

## بررسی و مقایسه زمان ثبت پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی با استفاده از سه روش Ziarani، Kalman و قدیمی

دکتر علیرضا مهری<sup>۱</sup> - دکتر داریوش شهبازی گهروبی<sup>۲</sup> - لیلا قانلی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

<sup>۲</sup> دانشیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

<sup>۳</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، ایران

### چکیده

**زمینه و هدف:** ارزیابی سلامت شنوایی در افرادی که قادر به همکاری برای انجام آزمون شنوایی نیستند، به خصوص کودکان زیر دو سال به علت قرار داشتن در زمان طلایی آموزش مهارت‌های زبانی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. در حال حاضر، ثبت پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی یکی از بهترین روش‌ها جهت آزمون شنوایی به صورت آبجکتیو است ولی زمان طولانی آزمون در این روش، استفاده بالینی آن را محدود نموده است. این پتانسیل در زمان ثبت به شدت با سیگنال الکتروانسفالوگرافی آلوده می‌شوند، بنابراین جهت استخراج آنها، باید از روش پردازش سیگنال مناسبی استفاده شود. هدف از این مطالعه بررسی و مقایسه زمان ثبت پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی با استفاده از سه روش Ziarani، Kalman و قدیمی بود.

**روش بررسی:** با توجه به مشخصات این سیگنال، در این پژوهش از دو روش تطبیقی جهت استخراج پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی بکار گرفته شد. روش اول، روش تطبیقی غیرخطی Ziarani و همکاران و روش دوم فیلتر ارتقاء یافته Kalman بود. جهت ارزیابی دو روش پیشنهاد شده و مقایسه آنها با روش قدیمی، از دو مجموعه سیگنال بالینی ثبت شده در مرکز تحقیقات روتمن دانشگاه تورنتو، استفاده شد.

**یافته‌ها:** سرعت استخراج این پتانسیل‌ها در روش Ziarani نسبت به روش قدیمی ۱/۶ برابر و در روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman نسبت به روش قدیمی ۱۳/۱ برابر افزایش یافته است.

**نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد مناسب‌ترین روش جهت استخراج پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی از بین سه روش فوق، روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman باشد. به علاوه استفاده از این فیلتر برای ارزیابی به لحاظ آبجکتیو بودن آن می‌تواند سودمندتر و سریع‌تر باشد.

**واژگان کلیدی:** ارزیابی سلامت شنوایی، پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی، زیارانی، فیلتر کالمن

(وصول مقاله: ۸۵/۹/۱۱، پذیرش: ۸۶/۶/۲۵)

### مقدمه

ارزیابی شنوایی در افرادی که قادر به همکاری برای انجام آزمون شنوایی نیستند، به خصوص کودکان زیر دو سال به علت قرار داشتن در محدوده اصلی آموزش مهارت‌های زبانی، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. (۱-۳)، در حال حاضر، ثبت پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی (Steady State Auditory Evoked Potentials: SSAEPs) یکی از بهترین روش‌ها جهت آزمون شنوایی به صورت آبجکتیو برای کودکان زیر دو سال است ولی

زمان طولانی آزمون در این روش، استفاده بالینی آن را محدود نموده است. (۴)، پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی، نوعی پتانسیل برانگیخته‌اند که همزمان با اعمال محرک صوتی مناسب، از فرق سر در ناحیه Cz یا Fz توسط یک الکتروود ثبت می‌شوند. (۵)، از این رو با سیگنال الکتروانسفالوگرافی (Electroencephalography: EEG) پس‌زمینه به شدت آلوده می‌شوند و جهت استخراج این پتانسیل‌ها، باید روش پردازش

یک روش قدیمی (میانگین‌گیری و تحلیل در حوزه فرکانس) انجام شده است. برنامه‌هایی برای اجرای این روش‌ها نوشته شد. برنامه a روش میانگین‌گیری و تحلیل در حوزه فرکانس، برنامه b روش تطبیقی غیرخطی Ziarani و برنامه c روش فیلتر ارتقاء‌یافته Kalman را اجرا می‌کنند.

#### جدول ۱- امواج صوتی تحریک SSAEPs در داده‌های بالینی

گوش	فرکانس حامل (Hz)	فرکانس مدوله شده (Hz)
چپ	۷۵۰	۸۰/۰۷۸
چپ	۱۵۰۰	۸۴/۹۶۱
چپ	۳۰۰۰	۸۹/۸۴۴
چپ	۶۰۰۰	۹۴/۷۲۷
راست	۶۰۰	۷۸/۱۲۵
راست	۱۰۰۰	۸۳/۰۰۸
راست	۲۰۰۰	۸۶/۹۱۴
راست	۴۰۰۰	۹۱/۷۹۷

#### برنامه a

برنامه a جهت مشخص کردن زمان لازم برای استخراج پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی از داده‌های بالینی ورودی با استفاده از روش Picton و همکاران نوشته شده است. (۴)، ورودی برنامه داده‌های دیجیتال با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز می‌باشد. داده‌های ورودی در بازه‌های زمانی ۱۶/۳۸۴ ثانیه‌ای، دسته‌بندی شده و سپس میانگین‌گیری می‌شوند. پس از میانگین‌گیری روی هر تعداد از قطعات، یک دسته داده با طول زمانی ۱۶/۳۸۴ ثانیه به دست می‌آید که حاوی ۱۶۳۸۴ نقطه داده است. در مرحله بعدی از این قطعه داده تبدیل فوریه گرفته می‌شود.

تبدیل فوریه اپراتوری است که سیگنال را از حوزه زمان به حوزه فرکانس تبدیل می‌کند. اگر سیگنال  $x(t)$  تابعی از زمان باشد، تبدیل فوریه آن  $X(\omega)$  در حوزه فرکانس بصورت معادله

سیگنال مناسبی استفاده شود. (۴)، اگر برای استخراج این پتانسیل‌ها از سیگنال ثبت شده، بتوان روش سریع‌تری را استفاده کرد، زمان لازم برای ثبت سیگنال کاهش یافته و استفاده بالینی این روش تسهیل می‌شود. محرک‌های صوتی برای ایجاد پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی هشت فرکانس مرسوم هستند که در فرکانس مدولاسیونی حدود ۷۰ تا ۱۰۰ هرتز مدوله شده‌اند و به صورت یک مجموعه واحد به گوش اعمال می‌شوند. (۵ و ۶)

#### روش بررسی

روشی که تا کنون برای استخراج پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی از سیگنال ثبت شده، استفاده شده است، بر مبنای میانگین‌گیری روی بازه‌های زمانی جهت افزایش نسبت سیگنال به نویز و سپس تحلیل در حوزه فرکانس (۴-۶) بوده است، که اشکال عمده آن نیاز به ثبت طولانی سیگنال می‌باشد. با توجه به مشخصات این سیگنال، در این تحقیق از دو روش تطبیقی غیرخطی جهت استخراج این پتانسیل‌ها استفاده شده است. روش اول، روش تطبیقی غیرخطی Ziarani و همکاران (۱۰-۷) و روش دوم فیلتر ارتقاء‌یافته Kalman است. (۱۳-۱۱)، جهت ارزیابی دو روش پیشنهاد شده و مقایسه آنها با روش قدیمی، از دو مجموعه سیگنال بالینی ثبت شده در مرکز تحقیقات روتنم دانشگاه تورنتو، استفاده شده است. همه پاسخ‌ها در هر دو مجموعه استفاده شده، معنی‌دار هستند یعنی هر هشت فرکانس تحریک توسط افراد مورد آزمایش شنیده شده است. مجموعه اول شامل دو سیگنال ثبت شده از دو شخص دارای شنوایی هنجار در هشت فرکانس مرسوم بوده است. تحریک شنوایی به صورت نمایش داده شده در جدول ۱ و در شدت صوت ۵۰dB SPL اعمال شده است. مجموعه دوم شامل سه سیگنال ثبت شده در سه شدت تحریک صوتی اعمال شده ۴۰dB SPL، ۵۰dB SPL و ۶۰dB SPL برای پنج شخص با شنوایی هنجار است. به عبارتی این مجموعه کلاً شامل پانزده سیگنال است. کل داده‌های بالینی شامل هفده سیگنال هستند که هر کدام هشت فرکانس را در بر دارند. پس بررسی‌ها در مقایسه زمان استخراج ۱۳۶ فرکانس تحریک با استفاده از دو روش پیشنهادی (روش تطبیقی غیرخطی Ziarani و همکاران و روش فیلتر ارتقاء‌یافته Kalman) و

در این معادله شماره  $A_0$  دامنه جزء سینوسی،  $\omega_0$  فرکانس جزء سینوسی و  $\delta_0$  فاز اولیه جزء سینوسی مورد نظر می‌باشند. هدف این الگوریتم این است که از سیگنال آلوده  $u(t)$ ، تخمین قابل قبولی از  $u_0(t)$  بدست آید. این تخمین  $y(t)$  نامیده خواهد شد.

با توجه به این دانش اولیه که  $y(t)$  یک سیگنال سینوسی است، می‌توان آن را به صورت زیر نمایش داد که شامل سه پارامتر  $A(t)$  و  $\omega(t)$  و  $\phi(t)$  می‌باشد، این پارامترها به ترتیب تخمین دامنه، فرکانس و فاز کلی سینوسی هستند.

$$y(t) = A(t) \sin(\phi(t))$$

$$\phi(t) = \omega(t)t + \delta(t)$$

با حداقل کردن تابع هزینه  $(J(t, \Theta))$ ، کمترین مربعات خطا به دست خواهد آمد.

$$J(t, \Theta) = \frac{1}{2} [u(t) - y(t, \Theta)]^2 = \frac{1}{2} e^2(t, \Theta)$$

$$\Theta(t) = \begin{bmatrix} A(t) \\ \phi(t) \\ \omega(t) \end{bmatrix}$$

$\Theta$  بردار پارامترها شامل دامنه، فاز و فرکانس می‌باشد، یعنی  $A(t)$  و  $\phi(t)$  و  $\omega(t)$  به ترتیب دامنه، فاز و فرکانس تخمینی هستند. روند فوق به عنوان برنامه  $b$  در جعبه ابزار Simulink Matlab پیاده شد.

### برنامه c

برنامه C همان روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman می‌باشد. در فیلتر ساده کالمن فرض می‌شود که بردار  $n$  بعدی  $X$ ، پارامترهای حالت سیستم و بردار  $m$  بعدی  $Z$ ، پارامترهای اندازه گیری شده و بردار یک بعدی  $U$ ، ورودی کنترلی سیستم (در صورت وجود) می‌باشند. معادلات تفاضلی زیر در فضای گسسته رابطه حالات سیستم در زمان حال و گذشته و نیز رابطه حالات سیستم با مقادیر اندازه گیری شده را نمایش می‌دهند.

$$X_k = AX_{k-1} + BU_k + w_k$$

$$Z_k = HX_k + v_k$$

زیر تعریف می‌شود،  $t$  زمان،  $\omega$  فرکانس و  $j$  متغیر موهومی می‌باشد.

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt$$

تبدیل فوریه برای سیگنال‌های گسسته (Discrete Fourier Transform: DFT) با استفاده از الگوریتم تبدیل سریع فوریه (Fast Fourier Transform: FFT) قابل محاسبه است. یکی از فرض‌های اولیه در محاسبه تبدیل فوریه یک سیگنال و استفاده از روش FFT برای محاسبه تبدیل فوریه این است که سیگنال مورد نظر یک سیگنال ایستا است. مقدار تبدیل فوریه به دست آمده در فرکانس تحریک مورد نظر، با مقادیر ۱۲۰ نقطه فرکانسی همسایه، شامل ۶۰ نقطه فرکانسی بالاتر و ۶۰ نقطه فرکانسی پایین‌تر (به جز بقیه فرکانس‌های تحریک) مقایسه می‌شود. در صورتی که مقدار دامنه تبدیل فوریه در فرکانس مورد نظر با احتمال بیشتر از ۹۵٪ از توزیع نقاط همسایه‌اش متفاوت باشد، پاسخ معنی‌دار در نظر گرفته می‌شود. تعداد قطعات داده ۱۶۳۸۴ که میانگین‌گیری روی آنها انجام می‌شود تا رسیدن به پاسخ مطلوب افزایش می‌یابد یا این که با تمام شدن داده‌ها، پاسخ بی‌معنی در فرکانس مورد نظر اعلام می‌شود.

### برنامه b

برنامه b بر اساس الگوریتم Ziarani می‌باشد که یک الگوریتم تطبیقی غیرخطی است که عملکرد اصلی آن استخراج یک سیگنال سینوسی غیر ایستا (متغیر با زمان) از سیگنالی است که علاوه بر سیگنال سینوسی مورد نظر حاوی اجزای ناخواسته دیگر و نویز هم می‌باشد. این الگوریتم توسط Ziarani و همکاران معرفی شده است و پایداری آن نیز اثبات شده است. (۸۷)، هدف این روش استخراج سیگنال سینوسی بر اساس تخمین مستقیم دامنه، فاز و فرکانس سیگنال سینوسی مورد نظر می‌باشد. عملکرد این الگوریتم غیرخطی تطبیقی، در استخراج سیگنال سینوسی مورد نظر به وسیله دنبال کردن دامنه، فاز و فرکانس جزء سینوسی مورد نظر انجام می‌شود. جهت شرح ساختار این الگوریتم فرض می‌شود که سیگنال ورودی  $u(t)$  شامل جزء سینوسی مورد نظر  $u_0(t)$  و مجموعه‌ای از اجزای ناخواسته دیگر و نویز  $u_1(t)$  باشد.

$$u(t) = u_0(t) + u_1(t)$$

$$u_0(t) = A_0 \sin(\omega_0 t + \delta_0)$$

متفاوتی دارند. با استفاده از این مجموعه معادلات، در هر نقطه یک تقریب خطی، از روابط غیرخطی حاکم بر دینامیک سیستم به دست می‌آید، سپس الگوریتم فیلتر Kalman روی مقادیر به دست آمده اجرا شد.

### یافته‌ها

سه برنامه a و b و c برای استخراج هشت فرکانس تحریک از هر یک از سیگنال‌های ثبت شده اجرا شدند و زمان لازم برای استخراج هر یک از فرکانس‌های برانگیخته به دست آمده است که ۱۳۶ زمان مختلف برای هر یک از فرکانس‌ها را به دست می‌دهد. امواج صوتی برای ایجاد پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی و داده‌های بالینی استفاده شده در این تحقیق در جدول ۱ نشان داده شده است. از طرفی زمان لازم برای استخراج پاسخ‌های شنوایی از هر یک از سیگنال‌ها برابر با ماکزیمم زمان‌های استخراج هر یک از هشت فرکانس مدولاسیون تحریک خواهد بود. با توجه به این نکته برای هر یک از هفده سیگنال بررسی شده، حداکثر زمان لازم برای استخراج پاسخ‌های تحریک شنوایی محاسبه شد که نتایج حاصله در جدول ۲ نمایش داده شده است. در شکل ۱ قسمتی از یکی از سیگنال‌های دسته اول در حوزه زمان نمایش داده شده است. عملکرد هر یک از برنامه‌های a و b و c جهت استخراج پتانسیل‌های برانگیخته ثابت شنوایی در فرکانس ۸۴/۹۶۱ هرتز از این سیگنال به ترتیب در شکل‌های ۲، ۳ و ۴ نمایش داده شده است.

که  $V_k$  و  $W_k$  به ترتیب نویز سیستم و نویز اندازه‌گیری را نمایش می‌دهند.

فیلتر ساده Kalman برای سیستم‌هایی که معادلات آنها به صورت خطی بیان می‌شد قابل استفاده است. اگر معادلات سیستم به صورت غیرخطی بیان شود، با به کار بردن یک تقریب خطی با استفاده از سری تیلور در نقطه کار می‌توان از فیلتر Kalman جهت تخمین حالات سیستم‌های غیرخطی استفاده کرد. در حالت غیرخطی معادلات بالا به صورت زیر در می‌آیند.

$$X_k = f(X_{k-1}, U_k, w_k)$$

$$Z_k = h(X_k, v_k)$$

در این حالت معادلات برای بخش پیش‌بینی در مرحله k،

به صورت زیر در می‌آید.

$$\hat{X}_{k|k-1} = f(\hat{X}_{k-1|k-1}, U_k, 0)$$

$$P_{k|k-1} = A_k P_{k-1|k-1} A_k^T + W_k Q_k W_k^T$$

و معادلات برای بخش تصحیح مرحله k، به صورت زیر در

می‌آید.

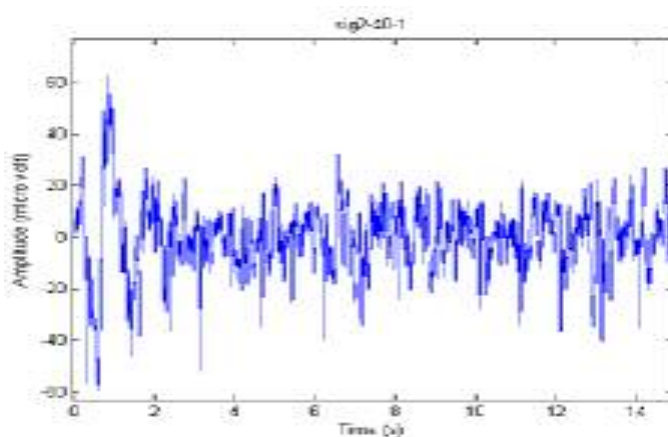
$$K_k = P_{k|k-1} H_k^T (H_k P_{k|k-1} H_k^T + V_k R_k V_k^T)^{-1}$$

$$\hat{X}_k = \hat{X}_{k|k-1} + K_k (Z_k - h(\hat{X}_{k|k-1}, 0))$$

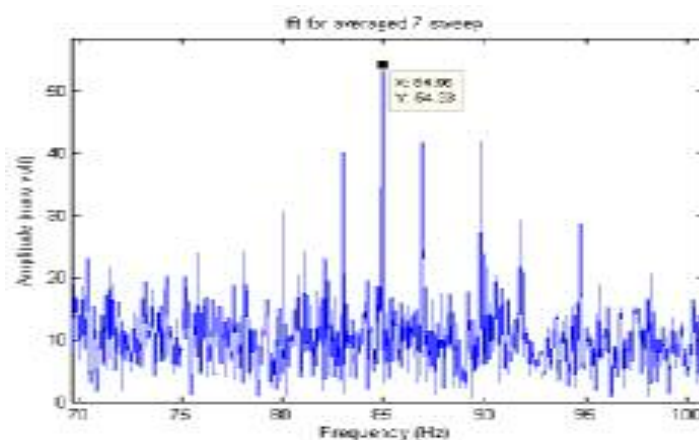
$$P_{k|k} = (1 - K_k H) P_{k|k-1}$$

که در معادلات بالا، ماتریس‌های  $A$ ،  $V$ ،  $W$  و  $H$ ،

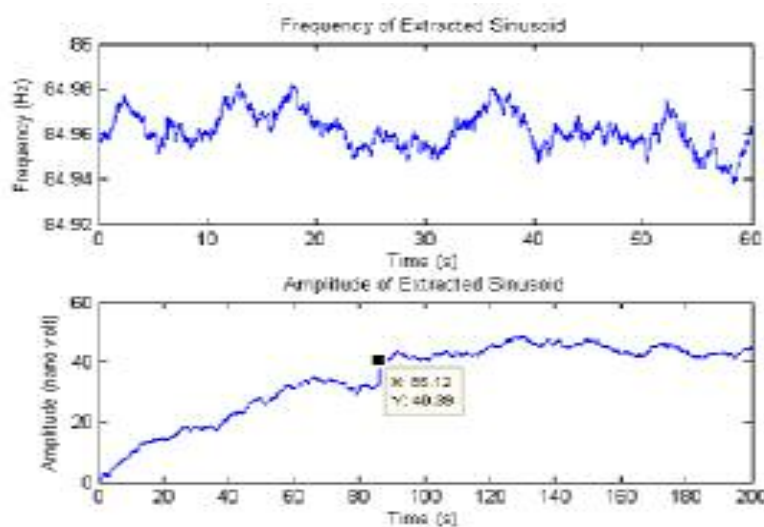
ماتریس‌های ژاکوبین حاصل از مشتقات جزئی هستند. زیرنویس  $k$ ، برای ماتریس‌های  $A$ ،  $V$ ،  $W$  و  $H$ ، نمایش دهنده این مسئله است که در هر تکرار (در هر مرحله  $k$ ) این ماتریس‌ها، مقدار



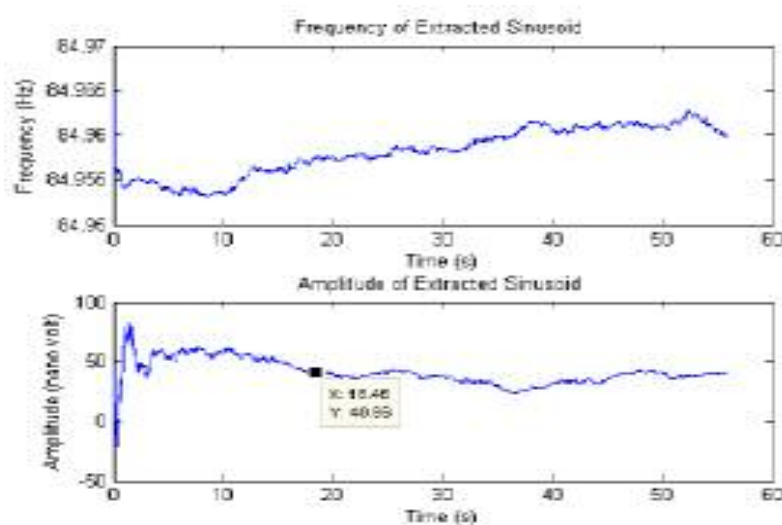
شکل ۱- نمایش قسمتی از یکی از سیگنال‌ها در حوزه زمان



شکل ۲- نمایش طیف حاصل از برنامه a برای سیگنال شکل ۱ بعد از میانگین گیری روی ۷ بازه زمانی ۱۶/۳۸۴ ثانیه ای



شکل ۳- نمایش فرکانس و دامنه استخراج شده در برنامه b برای سیگنال شکل ۱ برای فرکانس ۸۴/۹۶۱ هرتز



شکل ۴- نمایش فرکانس و دامنه استخراج شده در برنامه c برای سیگنال شکل ۱ برای فرکانس ۸۴/۹۶۱ هرتز

## بحث

دو روش دیگر و در روش قدیمی بیشتر از دو روش دیگر است. قابلیت اعتماد روش ارتقاء یافته Kalman از دو روش دیگر بیشتر است.

### نتیجه گیری

با توجه به حجم محاسبات، میزان حافظه لازم و زمان متوسط استخراج سیگنال در روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman به نظر می رسد که ساخت دستگاهی شامل یک مولد محرک صوتی برای ایجاد پتانسیل های برانگیخته ثابت شنوایی و گیرنده و پردازشگر با استفاده از این روش با هزینه کم و حجم کم میسر باشد.

همچنانکه از روی جداول ۱، ۲ و شکل های ۲، ۳ و ۴ مشاهده می شود مناسب ترین روش جهت استخراج پتانسیل های برانگیخته ثابت شنوایی از بین سه روش به کار رفته، روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman می باشد. چرا که در این روش زمان نسبت به دو روش دیگر کوتاه تر بوده و نویز حاصل شده نیز بسیار اندک است. سرعت استخراج پتانسیل های برانگیخته ثابت شنوایی در روش تطبیقی غیرخطی Ziarani و همکاران نسبت به روش قدیمی (میانگین گیری و تحلیل در حوزه فرکانس) ۱/۶ برابر افزایش یافته است و در روش فیلتر ارتقاء یافته Kalman نسبت به روش قدیمی ۱۳/۱ برابر افزایش یافته است. حجم محاسبات و حافظه لازم در روش تطبیقی غیر خطی Ziarani و همکاران کمتر از

جدول ۲- حداکثر زمان لازم (بر حسب ثانیه) برای استخراج پتانسیل های برانگیخته ثابت شنوایی از سیگنال های بالینی با استفاده از سه برنامه a و b و c

ردیف	سیگنال	برنامه a	برنامه b	برنامه c
۱	Sig1-2	۲۷۸/۵	۲۸۰/۰	۳۵/۳
۲	Sig1-2	۲۶۲/۱	۲۰۲/۷	۳۸/۹
۳	Sig2-40-1	۲۵۴/۷	۱۷۰/۲	۲۱/۲
۴	Sig2-40-2	۲۷۸/۵	۱۶۰/۶	۲۲/۵
۵	Sig2-40-3	۳۱۱/۲	۱۰۸/۱	۲۲/۵
۶	Sig2-40-4	۳۹۳/۲	۱۴۵/۲	۱۹/۷
۷	Sig2-40-5	۴۵۸/۷	۱۵۴/۵	۲۰/۱
۸	Sig2-50-1	۲۲۹/۳	۲۷۵/۶	۲۰/۲
۹	Sig2-50-2	۲۷۸/۵	۲۰۲/۸	۱۹/۷
۱۰	Sig2-50-3	۲۲۹/۳	۱۳۰/۰	۲۱/۱
۱۱	Sig2-50-4	۲۷۸/۵	۱۷۵/۰	۲۲/۳
۱۲	Sig2-50-5	۲۱۲/۹	۱۵۱/۸	۲۱/۵
۱۳	Sig2-60-1	۳۱۱/۲	۱۶۳/۰	۱۹/۹
۱۴	Sig2-60-2	۲۶۲/۱	۱۷۵/۲	۲۰/۳
۱۵	Sig2-60-3	۳۲۷/۶	۲۰۵/۶	۲۲/۶
۱۶	Sig2-60-4	۳۱۱/۲	۱۹۹/۲	۱۸/۲
۱۷	Sig2-60-5	۳۲۷/۶	۲۰۶/۸	۱۹/۵
جمع		۵۰۳۷/۹	۳۰۸۸/۳	۳۸۵/۵
میانگین		۲۹۶/۳	۱۸۶/۱	۲۲/۶

## REFERENCES

1. Stapells DR. Cortical event-related potentials to auditory stimuli. In: Katz J, Editor. Handbook of clinical audiology. 5<sup>th</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 2002.p.378-406.
2. National institute on deafness and other communication disorders (NIDCD). Communicating the need for follow-up to improve outcomes of newborn hearing screening [online]. 2001 [cited 2006 Sep 12]; [15]. Available from: URL:<http://www.nidcd.nih.gov/staticresources/funding/programs/hb/hearingreport.pdf>.
3. Small SA, Stapell DR. Artifactual responses when recording auditory steady-state responses. Ear Hear 2004; 25(6):611-23.
4. John MS, Dimitrijevic A, Picton TW. Weighted averaging of steady state responses. Clin Neurophysiol 2001; 112(3):555-62.
5. John MS, Picton T. MASTER demo tutorial [online]. [1999] [cited 2006 Sep 12]; Available from: URL:<http://www.hearing.cjb.net/>
6. John MS, Brown DK, Muir PJ, Picton TW. Recording auditory steady state responses in young infants. Ear Hear 2004; 25(6):539-53.
7. Ziarani AK, Konrad A. A method of extraction of nonstationary sinusoids. Signal Processing 2004; 84(8):1323-46.
8. Ziarani AK, Konrad A. A nonlinear adaptive method of elimination of power line interference in ECG signals. IEEE Trans Biomed Eng 2002; 49(6):540-47.
9. Ziarani AK, Konrad A. A novel method of estimation of DPOAE signals. IEEE Trans Biomed Eng 2004; 51(5):864-68.
10. Ziarani AK, Karimi-Ghartemani M. On the equivalence of three independency developed phase-locked loops. IEEE Trans Auto Cont 2005; 50(12):2021-7.
11. Haykin S. Adaptive filter theory. 2nd ed. New Jersey: Prentice Hall; 1991.
12. Kalman RE. A new approach to linear filtering and prediction problems. Trans ASME J Basic Eng 1960; 82:35-45.
13. Welch G, Bishop G. An introduction to the Kalman filter [online]. [2001] [cited 2006 Sep 12]; [81 pages]. Available from: URL:[http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/SIGGRAPH2001CoursePack\\_08.pdf](http://www.cs.unc.edu/~tracker/media/pdf/SIGGRAPH2001CoursePack_08.pdf).

# Investigation and comparison of recording time of steady state evoked potentials using three methods of Kalman, Ziarani and adaptive

Dr.Ali Reza Mehri<sup>1</sup>, Dr.Dariush Shahbazi-Gahrouei<sup>2</sup>, Leila Ghaedi<sup>3</sup>

- <sup>1</sup>- Assisstant Professor Medical Physics and Medical Engineering Dept. Isfahan University of Medical Sciences, Iran  
<sup>2</sup>- Associate Professor Medical Physics and Medical Engineering Dept. Isfahan University of Medical Sciences, Iran  
<sup>3</sup>- M.Sc. Student in Medical Engineering, Medical Physics and Medical Engineering Dept. Isfahan University of Medical Sciences, Iran

## Abstract

**Background and Aim:** Hearing assessment in infants and children younger than two years is an important issue, because the golden time of the language learning and speaking is under the age of two. Steady state auditory evoked potentials (SSAEPs) is one of the best ways of the objective hearing assessment for infants and young children. The need for long time of stimulation and recording restricted the clinical uses of this method. Therefore, the reduction of the recording time is a common problem. SSAEP signals are contaminated with background EEG signals of the brain and nervous system. To discriminate these signals the approach is using averaging method.

**Materials and Methods:** In this work two adaptive methods were programmed and tried on (SSAEP) signals. The first method was the work of the Ziarani et al. and the second was the enhanced Kalman filter. To assess suggested methods and to compare them with traditional averaging one, two sets of clinical signals prepared with Rotmen research group in university of Toronto were applied.

**Results:** The speed of the extraction of the SSAEP signals with the Ziarani method is 1.6 times faster than the averaging method. The extraction time of the enhanced adaptive Kalman filter is 13.1 times faster than currently used averaging methods.

**Conclusion:** The Kalman filter method seems to be more reliable than the other two methods. In addition, this new application of the Kalman filter in hearing assessment could be more beneficial and faster than other methods as an objective method.

**Keywords:** steady state auditory evoked potentials ,hearing assessment , Ziarani , Kalman filter