تخمین سیگنال اتواکوستیک امیشن بر اساس تابع تبدیل معکوس گوش میانی

محمد جواد ابوالحسنی[1*]، یوسف سلیم پور[2]، پریسا رنگرز[3]

[1] دانشیار، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، گروه مهندسی پزشکی و فیزیک پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

[2] پژوهشگر فوق دکترا، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تهران salimpour@farabi.tums.ac.ir

[3] دانشجوی دکترا، گروه مهندسی پزشکی، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران P.rangraz@gmail.com

چکیده

امواج اتواکوستیک امیشن از جمله اصوات قابل اندازه‌گیری هستند که به‌وسیله حلزون و به‌ویژه سلول‌های مویی خارجی تولید شده و در مجرای گوش خارجی ثبت می‌شوند. سلول‌های مویی خارجی در پاسخ به محرک آکوستیکی و یا به‌صورت خودبه‌خودی، نوعی انرژی مکانیکی را در حلزون ایجاد می‌کنند. این انرژی از طریق گوش میانی و پردهٔ صماخ به سمت خارج انتقال می‌یابد و در مجرای شنوایی خارجی به‌صورت سیگنال آکوستیکی قابل ثبت است. سیگنال اتواکوستیک امیشن را می‌توان در مجرای گوش به‌وسیله یک میکروفن حساس با اغتشاش پائین که در پروب مخصوص جای گرفته است، آشکار ساخته و ثبت کرد. همان‌طور که بیان شد منشاء اصلی اتواکوستیک امیشن گوش داخلیست و گوش میانی مانند یک کانال ارتباطی، وظیفه ارسال پاسخ‌های اتواکوستیک امیشن از گوش داخلی به سمت خارج را ایفا می‌کند. به این ترتیب پاسخ نهایی ثبت شده در کانال گوش خارجی به شدت متأثر از تابع انتقال گوش میانی خواهد بود که در حد امکان باید اثر اعوجاجی را کاهش داد. در این مقاله، مدل گوش میانی مد نظر است و بنابراین بر اساس اندازه‌گیری‌های مختلف سعی می‌شود که مدل معکوس برای گوش میانی درنظر گرفته شود، سپس با استفاده از مشخصات این مدل مانند پاسخ فرکانس، یک فیلتر جبران‌ساز بر پاسخ ثبت شده نهایی اعمال می‌شود و در نتیجه براورد قابل قبولی از پاسخ اتواکوستیک امیشن تولید شده در گوش داخلی به‌دست می‌آید. نتایج مقایسه سیگنال تخمین زده شده با سیگنال ثبت شده نشان می‌دهد که ارزیابی بر پایه اتواکوستیک امیشن تخمین زده شده با توجه به کاهش اغتشاش و تشخیص آزمون‌های اشتباه، به پاسخ حقیقی سلول‌های مویی خارجی نزدیک‌تر است.

کلیدواژگان: تابع تبدیل معکوس گوش میانی، اتواکوستیک امیشن برانگیخته شده زودگذر، مدل شنیداری، براورد جبران‌ساز.

* عهده‌دار مکاتبات

نشانی: تهران، انتهای بلوار کشاورز، ضلع شرقی مجتمع بیمارستانی امام خمینی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی

تلفن: ۶۶۵۸۱۵۰۵، **دورنگار:** ۶۶۵۸۱۵۳۳، **پیام نگار:** abolhasm@tums.ac.ir

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

۱- مقدمه

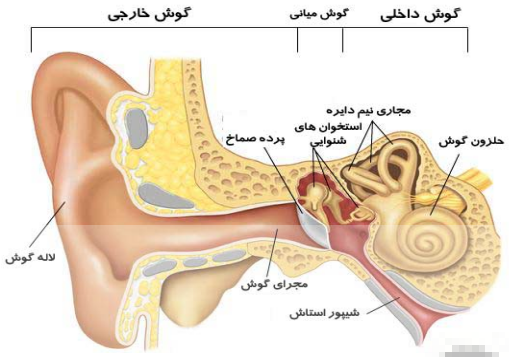
امواج صوتی مراحل مختلفی را درون گوش طی می‌کنند تا به اعصاب شنوایی برسند. هر یک از اجزای گوش درونی روی این امواج اثر گذاشته و نهایتاً این امواج به اعصاب شنوایی می‌رسند.

پروفسسور گلد[1] در سال ۱۹۴۸ مدعی وجود یک سیستم بازخورد مثبت مکانیکی درون حلزون گوش شد و فرض کرد که این سیستم می‌تواند بر حرکت غشای پایه‌ای بیفزاید. وی در نهایت ثبت امواج اتواکوستیک امیشن[2] (OAE) را در مجرای گوش خارجی پیش‌بینی کرد، اما ۳۰ سال بعد پروفسور کمپ[3] نشان داد که صوت تولید شده به‌وسیلهٔ حلزون را می‌توان از طریق شیوه‌های خاص در مجرای گوش خارجی ثبت کرد [۱].

امواج اتواکوستیک امیشن، اصوات قابل اندازه‌گیری هستند که به‌وسیلهٔ حلزون و به‌ویژه سلول‌های مویی خارجی تولید شده و در مجرای گوش خارجی ثبت می‌شوند. سیگنال OAE را می‌توان در مجرای گوش از طریق یک میکروفن حساس و دارای اغتشاش پائین که در پروب مخصوص جای گرفته است، آشکار و ثبت کرد [۱].

هدف از اندازه‌گیری OAE شناسایی امواج ساخته شده به‌وسیله گوش داخلی در مجرای گوش خارجی است. گوش میانی مانند یک کانال ارتباطی وظیفه ارسال پاسخ‌های OAE از گوش داخلی به سمت خارج را ایفا می‌کند. به این ترتیب پاسخ نهایی ثبت شده در کانال گوش خارجی به شدت متأثر از تابع انتقال گوش میانی خواهد بود. بنابراین باید اثر اعوجاجی را در حد امکان کاهش داد. گوش میانی به عنوان جزء ارتباطی بین امواج صوتی گوش خارجی و مایع گوش داخلیست [۲، ۳].

اگرچه گوش میانی می‌تواند صوت را در دو جهت منتقل کند؛ مشخصات انتقال مستقیم و معکوس متفاوت است. لازم است گوش میانی برای جبران‌سازی اثرهای انتقال معکوس OAE مدل شود. شکل ۱ موقعیت گوش میانی را به عنوان یک کانال ارتباطی نشان می‌دهد [۴].



شکل۱- موقعیت گوش میانی به‌عنوان یک کانال ارتباطی

تعدادی از مدل‌های تحلیلی سعی بر کشف سازوکار گوش میانی کرده‌اند. برخی از این مدل‌ها از روش دینامیک چندجسمی[4] استفاده می‌کنند. یک روش مدلسازی مهم دیگر اجزاء محدود[5] (FE) است. تاکنون مدل‌های متفاوت FE برای شبیه‌سازی رفتار استاتیک و دینامیک زیرمجموعه‌های گوش میانی و یا کل گوش میانی استفاده شده‌اند. زوئیسلوکی[6] یک مدل شبکه الکتروآکوستیک[7] از گوش میانی را بر پایه فرضیات آناتومی و داده‌های امپدانس ورودی اندازه‌گیری شده در پرده گوش برای گوش‌های نرمال و آسیب دیده نشان داد. مدل زوئیسلوکی توسط لوتمن[8] و مارتین[9] با لحاظ کردن استخوان رکابی گوش میانی (که عامل اولیه بر بازتاب[10] آکوستیک به گوش میانی فرد است) بهبود یافت. البته در این مدل‌ها تعامل استخوان رکابی، پنجره‌های دایروی و بیضی حلزون گوش و امپدانس[11] ورودی حلزون گوش مطلوب نیست. لازم است که شاخه‌های انتهایی شبکه اصلاح شوند [۵-۷].

در این مقاله مدل الکترواکوستیکی گوش میانی برای جبران‌سازی اثرهای انتقال معکوس OAE استفاده شده است و با کمک تابع تبدیل معکوس گوش میانی و تبدیل فوریه سیگنال اولیه ورودی، تخمینی از OAE پیش از گوش میانی به‌دست آمده است و پارامتر قابلیت بازتولید[12] (R) به‌عنوان معیاری برای ارزیابی فرایند؛ در دو حالت قبل و بعد از استفاده از تابع تبدیل معکوس گوش میانی بین سیگنال‌ها محاسبه شده است.

همچنین برای بررسی صحت تابع تبدیل معکوس که به صورت تجربی و عددی به‌دست آمده‌اند، از مدل

[1] Gold
[2] Otoacoustic emission
[3] Kamp
[4] Multibody
[5] Finite element method
[6] Zwislocki
[7] Electroacoustic
[8] Lutman
[9] Martin
[10] Reflex
[11] Impedance
[12] Reproducibility

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

الکترواکوستیک گوش میانی و شبیه‌سازی آن و محاسبه تابع تبدیل مستقیم و معکوس آن استفاده شده است. برای محاسبه عددی تابع تبدیل مستقیم و معکوس، گوش میانی به صورت دوقطبی در نظر گرفته شده است که پایانه‌های ورودی در غشاء پرده صماخ واقع بوده و پایانه‌های خروجی در پنجره بیضی قرار گرفته‌اند. فرضیه‌ای که با توجه به دو قطبی بودن گوش میانی مطرح می‌شود این است که تمام اجزاء در شبکه غیرفعال و خطی هستند. مزیت بررسی دوقطبی گوش میانی بر مدل‌های دیگر گوش میانی این است که ما علاقه‌مند به بررسی ارتباط ورودی‌های گوش میانی به خروجی آن هستیم و اجزای جداگانه درون گوش میانی در کل برایمان حائز اهمیت نیست.

۲- شرح مسئله

انتقال معکوس از گوش میانی اثر کمتری نسبت به انتقال مستقیم دارد. در جهت مستقیم، تابع انتقال گوش میانی به بهره فشار صوتی منجر می‌شود. در جهت عکس، اتلاف فشار صوتی به علت انتقال انرژی از حلزون گوش به کانال گوش است.

در خوکچه هندی این اتلاف مقدار ۳۵dB در دامنه فرکانسی ۸-۱/۵ KHz را داراست. این مقدار در انسان، ۲۲dB در ۰/۸ KHz است و در فرکانس‌های کمتر و بیشتر افزایش می‌یابد. از آنجا که حجم کانال گوش بر شدت و طیف تحریک اثر می‌گذارد؛ پس بر مشخصات پاسخ نیز اثرگذار است و با مشخصات انتقال معکوس رابطه دارد.

اتلاف در انتقال معکوس به‌دلیل مشخصات گوش میانی، حد امیشن اندازه‌گیری شده در کانال گوش را کاهش می‌دهد و حتی پس از فیلتر کردن و متوسط‌گیری در حوزه زمان؛ به‌دلیل وجود گوش میانی، به‌رغم فعالیت‌های عادی سلول‌های مویی گوش داخلی ممکن است پاسخی در کانال گوش خارجی ثبت نشود [۸].

تابع تبدیل مستقیم گوش میانی مستقیماً با به‌کارگیری فشار آکوستیک در غشاء پرده صماخ و ثبت فشار آکوستیکی داخل حلزون گوش در نزدیک استخوان رکابی با استفاده از مبدل کوچک فشار می‌تواند اندازه گیری شود.

گوش میانی و داخلی انسان در برخی مطالعات، توسط منبع صدای کانال گوش در جهت مستقیم و توسط منبع صدای گوش داخلی در جهت معکوس تحریک شدند. برای هر نوع تحریک سه متغیّر اندازه‌گیری شده‌اند: الف) فشار مجرای گوش؛ ب) سرعت استخوان رکابی؛ ج) فشار دهلیز. از این متغیّرها، بهره فشار مستقیم گوش میانی، امپدانس ورودی حلزون گوش، بهره فشار معکوس گوش میانی و امپدانس معکوس گوش میانی و در نتیجه تابع تبدیل معکوس گوش میانی مستقیماً به‌دست آمده‌اند [۹، ۱۰]. این اندازه‌گیری‌ها می‌توانند برای شناخت کامل گوش میانی به عنوان مدل دوقطبی استفاده شوند. اثر گوش میانی بر امواج OAE می‌تواند با محاسبه بهره فشار دوطرفه گوش میانی حاصل از بهره فشار مستقیم و معکوس گوش میانی، به صورت عددی براورد شود. اندازه‌گیری‌ها نشان می‌دهند که سازوکار ساخت امیشن وابسته به فرکانس است [۴، ۱۱].

با توجه به قابلیت‌های منحصر به فرد سیگنال OAE در ارزیابی عملکردی سیستم شنوایی به‌ویژه گوش داخلی، به نظر می‌رسد تخمین دقیق از سیگنال واقعی اهمیت زیادی داشته باشد. در این مقاله سعی شده است بر مبنای مطالعات انجام شده بر روی تابع تبدیل معکوس گوش میانی و با استفاده از براورد پاسخ ثبت شده از گوش خارجی، نزدیک‌ترین پاسخ به عملکرد گوش داخلی استخراج شود. با این روش می‌توان اطلاعات بالینی دقیق‌تری از پاسخ‌های ثبت شده به‌دست آورد که این امر به‌خصوص در آزمودن شنوایی نوزادان از اهمیت زیادی برخوردار است.

۳- روش

در این بررسی گوش میانی به عنوان یک سیستم دوقطبی خطی فرض شده است. یکی از اجزای ماتریس دو قطبی تابع انتقال معکوس است. تعریف دوقطبی شامل تعریف کامل گوش میانی است که این امر یکی از مزیت‌های این تحلیل نسبت به مدل‌های دیگر گوش میانی به‌شمار می‌رود.

برای توصیف مدل دوقطبی گوش میانی از ماتریس انتقال استفاده می‌شود و برای تعیین پارامترهای ماتریس انتقال، ویژگی‌های کاربردی این ماتریس به‌کار می‌رود. این امر به

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

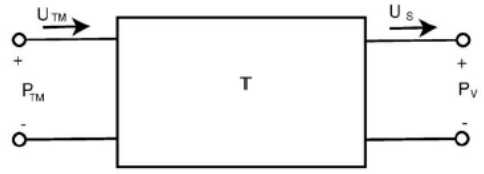
معنای استقلال ماتریس از بار کانال گوش و بار حلزون گوش است. سپس پارامترهای ماتریس انتقال با اندازه‌گیری ادمیتانس[13] ورودی و نرخ انتقال گوش میانی تخمین زده می‌شود. این اندازه‌گیری‌ها و ضرایب، امکان محاسبه ۴ پارامتر لازم برای مشخص‌سازی دو قطبی را به ما می‌دهند. تحریک با پهنای باند زیاد و فرکانس پایین (چهچهه‌ای[14]) با قطعات فرکانسی ۱Hz در فاصله ۲۴-۱۱ Hz استفاده شده است. فشار صوت در غشاء پرده صماخ و سرعت استخوان رکابی در پاسخ به تحریک چهچهه‌ای در دامنه ۲۰dB از ۷۴ تا ۹۴ dB اندازه‌گیری شده‌اند. تابع انتقال گوش میانی $H_p = \frac{V_s}{P_{TM}}$ است که P_{TM} از ولتاژ میکروفن نصب شده در کانال گوش به‌دست می آید و v_s سرعت استخوان رکابی است.

ماتریس انتقال (T) در گوش سالم در شکل ۲ آمده است و به‌وسیله رابطه (۱) توصیف می‌شود.

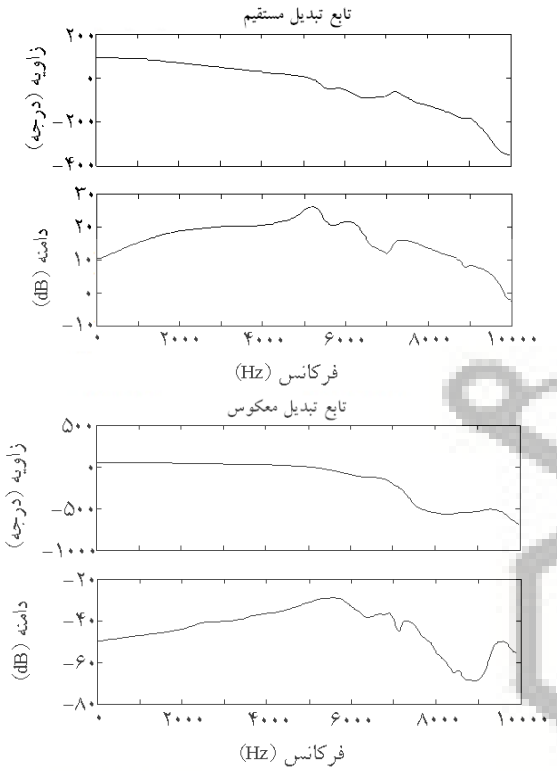
$$\begin{bmatrix} P_{TM} \\ U_{TM} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} AB \\ CD \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_o \\ U_s \end{bmatrix} \qquad (۱)$$

درحالی‌که P_{TM} فشار در غشاء پرده صماخ، U_{TM} سرعت حجم در غشاء پرده صماخ است، P_o فشار صوت اعمال شده به‌وسیله گوش میانی در خروجی، U_s سرعت حجم استخوان رکابی است. P_v فشار صوت در دهلیز است و در شرایط عادی با P_o برابر است. سرعت حجمی که به گوش میانی وارد می‌شود (U_{TM}) و سرعت حجمی استخوان رکابی (U_s) که از دو قطبی خارج می‌شود مثبت در نظر گرفته می‌شوند. اجزای ماتریس انتقال A، B، C و D، چهار جزء ماتریس مختلط هستند که می‌توانند رابطه بین متغیّرها را در مدل مشخص کنند.

در این مقاله از نتایج به‌دست آمده در اندازه‌گیری‌های عملی تابع تبدیل معکوس گوش میانی که به صورت عددی براورد شده‌اند (شکل ۳) استفاده شده است.



شکل۲- سیستم دوقطبی برای توصیف گوش میانی

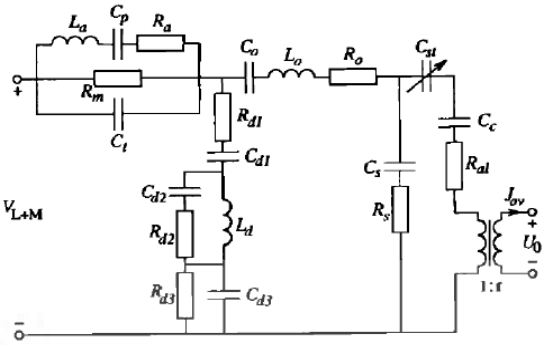


شکل ۳- اندازه و فاز پاسخ فرکانسی برای روند مستقیم و معکوس انتقال صدا از گوش داخلی به گوش خارجی

در این اندازه‌گیری‌ها یک مبدل در گوش خارجی و یک میکروفن در گوش داخلی قرار می‌گیرد [۱۲]. از این تابع برای یافتن نزدیک‌ترین پاسخ به عملکرد گوش داخلی استفاده می‌شود. در ادامه مدل الکترواکوستیکی گوش میانی شبیه‌سازی و با استفاده از آن تابع تبدیل مستقیم و معکوس گوش میانی محاسبه شد. این توابع به تابع تبدیل به‌دست آمده در حالت عملی نزدیک هستند. در واقع برای اطمینان از صحت توابع تبدیل مستقیم و معکوس به‌دست آمده در حالت عملی این مدل استفاده شده است. گوش میانی در فرکانس‌های کمتر از ۳kHz-۴ می‌تواند با مدار آنالوگ الکتریکی مدل شود. شکل ۴ این مدار را نشان می‌دهد. در این مدل اندوکتانس[15] (L) مشابه با جرم مکانیکی است؛ ظرفیت خازنی (C) متناسب با کامپلیانس[16] و مقاومت متناسب با استهلاک است. در مدل الکتریکی، خازن کانال گوش با پروب و گوش میانی به‌صورت موازی قرار می‌گیرد. القای آکوستیکی با حجم کانال متناسب است و با کاهش حجم در ارتباط با پرده گوش کاهش می‌یابد.

[13] Admittance [14] Log- chirp [15] Inductance [16] Compliance

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

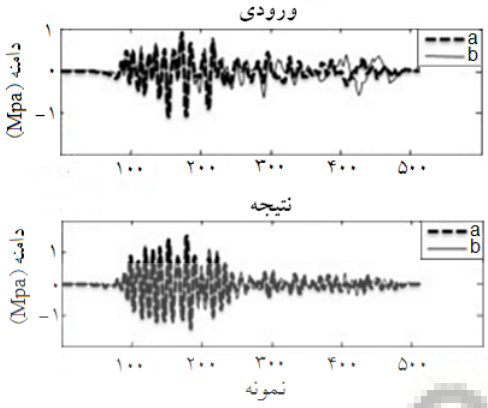


شکل ۴- مدل الکترواکوستیکی گوش میانی

در شکل ۴ ترانسفورماتور ایدئال ۱:۳۰ نرخ مؤثر انتقال اکوستیک بین پرده گوش و پنجره بیضی را نشان می‌دهد و به شبکه حلزون گوش اجازه می‌دهد که مستقیماً به گوش میانی متصل شود. R_{al} مقاومت آکوستیک مجاری نیم حلقوی در پنجره بیضی را بیان می‌کند و ۱/۶ مقدار واقعی امپدانس ورودی حلزون گوش در فرکانس‌های میانی است. مقدار R_{al} برابر با ۱۰۰Ω است. شاخه خروجی در حالت طبیعی شامل القاگر سریست که بیانگر جرم آکوستیکی استخوان رکابیست که در مقایسه با قسمت موهومی امپدانس ورودی حلزون گوش کوچک است و از آن صرف‌نظر می‌شود. جریان $J_{ov}(t)$ مشابه سرعت حجمی استخوان رکابی است. C_c کامپلیانس آکوستیک ترکیبی از غشاء پنجره گرد و مجاری نیم حلقوی در پنجره بیضی را نشان می‌دهد. خازن متغیّر زمان $C_{st}(t)$ متغیّر کامپلیانس آکوستیک اتصال استخوان رکابی را در پاسخ به انقباضات ماهیچه استخوان رکابی مدل می‌کند و در دامنه $0/01\ \mu F$ تا ∞ است [۱۲، ۱۳].

۴- نتایج

انتشار ثبت شده صوتی برانگیخته شده زودگذر گوش ۲۰ فرد سالم به عنوان پایگاه داده استفاده شد. که این پایگاه در بخش شنوایی‌سنجی[17] دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران به‌دست آمده است و نرمال بودن نتایج به‌وسیله روش‌های شنوایی‌سنجی و تمپانومتری[18] بررسی شده است. با کمک تابع تبدیل معکوس گوش میانی و تبدیل فوریه[19] سیگنال اولیه ورودی، تخمینی از OAE قبل از گوش میانی به‌دست آمد. شکل ۵ ورودی و نتیجه به‌دست آمده را نشان می‌دهد. هر نمونه داده شامل دو سیگنال a و b است.

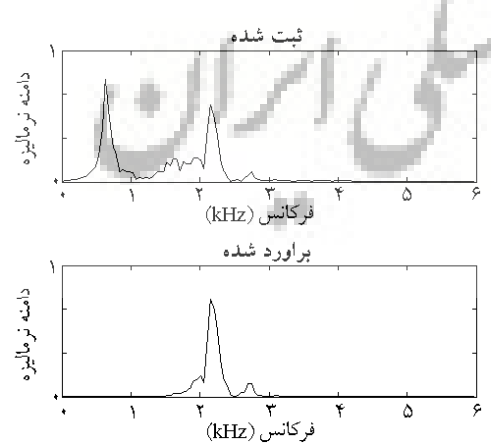


شکل ۵- در این تصویر بر اساس تابع تبدیل معکوس گوش میانی، تخمین OAE قبل از گوش میانی نشان داده شده است.

شایان ذکر است برای تشخیص اغتشاش در زمان کسب داده، فرایند میانگین‌گیری در دو بافر[20] به‌جای یک بافر انجام می‌شود؛ در واقع دو سیگنال داریم که آنها را a و b می‌نامیم که همبستگی a و b سیگنال اصلی را می‌دهد و تفاوت a و b اغتشاش به‌شمار می‌رود. برای هر دوی آنها تخمین OAE قبل از گوش میانی به‌دست آمد.

پاسخ حوزه فرکانس از انتشار ثبت شده صوتی برانگیخته شده زودگذر گوش و نتایج جبران شده در شکل ۶ مقایسه شده‌اند [۲، ۱۴، ۱۵]. پارامتر R که به‌عنوان معیاری برای ارزیابی فرایند، در ابتدا بین دو سیگنال a و b و سپس بین تخمین‌های به‌دست آمده از آنها محاسبه شد و در هر نمونه داده مقایسه گردید. این مقادیر به همراه نرخ سیگنال به اغتشاش[21] (SNR) برای ۵ داده در جدول ۱ آمده است:

$$R=\frac{\sum_{k=64}^{512} a(k).b(k)}{\sqrt{\sum_{k=64}^{512} a^2(k)}\sqrt{\sum_{k=64}^{512} b^2(k)}} \qquad (۲)$$



شکل ۶- براورد OAE ثبت شده در پنجره بیضی و در حوزه فرکانس بر اساس تابع تبدیل معکوس گوش میانی

[17] Audiometry
[18] Tympanometry
[19] Fourier Transform
[20] Buffer
[21] Signal to Noise Ratio

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

جدول ۱- مقادیر R و SNR به‌دست آمده

نتیجه (SNR)	ورودی (SNR)	نتیجه (R)	ورودی (R)
۲۷/۹۱۲۰	۱۷/۳۱۸۹	۰/۸۷۳۹	۰/۸۴۹۵
۳۰/۰۳۶۷	۱۰/۷۳۱۹	۰/۹۰۱۶	۰/۷۴۷۰
۳۴/۳۶۴۷	۲۱/۲۳۱۸	۰/۹۳۶۴	۰/۸۹۳۱
۲۱/۰۷۴۷	۱۰/۷۳۱۹	۰/۹۰۱۶	۰/۷۴۷۰
۱۸/۰۴۵۴	۷/۳۵۵۶	۰/۸۷۳۳	۰/۶۷۵۱

در برخی موارد به علت ثبت اشتباه سیگنال، سیگنال‌هایی به دست آمده که معیوب‌اند و مقدار بالایی برای پارامتر R محاسبه شده به‌دست می‌آید. بعد از استفاده از این روش مقدار R کاهش می‌یابد که این نه تنها بیانگر بی‌اعتباری روش نیست، بلکه نشان می‌دهد این روش کمک کرده ما به مقدار واقعی R آنها که عددی کمتر است دست یابیم. نمونه‌ای از این سیگنال در شکل ۷ دیده می‌شود. همان‌طور که در جدول ۱ نشان داده شده است مقدار R اولیه ۰/۸۹۳۱ و مقدار R بعد از استفاده از روش ۰/۹۳۶۴ است. مقدار R بعد از استفاده از تابع تبدیل معکوس گوش میانی بر سیگنال، افزایش می‌یابد.

در شکل ۸- الف یک نمونه سیگنال ثبت شده نمایش داده شده است و پارامتر R با استفاده از عبارت بیان شده، برای سیگنال ورودی برابر با ۸۴٪ تخمین زده شد که در شکل ثبت شده نیز همین نتیجه دیده می‌شود و در شکل ۸- ب برای این سیگنال ورودی نتیجه استفاده از تابع تبدیل معکوس نمایش داده شده است. دو پارامتر FFT[22] پاسخ و FFT اغتشاش به عنوان عامل مقایسه با کمک روابط (۳) و (۴) به‌دست آمدند و در شکل ۸- ج و ۸- د این مقادیر برای قبل و بعد از استفاده از فیلتر نشان داده شده‌اند.

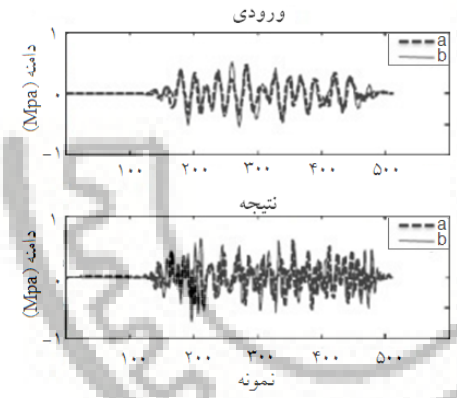
$$S_{AB}(f) = S_A(f) \cdot S_B^*(f)$$

$$G_{AB}(f) = \begin{cases} 2S_{AB}(f), & f > 0; \\ S_{AB}(0), & f = 0; \\ 0, & f < 0. \end{cases} \quad (۳)$$

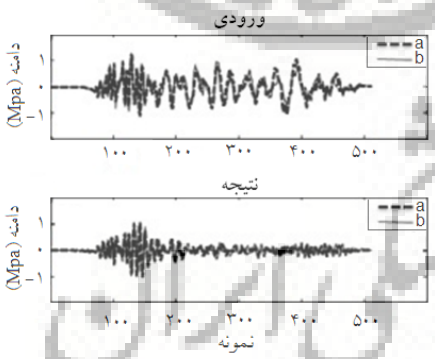
$$G_{AB}(f) = C_{AB}(f) - jQ_{AB}(f)$$

$$S_{DD}(f) = S_D(f) \cdot S_D^*(f) \quad (۴)$$

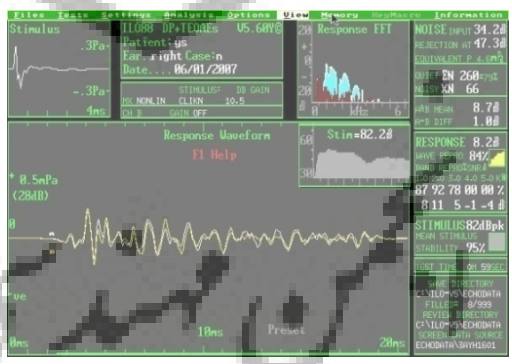
در این روابط $S_A(f)$، $S_B(f)$ و $S_D(f)$ به ترتیب تبدیل فوریه سیگنال‌های a، b و a-b هستند.



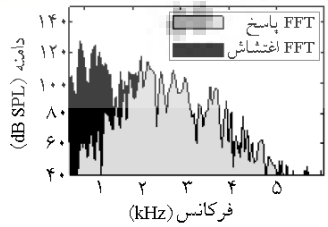
شکل ۷- نمونه‌ای از سیگنال معیوب



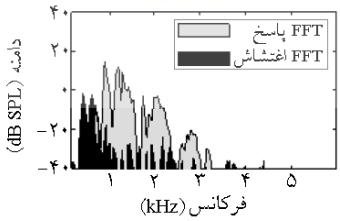
ب



الف



د



ج

شکل ۸- الف) سیگنال ثبت شده؛ ب) سیگنال اولیه و سیگنال تخمین زده شده؛ ج) نمایش مقدار پاسخ و اغتشاش قبل از اعمال فیلتر؛ د) نمایش مقدار پاسخ و اغتشاش بعد از اعمال فیلتر

[22] Fast Fourier Transform

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

۵- نتیجه‌گیری

همان‌طور که ذکر شد امواج اتواکوستیک امیشن، اصوات تولید شده به‌وسیله حلزون شنوایی و به‌ویژه سلول‌های مویی خارجی هستند. این امواج از طریق گوش میانی و پردهٔ صماخ به سمت خارج انتقال می‌یابد و در مجرای شنوایی خارجی به‌صورت سیگنال آکوستیکی قابل ثبت‌اند. گوش داخل‌منشاء اصلی اتواکوستیک امیشن است و گوش میانی مانند یک کانال ارتباطی پاسخ‌های اتواکوستیک امیشن را از گوش داخلی به سمت خارج انتقال می‌دهد. در این فرایند پاسخ ثبت شده در کانال گوش خارجی به شدت متأثر از تابع انتقال گوش میانی خواهد بود. در این مطالعه، روشی نوین بر اساس مدل معکوس گوش میانی به‌منظور کاهش اثرات اعوجاجی گوش میانی در سیگنال نهایی ثبت شده معرفی شده است. در این روش تابع معکوس گوش میانی مانند یک فیلتر جبران‌ساز بر پاسخ نهایی اعمال می‌شود. نتایج مقایسه سیگنال تخمین زده شده با سیگنال ثبت شده نشان می‌دهد که نسبت سیگنال به اغتشاش (SNR) افزیش یافته و معیار غربالگری شنوایی (R) بهبود پیدا می‌کند. بدین ترتیب از ارزیابی بر پایه اتواکوستیک امیشن تخمین زده شده می‌توان به‌عنوان ابزاری محاسباتی برای براورد پاسخ حقیقی سلول‌های مویی خارجی و ارزیابی بهتر شرایط حلزون گوش خارجی به‌خصوص در کاربردهای غربالگری شنوایی نوزادان استفاده کرد.

مراجع

[1] Bray P., Kemp, D. T., An advanced cochlear echo suitable for infant screening, Br. J. Audiol., 1987; 21: 191–204.

[2] Hlawatsch F. and G. F. Boudreaux-Bartels, Linear and quadratic time frequency signal representations, IEEE Signal Processing Mag., 1992; 9: 21–67.

[3] Whitehead M. L., Stagner B. B., Lonsbury-Martin B. L., and Martin G. K., Measurement of otoacoustic emissions for hearing assessment, IEEE Eng. Med. Biol., Mag., 1994; 13: 210–226.

[4] Sisto R., Moleti A., On the frequency dependence of the otoacoustic emission latency in hypoacoustic and normal ear, J. Acoustic Soc. Am. 2002; 111: 297-308.

[5] Avan P., Maat B., Dordain M., Wit H., Middle ear influence on otoacoustic emissions. I: Noninvasive investigation of the human transmission apparatus and comparision with model results, Hearing Research, 2000; 140: 180-201.

[6] Dong W., Elizabeth S.O, Middle Ear Forward and Reverse transmission in Gerbil, J. neurophysiol, 2006; 95: 2951-2961.

[7] Giguere C., Woodland P.C., A computational model of auditory periphery for speech and hearing research.I.Ascending path, J.Acoust.soc.Am, 1994; 95: 331-342.

[8] Tagnola G. Grandori F., Ravazzani P., Time frequency distribution of click evocked otoacoustic emission, Hear. REs., 1997; 106: 112-122.

[9] Kemp D.T., Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system, J. Acoust. Soc.Amer. 1978; 64: 1386–1391.

[10] Zheng L., Zhang Y-T.; Yang F-S; Ye D-T.; Synthesis and decomposition of transient-evoked otoacoustic emissions based on an active auditory model, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on , 1999; 46: 1098 -1106.

[11] Koike T., Wada H., Kobayashi T., Modeling of the human middle ear using finite-element method, J. Acoust.Soc. Am., 2002; 111: 1306-1317.

[12] Giguere C., Woodland P. C., A computational model of the auditory periphery for speech and hearing research, I ascending path, J. Acoust. Soc. Amer., 1994; 95: 331–342.

[13] Furst M., Lapid M., A cochlea model for acoustic emissions, J. Acoust. Soc. Amer. 1988; 84: 222–229.

[14] Mallat S. G., A theory for multiresolution signal decomposition: The wavelet representation, IEEE Pattern Anal. Machine Intell., 1989; 11: 674–693.

[15] Wit H. P., Dijk P.v, Avan P., Wavelet analysis of real and synthesised click evoked otoacoustic emissions, Hearing Res., 1994; 73: 141–147.

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org

Iranian Journal of Biomedical Engineering 4 (2010) 249-256

Estimation of Transient Evoked Otoacoustic Emission Based on Reverse Middle Ear Transfer Function

M.D. Abolhassani[1*], Y. Salimpour[2], P. Rangraz[3]

[1] Associate Professor, Physics and Biomedical Engineering Group, Research center of Sciences and Techonologin in Medicine, Medical Science University of Tehran, Tehran, Iran
[2] Post Doc. Researcher, Research center of Sciences and Technology in Medicine, Medical Science University of Tehran, Tehran, Iran, salimpour@farabi.tums.ac.ir
[3] PhD Candidate, Biomedical Engineering Group, Science and Research Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran, P.rangraz@gmail.com

Abstract

An otoacoustic emission is a low-level acoustic signal which is generated in cochlea. It could be recorded with a sensitive probe in the outer ear canal. OAEs are considered to be related to the amplification function of the cochlea. Outer hair cells are the elements that enhance cochlear sensitivity and frequency selectivity and hence act as the energy sources for amplification. Otoacoustic emission is transmitted through oval window to the outer ear canal, the distortion effects of middle ear and outer ear on the recorded signal are inevitable. Currently all clinical applications of otoacoustic emission are based on distorted measurement. For estimating the original otoacoustic emission produced in cochlea the middle ear and the outer ear effects must be compensated. The computational model of the auditory periphery is used to design a compensation filter for the estimation of the otoacoustic emission right after production and before entering the middle ear. Using Middle ear reverse transfer function and primary input signal Fourier transforms, OAE estimation before middle ear was obtained. The results of comparison of the estimated signal with the recorded one indicate that, due to the noise reduction and increase in reproducibility as a main criteria in hearing screening, the assessment based on the estimated otoacoustic emission is closer to the real response of the auditory system.

Key words: Middle ear reverse transmission, Transient evoked otoacoustic emission, Auditory model, Estimation compensation.

[*] **Corresponding author**
Address: *Mohammad Djawad Abolhassani, Research Center of Science and Technology in Medicine (RCSTIM), Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Imam Khomeini Hospital, Keshavarz Bulvar, Tehran, Iran*
Tel: *+98 21 66439831*
Fax: *+98 21 66438631*
E-mail: *Abolhasm@sina.tums.ac.ir*

© Copyright 2015 ISBME, http://www.ijbme.org