

Research Article

The effect of acoustic reflex on contralateral suppression of transient-evoked otoacoustic emissions

Farzaneh Zamiri Abdollahi, Abdolreza Sheibanizadeh, Jalal Sameni

Department of Audiology, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Iran

Received: 27 July 2011, accepted: 26 December 2011

Abstract

Background and Aim: Contralateral suppression of transient evoked otoacoustic emissions (TEOAEs) test evaluates the efferent auditory system. In this test, acoustic reflex is an important confounding variable. In recent years, application of this test is growing especially in children suspect to central auditory processing disorder. Therefore, the magnitude of influence of this confounding variable on the suppression of TEOAEs should be made clear. The aim of this study was to investigate the impact of acoustic reflex on contralateral suppression of TEOAEs.

Methods: This research was performed on 39 normal-hearing adults of both sexes and of 18-26 years of age. Tests were used for the determination of interaural attenuation (IA), acoustic reflex, TEOAEs and contralateral suppression of TEOAEs.

Results: TEOAEs amplitudes and their contralateral suppression were significantly higher in females and males respectively ($p = 0.01$). The amount of TEOAEs suppression before reflex activity ranged between 2000 to 3000 Hz. Activation of acoustic reflex significantly increased the magnitude of suppression in all frequency bands ($p \leq 0.01$) and maximum suppression occurred in 500 to 1000 Hz.

Conclusion: For achieving accuracy of clinical findings, clinicians should always use suppressant levels lower than the acoustic reflex threshold. It is recommended that different norms for males and females be used in contralateral suppression of TEOAEs.

Keywords: Transient-evoked otoacoustic emissions, contralateral suppression of transient evoked otoacoustic emissions, acoustic reflex, interaural attenuation

تأثیر رفلکس آکوستیک بر ثبت مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی گذرا

فرزانه ضمیری عبدالهی، عبدالرضا شیبانی‌زاده، جلال ثامنی

گروه شنوایی‌شناسی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران

چکیده

زمینه و هدف: آزمون مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی گوش سیستم و ابران شنوایی را ارزیابی می‌کند. در این آزمون رفلکس آکوستیک یک عامل مداخله‌گر مهم محسوب می‌شود. امروزه کاربرد این آزمون به‌ویژه در کودکان مشکوک به اختلال پردازش شنوایی مرکزی رو به افزایش است بنابراین باید میزان تأثیر این عامل مداخله‌گر بر مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی گوش روشن باشد. هدف این پژوهش بررسی اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک بر مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی گذرای گوش بود.

روش بررسی: این بررسی روی ۳۹ فرد هنجار ۱۸ تا ۲۶ ساله با میانگین سنی ۲۲/۱۷ و انحراف معیار ۲/۳۴ از هر دو جنس صورت گرفت. در این پژوهش، از آزمون تعیین میزان کاهش بین گوشی، رفلکس آکوستیک، گسیل‌های صوتی گذرای گوش و مهار دگرطرفی آنها استفاده شد.

یافته‌ها: دامنه گسیل‌های صوتی گذرای گوش در زنان و میزان مهار در مردان به صورت معنی‌داری بیشتر بود ($p=0/01$). حداکثر میزان مهار قبل از فعالیت رفلکس در ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ هرتز بود و با فعال شدن آن ضمن افزایش قابل توجه در تمامی باندهای فرکانسی ($p=0/01$)، حداکثر مهار در ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز رخ داد.

نتیجه‌گیری: طبق نتایج پژوهش حاضر دامنه گسیل‌های صوتی گذرای گوش در زنان و میزان مهار دگرطرفی در مردان بزرگ‌تر بود. با ارائه مهارکننده دگرطرفی در سطوح شدت مختلف، مهار دگرطرفی گسیل‌ها همواره رخ می‌داد. افزایش شدت مهارکننده دگرطرفی باعث افزایش میزان مهار دگرطرفی می‌شد. با فعال شدن رفلکس عضله رابی، میزان مهار به‌صورت معنی‌داری افزایش یافته و باند رخداد حداکثر مهار به فرکانس‌های پایین‌تر تغییر می‌کرد.

واژگان کلیدی: گسیل‌های صوتی گذرای گوش، مهار گسیل‌های صوتی گذرای گوش، رفلکس آکوستیک، کاهش بین گوشی

(دریافت مقاله: ۹۰/۵/۵، پذیرش: ۹۰/۱۰/۵)

مقدمه

برای اولین بار در انسان در سال ۱۹۸۹ گزارش شده است و بدین‌صورت محققان دریافتند که می‌توان به شکل غیرتهاجمی و با ارائه نویز به گوش مقابل، در طول ثبت OAE، فعالیت سیستم و ابران شنوایی را اندازه‌گیری کرد (۴). مهار دگرطرفی OAE، ابزاری غیرتهاجمی، عینی و کارا برای بررسی عملکرد سیستم و ابران شنوایی در انسان‌ها است (۵).

Sun (۲۰۰۸) و Buki و همکاران (۲۰۰۰) بیان کردند که در مطالعات انجام شده روی مهار دگرطرفی OAE، محققان همیشه با احتیاط از مهارکننده‌های کم‌شدت استفاده کرده‌اند تا از فعال شدن رفلکس عضله گوش میانی اجتناب شود که این مسئله

در سال ۱۹۴۶ Grant Rasmussen برای اولین بار به وجود سیستم و ابران زیتونی-حلزونی (Olivocochlear Bundle: OCB) پی برد (۲۰۱). OCB از مجموعه زیتونی فوقانی (Superior Olivary Complex: SOC) نشأت می‌گیرد و به حلزون گوش داخلی ختم می‌شود (۳). آکسون‌های این مسیر عصبی، در بخش تحتانی عصب دهلیزی طی مسیر می‌کنند. این رشته‌ها در قاعده مجرای شنوایی داخلی از عصب دهلیزی خارج شده و وارد شاخه حلزونی عصب هشتم می‌شوند (۱).

Kim و همکاران (۲۰۰۶) بیان کردند که مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی گوش (Otoacoustic Emissions: OAEs)

۲۲/۱۷ و انحراف معیار ۲/۳۴ بود. این پژوهش با رعایت معاهده هلسینکی و توکیو انجام شده و به تایید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی تهران رسیده است. تمام افراد تحت بررسی به مراحل انجام ارزیابی‌ها کاملاً آگاهی داشتند و در صورت تمایل و با امضای رضایت‌نامه وارد مطالعه شدند.

در این پژوهش افراد با سابقه پاتولوژی‌های شنوایی حذف شدند. برای بررسی وضعیت مجرای گوش و پرده تمپان، از اتوسکوپ مدل ۲۰۵۰ ساخت شرکت Reister آلمان، ارزیابی ایمیتانس آکوستیک با استفاده از دستگاه Amplaïd 728 Madsen کشور دانمارک و ادیومتری با استفاده از دستگاه ادیومتر دو کاناله Madsen OB822 دانمارک استفاده شد. طبق استاندارد ANSI آستانه شنوایی هنجار در فرکانس‌های اکتاوی از ۵۰۰ تا ۸۰۰۰ هرتز، ۱۵ دسی‌بل یا کمتر و تمپانوگرام هنجار، نوع A_n با استاتیک کامپلیانس ۰/۳ تا ۱/۶ سانتی‌متر مکعب و فشار قله ۵۰+ تا ۱۰۰- dapa تعریف شد. سپس آستانه رفلکس آکوستیک با نویز عریض باند (Broadband Noise: BBN) دگرطرفی با استفاده از دستگاه ایمیتانس Amplaïd 728 به‌دست آمد و افرادی که آستانه رفلکس آنها در محدوده ۷۰ دسی‌بل یا کمتر قرار داشت وارد پژوهش شدند (برای اجتناب از ناراحتی بلندی در آزمون مهار دگرطرفی TEOAEs و سطح آستانه هر فرد مرجع ارائه مهارکننده در آزمون مهار OAE قرار می‌گرفت. در این پژوهش برای اجتناب از مداخله تقاطع مهارکننده دگرطرفی به گوش آزمایشی، سطح تقاطع BBN با دستگاه ادیومتر دو کاناله OB822 و محاسبه کاهش بین‌گوشی (Interaural Attenuation: IA) به‌دست آمده و تنها افرادی وارد پژوهش شدند که در آنها سطح تقاطع BBN به گوش آزمایشی ۱۰ دسی‌بل بزرگ‌تر از آستانه رفلکس دگرطرفی با BBN بود. برای به‌دست آوردن IA از روش Martin (۱۹۹۱) استفاده شد. ابتدا سطح پوشش همان‌طرفی و دگرطرفی به‌طور مجزا با تن خالص پالسی و نویز ممتد به‌دست آمد و در نهایت با تفاضل سطح پوشش همان‌طرفی از سطح پوشش دگرطرفی، مقدار IA محاسبه شد (۱۰). سپس افراد تحت آزمون TEOAE قرار گرفتند. این آزمون با دستگاه IHS-Smart

محدوده پویایی آزمون را کاهش می‌دهد. رفلکس عضله رکابی یک عامل مداخله‌گر در آزمایش‌های مهار دگرطرفی OAE است. هنگامی که رفلکس آکوستیک در پاسخ به اصوات نسبتاً شدید فعال می‌شود، سختی سیستم انتقال گوش میانی را افزایش می‌دهد و در نتیجه انتقال انرژی از میان گوش میانی و به دنبال آن دامنه OAE منتشر شده از حلزون گوش داخلی را کاهش می‌دهد، زیرا اندازه‌گیری OAE در مجرای گوش خارجی صورت می‌گیرد؛ یعنی فعال شدن رفلکس آکوستیک اثر ظاهری مشابه فعال شدن سیستم وایبرن شنوایی در ثبت مهار دگرطرفی OAE دارد (۳، ۷، ۶). Sun (۲۰۰۸) بیان کرد که حتی اگر نتوان امکان مداخله رفلکس آکوستیک را به‌طور کامل از آزمون مهار OAE رد کرد، نمی‌توان مهار دگرطرفی OAE را فقط محصول رفلکس آکوستیک دانست (۳). Giraud و همکاران (۱۹۹۵) دریافتند که در بیماران مبتلا به فلج بل که فاقد رفلکس آکوستیک هستند، مهار دگرطرفی OAE به خوبی حفظ شده و هنجار خواهد بود (۸). همچنین در افرادی که برای درمان سرگیجه شدید ناشی از بیماری هیدروپس آندولنف، تحت جراحی قطع عصب دهلیزی قرار می‌گیرند، به دلیل قطع OCB، اثر مهار OAE به شدت کاهش یافته یا از بین می‌رود (۸، ۹). بنابراین امکان دارد رفلکس عضلات گوش میانی در ثبت مهار دگرطرفی OAE نقش داشته باشد، اما نمی‌توان مهار دگرطرفی OAE را فقط محصول رفلکس آکوستیک دانست (۳). هدف از انجام این پژوهش بررسی اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک بر مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی برانگیخته گذرای گوش (Transient Evoked Otoacoustic Emissions: TEOAEs) بود.

روش بررسی

این مطالعه مقطعی در زمستان ۱۳۸۸ روی ۳۹ فرد هنجار (۱۸ تا ۲۶ ساله) متشکل از ۲۰ مرد و ۱۹ زن داوطلب از میان دانشجویان دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام گرفت. نمونه‌ها به شیوه غیرتصادفی و از میان جمعیت در دسترس انتخاب شدند. محدوده سنی افراد بین ۱۸ تا ۲۶ سال و با میانگین

جدول ۱- میانگین و انحراف معیار مهار دگرطرفی TEOAEs در چهار سطح مختلف مهارکننده دگرطرفی

میزان مهار			سطح مهارکننده دگرطرفی (dB)
میانگین (انحراف معیار) (دسی‌بل SPL)	حداقل	حداکثر	
۱/۳۹ (۰/۲۸)	۱/۰۰	۲/۰۱	-۲۰
۱/۶۸ (۰/۳۴)	۱/۱۷	۲/۹۰	-۱۰
۱/۹۹ (۰/۴۲)	۱/۵۲	۳/۴۹	صفر
۲/۲۳ (۰/۴۳)	۱/۶۹	۳/۹۹	+۱۰

TEOAE، با و بدون ارائه مهارکننده، آنالیز فرکانسی صورت گرفت و مقادیر حداکثر دامنه TEOAE در هر باند فرکانسی ثبت و تحلیل شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۱۷ استفاده شد. پس از آنالیز توصیفی متغیرها، شامل شاخص‌های مرکزی و پراکندگی، برای بررسی توزیع هنجار داده‌ها از آزمون کولموگوروف-اسمیرنوف استفاده شد. با توجه به اینکه داده‌ها توزیع هنجار داشتند از آزمون اندازه‌گیری مکرر دوطرفه برای بررسی فرضیات پژوهش استفاده شد. سطح ۰/۰۵ به‌عنوان معیار معنی‌داری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در تمام افراد تحت بررسی، TEOAE با دامنه مطلوب ثبت شد. میانگین دامنه TEOAE در زنان (۳۵/۹۴ دسی‌بل با انحراف معیار ۱/۳۹) به شکل معنی‌داری از مردان (۳۰/۲۸ دسی‌بل با انحراف معیار ۱/۰۱) بیشتر بود ($p=۰/۰۰$). در تمام سطوح شدت مهارکننده دگرطرفی مهار TEOAE بیشتر از یک دسی‌بل رخ داد. میانگین میزان مهار دگرطرفی TEOAE ضمن ارائه مهارکننده در چهار سطح شدت مهارکننده دگرطرفی (۱۰-، ۲۰-، صفر و ۱۰+ دسی‌بل نسبت به آستانه رفلکس) در جدول ۱ نشان داده شده است. با افزایش شدت مهارکننده دگرطرفی در سطوح کمتر از آستانه رفلکس، میزان مهار دگرطرفی TEOAE به شکل

TrOAE (ساخت کارخانه Intelligent Hearing System کشور آمریکا) در هر دو گوش افراد صورت گرفت و در هر فرد گوش دارای دامنه بزرگ‌تر به‌عنوان گوش آزمایشی، برای آزمون مهار دگرطرفی TEOAE انتخاب شد. در این آزمون از محرک کلیک خطی با دیرش ۸۰ میکروثانیه، با شدت ۶۰ دسی‌بل SPL، تعداد سوئیچ ۱۰۲۴، ریت ارائه ۵۰ محرک در ثانیه، پنجره زمانی ۲۰ میلی‌ثانیه، تقویت خودکار و ریت طرد آرتیفکت ۱۸ درصد استفاده شد (۳).

در نهایت آزمون مهار دگرطرفی TEOAE با دستگاه IHS-Smart TrOAE اجرا شد. در این آزمون، ثبت TEOAE در گوش دارای دامنه بزرگ‌تر TEOAE صورت گرفته و همزمان مهارکننده BBN توسط گوشی داخلی از نوع ER-3A استاندارد با مقاومت ۳۰۰ اهم به‌صورت ممتد به گوش مقابل ارائه می‌شد. شدت مهارکننده دگرطرفی براساس سطح آستانه رفلکس آکوستیک خود فرد تحت آزمون تعیین شد. از چهار سطح شدت مهارکننده در هر فرد به این شرح استفاده شد: ۱۰- و ۲۰-، صفر و ۱۰+ دسی‌بل نسبت به آستانه رفلکس. میزان مهار دامنه TEOAE با تفریق دامنه TEOAE با ارائه BBN دگرطرفی از دامنه TEOAE بدون ارائه BBN دگرطرفی به‌دست آمد. مقدار هنجار مهار دامنه TEOAE، یک دسی‌بل یا بیشتر است.

دستگاه IHS قادر به تفکیک پاسخ TEOAE به باندهای فرکانسی نیم اکتاوی از ۵۰۰ تا ۴۵۰۰ هرتز است. برای دامنه

جدول ۲- مقایسه مهار دگرطرفی TEOAEs در دو جنس

میانگین (انحراف معیار) مهار (dB SPL)		
مرد	زن	سطح مهارکننده دگرطرفی (dB)
۱/۶۱ (۰/۱۸)	۱/۱۷ (۰/۲۱)	-۲۰
۱/۷۹ (۰/۲۱)	۱/۵۲ (۰/۴۰)	-۱۰
۲/۱۳ (۰/۳۲)*	۱/۸۵ (۰/۴۷)*	صفر
۲/۲۸ (۰/۳۰)*	۲/۱۷ (۰/۵۴)*	+۱۰

* $p < 0.001$

دگرطرفی TEOAE نیز چنین بود و همین مسئله باعث بزرگ‌تر بودن دامنه OAEs در زنان است (۱۲ و ۱۱).

در بررسی حاضر با ارائه مهارکننده دگرطرفی در سطوح شدت مختلف، مهار دگرطرفی TEOAE همواره به صورت معنی‌داری رخ می‌داد (بزرگ‌تر از یک دسی بل). بر اساس مطالعه Sun (۲۰۰۸)، در بررسی‌های متعدد مانند پژوهش Collet (۱۹۹۳) و Prasher و همکاران (۱۹۹۴) در تمام بزرگسالان هنجار میزان مهار دگرطرفی TEOAE، یک دسی بل یا بیشتر شناسایی شده است. با در نظر گرفتن یک دسی بل به عنوان کم‌ترین حد هنجار مهار دگرطرفی TEOAE و شاخص عملکرد هنجار سیستم و ابران شنوایی، میزان نتایج مثبت کاذب (از نظر ابتلا به پاتولوژی‌های وراثی) در افراد هنجار شش درصد است (۳).

در مطالعه حاضر با ارائه مهارکننده دگرطرفی در سطوح -۱۰ و -۲۰ دسی بل، دامنه TEOAEs به شکل معنی‌داری کاهش می‌یافت. در این سطوح شدت، رفلکس آکوستیک و تقاطع مهارکننده به گوش آزمایشی رخ نداده و میزان مهار مشاهده شده مربوط به عملکرد خالص سیستم و ابران شنوایی است. از طرفی میزان مهار دگرطرفی TEOAE در تمام باندهای فرکانسی یکسان نبوده و در تمام افراد تحت مطالعه حداکثر مهار دگرطرفی TEOAEs در محدوده ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ هرتز رخ داد. همچنین، میزان مهار دگرطرفی TEOAE در مردان همواره بزرگ‌تر از زنان به دست آمد. این یافته‌ها با بررسی‌های گذشته همخوانی دارد.

معنی‌داری افزایش یافت ($p=0.00$).

میانگین مهار دگرطرفی TEOAE همواره در هر چهار سطح شدت مهارکننده دگرطرفی در مردان به صورت معنی‌داری از زنان بیشتر بود (در تمام سطوح مهارکننده دگرطرفی $p=0.00$). جدول ۲ میانگین مهار دگرطرفی TEOAE را در دو جنس نشان می‌دهد.

در آزمون مهار دگرطرفی TEOAE در تمام افراد تحت مطالعه، حداکثر مهار در سطوح کمتر از آستانه رفلکس آکوستیک در باند فرکانسی ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ هرتز و در سطح برابر با آستانه رفلکس و بزرگ‌تر از آستانه رفلکس در باند فرکانسی ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز رخ داد. نتایج مربوط به تحلیل فرکانسی در سطح +۱۰ و -۱۰ دسی بل در جدول ۳ نشان داده شده است.

بحث

در این بررسی مشخص شد که دامنه TEOAE به صورت معنی‌داری در زنان از مردان بزرگ‌تر است. نتایج این بررسی با نتایج بسیاری از محققان دیگر همخوانی دارد. McFadden (۱۹۹۳) و McFadden و همکاران (۲۰۰۶) بیان کردند حساسیت شنوایی و دامنه OAE در زنان بزرگ‌تر از مردان است. وی فرضیه‌ای را برای توضیح بزرگ‌تر بودن OAE در زنان چنین مطرح کرد. قدرت سیستم و ابران شنوایی و مهار OAE در زنان کمتر از مردان است که در پژوهش حاضر در بررسی مهار

جدول ۳- میزان مهار دگرطرفی TEOAE در باندهای فرکانسی مختلف

میانگین (انحراف معیار) مهار (dB SPL)		
+۱۰	-۱۰	باند فرکانسی (کیلو هرتز)
۵/۴۱ (۰/۳۱)	۰/۳۱ (۰/۲۰)	۰/۵-۰/۷۵
۵/۴۶ (۰/۳۱)	۰/۸۹ (۰/۰۹)	۰/۷۵-۱
۱/۳۰ (۰/۱۳)	۱/۱۰ (۰/۰۷)	۱-۱/۵
۴/۹۱ (۰/۱۲)	۱/۸۴ (۰/۲۰)	۱/۵-۲
۳/۹۲ (۰/۱۸)	۴/۹۱ (۰/۱۲)	۲-۲/۵
۴/۴۶ (۰/۲۴)	۵/۴۴ (۰/۲۵)	۲/۵-۳
۳/۴۷ (۰/۲۰)	۴/۱۳ (۰/۱۷)	۳-۳/۵
۲/۷۴ (۰/۱۸)	۳/۱۰ (۰/۰۷)	۳/۵-۴
۲/۲۳ (۰/۱۴)	۲/۵۷ (۰/۱۹)	۴-۴/۵

و رزولوشن دستگاه‌های جدیدتر از تبدیل کلاسیک فوریه به میزان قابل توجهی بیشتر است (۷). McFadden (۱۹۹۳) بیان می‌کند علت مشاهده اثر مهاری بزرگ‌تر در محدوده فرکانس‌های میانی، تراکم بیشتر عصب‌دهی و ابران در این بخش از حلزون گوش داخلی است (۱۱). از نظر آناتومیکی بیشترین عصب‌دهی و ابران در پیچ اول حلزون واقع است (۱۳).

در بررسی حاضر با ۱۰ دسی‌بل افزایش سطح شدت مهارکننده دگرطرفی (از -۱۰ به -۲۰ دسی‌بل) میانگین میزان مهار دامنه TEOAE به شکل معنی‌داری افزایش پیدا می‌کرد (فعالیت خالص سیستم و ابران شنوایی). این یافته نشان‌دهنده افزایش عملکرد سیستم و ابران شنوایی با افزایش شدت مهارکننده است. در هر حال با افزایش شدت مهارکننده دگرطرفی، باند رخداد حداکثر مهار دگرطرفی تغییر نکرده و در هر دو سطح شدت مهارکننده (-۲۰ و -۱۰ دسی‌بل)، در تمام افراد مورد مطالعه، حداکثر مهار دگرطرفی در محدوده ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ هرتز رخ داده است.

Tavartkidadze و همکاران (۱۹۹۶) بیان کردند

در بررسی Morand و همکاران (۲۰۰۰) بیان شده است که Veuillet و همکاران (۱۹۹۲) برای پی‌بردن به باند فرکانسی حداکثر مهار دگرطرفی TEOAEs (با ارائه مهارکننده BBN)، اقدام به آنالیز طیفی TEOAEs نکردند. آنها دریافتند که قوی‌ترین اثر مهاری در محدوده فرکانسی ۷۰۰ تا ۳۱۰۰ هرتز یعنی در محدوده فرکانس‌های میانی حلزون دیده می‌شود. این یافته‌ها سپس توسط Berlin و همکاران (۱۹۹۳) اثبات شد (۷). همچنین، در این مطالعه ذکر شده است که Hood و همکاران (۱۹۹۴) بیان کرده‌اند که میزان مهار دگرطرفی TEOAE در تمام باندهای فرکانسی یکسان نیست و بیشترین میزان مهار در محدوده زمانی ۸ تا ۱۸ میلی‌ثانیه رخ می‌دهد. آنها معتقدند که با توجه به یکسان نبودن میزان مهار در تمام باندهای فرکانسی، ارائه یک عدد منفرد، اثر مهاری سیستم و ابران شنوایی را به خوبی نشان نمی‌دهد (۷). طبق نظر Morand و همکاران (۲۰۰۰) تفاوت‌های جزئی در باند فرکانسی حداکثر مهار دگرطرفی TEOAE در میان تحقیقات، به این دلیل رخ می‌دهد که سیستم‌های جدیدتر از تکنیک‌های آنالیز دقیق‌تر استفاده می‌کنند

رفلکس آکوستیک (۱۰- و ۲۰- دسی بل نسبت به آستانه رفلکس آکوستیک) میزان مهار DPOAE به شکل معنی‌داری افزایش می‌یافت. وی بیان می‌کند که در این پژوهش یقیناً در بعضی از افراد مورد آزمون تقاطع مهارکننده به گوش آزمایشی رخ داده است و از طرفی امکان جدا کردن اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک از اثر سیستم وایبران شنوایی وجود ندارد، زیرا اثر هر دو به شکل افزایش مهار دامنه OAE ظاهر می‌شود. Sun (۲۰۰۸) سعی کرد اثبات کند فعال شدن رفلکس آکوستیک، باعث ایجاد تغییرات فازی در فرکانس‌های آزمایشی در DPOAE می‌شود. البته در این بررسی وی موفق به یافتن تغییرات آماری قابل توجه و قابل تکرار در تمام فرکانس‌های آزمایشی نشد و پیشنهاد می‌کند تحقیقات بیشتری در این زمینه، به‌ویژه روی TEOAE، صورت گیرد (۳).

در پژوهش حاضر یافته جالب دیگری به‌دست آمد که تاکنون گزارش نشده است. با فعال شدن رفلکس آکوستیک در تمام آزمودنی‌ها، باند فرکانسی رخداد حداکثر مهار دگرطرفی TEOAE، به سمت فرکانس‌های پایین‌تر انحراف پیدا کرد. این یافته را می‌توان براساس فیزیولوژی رفلکس آکوستیک توجیه کرد. فعال شدن رفلکس آکوستیک (انقباض عضله رکابی) باعث افزایش سختی زنجیره استخوانچه‌ای شده و این افزایش سختی باعث کاهش کارایی سیستم گوش میانی در انتقال انرژی صوت در محدوده فرکانس‌های پایین می‌شود (۵۱). براساس این پژوهش با فعال شدن رفلکس آکوستیک، انرژی گسیل‌های صوتی منتشر شده از گوش داخلی در محدوده فرکانس‌های پایین هرچه بیشتر کاهش می‌یابد و این‌گونه به نظر می‌رسد که مهار دگرطرفی در این فرکانس‌ها افزایش پیدا کرده است.

توصیه می‌شود برای بررسی مهار دگرطرفی OAE و برای اجتناب از نتایج منفی کاذب از سطوح شدت پایین مهارکننده استفاده شود. به‌دلیل تفاوت قابل توجه دامنه TEOAE و میزان مهار دگرطرفی TEOAE در دو جنس زن و مرد، نتیجه می‌گیریم که هنجارهای مربوط به هر جنس را باید جداگانه به‌دست آورد و در ارزیابی مهار دگرطرفی TEOAE، در جمعیت‌های بالینی مختلف از مقادیر هنجار مربوط به همان جنس استفاده شود.

به‌صورت منظم با افزایش شدت مهارکننده دگرطرفی، میزان مهار دامنه TEOAE افزایش می‌یابد. در واقع یکی از ویژگی‌های مهم مهار دگرطرفی TEOAE افزایش میزان مهار دامنه با افزایش شدت مهارکننده دگرطرفی است و علت این مسئله افزایش تعداد واحدهای عصبی وایبران فعال شده است (۱۴).

برای تعیین اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک بر مهار دگرطرفی TEOAE مهار دگرطرفی با ارائه مهارکننده در سطح ۱۰- و ۱۰+ دسی بل (برای اطمینان از فعال شدن رفلکس آکوستیک) مقایسه شد و با فعال شدن رفلکس عضله رکابی دو اثر مهم بر مهار دگرطرفی TEOAE به این شرح رخ داد:

(۱) افزایش معنی‌دار میزان مهار دگرطرفی TEOAE در سطح شدت ۱۰+ نسبت به سطح شدت ۱۰- دسی بل؛
(۲) انحراف باند رخداد حداکثر مهار دگرطرفی از محدوده ۲۰۰۰ تا ۳۰۰۰ هرتز به محدوده ۵۰۰ تا ۱۰۰۰ هرتز؛ در تمام افراد تحت بررسی باند فرکانسی رخداد حداکثر مهار، به فرکانس‌های پایین‌تر انحراف پیدا می‌کرد.

Buki و همکاران (۲۰۰۰) اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک را بر مهار دگرطرفی گسیل‌های صوتی حاصل اعوجاج گوش (Distortion Product OAE: DPOAE) بررسی نمودند. آنها دریافتند که فعال شدن رفلکس آکوستیک میزان مهار دگرطرفی DPOAE را به شکل معنی‌داری افزایش می‌دهد و نتایج آزمون را مختل می‌کند. آنها پیشنهاد کردند که در آزمون مهار دگرطرفی DPOAE باید از سطوح شدت پایین مهارکننده استفاده شود تا از مداخله رفلکس آکوستیک اجتناب شود و بتوان اثر خالص سیستم وایبران شنوایی را به‌دست آورد. رفلکس وایبران شنوایی و رفلکس آکوستیک ویژگی‌های مشترک زیادی دارند و افتراق اثر آنها بر مهار OAE بسیار دشوار است (۶).

Sun (۲۰۰۸) نیز اثر فعال شدن رفلکس آکوستیک بر مهار دگرطرفی DPOAE را مورد ارزیابی قرار داد. در این بررسی با ارائه مهارکننده دگرطرفی در سطح شدت برابر و بزرگ‌تر از آستانه رفلکس دگرطرفی (در سطح ۱۰+ و ۲۰+ و صفر دسی بل نسبت به آستانه رفلکس آکوستیک)، نسبت به سطوح کمتر از آستانه

نتیجه‌گیری

فرکانس‌های پایین‌تر تغییر می‌کرد.

سپاسگزاری

از مساعدت‌های بی‌دریغ مسئولان کلینیک شنوایی‌شناسی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، به‌ویژه سرکار خانم روزبهانی و کلیه دانشجویانی که در انجام این پژوهش ما را یاری نمودند، قدردانی ویژه می‌شود.

REFERENCES

1. Glattke TJ, Robinette MS. Otoacoustic emissions. In: Roeser RJ, Valente M, Hosford-Dunn H, editors. Audiology diagnosis. 2nd ed. New York: Thieme Medical publishers, Inc; 2007. p. 478-96.
2. Simmons D. Cochlear efferent anatomy and physiology. In: Clark WW, Ohlemiller KK, editors. Anatomy and physiology of hearing for audiologists. 1st ed. New York: Thomson; 2007. p. 200-12.
3. Sun XM. Contralateral suppression of distortion product otoacoustic emissions and the middle-ear muscle reflex in humans ears. *Hear Res.* 2008;237(1-2):66-75.
4. Kim SH, Frisina RD, Frisina DR. Effects of age on speech understanding in normal hearing listeners: Relationship between the auditory efferent system and speech intelligibility in noise. *Speech Commun.* 2006;48(7):855-62.
5. Burgueti FA, Carvallo RM. Efferent auditory system: its effect on auditory processing. *Braz J Otorhinolaryngol.* 2008;74(5): 737-45.
6. Büki B, Wit HP, Avan P. Olivocochlear efferent vs middle-ear contributions to the alteration of otoacoustic emissions by contralateral noise. *Brain Res.* 2000;852(1):140-50.
7. Morand N, Khalfa S, Ravazzani P, Tognola G, Grandori F, Durrant JD, et al. Frequency and temporal analysis of contralateral acoustic stimulation on evoked otoacoustic emissions in humans. *Hear Res.* 2000;145(1-2):52-8.
8. Giraud AL, Collet L, Chéry-Croze S, Magnan J, Chays A. Evidence of a medial olivocochlear involvement in contralateral suppression of otoacoustic emissions in humans. *Brain Res.* 1995;705(1-2):15-23.
9. Williams EA, Brookes GB, Prasher DK. Effects of contralateral acoustic stimulation on otoacoustic emissions following vestibular neurectomy. *Scand Audiol.* 1993;22(3):197-203.
10. Blackwell KL, Oyler RF, Seyfried DN. A clinical comparison of Grason Stadler insert earphone and TDH-50P standard earphones. *Ear Hear.* 1991;12(5):361-2.
11. McFadden D. A speculation about the parallel ear asymmetries and sex differences in hearing sensitivity and otoacoustic emissions. *Hear Res.* 1993;68(2):143-51.
12. McFadden D, Pasanen EG, Raper J, Lange HS, Wallen K. Sex differences in otoacoustic emissions measured in rhesus monkeys (*Macaca mulatta*). *Horm Behav.* 2006;50(2):274-84.
13. Gelfand SA. The acoustic reflex. In: Katz J, Medwetsky L, Burkard R, Hood L, editors. Handbook of clinical audiology. 6th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2009. p.189-221.
14. Tavartkiladze GA, Frolenkov GI, Artamasov

SV. Ipsilateral suppression of transient evoked otoacoustic emission: role of the medial

olivocochlear system. Acta Otolaryngol. 1996;116(2):213-8.