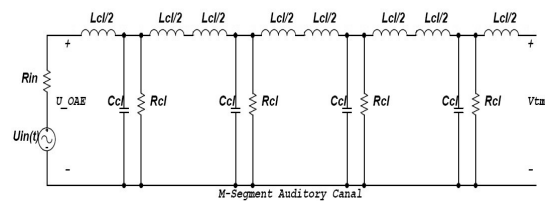
1. Tectorial Membrane
2. Stereocilia

در این تحقیق با تکمیل و بهبود مدل اولیه حلزون گوش (شکل ۵) و با هدف تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن، مدل الکتروآکوستیکی جدیدی برای حلزون گوش انسان ارائه شده است. نتایج حاصل از این تحقیق با داده‌های حقیقی و نتایج تحقیقات قبلی مقایسه شده است. در این تحقیق به کمک تبدیل پیوسته موجک^۱ منحنی زمان نهفتگی^۲ به‌عنوان معیاری قابل قبول برای بررسی صحت نتایج ترسیم شده و با داده‌های حقیقی و نتایج تحقیقات قبلی مقایسه شده است. طیف فرکانسی نتایج و همچنین خطای ناشی از به‌کارگیری الگوریتم‌های حل عددی در محاسبات بررسی شده است. در این تحقیق از مدل‌های الکتروآکوستیکی گوش خارجی و میانی ارائه شده در [۷] استفاده شده است.

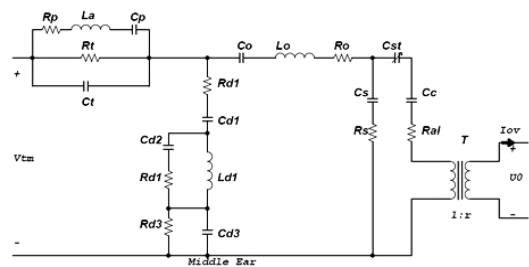
۲- مدل جدید

هر قطعه از مدار الکتروآکوستیکی اولیه حلزون که در شکل (۵) نشان داده شده، مدلی تقریبی از رفتار الکتروآکوستیکی غشای پایه‌ای، مایعات حلزونی و فرایند فعال درون حلزون است. از سویی دیگر همان‌طور که گفته شد، چهار بخش از تیغه حلزونی در گسترش موج آکوستیکی و در نتیجه تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن بیشترین تأثیر را دارند: غشای پایه‌ای، مایعات حلزونی، سلول‌های مویی خارجی و غشای تکتوریال [۳]. در مدل اولیه حلزون، به کامپلینانس، مقاومت و جرم آکوستیکی سلول‌های مویی خارجی و غشای تکتوریال توجه نشده است. با توجه به آناتومی تیغه حلزونی (شکل ۱) و مدار الکتروآکوستیکی اولیه حلزون (شکل ۵) سلول‌های مویی خارجی و غشای تکتوریال در یک

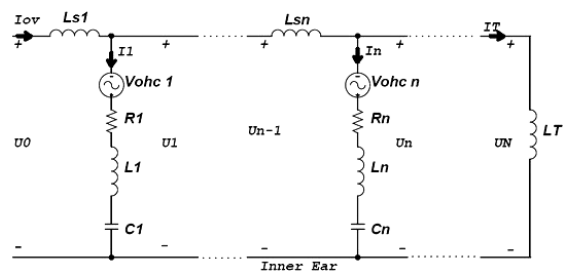
روش فضای حالت به‌عنوان روشی مناسب برای تحلیل مدارهای الکتریکی، به‌کار گرفته شده و معادلات دیفرانسیلی سخت مدل به کمک الگوریتم‌های ویژه انتگرال عددی در محیط متلب حل شده است [۷]. مانند ساختار آناتومی گوش انسان، مدل‌ها در سه بخش جداگانه (گوش خارجی، میانی و داخلی) مورد بررسی قرار می‌گیرند. در شکل‌های (۳)، (۴) و (۵) مدل‌های الکتروآکوستیکی به‌کارگرفته شده در مقاله قبلی نشان داده شده است [۷].



شکل ۳ مدل الکتروآکوستیکی گوش خارجی [۷]



شکل ۴ مدل الکتروآکوستیکی گوش میانی [۷]



شکل ۵ مدل الکتروآکوستیکی اولیه حلزون [۷]

1. Wavelet Continuous Transform
2. Latency Curve

نتیجه ارتعاشهای استروسیلیاها و در حقیقت سلول‌های مویی خارجی است، از این‌رو در مدل جدید این تحقیق، جابه‌جایی جزئی غشای پایه‌ای بر اساس ولتاژ خازن مربوط به سلول‌های مویی خارجی، به‌صورت زیر بازنویسی می‌شود:

$$d_n(t) = \frac{C_{Hn} V_{Hn}(t)}{b(x_n) \Delta x} \quad (1)$$

در این رابطه C_{Hn} و V_{Hn} به ترتیب مقدار و ولتاژ خازن معادل با کامپلیانس سلول‌های مویی خارجی است. مقادیر منابع ولتاژ از رابطه زیر محاسبه می‌شود.

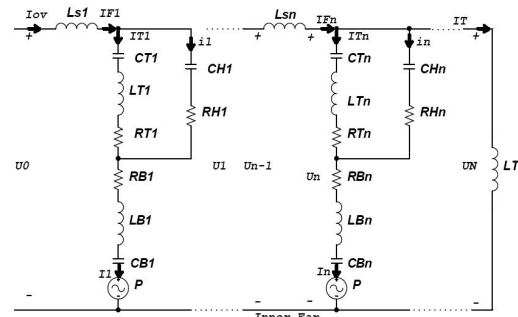
$$V_n^{ohc} = GR_n \left(\frac{d_{vT}}{d_{vT} + |d_n(t)|} \right) I_n(t) \quad (2)$$

در مدل اولیه حلزون، به تغییرات کامپلیانس در طول غشای پایه‌ای توجه نشده است. در مدل جدید و بهبود یافته این تحقیق مقادیر جرم آکوستیکی غشای پایه‌ای بر اساس مقادیر محاسبه شده برای کامپلیانس‌های این غشا و با توجه به فرکانس‌های تشدید بخشهای مختلف غشای پایه‌ای، به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$L_{Bn} = \frac{1}{\xi \pi^2 f_n^2 C_{Bn}} \quad (3)$$

در این رابطه L_{Bn} جرم آکوستیکی قطه n -ام از غشای پایه‌ای، f_n فرکانس‌های تشدید بخشهای مختلف غشای پایه‌ای و C_{Bn} کامپلیانس‌های آکوستیکی غشای پایه‌ای است. مقادیر این کامپلیانس‌ها در مراجع مختلف به‌صورت تجربی محاسبه شده و در قالب روابطی نمایی به‌کار گرفته می‌شود. مقادیر المان‌های به‌کارگرفته شده در مدل جدید حلزون در جدول (۱) ارائه شده است. مقاومت آکوستیکی غشای پایه‌ای مشابه مدل اولیه محاسبه می‌شود.

وضعیت نسبت به مایعات حلزونی و غشای پایه‌ای قرار گرفته‌اند، بنابراین در مدل الکتروآکوستیکی جدید، المان‌های این دو بخش در دو شاخه موازی با هم قرار می‌گیرند. از سویی دیگر همان‌طور که اشاره شد دو مدار تشدید مربوط به غشای تکتوریال و غشای پایه‌ای متصل به هم هستند. با افزودن بخشهای مذکور به مدل اولیه حلزون، مدل جدید بهبود یافته به‌دست می‌آید. مدل الکتروآکوستیکی جدید ارائه شده در این تحقیق در شکل (۶) نشان داده شده است.



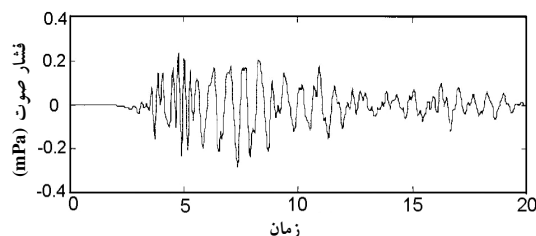
شکل (۶) مدل الکتروآکوستیکی جدید در این تحقیق

این مدل از ۱۲۸ قطعه مدار مشابه که به صورت سری قرار گرفته‌اند تشکیل شده است. در این مدل R_{Ba} ، C_{Ba} و M_{Ba} به ترتیب کامپلیانس، مقاومت و جرم آکوستیکی غشای پایه‌ای، C_{Ta} ، R_{Ta} و M_{Ta} به ترتیب کامپلیانس، مقاومت و جرم آکوستیکی غشای تکتوریال و C_{Ha} و R_{Ha} پارامترهای آکوستیکی مربوط به مجموعه سلول‌های مویی خارجی است. از آنجا که غشای تکتوریال مانند غشای پایه‌ای در نقاط مختلف دارای فرکانسهای تشدید متفاوت است، هر قطعه از این غشای در مدار الکتروآکوستیکی مانند غشای پایه‌ای توسط کامپلیانس، جرم و مقاومت آکوستیکی مدل‌سازی می‌شود. جرم آکوستیکی سلول‌های مویی خارجی قابل چشم‌پوشی است [۳]. از آنجا که پس‌خور ایجاد شده در گوش داخلی

تحریک شده و سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن که در گوش داخلی تولید شده، در کانال گوش دریافت و ثبت می‌شود. در ادامه نتایج شبیه‌سازی تولید هر دو گونه از سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن بررسی می‌شوند.

۴-۱-۱- شبیه‌سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن برانگیخته با کلیک

در شکل (۷)، سیگنال حقیقی TEOAE که از گوش راست زن ۲۷ ساله‌ای در کلینیک به‌دست آمده، نشان داده شده است. این سیگنال، حاصل یک کلیک به طول $80\mu s$ و سطح تحریک 80 dB SPL است. همان‌طور که انتظار داریم این سیگنال حدود 2.5ms تأخیر داشته و دامنه نوسان‌ها به تدریج کاهش می‌یابد و پس از 20ms به شدت افت می‌کند. فرکانس‌های بالا در لحظات آغازین و فرکانس‌های پایین در اواخر سیگنال رخ می‌دهند. سیگنال TEOAE شبیه‌سازی شده در این تحقیق، در شکل (۸) نشان داده شده است. با توجه به شکل (۸)، مشاهده می‌شود که این سیگنال نیز 2.5ms تأخیر داشته و مانند سیگنال واقعی، دامنه نوسان‌های آن به تدریج کاهش یافته و پس از 20ms ناچیز می‌شود. همچنین حرکت فرکانس‌ها در طول سیگنال زمانی قابل تشخیص است. شکل (۹) سیگنال شبیه‌سازی شده در مقاله قبلی را نشان می‌دهد [۶]. دامنه نوسان‌های فرکانس بالا - که در پاسخ حاصل از شبیه‌سازی قبلی وجود دارد - در سیگنال شبیه‌سازی شده در این تحقیق با مدل جدید کاهش یافته است.



شکل ۷ سیگنال حقیقی CEOAE [۷].

جدول ۱ پارامترهای مدل الکتروآکوستیکی جدید حلزون [۳]

$b(x) = 0.066e^{-0.24x}$	$C_{Ta} = 3/5 \times 10^{-10} e^{1/77x}$
$C_{Ba} = 2/925 \times 10^{-12} e^{1/77x}$	$L_{Ta} = 7/2 e^{-0.24x}$
$R_{Ha} = 5120$	$R_{Ta} = 32000$
$C_{Ha} = 1/75 \times 10^{-11} e^{1/77x}$	$N = 128$

۳- محاسبات مدل و شبیه‌سازی

با به‌کارگیری مدل جدید و بهبود یافته تعداد المان‌های فعال یا به بیانی دیگر تعداد متغیرهای حالت سیستم از ۲۷۷ متغیر به ۶۶۱ متغیر افزایش می‌یابد [۷]. از آنجا که الگوریتم‌های به‌کارگرفته شده برای حل معادلات مربوط به مدل، مشابه [۷] است، با افزایش ابعاد ماتریس‌های مربوط به مدل اولیه، معادلات مدل جدید حل می‌شود. روش‌های به‌کارگرفته شده در [۷] ارائه شده است.

۴- نتایج و بحث

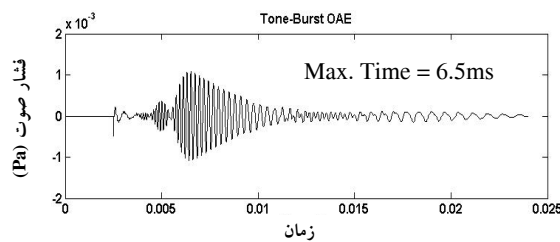
از آنجا که مقایسه شکل ظاهری سیگنال‌های شبیه‌سازی شده با نمونه‌های حقیقی به‌تنهایی برای بررسی صحت پاسخ مدل کافی نیست، در این تحقیق برای بررسی صحت نتایج در مقایسه با داده‌های حقیقی و کلینیکی، معیارهایی مناسب به‌کار برده شده است.

۴-۱- نتایج شبیه‌سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن برانگیخته گذرا

هدف اصلی در این تحقیق مدل‌سازی و شبیه‌سازی تحریک و تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن برانگیخته گذرا^۱ است. در این نوع اتوآکوستیک امیشن‌ها با اعمال کلیک صوتی (برانگیزش با کلیک)^۲ یا تک‌فرکانس^۳ در داخل کانال گوش، سیستم شنوایی

1. Transient Evoked Otoacoustic Emission (TEOAE)
2. Click Evoked Otoacoustic Emission (CEOAE)
3. Tone Burst

به کمک این مدل و با اعمال موجی سینوسی در ۲ یا ۳ پریود به‌عنوان سیگنال تحریک، فرایند تولید سیگنال‌های برانگیخته با تحریک تک‌فرکانس را می‌توان شبیه‌سازی کرد. در شکل (۱۱) سیگنال سینوسی برست شبیه‌سازی شده در این تحقیق با استفاده از مدل جدید و فرکانس تحریک ۴ کیلوهرتز نشان داده شده است.

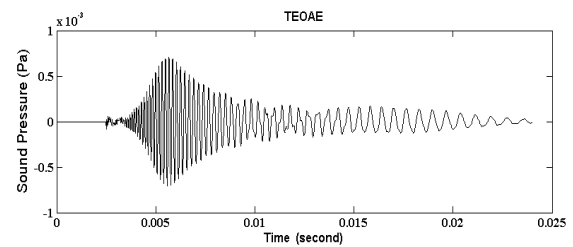


شکل ۱۱ سیگنال سینوسی برست OAE شبیه‌سازی شده در این تحقیق با استفاده از مدل بهبودیافته حلزون و سیگنال تحریک سینوسی با فرکانس ۴ کیلوهرتز

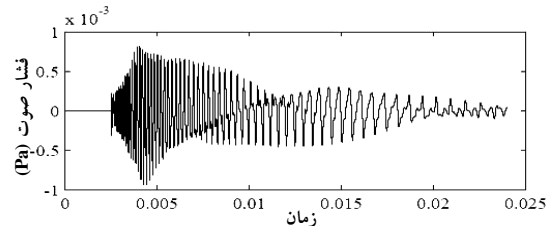
همان‌طور که مشاهده می‌شود سیگنال شبیه‌سازی شده با مدل جدید این تحقیق تا حدود زیادی الگوی تغییرات سیگنال واقعی را دنبال می‌کند. در حقیقت سیگنال شبیه‌سازی شده مانند سیگنال واقعی در محدوده خاصی بیشترین نوسانها می‌باشد. زمان وقوع بیشینه نوسانات در نمودارها درج شده است. لازم است ذکر شود که زمان رخ دادن بیشینه نوسانها در سیگنال‌های سینوسی برست به خلاف اتوآکوستیک امیشن برانگیخته با کلیک، متناسب با فرکانس تغییر می‌کند؛ بیشینه نوسانهای سینوسی برست با محرکهای فرکانس بالا در زمانهای آغازین و فرکانس‌های پایین در زمانهای پایانی (نزدیک به ۲۰ میلی‌ثانیه) اتفاق می‌افتد.

۴-۲- بررسی منحنی زمان نهفتگی

مشخصات فیزیکی مانند جرم تیغه حلزونی، عرض و



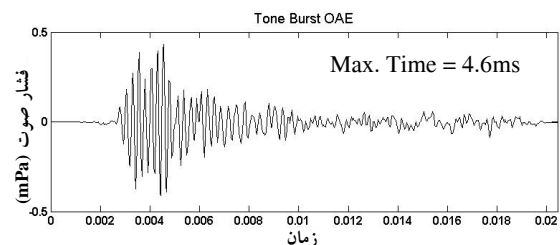
شکل ۸ سیگنال CEOAE شبیه‌سازی شده با مدل جدید



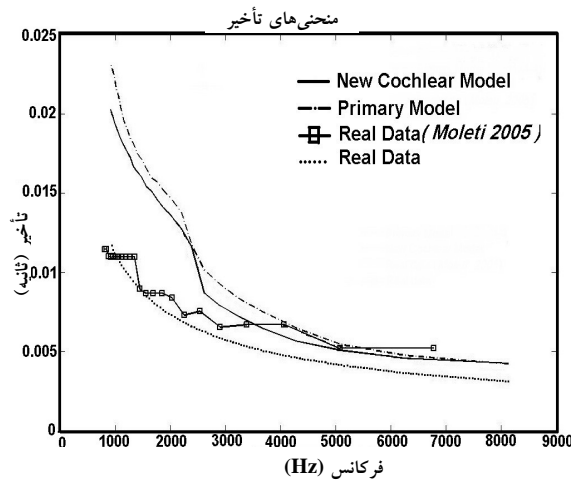
شکل ۹ سیگنال CEOAE شبیه‌سازی شده با مدل اولیه [۷]

۴-۱-۲- شبیه‌سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن تک‌فرکانس

اتوآکوستیک امیشن تک‌فرکانس به‌وسیله اعمال سیگنال‌هایی با فرکانس مشخص تحریک و ثبت می‌شوند. اعمال محرک تک‌فرکانس موجب تحریک ناحیه‌ای خاص از حلزون گوش می‌شود و از آنجا که سیگنال دریافتی پژواک ارتعاشهای بخشهای مختلف حلزون است، لذا سیگنال بازگشتی از گوش داخلی در زمانی متناسب با فرکانس تحریک، دارای بیشترین دامنه نوسان خواهد بود. در شکل (۱۰) سیگنال واقعی سینوسی برست که از گوش راست مردی ۲۳ ساله به‌دست آمده، نشان داده شده است. فرکانس تحریک ۴ کیلوهرتز است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشینه نوسانها در محدوده زمانی خاصی رخ می‌دهد، فرکانس تحریک تعیین‌کننده این محدوده زمانی خاص است.



شکل ۱۰ سیگنال حقیقی سینوسی برست با تحریک ۴ کیلوهرتز



شکل ۱۲ مقایسه منحنی‌های زمان نهفتگی. منحنی پیوسته حاصل از داده‌های شبیه‌سازی شده با استفاده از مدل جدید حلزون، منحنی نقطه خط حاصل از داده‌های شبیه‌سازی شده با استفاده از مدل اولیه حلزون [۷]، منحنی نقطه چین حاصل از برازش داده‌های حقیقی [۹] و منحنی پیوسته با □ حاصل از داده حقیقی TEOAE

با مقایسه منحنی‌های نشان داده شده در شکل (۱۲) مشاهده می‌شود که شیب تغییرات منحنی زمان نهفتگی مربوط به سیگنال‌های شبیه‌سازی شده بیشتر از شیب تغییرات در منحنی‌های مربوط به سیگنال‌های حقیقی است. با وجود این منحنی زمان نهفتگی حاصل از داده‌های مدل جدید در مقایسه با داده‌های مدل اولیه بهبود یافته و در مجموع منحنی‌های حاصل از این شبیه‌سازی الگوی داده‌های حقیقی را به خوبی دنبال می‌کنند. مقایسه ضرایب رابطه (۴) که برای هر منحنی به‌طور جداگانه محاسبه شده، می‌تواند بیانگر موارد فوق باشد (جدول ۲). با وجود این تفاوت‌های موجود می‌تواند ناشی از مقادیر کامپلایانس‌های مدارهای تشدید در شبکه الکتروآکوستیکی حلزون باشد که به‌صورت تجربی محاسبه شده است.

سختی^۱ غشای قاعده‌ای و ویژگی‌های سلول‌های مویی و استروسیلیاهای هر سلول، در طول حلزون تغییر می‌کند، از این‌رو بخش‌های مختلف در طول حلزون به فرکانس‌های خاصی حساس‌تر هستند. بنابراین پژواک بازگشتی از بخش‌های مختلف در طول حلزون گوش حاوی فرکانس‌های خاصی است. تأخیر زمانی که در ثبت بیشینه هر مولفه فرکانسی رخ می‌دهد، زمان نهفتگی نامیده می‌شود [۷، ۸]. رابطه بین زمان نهفتگی و فرکانس معمولاً به شکل رابطه روابط توانی زیر توصیف می‌شود.

$$\tau = af^b \quad (4)$$

در این رابطه τ زمان نهفتگی برحسب f ، فرکانس برحسب KHz ، a و b ضرایب حاصل از داده‌های عملی است. بررسی‌های اخیر روی داده‌های حقیقی نشان داده که در گوش طبیعی انسان مقادیر نمونه ضرایب به صورت زیر است [۸]:

$$a = 11/2 \text{ ms} , \quad b = -0/61 \quad (5)$$

مقایسه منحنی‌های زمان نهفتگی سیگنال‌های شبیه‌سازی شده با داده‌های حقیقی و در حقیقت مقایسه ضرایب حاصل از این منحنی‌ها روشی معتبر برای بررسی صحت نتایج شبیه‌سازی است. از این‌رو به‌کمک تبدیل پیوسته موجک منحنی‌های زمان نهفتگی برای داده‌های شبیه‌سازی شده ترسیم و به‌کمک نرم‌افزار اکسل، ضرایب رابطه (۴) برای مقایسه استخراج شده است. منحنی‌های زمان نهفتگی مربوط به داده‌های شبیه‌سازی شده همراه با منحنی‌های زمان نهفتگی داده‌های حقیقی در شکل (۱۲) نشان داده شده است.

1. Stiffness

جدول ۲ ضرایب توابع بیان کننده زمان نهفتگی [۷] و [۹]

Researcher	a	b
Moleti (Real Data ۲۰۰۵)	۱۱/۲ ms	-۰/۶۱
New Cochlear Model	۲۰/۷ ms	-۰/۷۹
Primary Cochlear Model	۲۲/۱ ms	-۰/۸۴

مشاهده می‌شود که شیب تغییرات در منحنی زمان نهفتگی سیگنال شبیه‌سازی شده توسط مدل جدید در مقایسه با مدل اولیه بهبود یافته است.

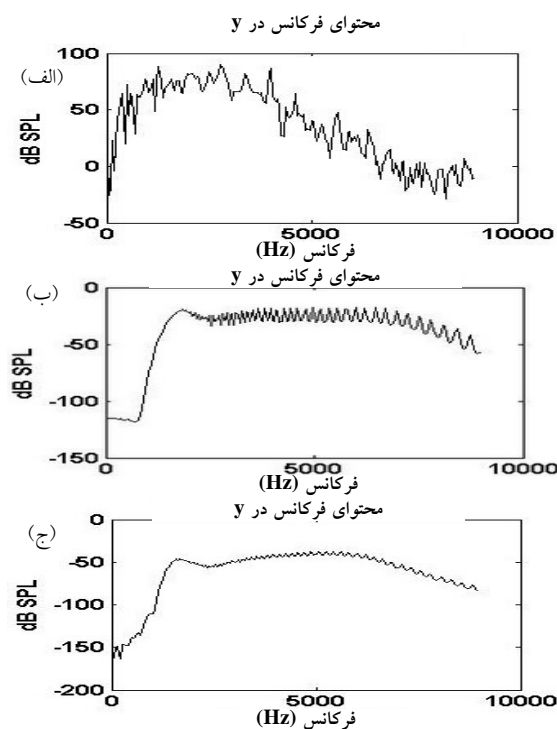
۴-۳- بررسی طیف فرکانسی

یکی دیگر از روشهایی که می‌توان برای مقایسه نتایج شبیه‌سازی با داده‌های حقیقی به کار گرفت، مقایسه طیف فرکانسی سیگنال‌های شبیه‌سازی شده با طیف سیگنال‌های حقیقی است. طیف فرکانسی سیگنال‌های حقیقی و شبیه‌سازی شده در شکل (۱۳) نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود الگوی کلی طیف داده‌های شبیه‌سازی شده مشابه داده‌های حقیقی است.

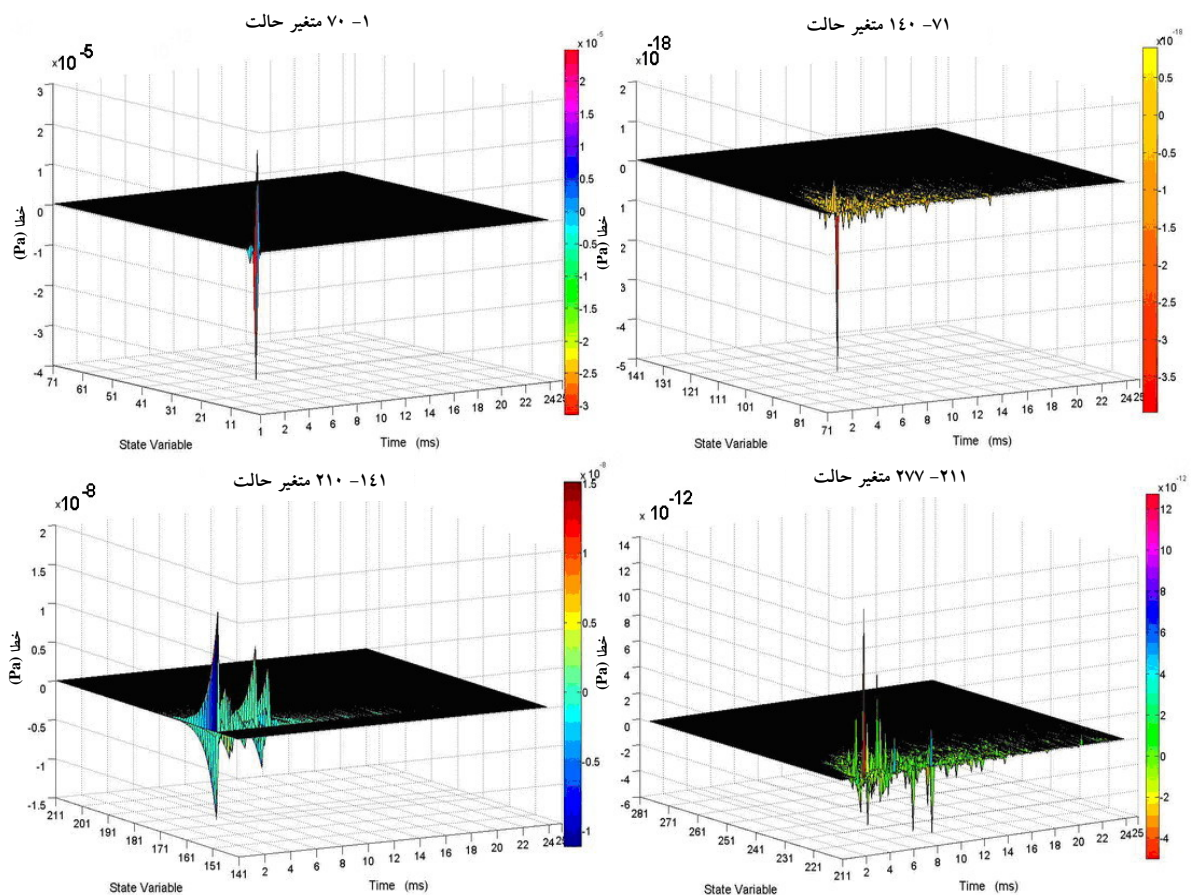
۴-۴- بررسی خطای لحظه‌ای ناشی از روشهای حل عددی

اگرچه استفاده از روشهای حل عددی معادلات دیفرانسیل برای تحلیل مجموعه معادلاتی که محاسبه پاسخ صریح در آنها ناممکن یا بسیار دشوار است، راه حل مناسبی بوده و پاسخهایی قابل قبول را در اختیار می‌گذارد، اما استفاده از این روشها خطای ناخواسته و اجتناب‌ناپذیری را به محاسبات وارد می‌کند. بر اساس الگوریتم روشهای پیشگو - اصلاحگر، تعداد دفعات تکرار تا رسیدن به مقدار خطای مطلوب ادامه می‌یابد [۷] و [۱۰]. در این تحقیق برای بررسی مقدار خطای محاسباتی، مقدار خطای لحظه‌ای ایجاد شده برای تمامی متغیرها، به شکل نمودارهای سه‌بعدی در شکل ۱۴ نشان داده شده است. از آنجا که استفاده از ساختار مدل جدید حجم تصاویر را به شدت افزایش می‌دهد، در بررسی خطای ایجاد

شده، از ساختار مدل اولیه استفاده شده است. با توجه به این شکل مشاهده می‌شود که خطای لحظه‌ای برای تمامی متغیرها در لحظات آغازین بیشینه است و با تکرار الگوریتم و تصحیح نتایج، مقدار خطا کاهش می‌یابد. بیشترین خطا در بین متغیرها و در طول تمامی محاسبات در اولین گامها و برای اولین متغیرها رخ داده و آن هم ناشی از مقادیر و شرایط اولیه است. چون شرایط اولیه مدار معین نیست، مقادیر اولیه در محاسبات صفر در نظر گرفته می‌شود و گریزی از این مقادیر اولیه خطا وجود ندارد. مشاهده می‌شود که مقادیر خطای لحظه‌ای در مقایسه با دامنه نوسانهای سیگنال ناچیز و قابل چشم‌پوشی است. در حقیقت استفاده از روشهای حل عددی در این مدل‌سازی باعث شکل‌گیری خطای محاسباتی قابل توجهی نمی‌شود.



شکل ۱۳ طیف فرکانسی. (الف) طیف فرکانسی سیگنال واقعی TEOAE، (ب) طیف فرکانسی سیگنال شبیه‌سازی شده با مدل اولیه [۷] (ج) طیف فرکانسی حاصل از مدل جدید این تحقیق



شکل ۱۴ خطای لحظه‌ای ۲۷۷ متغیر حالت در طول زمان با ۵ بار تکرار تصحیح‌گر

۵- نتیجه‌گیری و پیشنهادها

در این تحقیق مدل الکتروآکوستیکی جدیدی برای شبیه‌سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن برانگیخته گذرا ارائه شد. روابط و معادلات دیفرانسیل این مدل استخراج شده و در قالب معادلات فضای حالت و در محیط متلب پیاده‌سازی شد. معادلات دیفرانسیل توصیف کننده مدل به کمک روشهای عددی حل شد. خطای محاسباتی ناشی از کاربرد روشهای عددی مطالعه شد. در این تحقیق نتایج شبیه‌سازی با نتایج به دست آمده از داده‌های واقعی مقایسه شد و در این راه منحنی زمان نهفتگی به عنوان یکی از معیارهای معتبر در مقایسه

داده‌های اتوآکوستیک امیشن تعریف، ترسیم و با منحنی‌های زمان نهفتگی به دست آمده از داده‌های حقیقی مقایسه شد. برای ترسیم منحنی زمان نهفتگی، زمان وقوع بیشینه دامنه در چند مؤلفه فرکانسی به کمک تبدیل پیوسته موجک محاسبه شد. همچنین طیف فرکانسی سیگنال‌های شبیه‌سازی شده با طیف فرکانسی سیگنال‌های واقعی مقایسه شد. با توجه به نتایج شبیه‌سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن توسط مدل جدید و بهبود یافته حلزون - که در این تحقیق طراحی و ارائه شد- این مدل می‌تواند فرایند تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن در گوش انسان را شبیه‌سازی کند. همچنین به کارگیری ساختار

- [2] Ryan, A. F.; "New views of cochlear function," in *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*, Robinette, M. and Glatcke, T. J.; Eds. 2nd ed. Thieme, New York, 2002, pp. 48-73.
- [3] Zwislocki, J. J.; *Auditory Sound Transmission: An Autobiographical Perspective*, New Jersey, LEA Publishers, 2002.
- [4] Johnson, M.; "Dangerous Decibels"; The Oregon Museum of Science and Industry, Portland, Oregon, 2005.
- [5] Grosh, K.; Zheng, J.; Zou, Y.; de Boer, E.; and Nuttall, A. L.; "High-frequency electromotile responses in the cochlea," *Journal of Acoustical Society of America*, vol. 115, no. 5, Pt. 1, May 2004, pp. 2178-2184.

[۶] شامخی، س؛ میران بیگی، م؛ ابوالحسنی، م؛ "شبیبه سازی پاسخ گوش انسان بر اساس سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن"؛ مجموعه مقالات دوازدهمین کنفرانس مهندسی پزشکی، ایران- تبریز؛ ۲۵-۲۷ آبان ۱۳۸۴؛ ۱۵۸-۱۶۳.

[۷] شامخی، س؛ میران بیگی، م؛ ابوالحسنی، م؛ "شبیبه سازی تولید سیگنال‌های اتوآکوستیک امیشن در گوش انسان به کمک روش‌های حل معادلات سخت و تحلیل منحنی‌های زمان نهفتگی به کمک موجک"؛ پذیرفته شده در چهاردهمین کنفرانس مهندسی برق ایران- تهران؛ ۲۶-۲۸ اردیبهشت ۱۳۸۵؛

الکتروآکوستیکی مدل جدید ارائه شده در این تحقیق، امکان بررسی تغییرات آکوستیکی را در سلول‌های مویی خارجی و غشای تکتوریال مهیا می‌سازد. مقایسه شکل ظاهری سیگنال‌ها نشان‌دهنده بهبود سیگنال شبیه‌سازی شده توسط مدل جدید نسبت به مدل اولیه است. شیب منحنی‌های حاصل از داده‌های شبیه‌سازی شده با شیب منحنی‌های حاصل از داده‌های واقعی متفاوت است. تفاوت در شیب منحنی‌ها ناشی از ساختار مدل و مقادیر المان‌های الکتریکی مدارها است. از آنجا که این مقادیر به صورت تجربی محاسبه می‌شوند، منابع و مراجع مختلف مقادیری متفاوت را به کار می‌برند. در بعضی موارد تفاوتها غیر قابل چشم‌پوشی است؛ از این رو بررسی دقیق‌تر ابعاد هندسی و ویژگی‌های فیزیکی گوش انسان برای دستیابی به مدل‌هایی کاملتر ضروری به نظر می‌رسد. توجه به این نکته ضروری است که استفاده از ساختار جدید همراه با مقادیر عددی مناسبتر، موجب بهبود نتایج این تحقیق شده است. تحقیقات و مطالعات گسترده‌تر در زمینه عملکرد گوش داخلی، سلول‌های مویی خارجی و پسخورهای عصبی موجود در سیستم شنوایی، ما را قادر به طراحی مدل‌هایی کاملتر برای فعالیتهای پیچیده سیستم شنوایی انسان خواهد ساخت. با توجه به عملکرد ساختار شنوایی در تولید اتوآکوستیک امیشن، استفاده از شبکه‌های عصبی می‌تواند راهکاری مناسب در راستای توسعه و بهینه‌سازی مدل‌سازی این فرایند ویژه در گوش داخلی باشد.

۶- منابع

- [1] Hall, J. W.; *Handbook of Otoacoustic Emissions*, San Diego, Singular Publishing Group, , 2000, pp. 1-53.

- [10] Gear, C. W.; Numerical Initial Value Problems in Ordinary Differential Equations, Prentice-Hall, New Jersey, 1971, pp. 209-230.
- [8] Sisto R.; Moleti, A.; “On the frequency dependence of the otoacoustic emission latency in hypoacoustic and normal ears,” Journal of the Acoustical Society of America, vol. 111, no. 1, Pt. 1, January 2002, pp. 297-308.
- [9] Moleti, A.; Sisto, R.; Tognola, G.; Parazzini, M.; Ravazzani, P.; and Grandori, F.; “Otoacoustic emission latency, cochlear tuning, and hearing functionality in neonates,” Journal of Acoustical Society of America, vol. 118, no. 3, Pt. 1, , September 2005 pp. 1576–1584.