طراحی و ساخت دستگاه A.B.R در ایران

□ ارائه دهنده پوستر: سیدکمال الدین ستاره‌دان
دانشجوی کارشناسی ارشد دانشکده برق دانشگاه صنعتی شریف

با کشف کاربردهای بیشتر برای دستگاههای استخراج کنندهٔ پتانسیلهای برانگیخته در زمینه‌های مختلف تشخیصی؛ اهمیت آنها روزبروز بیشتر می‌شود. از جمله کاربردهای مهم این سیستمها؛ بررسی چگونگی عملکرد سیستم شنوایی و یا به عبارت دیگر شنوایی سنجی است.

تشخیص کم شنوایی وناشنوایی و دلایل علمی آن؛ بخصوص در مورد نوزادان از اهمیت فراوانی برخوردار است، چراکه در این مورد مسئله یادگیری زبان وتکلم و افزایش اطلاعات محیطی نیز وجود دارد.

از آنجا که روشهای معمول شنوایی‌سنجی که نتیجه و دقت آنها بطور کامل به همکاری بیمار وابسته است؛ در مورد نوزادان و حتی کودکان و موارد مشابهی که بیمار توانایی همکاری ندارد قابل کاربرد نیست؛ اهمیت وجود سیستمهای استخراج کنندهٔ پتانسیلهای برانگیختهٔ شنوایی بیش از پیش آشکار می‌شود.

متأسفانه به علت وجود مشکلات تکنولوژیکی در طراحی و ساخت این سیستمها ونتیجتاً قیمتهای بسیار بالای آنها تعداد اندکی از این سیستمها در مراکز تشخیصی ـ درمانی داخل کشور موجود است.

موارد یاد شدهٔ فوق انگیزه‌ای جهت تعریف یک پروژهٔ تحقیقاتی در دانشکدهٔ برق دانشگاه صنعتی شریف گردید که طی آن ابتدا با نحوهٔ عملکرد و اصول طراحی این سیستمها آشنا شده وسپس در مرحلهٔ بعد اقدام به طراحی و ساخت سیستم گردید.

در این مقاله ابتدا بطور مختصر بلوک دیاگرام سیستم طراحی شده را معرفی کرده و سپس کارائی عملکرد صحیح آن و روش Digital Signal Processing به کار گرفته شده که عمل معدل‌گیری در حوزهٔ زمان را به عهده دارد، با انجام آزمایشهای مختلف بر روی مدل و نهایتاً تستهای واقعی بر روی شخص نشان داده شده است.

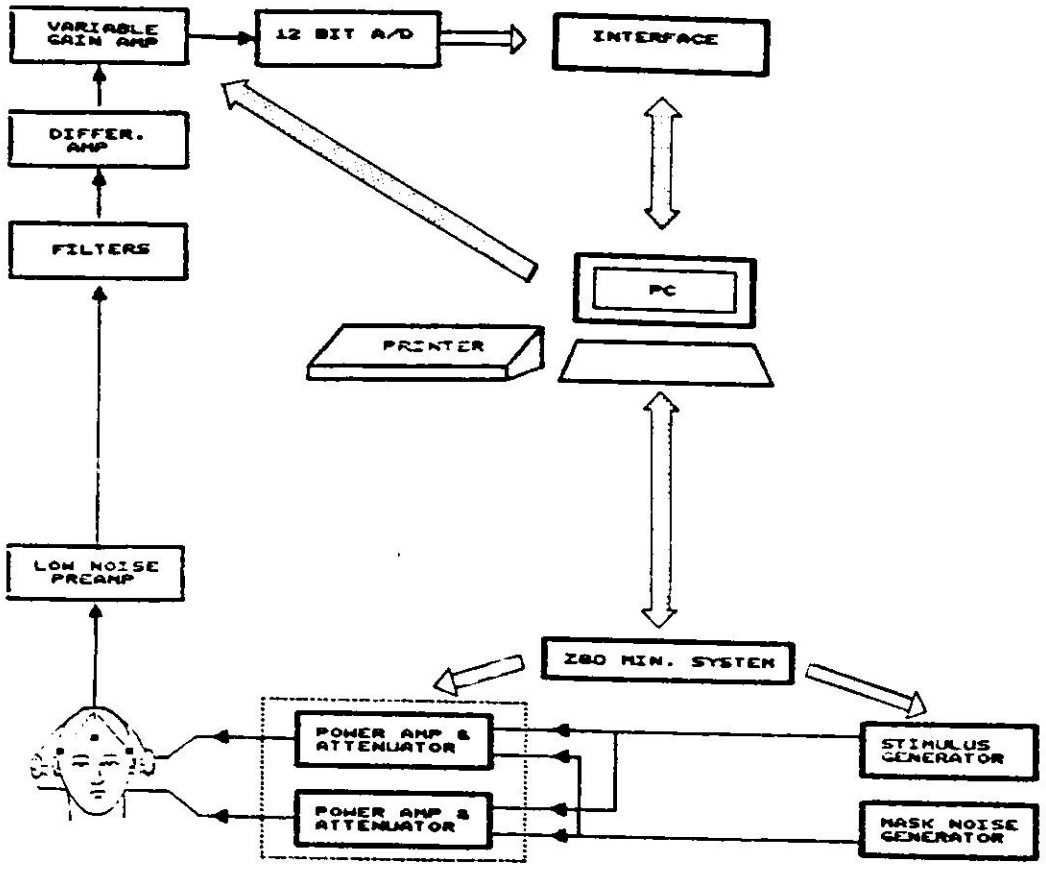
در شکل ۱، بلوک دیاگرام اصلی این سیستم نشان داده شده است. همانطور که ملاحظه می‌گردد سه بخش قابل تفکیک در این بلوک دیاگرام وجود دارد.

الف ـ بخش تولید کنندهٔ تحریکهای صوتی و Mask Noise

ب ـ بخش دریافت کنندهٔ پتانسیلهای برانگیخته

ج ـ بخش میکروکامپیوتر مرکزی

در بخش تولید کنندهٔ تحریکهای صوتی، ـ یک مینیمم سیستم هشت بیتی متشکل از 780 cpu و عناصر جانبی آن، ضمن ایجاد ارتباط دو طرفه با کامپیوتر مرکزی تولید و کنترل زمانی



شکل (۱) بلوک دیاگرام سیستم ABR

پارامترهای مختلف تحریک را به عهده دارد.

پارامترهای ذکر شده شامل موارد زیر می‌باشد:

- انتخاب نوع تحریک (Click Toneburst) با پلاریته‌های متفاوت)
- فرکانس:

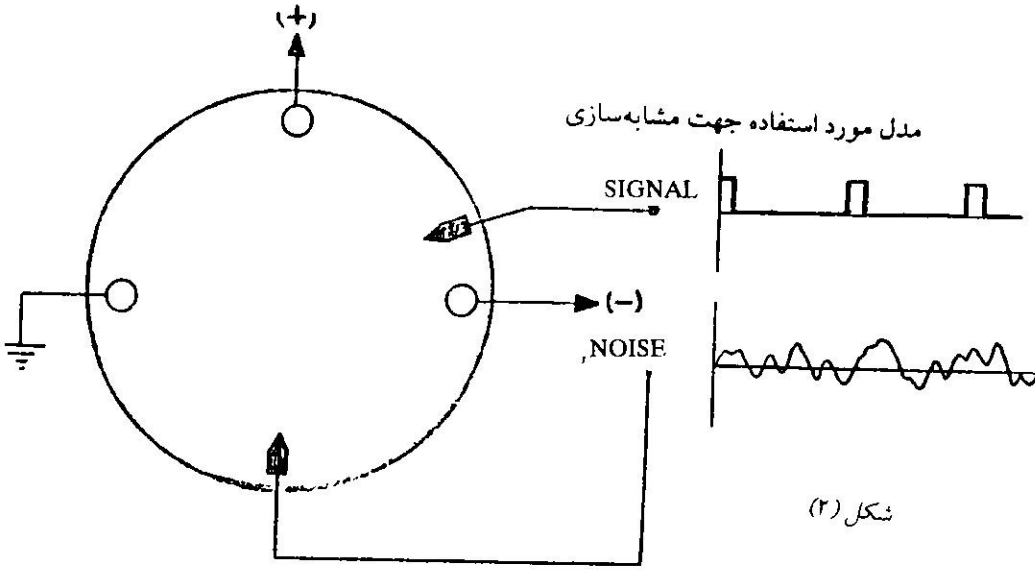
Falltime-Risetime و Duration درمورد انواع Toneburst

- Duration در مورد انواع laclick.

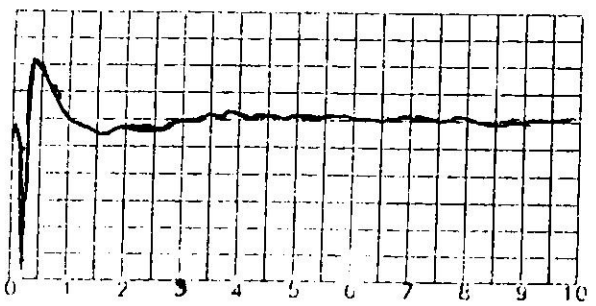
انتخاب گوش مورد آزمایش و یا اعمال تحریک ازطریق Bonevibrator

- انتخاب شدت تحریک صوتی بر حسب dBHL (باپله‌های 5dB)
- انتخاب شدت Masknoise در صورت لزوم
- کالیبراسیون هر یک از تحریکها بطور جداگانه برحسب dBHL (باپله‌های 1dB)

بخش دریافت‌کنندهٔ پتانسیلهای برانگیخته شامل الکترودها؛ تقویت کنندهٔ اولیه با نویز داخلی بسیار اندک؛ فیلترهای آنالوگ میان گذر؛ تقویت کنندهٔ تفاضلی؛ گین متغیر اتوماتیک (AGC) مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۲ بیتی با فرکانس نمونه برداری مناسب و نهایتاً مدار

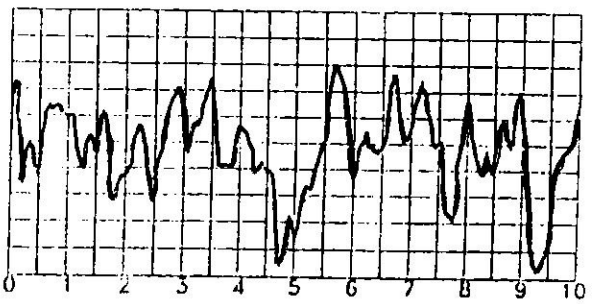


شکل (۲)

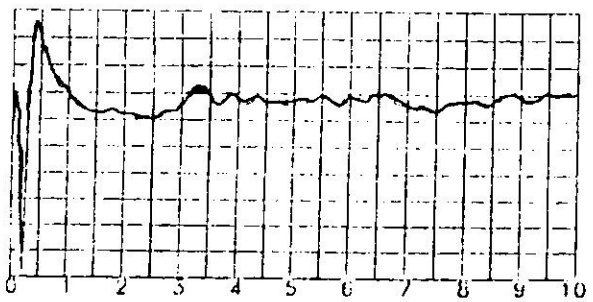


سیگنال هدف مصنوعی

شکل (۳)

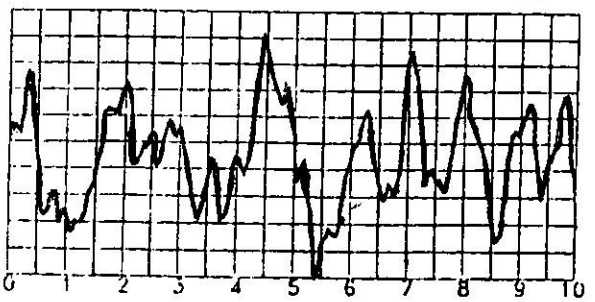


خروجی سیستم در حالت ۰/۱= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۱۰ تکرار

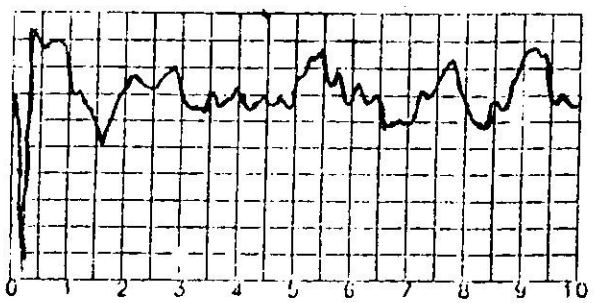


خروجی سیستم در حالت ۰/۱= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۱۰۲۴ تکرار

شکل (۴)



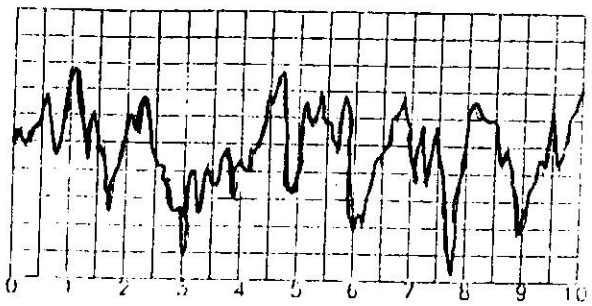
خروجی سیستم در حالت ۰/۰۳۲=(دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۱۰ تکرار



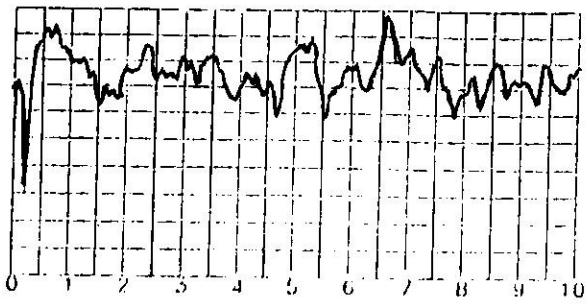
خروجی سیستم در حالت ۰/۰۳۲= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۱۰۲۴ تکرار

شکل (۵)

شکل ۶

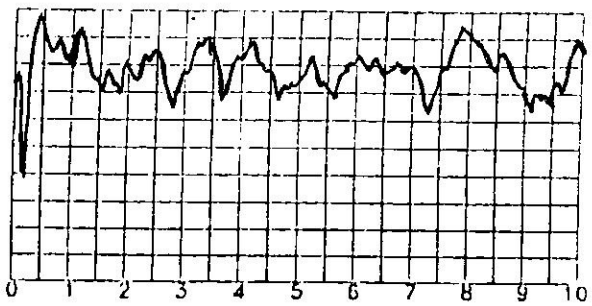


خروجی سیستم در حالت ۰/۰۱= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۱۰ تکرار

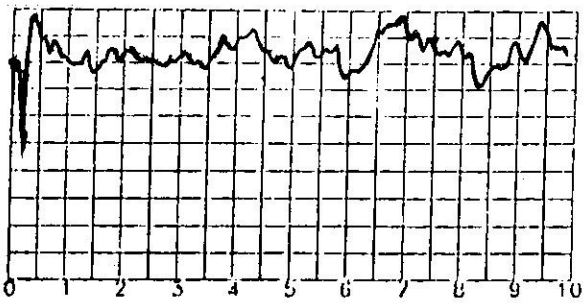


خروجی سیستم در حالت ۰/۰۱= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۲۰۴۸ تکرار

شکل ۷

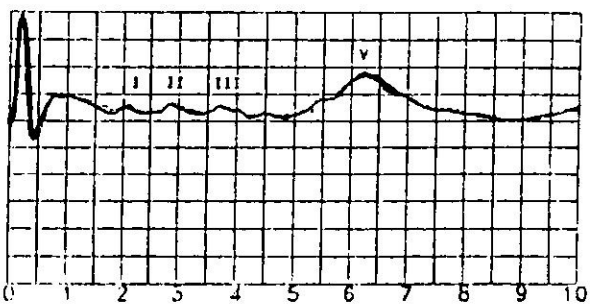


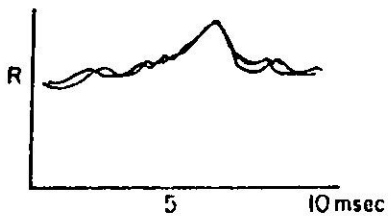
خروجی سیستم در حالت ۰/۰۱=(دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۴۰۹۶ تکرار



خروجی سیستم در حالت ۰/۰۱= (دامنه نویز)/(دامنه سیگنال) و با استفاده از ۹۹۹۹ تکرار

شکل ۸





ABR استخراج شده در شخص طبیعی (از کتاب ABR Handbook)

Sweep Time: 10 ms
Stimulus : Alt.Click
Duration : 0.125 ms
Intensity : 100dBHL
Left
Repetition : 2024
Name: K.SETAREDAN
Age: 27
Sex: MALE

خروجی سیستم در حالت واقعی (ABR)

واسط(Interface)، جهت انتقال اطلاعات رقمی شده به داخل کامپیوتر می‌باشد.

بخش میکروکامپیوتر مرکزی: عملاً هر نوع کامپیوتر از نوع AT بوده و به واسطهٔ نرم‌افزار نوشته شده در زبان پاسکال، علاوه بر وظیفه فیلترسازی دیجیتال و معدل‌گیری در حوزهٔ زمان؛ وظیفهٔ ایجاد ارتباط مستقیم سیستم با اپراتور و همچنین نمایش نتایج نهایی بر روی مانیتور را نیز به عهده دارد.

پردازش و معدل‌گیری اطلاعات به صورت Realtime انجام شده و نتایج بطور همزمان بر روی مانیتور نمایش داده می‌شود.

پس از اتمام طراحی و ساخت نمونهٔ اولیه این سیستم و در مرحلهٔ تست آن ابتدا لازم می‌نمود که عملکرد صحیح سیستم بر روی یک مدل مناسب مورد آزمایش قرار گیرد.

جهت رسیدن به نتایج قابل اطمینان، مدل مورد استفاده به شکل و اندازهٔ تقریبی جمجمهٔ انسان انتخاب و از محلول فیزیولوژیک پرگردید (شکل ۲)

به عنوان نویز زمینه از یک مولد نویز سفید و به عنوان سیگنال هدف از موج خاصی که در شکل ۳ نشان داده شده است استفاده کردیم.

هر دو نویز زمینه وسیگنال هدف، به وسیله الکترودهای مخصوص در محیط فیزیولژیک رها می‌شدند.

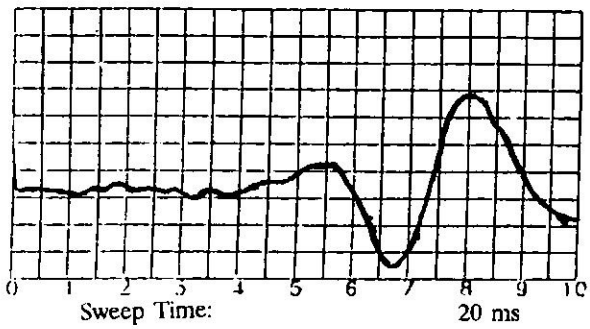
سپس با انجام آزمایشهای متعددی بر روی مدل و در شرایط متفاوتی از نسبت دامنهٔ سیگنال به دامنهٔ نویز (از ۰/۱ تا ۰/۰۱) وبا به

کارگیری روش معدل گیری در حوزهٔ زمان موج هدف از داخل نویز استخراج شده که نتایج حاصله در شکلهای ۴ تا ۷ نشان داده شده است.

همانطوری‌که ملاحظه می‌گردد با کاهش نسبت سیگنال به نویز و در واقع دشوارتر کردن شرایط

به تعداد پنجره‌های بیشتری در مرحله معدل‌گیری نیازمندیم.

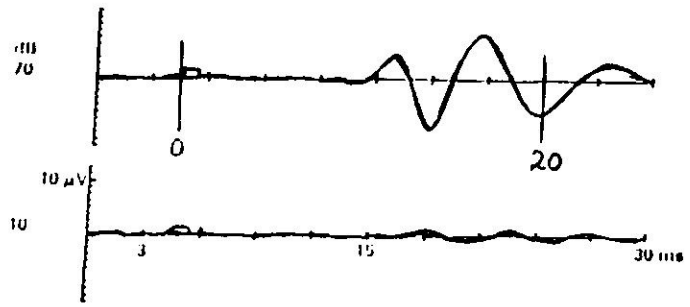
پس از مرحله فوق به انجام آزمایشهای واقعی متعددی پرداختیم که دو سیگنال از نتایج



Stimulus : Alt.Click
Duration : 0.063 ms
Intensity : 100dBHL
Left

Repetition : 1024
Name:
Age:
Sex:

شکل ۹ خروجی سیستم در حالت واقعی (PAM)



شکل موج سیگنال (PAM) در حالت استاندارد
(از کتاب Electric Response Audiometry in clinical practice)

حاصله در شکلهای ۸ و ۹ نشان داده شده‌اند این نتایج شامل سیگنال ABR با موجV کاملاً مشخص و سیگنال PAM با مورفولوژی استاندارد می‌باشد.

علیرغم نتایج بدست آمده و عملکرد صحیح سیستم به نظر می‌رسد که به تحقیقات بیشتری در مورد بلوک تقویت کنندهٔ اولیه و روشهای پردازشی مورد استفاده نیاز است.

مرجع :

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی دانشکده برق دانشگاه صنعتی شریف «طراحی و ساخت نمونهٔ دستگاه شنوایی سنج ABR»
نام دانشجو: سیدکمال‌الدین ستاره‌دان «طراح و سازنده سیستم»
استاد راهنما: دکتر پزشک