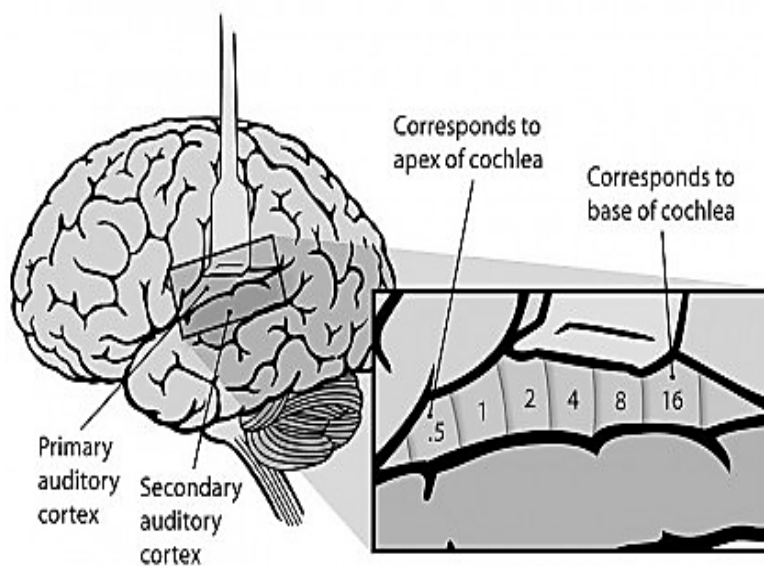


## فصل ۴

### پاسخ های تقویت شده دیررس



#### مقدمه

با مطالعه کامل فصل ۳ می توان استنباط کرد که کامل ترین و مطلوب ترین تست برای بررسی آستانه شنوایی نوزادان و کودکان آزمون ALLR است که می تواند اساسی ترین اهداف تشخیصی و توانبخشی را به واسطه ویژگی های خود به نمایش بگذارد. همانطور که گفته شد همیشه دغدغه اصلی شنوایی شناس و والدین کودک این بوده که آیا کودک کم شنوا به واسطه تقویت با سمعک یا کاشت حلزون، در سطح قشر شنوایی که به عنوان بالاترین و نهایی ترین بخش در سیستم شنوایی شناخته می شود عملکرد مطلوب دارد یا خیر؟.

این سطح نگرش در همه دوران باعث شده است که شنوایی شناسان در پی تستی جهت ارزیابی سیستم شنوایی باشند که بتواند تمام خواسته های آنها از قبیل ویژگی فرکانسی و گوشه، عدم محدودیت در شدت، حساسیت بالا، سریع و بدون محدودیت ابزاری، قابلیت استفاده از محرکات گفتاری، بررسی پلاستیسیته، بررسی آستانه شنوایی پس از تقویت با سمعک، کاشت حلزون و وسایل کمک شنوایی را فراهم کند.

از اینرو در چند سال اخیر تلاش های زیادی در جهت کارآمد کردن تست ALLR و تبدیل آن از یک پروژه تحقیقاتی به یک تست بالینی صورت گرفته است و تمامی این تلاش ها در کمپانی FRYE و با همکاری موسسه NAL استرالیا منجر به ساخت دستگاه HEARLab شد.

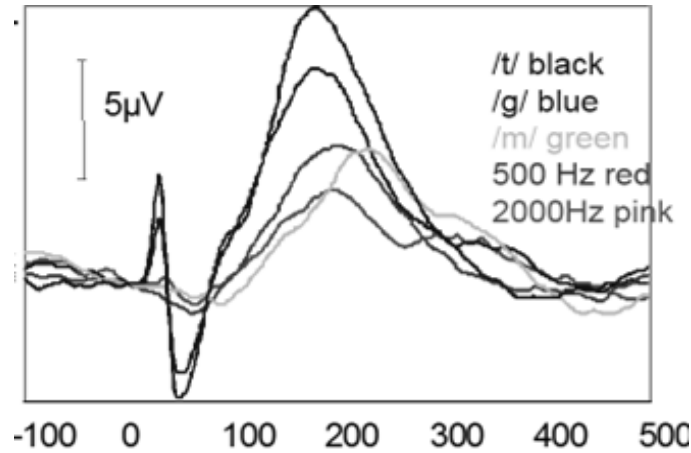
از حدود سال ۲۰۰۸ دهها مقاله معتبر به وسیله این دستگاه انجام شده است و در بسیاری از کشورها از جمله کانادا، آمریکا، استرالیا و کشورهای اروپایی روند ارزیابی به سمت پاسخ های قشری سوق پیدا کرده است.

برای آشنایی بهتر با این پاسخ ها و کاربردها و مزایای آنها، در این فصل گذری بالینی بر تست ALLR و نحوی کاربرد آن در HEARLab خواهیم انداخت.

#### نوروفیزیولوژی سیستم قشر شنوایی:

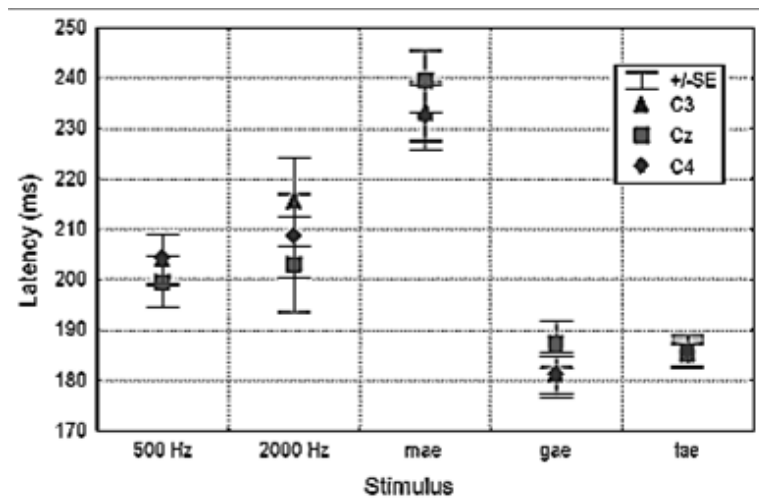
بلوغ ساختاری و عملکردی سیستم شنیداری نوزادان در بدو تولد بطور کامل به بلوغ نرسیده است، از اینرو تکامل و بهبود حساسیت در کودکان تا سنین بالاتر ادامه می یابد. در مطالعات مختلفی که در زمینه ثبت پاسخ های با نهفتگی دیررس صورت گرفته است مشخص شده است که نهفتگی از بدو تولد تا ۲ سالگی به مرور از ۲۰۰ میلی ثانیه تا ۱۲۰ میلی ثانیه کاهش می یابد، که این کاهش نهفتگی نشان بارزی از بلوغ سیستم عصبی در سطح قشر شنوایی است. همچنین توصیه می شود به خاطر تغییرات نهفتگی حاصل از سن از داده های هنجار متناسب با محدوده سنی مربوطه استفاده کرد.

همانطور که در شکل ۱ دیده می شود در پی ارائه ۵ محرک گفتاری و تونی مختلف به نوزادان یک سری قله و دره شکل گرفته است که به شرح زیر می باشد. در نوزادان یک قله مثبت در حدود ۲۰۰ میلی ثانیه دیده می شود که انتهای این قله در حدود ۴۰۰ تا ۵۰۰ میلی ثانیه خاتمه می یابد، همچنین طی مطالعات مختلفی که صورت گرفته است مشخص شده است که پاسخ های قشری در نوزادان بزرگتر از بزرگسالان است.



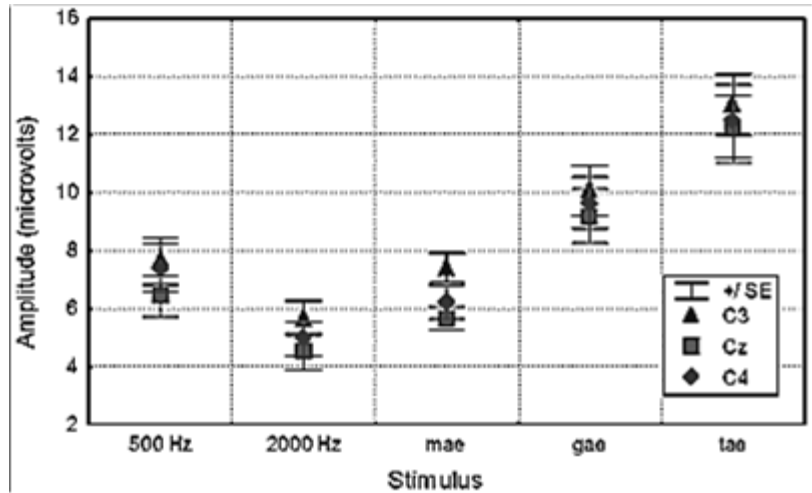
شکل ۱: پاسخ های دپرس در کودکان در پی ارائه ۵ محرک گفتاری مختلف نشان داده شده است

در شکل ۲ نهفتگی موج P1 برای محرک های زیر نشان داده شده است. همانطور که در شکل دیده می شود بیشترین نهفتگی مربوط به همخوان /m/ و کمترین نهفتگی مربوط به همخوان /g/ می باشد (پاسخ برای الکتروود مثبت در محل های C3، Cz و C4 نشان داده شده است).



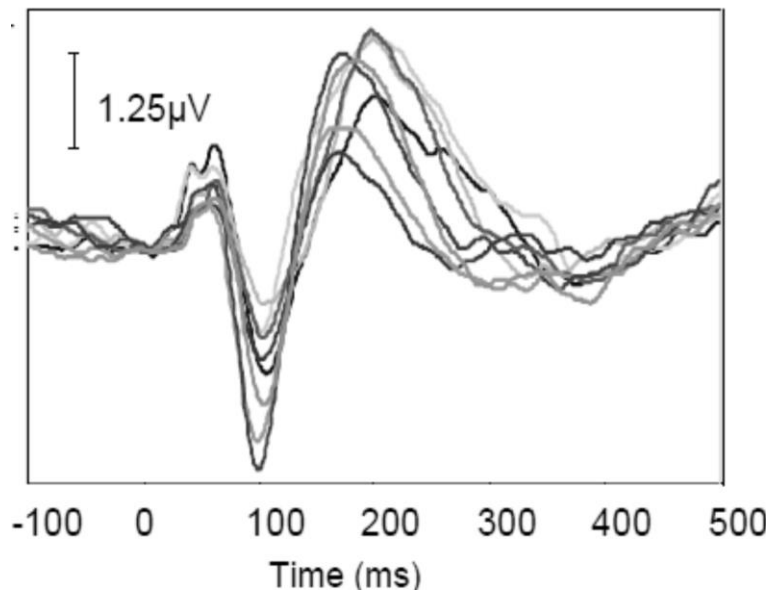
شکل ۲: نهفتگی موج P1 برای ۵ محرک مختلف (پاسخ برای الکتروود مثبت در محل های C3، Cz و C4 نشان داده شده است).

همچنین در شکل ۳ دامنه P1 نیز در زیر ترسیم شده است. که همانطور در شکل دیده می شود بیشترین دامنه مربوط به همخوان /t/ و کمترین دامنه مربوط به تون ۲۰۰۰ هرتز است.



شکل ۳: دامنه موج *PI* برای ۵ محرک مختلف (پاسخ برای الکتروود مثبت در محل های C3, Cz, و C4 نشان داده شده است).

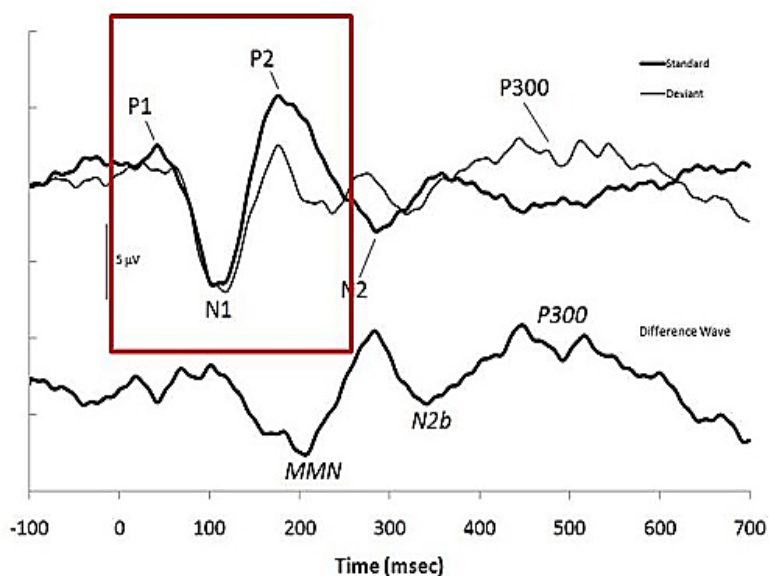
برخلاف کودکان پاسخ های قشری در بزرگسالان به صورت یک قله مثبت در حدود ۵۰ میلی ثانیه، یک دره حدود ۱۰۰ میلی ثانیه و یک قله مثبت بزرگ حدود ۲۰۰ میلی ثانیه دیده می شود که در شکل ۴ به تصویر کشیده شده است. در شکل به وضوح دیده می شود که شکل موج، دامنه و نهفتگی در بزرگسالان و کودکان با هم تفاوت دارد که این تفاوت به خاطر اثر پلاستیسیته بر سیستم شنیداری مرکزی است که به مرور سبب بلوغ این سیستم شده است (پاسخ برای الکتروود مثبت در محل های C3, Cz, و C4 نشان داده شده است).



شکل ۴: پاسخ های دیررس در بزرگسالان در پی ارائه ۵ محرک گفتاری مختلف

باید توجه داشت هنگام استفاده از محرک های مختلف از قبیل تون خالص، انفجاری و محرکات گفتاری، شکل های مختلفی از موج دیده می شود که این تفاوت در شکل موج نباید به اشتباه بر وجود ناهنجاری در سیستم شنیداری تفسیر شود.

همچنین عوامل مختلفی از قبیل سلامت سیستم شنیداری، شدت محرک، امپدانس و حتی فاصله الکتروود از منبع ثبت روی بزرگی دامنه ها در این پاسخ ها اثرگذار است، اگر فاصله الکتروود از مولد کم باشد پاسخ با بزرگی ۵ الی ۱۰  $\mu V$  تولید می شود که با افزایش فاصله این دو حتی به حد ۰,۱ تا ۰,۵  $\mu V$  هم می رسد، از اینرو تفسیر این امواج باید به دقت صورت گیرد. در شکل زیر نمونه یک موج بالغ به همراه سایر پاسخ های قشری نشان داده شده است.



شکل ۵: نمونه ایی از پاسخ های دیررس هنجار در

بزرگسالان که در محدوده ۵۰ تا ۲۸۰ ms ظاهر شده است.

### ویژگی های ثبت تحریک

با توجه به آنکه دستگاه HEARlab پتانسیل های دیررس<sup>۱</sup> را اندازه گیری می کند تمامی ویژگی های ثبت تحریک از قبیل فیلتر، پنجره زمانی، ریت ارائه و غیره شبیه پاسخ های دارای نهفتگی دیررس مثل ALLR<sup>۲</sup> می باشد.

<sup>۱</sup> Late

<sup>۲</sup> Auditory late latency response

در این دستگاه پاسخ ها با نهفتگی حدود ۱۰۰ تا ۳۰۰ ms ثبت می شود و با توجه به الگوریتم تعریف شده موج شناسایی و نشانه گذاری می شود. با کمک آنالیزهای آماری برای هر پاسخ ("p-value")، پاسخ به صورت اتومات شناسایی شده و میزان بزرگی دامنه آن ثبت می شود همچنین شنوایی شناس با مشاهده امواج می تواند در صورت نیاز آنها را بازبینی کند.

در این آزمون از محرک با دیرش تا حد ۱۰۰ میلی ثانیه استفاده شده است که در ABR این دیرش کمتر از ۱۰ میلی ثانیه است. اگر شرایط حین تست مناسب باشد حدود ۱۰۰ ارائه برای گرفتن پاسخ مطلوب کافی است که با این تعداد ارائه حدود ۲ دقیقه برای گرفتن پاسخ زمان لازم است. اما اگر کودک آرام نباشد و فعالیت بیش از حد داشته باشد به خاطر ورود نویز بیشتر تعداد محرک بیشتری برای گرفتن پاسخ لازم است که با این شرایط زمان آزمون نیز افزایش می یابد.

آنالیز صورت گرفته در این سیستم برای تعیین p-value به وسیله Hotellings-t2 صورت می گیرد در این فرمول آماری که با توزیع پیوسته کار می کند تمامی امواج را در الگوی از پیش تعیین شده قرار می دهد و میزان احتمال تکرار موج و تغییرات آن را محاسبه می کند که با این آنالیز آماری امکان تعیین موج مشاهده شده را به صورت p-value به شنوایی شناس می دهد، که این مقدار در تنظیم سمعک و نشان دادن میزان بهره بردن کودک از سمعک بسیار کمک کننده است.

### ارزیابی آستانه شنوایی کودکان با دستگاه HAERlab

برای انجام درست پاسخ های دیررس یک سری فاکتورها که به شناسایی و تفسیر درست موج کمک می کند لازم است رعایت شود، که در جدول شماره ۱ آورده شده است.

### پروتوکل تعیین شده برای انجام تست CAEP

میدل	اینسرت فون بلندگو
مد تحریک	یک گوشی میدان صوتی
نوع محرک	کلیک، تن برست محرک گفتاری
ریت	۰/۷ تا ۱/۷
شدت	متغیر
تعداد سوپ	۲۰۰ تا ۵۰۰
پنجره زمانی	۵۰۰ms و بیشتر
تقویت	*۵۰۰۰۰
Artifact rejection	± ۱۰۰ میکروولت
ناچ فیلتر	غیر فعال
فیلتر	۰/۱ تا ۱۰۰ هرتز ۱ تا ۳۰ هرتز
پایش آرتیفکت عضلات چشم	بله، اگر لازم بود

جدول ۱: پارامترهای توصیه شده برای آزمون ALLR

برای این دستگاه دو نوع ارزیابی مختلف در نظر گرفته شده است: ارزیابی قشری تقویت شده<sup>۳</sup> و ارزیابی قشری با تون<sup>۴</sup>.

در ACA از ۳ صدای گفتار طبیعی /m/، /g/ و /t/ به نمایندگی فرکانس های پایین، میانه و بالا استفاده شده است. در آزمون از ۳ سطح شدتی ۶۵، ۵۵، و ۷۵ dB SPL که به ترتیب معادل سطح شدت گفتار آهسته، متوسط و بلند است استفاده شده است، همچنین ارائه محرک در این آزمون تنها از طریق میدان صوتی می باشد و نمی توان از اینسرت فون استفاده کرد. در همخوان /t/ و /g/ از فیلتر بالاگذر ۲۵۰ هرتز به منظور

<sup>3</sup> Aided cortical assessment (ACA)

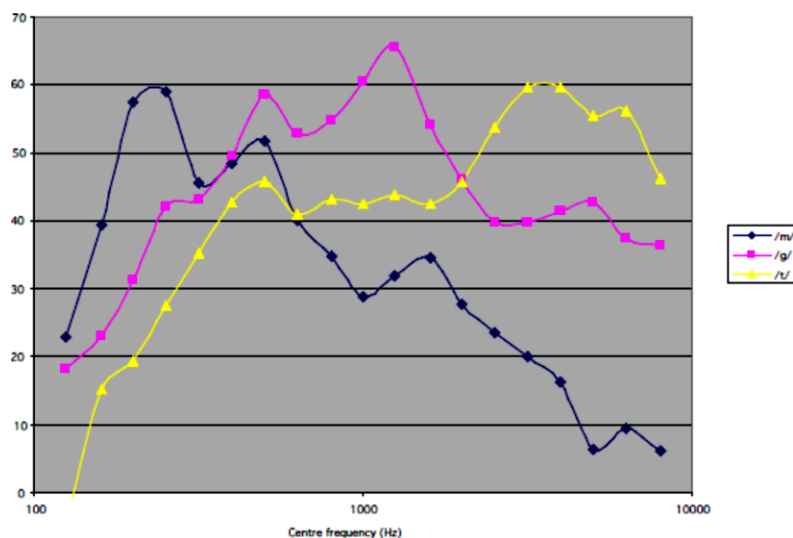
<sup>4</sup> Cortical tone evaluation (CTE)

حذف نویز فرکانس پایین استفاده شده است. دیرش محرک ۳۰ میلی ثانیه و دیرش بین تحریرکی حدود ۱۱۲۵ میلی ثانیه می باشد. گفته می شود در بازه زمانی ۲ دقیقه حدود ۱۰۰ محرک فرستاده می شود.

توصیه شده است که برای گرفتن آزمون با میدان صوتی بلندگو باید در جلو کودک (آزیموت ۰ درجه) و در فاصله ۱ متری قرار گیرد که در حین آزمون باید هیچ مانعی در جلوی کودک نباشد، همچنین مانعی در جلوی میکروفون سمعک نباشد. دیرش سیگنال های استفاده شده در این آزمون آنقدر طولانی است که می تواند مدار تراکم در سمعک را فعال کند، از اینرو به راحتی می توان یک ارزیابی واقعی از عملکرد سمعک و اثر آن بر سیگنال ورودی را در سطح قشر شنوایی بررسی نمود.

باید دقت نمود که اگر کودک از سمعک دوگوشی استفاده می کند یا شنوایی در یک گوش در محدوده طبیعی است هنگام تست، سمعک گوش مقابل باید خاموش باشد یا در گوش هنجار از قالب جهت مسدود کردن گوش استفاده نمود. طبق مطالعات گوناگونی که در زمینه تعیین میزان کم شنوایی در بیماران حسی عصبی صورت گرفته، مشخص شده است که میزان آستانه در این بیماران در محدوده ۱۰ دسی بلی از آستانه واقعی قرار دارد.

در شکل ۶ طیف بانده سه همخوان موجود در ACA ترسیم شده است.



شکل ۶: محتوای طیفی ۳ همخوان در شکل بالا به تصویر کشیده شده است و نشان می دهد برای هر همخوان حداکثر قله در چه محدوده فرکانسی قرار گرفته است، که برای همخوان /m/ در فرکانس پایین، /g/ در فرکانس میانه و /t/ در فرکانس بالا قرار گرفته است.

از آنجاییکه این آزمون به منظور بررسی آستانه پاسخ های تقویت شده طراحی شده است و در این زمینه تمامی قوانین و پارامترهای موجود توسط NAL استرالیا تایید شده است از اینرو اسم درست این آزمون NAL-ACA می باشد. با این آزمون پاسخ های عینی که از سطح قشر شنوایی برانگیخته شده است را می توانیم مشاهده کنیم که این نوع ارزیابی در نوزادان و کودکان خیلی جوان که از سمعک یا کاشت حلزون استفاده می



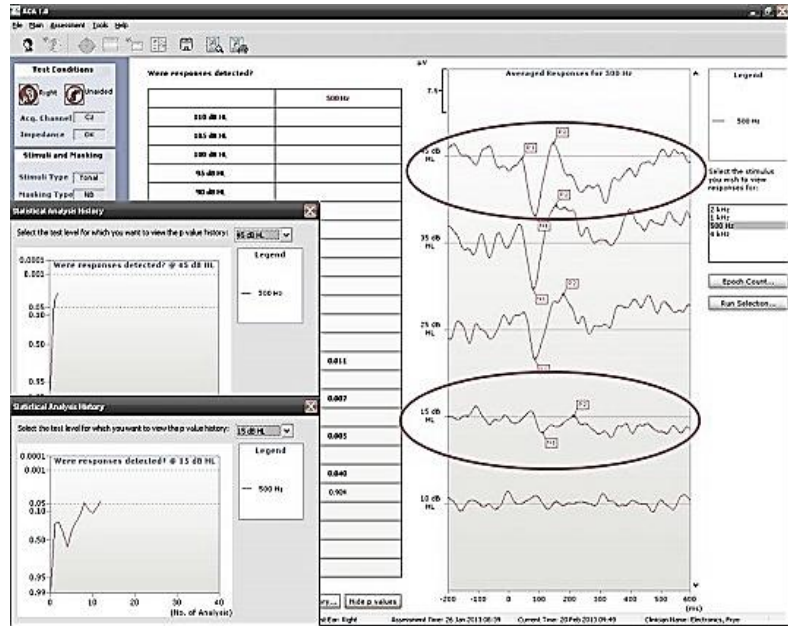
کنند بسیار مفید می باشد، از اینرو می توان به راحتی میزان تقویت را در سطح قشر شنوایی مشاهده کرد. البته در بزرگسالان با ناتوانی و عدم همکاری مناسب نیز بهترین انتخاب ممکن می باشد.

در نهایت ولتاژ ثبت شده از روی مجموعه در حالت غیر تقویت شده و حالت تقویت شده با هم مقایسه می شود و در صورت نیاز به افزایش بهره می توان بهره بیشتر را اعمال کرد و دوباره دامنه پاسخ های تقویت شده را مشاهده کرد. لازم است قبل از انجام آزمون ACA حتما تست های OAE و ABR انجام شده باشند که از وضعیت سیستم شنیداری در حالت عدم تقویت مطلع شویم اما اگر نتایج این تست ها در دسترس نباشند حتما باید قبل از انجام آزمون ACE، آزمون CTE به منظور بررسی وضعیت تقویت نشده سیستم شنیداری گرفته شود. همچنین توصیه می شود در افرادی که به نوروپاتی / عدم همزمانی فیبرهای عصبی مشکوک هستیم قبل از انجام ACA آزمون CTE به منظور پیش بینی وضعیت پایه سیستم شنیداری گرفته شود چون در این بیماران پیش بینی آستانه با ABR ممکن نیست.

CTE آستانه شنوایی را در افرادی که نمی توان از روش های معمول رفتاری آنها را بررسی کرد تخمین می زند. برای این ارزیابی از تون خالص در فرکانس ۵۰۰ تا ۴۰۰۰ هرتز استفاده می شود. در این آزمون محرک را می توان از طریق اینسرت فون و مرتعش کننده استخوانی فرستاد. تون خالص برای راه هوایی محدوده شدتی ۱۰- تا ۱۲۰ dB HL و تون خالص برای راه استخوانی محدوده شدتی ۱۰- تا ۷۰ dB HL را پوشش می دهد. در این آزمون اگر انجام پوشش ضروری باشد می توان به گوش غیر آزمایشی نویز باند باریک ارائه داد. باید توجه داشت که در ثبت پاسخ در دو آزمون تنها از یک کانال استفاده می شود.

بعد از انجام کار خود سیستم به صورت اتوماتیک پاسخ ها را شناسایی می کند که این سیستم کشف پاسخ می تواند در شناسایی صحیح پاسخ برای افراد مبتدی کمک کننده باشد، البته سیستم این توانایی را دارد که قابلیت ردیابی و نشانه گذاری کردن موج را به صورت دستی در اختیار شنوایی شناس می دهد که این قابلیت به واسطه گراف نشان دهنده نویز به میزان بالایی شناسایی و تفسیر موج را تسهیل می بخشد.

در شکل ۷ نمونه ایی از شناسایی اتومات پاسخ تا سطح آستانه را نشان می دهد، همانطور که دیده می شود در این شیوه از آستانه گیری به علت مزایای پاسخ های قشری به راحتی می توان تا سطح آستانه موج ALLR را شناسایی کرد. در سمت چپ شکل به وضوح دیده می شود که در صورت وجود موج متمایز و تکرارپذیر مقدار p به زیر ۰.۵٪ سوق پیدا می کند که این مقدار p از نظر آماری دلیل محکمی بر وجود موج قوی و تکرار پذیر دارد.



شکل ۷: نمونه ایی از اموج ALLR و تعیین آستانه به صورت اتومات، همانطور که دیده می شود آستانه تا سطح ۱۵ dB به راحتی شناسایی شده است.

شاید مشکل ترین جنبه در حین کار با این آزمون آرام نگه داشتن کودک در حین آزمون است. برای این امر می توان از روش ها و ابزار زیادی استفاده کرد اما این نکته را باید مدنظر داشت که نباید نویز زیادی ایجاد شود یا از وسایل صداسازی استفاده کرد که میزان صدای آنها زیاد باشد.

طبق پروتکل پیشنهادی می توان از روش ها و ابزار زیر در جهت آرام نگه داشتن کودک بهره برد:

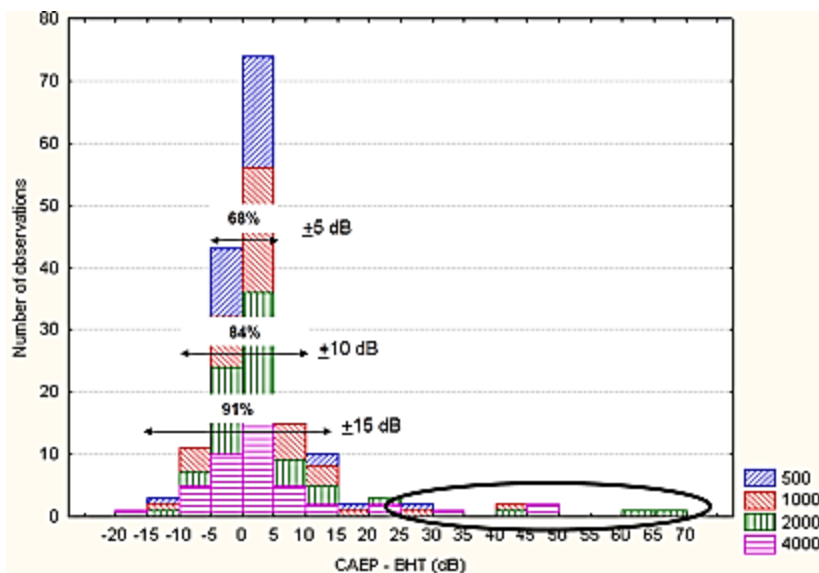
- ✓ اسباب بازی های پلاستیکی رنگی (شکل ۸)
- ✓ اسباب بازی های نور دار
- ✓ کارتون های بی صدا
- ✓ آینه
- ✓ توپ براق و درخشان
- ✓ استفاده از کتاب های داستان رنگی ، کودکان کوچک به تصاویر با کنتراست های سیاه، سفید و قرمز علاقه مند هستند.
- ✓ اسفنج و وسایل فشاری بدون صدا
- ✓ اسباب بازی های بدون صدای فشاری



شکل ۸: اسباب بازی مورد استفاده برای سرگرم کردن کودک، اسباب بازی های فشاری، رنگارنگ و بدون سر و صدا بهترین نوع اسباب بازی برای اندازه گیری در ALLR هستند.

✓ اسباب بازی تولید کننده حباب

طبق مطالعه ایی که با همکاری موسسه NAL و FRYE صورت گرفته است مشخص شد که دقت پیش بینی آستانه با این وسیله بسیار بالا است که در شکل ۶ نشان داده شده است. همانطور که در شکل دیده می شود در ۶۸٪ افراد تفاوت آستانه ثبت شده از سطح قشر تنها  $\pm 5$  دسی بل با آستانه رفتاری تفاوت داشته است، همچنین در ۸۴٪ افراد این تفاوت تنها  $\pm 10$  دسی بل بوده که نشان از حساسیت بسیار بالای این دستگاه است (شکل ۹).



شکل ۹: تفاوت آستانه حاصل از پاسخ های قشری نسبت به آستانه رفتاری، به وضوح دیده می شود که در ۶۸٪ افراد این تفاوت تنها در حد ۵ dB است و در ۸۴٪ بیماران این تفاوت به ۱۰ dB می رسد و در ۱۵ dB به ۹۱٪ می رسد که این میزان تفاوت کم ناشی از دقت و اعتبار تست ALLR دارد.

در سیستم الکترودی HEARlab قبل از شروع به کار، یک سیگنال الکتریکی کوچک به پوست فرستاده می شود و امپدانس سطح پوست را اندازه می گیرد که در گراف به وسیله رنگهای سبز (0-5k ohms)، زرد (5-10k ohms)، نارنجی (10-15k ohms) و قرمز (بیشتر از 20 k ohms) نشان داده می شود.

همچنین در شیوه ای بدیع علاوه بر نشان دادن EEG، نویز را به صورت یک گراف رنگی نشان می دهد که اگر میزان آن پایین باشد به رنگ سبز نشان داده می شود، حال اگر در کودکان میزان نویز کمتر از ۳,۴ میکروولت باشد چراغ سبز می شود و دیده شده است که آستانه پاسخ در محدوده ۱۰ دسی بلی آستانه رفتاری ظاهر می شود اما برای بزرگسالان میزان این مقدار نویز باید کمتر از ۱,۵ میکروولت باشد.

هرگونه تداخل الکتریکی به راحتی می تواند پاسخ و در نهایت آستانه گیری را متاثر کند که برای رفع این مشکل یک پیش تقویت کننده<sup>۵</sup> مینیاتوری در الکتروود مثبت و منفی طراحی شده است که سبب کاهش این تداخلات الکتریکی می شود.

این تست بخصوص در بیمارانی که قادر یا مشتاق به ارتباط با کلینیسین نیستند بسیار کمک کننده است، که در این طیف نوزادان و کودکان کوچک که مهارت های زبانشان رشد نکرده است و همچنین بزرگسالانی که همکاری مناسب ندارند یا قادر به همکاری نیستند قرار می گیرند. برای انجام آزمون بیمار باید بیدار و هشیار باشد که معمولاً این کار به وسیله خواندن یک مطلب از روزنامه یا کتاب، فیلم نگاه کردن در حالت سکوت محقق می شود. در کودکان جوان نیز این امر به وسیله بازی با صدای آرام در حالی که کودک در آغوش والدین است امکان پذیر است.

<sup>5</sup> Preamplifier

انجام آزمون در بعضی کودکان همچون کودکان فلج مغزی بسیار دشوار یا غیر ممکن می باشد زیرا در این کودکان حذف نویز زیاد حاصله از انقباض ماهیچه ای دشوار می باشد. همچنین در کودکانی که داروهایی ضد تشنج مصرف می کنند امکان تداخل دارو با پاسخ وجود دارد که از اینرو نمی توان به راحتی پاسخ لازم را گرفت.

در ارزیابی کودکان بیش فعال که نمی توانند تا آخر آزمون آرام بمانند این توانایی در دستگاه وجود دارد که می توان نتایج را در چند جلسه به دست آورد که با این ویژگی ارزیابی این چنین کودکانی ممکن و آسان شده است، اما باید به یاد داشته باشید که منظور از چند جلسه این نیست که فاصله بین تست زیاد طول بکشد بلکه باید تا حد ممکن در فاصله زمانی کمتری ادامه تست ها انجام شود.

کاربرد دیگری که این تست دارد تعیین دقیق آستانه شنوایی در افراد متمارض است که به واسطه مسائل پزشکی یا قانونی در مورد میزان کم شنوایی خود تمارض می کنند، که این سیستم کاربرد بسزایی در تعیین دقیق میزان کم شنوایی این گونه افراد دارد.

### نتیجه گیری:

در نهایت با توجه به مباحث ذکر شده می توان به این نتیجه رسید که تست های رفتاری و الکتروفیزیولوژیک هر کدام معایب و مزایای خاص خود را دارند که با توجه به سطح ساختی و همکاری کودک می توان به این نتیجه رسید که مناسب ترین تست برای ارزیابی نوزادان و کودکان تست دیررس است که تمامی ویژگی های لازم برای یک تست معتبر را به همراه دارد، البته حتما توصیه می شو از سایر تست های رفتاری و الکتروفیزیولوژیک همچون ABR و ASSR در کنار آن استفاده شود و نتایج این تست ها در قالب مجموعه تست تفسیر شوند.

1. Atcherson, S.R., & Stoody, T.M. (2012). *Auditory electrophysiology*. NY: Thieme, [www.thieme.com](http://www.thieme.com).
2. Davis H., Mast T., Yoshie N., & Zerlin S. (1966). The slow response of the human cortex to auditory stimuli: recovery process. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 21, 105-113.
3. Hall, J. W. (1992). *Handbook of auditory evoked responses*. Allyn & Bacon.
4. Davis, H., & Zerlin, S. (1966). Acoustic relations of the human vertex potential. *Journal of the Acoustical Society of America*, 39, 109-116.
5. Davis, P. A. (1939). Effects of acoustic stimuli on the waking human brain. *Journal of Neurophysiology*, 2, 494-499.
6. Lightfoot, G., & Kennedy, V. (2006). Cortical electric response audiometry hearing threshold estimation: accuracy, speed, and the effects of stimulus presentation features. *Ear and Hearing*, 27(5), 443-456.
7. Martin, F. N., Champlin, C. A., & Chambers, J. A. (1998). Seventh survey of audiometric practices in the United States. *Journal of the American Academy of Audiology*, 9, 95-104.
8. Moore, J. K. (2002). Maturation of human auditory cortex: implications for speech perception. *Annals of Otorhinolaryngology*, 111, 7-10.
9. Munro, K.J., Purdy, S.C., Ahmed, S., Begum, R., & Dillon, H. (2011). Obligatory cortical auditory evoked potential waveform detection and differentiation using a commercially available clinical system: HEARLab™. *Ear and Hearing*, 32(6),782-786. doi: 10.1097/AUD.0b013e318220377e
10. Ponton, C. W., Eggermont, J. J., Khosla, D., Kwong, B., & Don, M. (2002). Maturation of human central auditory system activity: separating auditory evoked potentials by dipole source modeling. *Clinical Neurophysiology*, 113(3), 407-420.
11. Sharma, A., Martin, K., Roland, P., Bauer, P., Sweeney, M. H., Gilley, P., & Dorman, M. (2005). P1 latency as a biomarker for central auditory development in children with hearing impairment. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16(8), 564-573.
12. Katz, J. (Ed.). (1994). *Handbook of clinical audiology*. Plural ins..

13. Munro, K. J., Purdy, S. C., Ahmed, S., Begum, R., & Dillon, H. (2011). Obligatory cortical auditory evoked potential waveform detection and differentiation using a commercially available clinical system: HEARLab™. *Ear and hearing*, 32(6), 782-786.
14. Van Dun, B., Carter, L., & Dillon, H. (2011). The Relationship Between Cortical Auditory Evoked Potential (CAEP) Detection and Audibility Assessed Behaviourally in Infants with Sensorineural Hearing loss. *National Acoustic Laboratories*, 32.
15. Villaseñor, M., Dillon, H., & Martin, R. L. (2008). New tool evaluates HA fittings in babies. *The Hearing Journal*, 61(8), 50-52.
16. Kawahara, H. (1993). Transformed auditory feedback: Effects of fundamental frequency perturbation. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 94(3), 1883-1884.
17. Van Dun, B., & Dillon, H. (2011). Estimating Behavioural Hearing Thresholds in Hearing Aided Adults and Cochlear Implantees Using Cortical Auditory Evoked Potentials (CAEPs). *National Acoustic Laboratories*, 34.
18. Carter, L., Dillon, H., & Seymour, J. (2009). The Detection of Cortical Auditory Evoked Potentials (CAEPs) in Adults Using Filtered Speech Stimuli. *National Acoustic Laboratories*, 27.
19. Engineer, N. D., Percaccio, C. R., Pandya, P. K., Moucha, R., Rathbun, D. L., & Kilgard, M. P. (2004). Environmental enrichment improves response strength, threshold, selectivity, and latency of auditory cortex neurons. *Journal of Neurophysiology*, 92(1), 73-82.
20. Davis, H., Mast, T., Yoshie, N., & Zerlin, S. (1966). The slow response of the human cortex to auditory stimuli: recovery process. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 21(2), 105-113.
21. Hood, L. J. (1999). A review of objective methods of evaluating auditory neural pathways. *The Laryngoscope*, 109(11), 1745-1748.
22. Scherg, M., & Von Cramon, D. (1986). Evoked dipole source potentials of the human auditory cortex. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 65(5), 344-360.
23. Thornton, C., & Sharpe, R. M. (1998). Evoked responses in anaesthesia. *British journal of anaesthesia*, 81, 771-781.

24. Ponton, C. W., Vasama, J. P., Tremblay, K., Khosla, D., Kwong, B., & Don, M. (2001). Plasticity in the adult human central auditory system: evidence from late-onset profound unilateral deafness. *Hearing research*, 154(1), 32-44.
25. Hyde, M. (1997). The N1 response and its applications. *Audiology and Neurotology*, 2(5), 281-307.
26. Jacobson, G. P., & McCaslin, D. L. (2003). A reexamination of the long latency N1 response in patients with tinnitus. *Journal of the American Academy of Audiology*, 14(7), 393-400.
27. Budd, T. W., Barry, R. J., Gordon, E., Rennie, C., & Michie, P. T. (1998). Decrement of the N1 auditory event-related potential with stimulus repetition: habituation vs. refractoriness. *International Journal of Psychophysiology*, 31(1), 51-68.
28. Sharma, A., Kraus, N., J McGee, T., & Nicol, T. G. (1997). Developmental changes in P1 and N1 central auditory responses elicited by consonant-vowel syllables. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Evoked Potentials Section*, 104(6), 540-545.
29. Roeser, R. J., Valente, M., & Hosford-Dunn, H. (Eds.). (2007). *Audiology: diagnosis* (Vol. 1). Thieme.