سیگنال حیاتی

گاهنامه مهندسی پزشکی دانشگاه صنعتی همدان . شماره مجوز: 90/4/ص/ن

شماره چهاردهم - پاییز ۹۸



پرونده ویژه: سیستم های آنالیز اسپرم به کمک کامپیوتر (سیستم CASA)

تازه ها: کاربرد لیزر در دندان پزشکی، سایبر نایف و کپسول اندوسکوپی

مقاله: ثبت eeg با الکترود های خشک به وسیله گوش

فهرست

سخن سردبیر ۱

تازه ها ۲
کاربرد لیزر در دندان پزشکی
سایبر نایف
کپسول اندوسکوپی

راهنمای دسترسی به پایگاه داده و نشریات الکترونیکی ۶

مقاله ۸
EAR EEG

پرونده ویژه ۱۸
سیستم های آنالیز اسپرم (CASA)

تجهیزات پزشکی ۲۴
ادیومتری، دیاترمی

به روز ۳۰
نرم افزار OPENSIM

کتابنامه ۳۲

راه بی نهایت ۳۴

مدیر مسئول : ستاره شفیعی مشعوف
سردبیر: ملیکا قیطرانی
طراح جلد: محمد دلیری فرد
صفحه ارا: سجاد حسن زاده
ستاره شفیعی مشعوف
ویراستار: درسا هادیان
سیده کیمیا موسوی

صاحب امتیاز
انجمن علمی مهندسی پزشکی
دانشگاه صنعتی همدان

هیئت تحریریه
دکتر محمدرضا رضاییان
مهندس رضا اکبری‌موحد، الهه حسنخانی
حامد امین، درسا هادیان، محمدحسین فکورزاده
مریم شکری، رضوانه دلیریان
مارال جوانمردی، نعیم اسلامیه
زهره صدرالدینی

با تشکر و سپاس از دکتر محمدرضا رضاییان
عضو هیئت علمی مهندسی پزشکی
دانشگاه صنعتی همدان و همه‌ی عزیزانی
که ما را در گردآوری و نشر این شماره
یاری نمودند

نشانی : همدان، خیابان شهید فهمیده،خیابان مردم،دانشگاه صنعتی همدان
صندوق پستی:۵۷۹-۶۵۱۵۵
کدپستی:۳۷۳۳-۱-۶۵۱۶
SBMEHUT.IR
SIGNALHAYATI@GMAIL.COM

سخن سردبیر

به نام آن که خرد را سوی دانایی عنان داد

دانسته است که امروزه تشخیص بیماری‌ها علاوه بر یافته‌های درمانی گذشتگان، بسیار وابسته به ارتباط منظم اجزاء بدن و نظم و هماهنگی آن‌ها به یک دیگر است. لذا دانشی باید این مهم را به عهده گیرد که آن همان دانش مهندسی پزشکی است. به‌هرحال بر آن شدیم تا نشریه‌ای در راستای اطلاع رسانی علمی و تئوریک علم مهندسی پزشکی انتشار دهیم؛ که اینک پس از انتشار سیزده شماره در شش سال اخیر، شماره چهاردهم آن پیش روی علاقمندان قرار دارد.

تداوم انتشار سیگنال حیاتی را مرهون تلاش و همکاری اساتید محترم گروه آموزشی مهندسی پزشکی علی الخصوص جناب آقای دکتر خدابخشی استاد مشاور انجمن مهندسی پزشکی، اعضای انجمن علمی مهندسی پزشکی صنعتی همدان و هیئت تحریریه این شماره هستیم. باشد که در شماره‌های آتی شاهد فزونی بیش از پیش این نشریه باشیم.

ملیکا قیطرانی
پاییز ۱۳۹۸

تازه ها

کاربـرد لیزر در دند
نایف و کپسـول ان

یکـی از روش هـای نوینـی کـه چندسـالی اسـت بـه کمـک دندانپزشـکان آمـده و بـه سـبب سـهولت و کارایـی زیـاد فراگیـری قابـل توجهـی پیـدا کـرده لیـزر درمانـی در دنـدان پزشـکی اسـت.

بـه طـور کلـی لیزرهـا در دنـدان پزشـکی برحسـب کاربردهـای گوناگـون بـه دوگـروه تقسـیم می‌شـوند:

لیزرهای نرم شامل: سرد ویا بدون حرارت

لیزرهای سخت شامل: گرم و حرارتی و یا جراحی

لیزرهـای نـرم: لیـزری هایـی بـا انـرژی پاییـن کـه نـه تنهـا اثـر تخریبـی حرارتـی ندارنـد بلکـه دارای اثـرات تحریکـی، ترمیمـی و بیولوژیـک نیـز هسـتند.

لیزرهـای سـخت: لیزرهـای سـخت اثـرات حرارتـی وتخریبـی دارنـد و از آن‌هـا در جراحـی بافت‌هـای نـرم دهـان بـه صـورت بـرش، انعقـاد و تبخیـر اسـتفاده می‌شـود.

برخـی از مزایـای لیـزر در جراحـی دهـان و اعمـال دنـدان پزشـکی بـه شـرح زیـر اسـت:

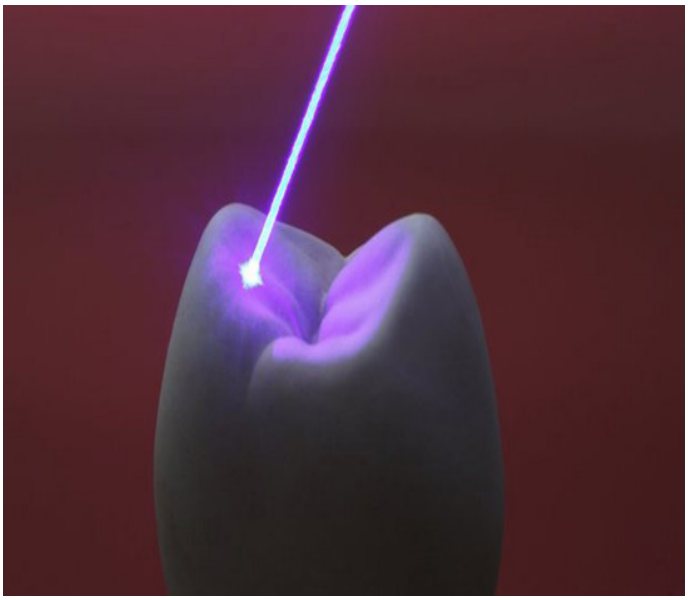
-لیـزر از آلودگـی خـون جلوگیـری مـی کنـد و کاربـرد آن بـرای بیمـاران مسـتعد باکتریمی بسـیار مناسـب اسـت.

-لیـزر می‌توانـد محـل عمـل را بـا از بیـن بـردن میکروارگانیسـم هـا ضدعفونـی کنـد و خطرسـرایت عفونـت بـه نواحـی دیگـر بـدن و و تجهیـزات دندانپزشـکی را کاهـش دهـد.

-درعمـل بـا لیـزر بـی حسـی و بـی‌دردی ایجـاد می‌شـود زیـرا در اثـر انعقـاد رشـته‌های عصبـی در ۹۰٪ مواقـع درد از بیـن مـی‌رود.

-جـای زخـم و بـرش لیـزر بـه نـدرت بـه بخیـه و پانسـمان نیـاز دارد.

_عمـل جراحـی بـا لیـزر سـریع اسـت و بـه علـت عـدم تمـاس فیزیکـی لیـزر آسـیب و صدمـات مکانیکـی وارده بـه بافت‌هـای مجـاور و نیـز ترومـای بعـد از عمـل ناچیـز اسـت.



برخی از معایب لیزر نیز به شرح زیر است:

-گرانی و هزینه‌های بسیار بالای تجهیزات

- آسیب اتفاقی به چشم بیمار

-لیـزر را بـرای دندان‌هایـی کـه قبـلا ترمیـم فلـزی داشـته انـد نمی‌تـوان اسـتفاده کـرد.

اثر کلینیکی لیزرها

۱-اثـر ضـد درد و تسـکینی: کاهـش واز بیـن بـردن درد بـه دو صـورت زیـر صـورت می‌گیـرد.

-تغییر پلاریزاسیون در غشای اعصاب محیطی

-کاهـش سـرعت هدایـت عصبـی کـه سـبب تعدیـل پیام‌هـای دردنـاک می‌شـود.

۲_ اثـر ضدالتهابـی: تابـش لیـزر سـبب کاهـش مـواد التهابـی ماننـد پروسـتاگلاندین‌ها و پر و ستا سیکلین ها می شـو د .

۳-اثر اکوپانکچر یا طب سوزنی

روی پوسـت بـدن نقـاط ویـژه‌ای بـه نـام نقـاط آکوپانکچـر وجـود دارد کـه از نظـر هیسـتولوژیک، پتانسـیل الکتریکـی و مقاومـت بـا سـایر نقـاط پوسـت متفاوتنـد.

ان پزشکی، سایبر
ندوسکوپی

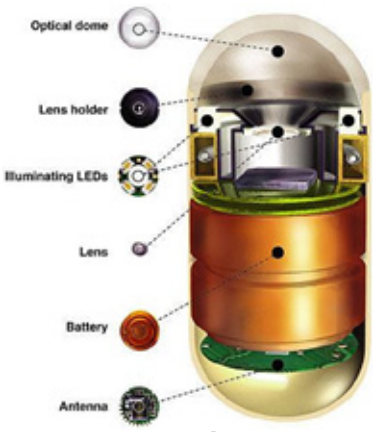
نعیم اسلامیه
کارشناسی مهندسی پزشکی ۹۶



تحریک این نقاط به ۳ طریق زیر می‌باشد:
-سوزن‌های مخصوص
-طریقه شیمیایی
-طریقه الکترومانیتیکی(نور-لیزر)

کپسول اندوسکوپی، یک دوربین خوراکی

این کپسول از یک دوربین بی‌سیم کوچک و قابل بلع برای تصویربرداری بدون درد از روده باریک طراحی شده است. کپسول اندوسکوپی یک دوربین خوراکی است که تنها ۱۱ میلی‌متر در ۲۶ میلی‌متر اندازه دارد و شامل دوربین، منبع نور، رادیوترانسمیتر و باتری است. بیمارمی‌تواند به راحتی آن را ببلعد و دوربین کپسول می‌تواند حدود۲ تصویر درهرثانیه ودر حین عبور از مجرای گوارشی بگیرد.
بیمار یک وسیله ثبت به اندازه یک واکمن به مچ دست یا یک کمربند به کمر می‌بندد. هزاران تصویر ویدیویی از طریق پروب‌های متصل به جدار شکم منتقل و در وسیله ثبت ذخیره می‌شوند و سپس به کامپیوتر انتقال می یابند تا پزشک آن‌ها را ببیند.
کپسول اندوسکوپی در شرایطی مانند دردهای شکمی، خونریزی، سوجذب، تومورها، وزخم های ناشی از دارو به کار می‌رود.



این کپسول همراه با آب بلعیده می‌شود. شایان ذکر است که این کپسول‌ها به صورت یک بار مصرف تولید می‌شوند.امروزه اندوسکوپی با فرستادن سیم‌های فیبراپتیک به داخل بدن وتفکیک ارسال اطلاعات انجام می‌شود که گاهی همراه با ایجاد مصدومیت و ناراحتی بدلیل پیشرفت نوک اندوسکوپ تا روده باریک می‌شود.
برای حذف چنین مشکلی کپسول‌های مینیاتوری قابل بلعی طراحی شده‌اند که این روش تهاجمی را تا درصد بالایی تعدیل می‌کند.این کپسول ها با پایین رفتن از مری به سمت معده ورودهها تصاویر حاصل را به گیرنده ارسال کرده و توسط پزشک بررسی می‌شوند.این وسیله تصاویر دوبعدی تهیه کرده و به طور همزمان اطلاعات تصویری را انتقال می‌دهد و سیگنال‌های لازم برای کنترل الکتریکی کپسول‌ها دریافت می‌دارد.

اجزا سیستم

دو نوع سیستم وجود دارد:
در نمونه اول، جز اولیه سنسور تصویری CMOS و لنز تصویر برداری داخل روده است.
_دوربین ۳/۱ اینچی
_٤ عدد LED در بالای سنسورها
_انتقال دهنده سیگنال برای انتقال تصاویر به دنیای بیرون
_آنتن موجود در کپسول
_آی سی موجود درکپسول
تمام اجزای توصیف شده بر روی یک چیپ قرار گرفته‌اند.
درنوع دوم، تمام تصویرکدگذاری شده کدبرداری و کنترل عملکرد های کپسول از طریق یک چیپ CPLD انجام می‌شود.

مزایای پزشکی:

در روش سنتی یک لوله ۲۱ فوتی با سختی زیاد داخل مجرای گوارشی می‌شود.

این روش جهت پیدا کردن خونریزی‌های گوارشی داخل سیستم شده و مانند یک تکه از غذا با همان روند نرمال، با یک بار بلع به صورت اتوماتیک تنها با ۶-۸ ساعت غذا نخوردن و فقط نوشیدن مایعات شفاف که روی دید دوربین اثر نگذارد، حرکت می‌کند. البته یک یا دو مشکل در پیدا کردن آدرس تصویر گرفته شده موجود است. برای مثال راهی وجود ندارد که محل عکس برداری مشخص شود. اما مدل M۲A plus با استفاده از یک نرم افزار گزارش گرافیکی از دستگاه گوارشی بیمار می‌دهد. با جایگزینی، اطلاعات پزشک با اطمینان بیشتر قادر به تعیین محل مشکل است.

خطرات کپسول اندوسکوپی

این کپسول ها از مواد پوشش دار مطابق با مقاومت بدن تشکیل شده که نسبت به مایعات هاضم بدن مقاوم هستند. بیماران درد یا ناراحتی ندارند اما در موارد نادری احتباس کپسول‌ها در روده کوچک به دلیل انسداد یا باریک شدن آن رخ می‌دهد. این امر بیشتر ممکن است در بیمارانی که سابقه جراحی گوارشی یا انسداد روده دارند رخ دهد. بیمارانی که وسایل الکتریکی مانند ضربان ساز قلبی دارند حین اندوسکوپی باید مانیتور شوند. بیماران تا زمان دفع کپسول اجازه اِم‌آرآی ندارند.

سایبر نایف شیوه ای نوین در درمان سرطان

سایبرنایف جدیدترین روش درمان تومورهای سرطانی به صورت جراحی بسته می‌باشد و کاملا می‌تواند جایگزینی برای عمل جراحی باز باشد. با این تفاوت که درمان با این روش بدون درد، خونریزی و کمترین عوارض جانبی برای بیماران سرطانی می‌باشد. از آنجا که توده ای که اشعه می‌گیرد در عمق بدن قرار دارد باید اشعه طوری تابانیده شود که اعضای سر راه تحت تاثیر قرار نگیرند به همین منظور گاهی اشعه کل مورد نیاز را محاسبه می‌کنند و از چند مسیر اشعه را به بدن می‌تابانند طوری که نهایتا میزان کلی پرتو دریافتی برای کشتن سلول‌های سرطانی کافی باشد. اما از آنجا که اشعه به چند باریکه تقسیم شده و از چند زاویه به بدن تابانیده شده، اعضای سر راه آسیب نمی‌بینند. انجام همین فرآیند مشکلات تکنیکی فراوانی دارد. مثلا تصور کنید که بیماریی گلیوما در نزدیک عصب بینایی دارد.



در ایـن صـورت حتـی نیـم میلی‌متـر هـم بـرای مـا اهمیـت فـراوان دارد. چـون هـر اشـتباهی می‌توانـد منجـر بـه نابینایـی مریـض شـود.
ایـن شـیوه درمانـی بـه وسـیله دکتـر جان‌ارادلـر، اسـتاد جراحـی مغـز و اعصـاب و پرتودرمانـی دانشـگاه اسـتنفورد و همچنیـن پیتـر وراسـل شـونبرگ از شـرکت پژوهشـی شـونبرگ بنیـان نهـاده شـد. در ایـن شـیوه البتـه خبـری از چاقـوی واقعـی نیسـت ولـی پرتـو تابانیـده بـه ماننـد چاقویـی دقیـق و بـدون درد. بـدون اینکـه نیـاز بـه بیهوشـی باشـد، عرصـه را برسـلول هـای سـرطانی تنـگ مـی کنـد.

سایبر نایف دو جز اصلی دارد:
۱-پرتـوی کـه توسـط یـک شـتاب دهنـده خطـی ذرات تولیـد می‌شـود.
۲-یـک بـازوی رباتیـک کـه باریکـه انـرژی تولیـد شـده را بـه نقطـه مـورد نظـر بـدن هدایـت مـی کنـد.
نحـوه کلـی درمـان بوسـیله سیسـتم روباتیـک سـایبرنایف بـه صـورت زیـر اسـت:
مرحلـه اول_بسـته بـه نـوع تومـور سـرطان از بیمـار ام ار ای و یـا سـی تـی اسـکن تهیـه می‌شـود.

مرحلـه دوم_اطلاعـات سـی تـی اسـکن و ام آر آی بـه سیسـتم کامپیوتـرری سـایبرنایف جهـت برنامـه ریـزی درمـان داده می‌شـود.
مرحلـه سـوم-بیمار بـه اتـاق سـایبر نایـف انتقـال پیـدا کـرده و بـر روی تخـت دراز می‌کشـد و تحـت درمـان قـرار می‌گیـرد.

یکـی از ویژگی‌هـای سـایبرنایف ایـن اسـت کـه می‌تـوان بیـن جلسـات درمانـی فاصلـه انداخـت کـه از نظـر بالینـی گاهـی مفیـد اسـت. علـت ایـن اسـت کـه سـلول‌های سـرطانی مکانیسـم ترمیـم ضعیف‌تـری نسـبت بـه سـلول هـای سـالم دارنـد. در فاصلـه بیـن جلسـات سـایبرنایف، سـلول هـای سـالم غیرسـرطانی می‌تواننـد ترمیـم شـوند. درحالـی کـه هنـوز سـلول هـای سـرطانی ترمیـم پیـدا نکرده‌انـد. چنیـن فاصلـه انـدازی بیـن جلسـات درمـان را نمی‌تـوان در شـیوه‌های مرسـوم اعمـال کرد.روش‌هـای پرتودرمانـی مرسـوم ممکـن اسـت بـه جلسـات روزانـه نیـاز داشـته باشـند کـه ممکـن اسـت تـا چندهفتـه طـول بکشـد.

دندان‌های دیجیتال و هوشمند

دندان‌هـای دیجیتـال و هوشـمند فنـاوری جدیـدی هسـتند کـه در تایـوان تولیـد شـده‌اند. ایـن دندان‌هـا می‌تواننـد بـرای دکترتـان و علیـه شـما بـه جاسوسـی بپردازنـد. سنسـور تعبیـه شـده در آن‌هـا می‌توانـد اطلاعـات خوردنی‌هـا، نوشـیدنی هـا یـا مصـرف دخانیـات شـما را بلافاصلـه بـرای پزشـکتان ارسـال کنـد. ایـن دنـدان مصنوعـی دارای یـک فرسـتنده بلوتـوث اسـت و از سیسـتم سنسـور دهانـی بـرای تجزیـه و تحلیـل حـرکات درون دهـان تـان بهـره می‌بـرد. شـاید هنـگام خـوردن و آشـامیدن بـه حرکـت دهـان تـان فکـر هـم نکنیـد امـا ایـن حـرکات راه‌هـای منحصـر بـه فـردی بـرای شناسـایی فعالیت‌هـای در حـال انجـام دهان‌تـان هسـتند. خـوردن و آشـامیدن و مصـرف دخانیـات همگـی مسـتلزم حـرکات متفاوتـی در فک‌هـا اسـت و دنـدان دیجیتـال ایـن حـرکات را بـه کمـک شتاب‌سـنج درونـی کوچکـی ثبـت مـی کنـد. بـه محـض اینکـه دنـدان حرکتـی را در دهـان شـما تشـخیص دهـد آن را ثبـت کـرده و بـرای دکترتـان ارسـال می‌کنـد. ایـن گونـه پزشـک معالـج در جریـان عـادات بـد تغذیـه‌ای یـا تخطـی شـما از دسـتورات پزشـکی قـرار می‌گیـرد. ایـن دنـدان نتیجـه کارهـای محققـان دانشـگاه ملـی تایـوان اسـت. دنـدان دیجیتـال تاکنـون نتایـج بسـیار خوبـی از خـود نشـان داده و در دهـان هشـت بیمـار آزمایشـی عملکـرد کامـلا درسـتی را بـه نمایـش گذاشـته اسـت. بـه گونـه‌ای کـه شتاب‌سـنج درونـی آن بـا دقـت ۹۴ درصـد بـه ثبـت حـرکات پرداختـه اسـت. اگرچـه نسـخه آزمایشـی فعلـی نیازمنـد بـه کابـل بـرای مثـال بـه کامپیوتـر متصـل اسـت و چنـدان کار آمـد نیسـت؛ امـا نسـخه نهایـی بـا نیـروی باتـری کار کـرده و از طریـق بلوتـوث بـه ارسـال اطلاعـات بپـردازد.

راهنمـــای دسترســـی بـــه پایـــگاه داده و نشـــریات الکترونیکـــی

زهره صدرالدینی کارشناسی مهندسی پزشکی ۹۶

۱. Wiley online library

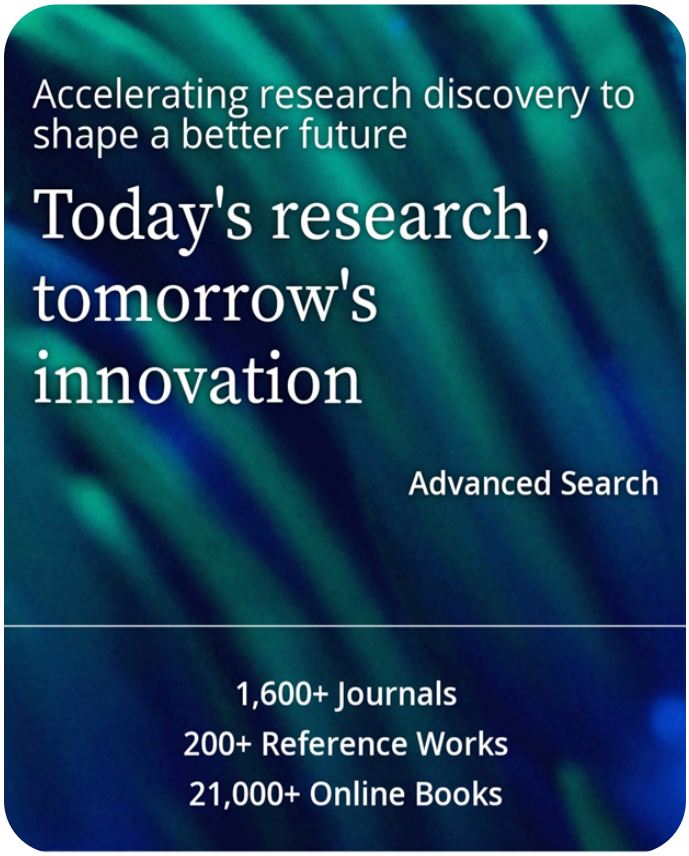
آدرس سایت:

http://online library.wiley.com

این سـایت دارای هزار و ششـصد ژورنال، دویسـت منبع اطلاعاتـی و بیسـت و یـک هزار کتاب آنلاین اسـت.

قابل مشـاهده اسـت کـه کاربـران می‌تواننـد موضوعات و منابـع هـا را در صفحـه اصلـی ایـن سـایت قسـمت اطلاعـات موردنظـر خـود را از قسـمت هـای مذکـور پیدا کنند .

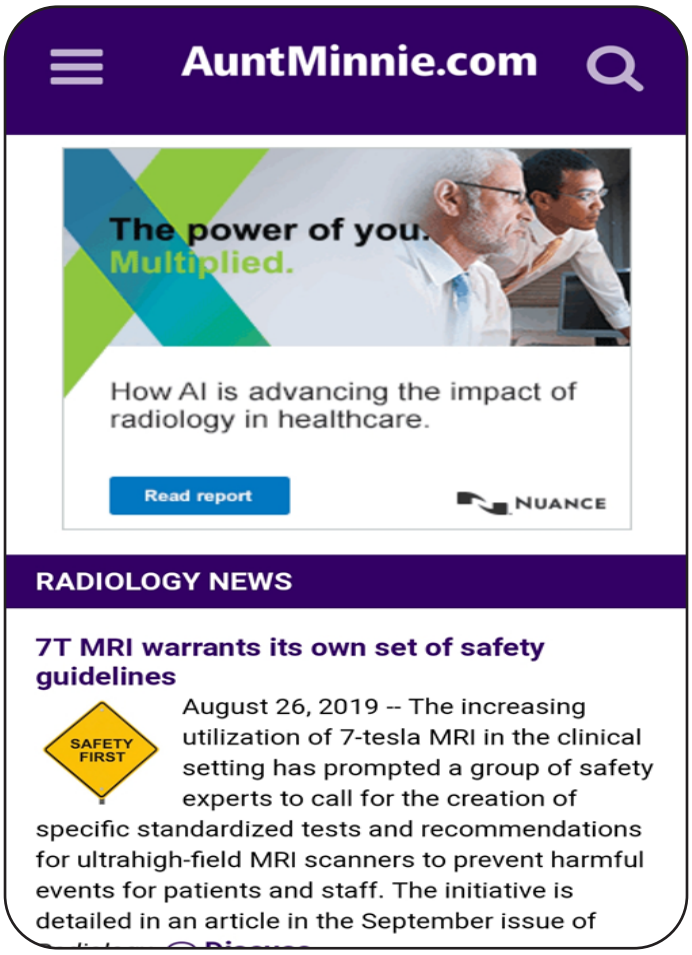
وجـه تمایـز این سـایت با سـایر سـایت‌ها بهـره مندی از کتـاب های آنلاین اسـت.



۲. Aunt Minnie.

آدرس سایت:

www.aunt Minnie.com

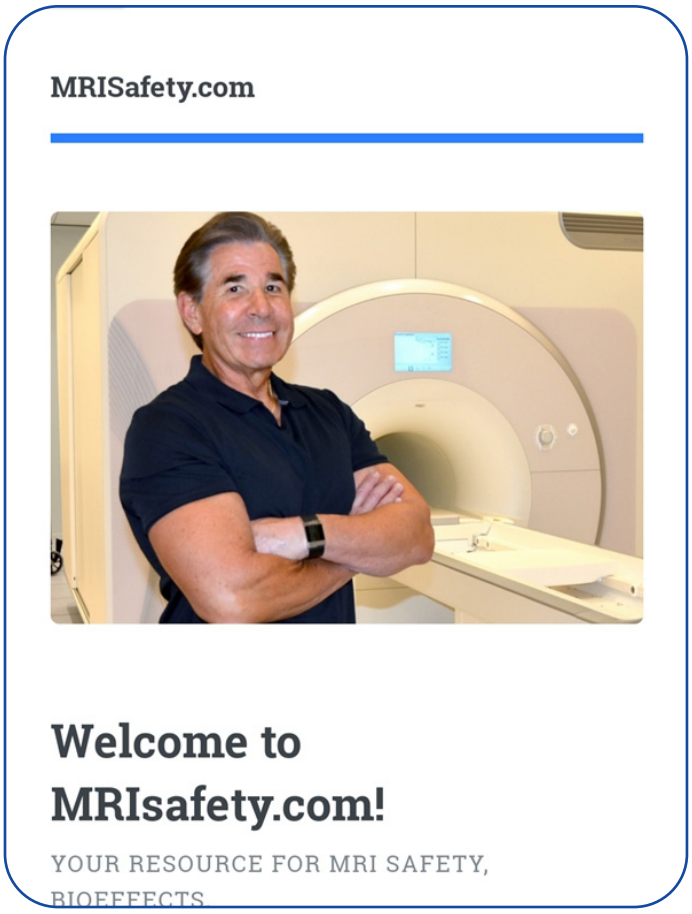


ایـن سـایت بـه ارائـه مطالـب گسـترده‌ای در زمینـه رادیولـوژی می‌پـردازد. بـرای بهـره گیـری از امکانـات سـایت ابتـدا بایـد بـه عضویـت آن درآمـد، سـپس می‌تـوان مطالبـی از قبیل اخبـار رادیولـوژی، همایش ها، مراکز آموزشـی، کتابخانه الکترونیکی، پزشـکی هسـته‌ای، رادیوگرافـی، انواع سیسـتم های سـی تـی، ام آر آی، آر آی اس و ... را از طریـق امکانـات جسـتجو در ایـن سـایت مشـاهده کـرد.

Mrisafety.۳

آدرس سایت:

www.mrisafety.com



این سایت به ارائه اطلاعاتی درباره ایمنی و امنیت در هنگام کار با دستگاه ام آر آی برای اپراتور و بیمار می پردازد. در این سایت می‌توان عناوینی همچون تحقیقات ام آر آی، اطلاعات ایمنی، انواع کتب،رویدادها، امکان ثبت نام در سایت و لینک به سایت‌های مرتبط را مشاهده کرد.

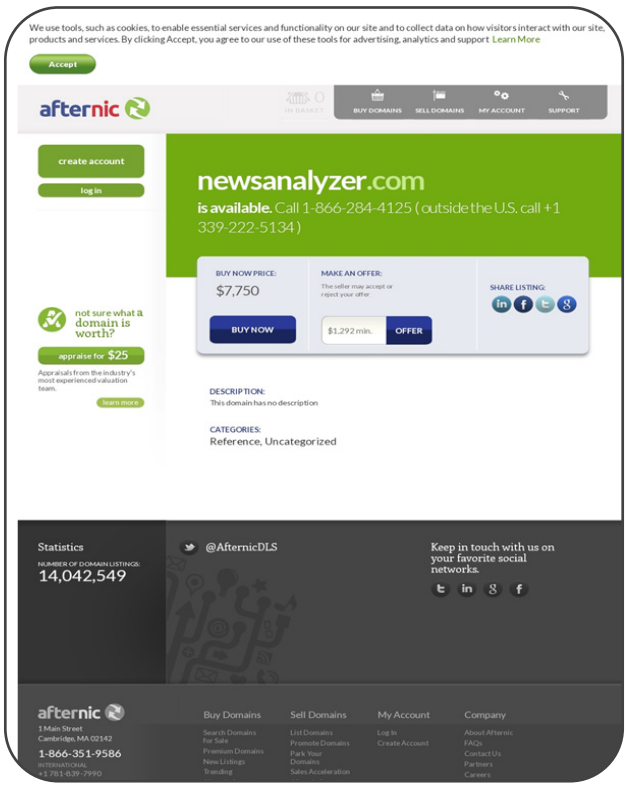
newsanalyzer. ٤

آدرس سایت:

www.newsanahyzer.com

در این سایت خبری به آنالیز اخبار منتشرشده درباره‌ی مهندسی پزشکی پرداخته می‌شود.

از عناوین مهم این سایت می‌توان به ابزار جستجو در خبرها، بیو مواد، بیوتکنولوژی، تجهیزات پزشکی و...اشاره کرد.



Ismrm.٥

آدرس سایت :

www.ismrm.org

در این سایت می‌توان به اطلاعاتی درباره ارتعاشات مغناطیسی دسترسی پیدا کرد.

این سایت به ایمنی هنگام کار با ام‌آرآی و سایر سیستم‌های مغناطیسی می‌پردازد.

از موضاعات بسیار مهم مطرح شده در این سایت می‌توان به لابراتورهای تحقیقاتی و منابع اطلاعات اصلی درباره ام‌آرآی اشاره کرد.



مقال
r eeg

مقدمه

دهه‌هاست که توجه پژوهشگران و پزشکان به اندازه‌گیری در خارج آزمایشگاه جلب شده است. در سال‌های اخیر به خاطر پیشرفت فوق العاده تکنولوژی در عرصه دستگاه‌های پوشیدنی و نیاز به تکنولوژی بهتر و به صرفه‌تر برای حفظ سلامت، این توجه افزایش یافته است.سیستم‌های ای‌ای‌جی سیاری وجود دارند که به صورت بلندمدت قابلیت ضبط کردن اطلاعات را فراهم می‌کنند. اما این سیستم‌ها به طور معمول برای اشخاصی که هر روز از آن‌ها استفاده می‌کنند حجیم و آزاردهنده‌اند و نصب آن‌ها باید توسط پرسنل آموزش دیده انجام شود.

سیستم‌های ای‌ای‌جی پوشیدنی با هدف راحت بودن برای نصب کردن و قابلیت ضبط بلندمدت اطلاعات تلاش می‌کنند تا محدودیت‌های سیستم‌های سیار را برطرف کنند. علاوه بر این، توسعه بعضی از سیستم‌های ای‌ای‌جی پوشیدنی بر طرح‌هایی تمرکز دارند که برای زندگی و فعالیت‌های روزانه مناسب باشند.

اطلاعات ضبط شده سیستم‌های ای‌ای‌جی آزمایشگاهی با سیستم‌های کامل و الکترودهای مرطوب به دست می‌آیند تا وضوح بالا را به دست آورند و الکترودهای خشک برای ارتقای راحتی کاربر و افزایش قابلیت استفاده بلند مدت به کار برده می‌شوند. به علاوه از آماده کردن پوست برای اتصال به ای‌ای‌جی‌با الکترودهای مرطوب بی‌نیاز می‌شویم. ای‌ای‌جی گوش روشی برای ثبت ای‌ای‌جی از طریق الکترودهای داخل گوش بیرونی است. ای‌ای‌جی‌گوش چالش‌های کاربردی یک ای‌ای‌جی بدون نفوذ به بدن را در محیط زندگی واقعی نشان می‌دهد. شکل دستگاه ای‌ای‌جی گوش بسیار شبیه وسایلی است که برای کمک به شنوایی استفاده می‌شود و راه آسانی برای دریافت ای‌ای‌جی فراهم می‌کند. بدین طریق ای‌ای‌جی‌های پوشیدنی و به طور پایه‌ای، ای‌ای‌جی‌گوش می‌توانند برای ثبت ای‌ای‌جی در چند روز متوالی استفاده شوند.در ای‌ای‌جی‌های گوش قبلی از الکترودهای مرطوب و در آن ها از ژل بین پوست و الکترود استفاده می‌شد.تماس خشک الکترود ای‌ای‌جی گوش،راحتی کاربرد آن را افزایش می‌دهد و باعث می‌شود تا کاربر آن را بدون نیاز به کمک نصب کند. طرح الکترودها و قطعه گوشی از طریق مطالعه الگوهای استانداردای‌ای‌جی دارای اعتبار گردیده است.

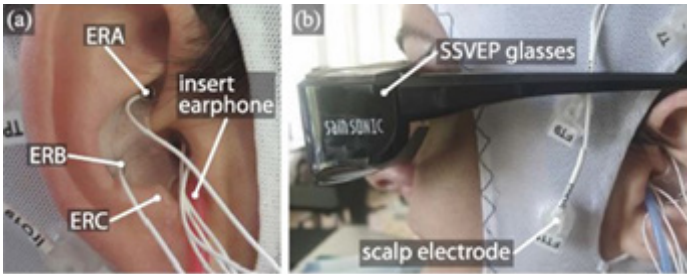
رابط الکترود-پوست به طور چشم گیری بر روی ثبت سیگنال‌های بیوالکتریکی تاثیر می‌گذارد. برای اتصال الکترودهای خشک این رابط عمدتا توسط خواص الکتروشیمیایی مواد الکترود، طراحی مکانیکی الکترود، خواص سطحی الکترود و نحوه نگهداشت الکترود در برابر پوست تعریف می‌شود. این الکترود بر پایه‌ی تیتانیوم (Ti) با پوشش ایریدیم اکسید و طراحی مکانیکی آن درگوشی نرم جاسازی شده است. ایریدیم‌اکسید ماده‌ای با خواص شبه‌خازنی و امپدانس کم است. پوشش ایریدیم اکسید برای مطالعه حاضر یک فیلم ایریدیوم اکسید حرارتی است که از تیتانیومی که حکاکی شیمیایی شده تشکیل شده است.این الکترود زیست سازگار و از نظر مکانیکی قوی و بسیار بی اثر است ، بنابراین مناسب برای تماس طولانی مدت پوست در طول ضبط در زندگی روزمره است. علاوه بر این، پوشش دارای خواص آب‌دوست است که باعث می‌شود هنگامی که به پوست اعمال می‌شود به راحتی مرطوب شود. مونتاژ الکترود برپایه پین تیتانیوم بوده و با حلقه‌هایی از ایریدیم اکسید پوشش داده شده است و توسط غلافی از نقره، محافظت الکتریکی می‌شود.

گوشی نرم

برای دستیابی به اتصال پایدار الکترود پوستی، متوجه شدیم داشتن الکترود توسعه یافته در یک گوشی نرم که بستگی به شکل اناتومیک گوش

درسا هادیان
حامدامین
الهه حسنخانی کارشناسی
مهندسی پزشکی ۹۵

فرد دارد، بسیار مهم است. این امر به ویژه برای رسیدن به یک تماس خوب و قابل اطمینان با پوست در لاله‌ی گوش بسیار مهم است. قسمت



شکل ۱

انعطاف پذیر گوشی‌ها اجازه می‌دهد به همراه تغییرات شکل گوش تغییر کند و کمک می‌کند الکترودها در طول این تغییرات به طور پایدار با پوست تماس داشته باشند. در مطالعه فعلی، سوراخ‌های الکترود در موقعیت ExC و ExB و ExA در لاله‌ی گوش خارجی و موقعیت EXE و EXL و EXT در کانال گوش که در آن X نشان دهنده‌ی گوش چپ یا راست است، قرار دارند. همانطور که در شکل نشان داده شده گوشی‌ها با یک مفصل انعطاف‌پذیر بین قسمت کانال گوشی و لاله‌ی گوشی طراحی شده‌اند. این بخش باعث می‌شود قسمت‌های کانال و لاله‌ی گوشی به طور مستقل و به راحتی حرکت کنند.

نحوه آزمایش:

پلتفرم سیگنال مغزی گوش با تماس خشک بر روی ای‌ای‌جی‌ثبت شده از ۱۲ نفر آزمایش شد. ثبت ای‌ای‌جی با دستگاه پرتابل ۳۲ کاناله ی TMSi MOBITA ای‌ای‌جی هلند، با نرخ نمونه برداری ۵۰۰ هرتز بدست آمد. تقویت کننده با امپدانس ورودی بالا (بیش از ٤گیگا اهم) و نویز پایین (کمتر از ۰/٤ ولت در ۰/۱ تا ۱۰ هرتز) مشخص شد.

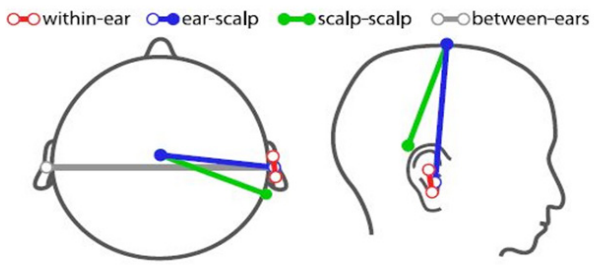
علاوه بر آن، تقویت‌کننده حفاظت فعال از

الکترودهای گوشی را در کل مسیر تا پشت هر ۱۲ الکترود راه اندازی کرد. مطابق شکل ۱ کلاهی با کاربری ساده شامل ۲۰ الکترود خیس ایریدیوم اکسید جهت ثبت جمجمه ای استفاده گردید. موقعیت الکترودهای جمجمه ای طبق سیستم ۱۰-۲۰ بود. دسته‌بندی رسانا به بازوی راست به عنوان زمین تقویت کننده ای‌ای‌جی متصل بود. پیش‌تر جهت اتصال هدفون، محل گوش ها با الکل و آب تمیز شد.

۱۲ نفر با شنوایی و بینایی نرمال و میانگین سنی ۳۰/۹ سال در این مطالعه شرکت کردند. هنگامی که افراد در حال استراحت بر روی صندلی‌هایی راحت در آزمایشگاه بودند، ثبت‌ها انجام گردیدند.

پتانسیل‌های فراخوانده شده بصری حالت ماندگار (پتانسیل برانگیخته) توسط شاتر عینک اصلاح شده‌ی فعال مطابق شکل ۱ (ب) به افراد نشان داده شد. قطعات الکترونیکی درون عینک حذف و سیم‌ها به طور مستقیم به پنل LCD وصل شدند و لنز های عینک را پوشاندند. بدین ترتیب می‌توان نور محیط را تعدیل و تنظیم کرد. تنظیم نوسانات بوسیله ۵۰ درصد چرخه کار سیگنال ۵ ولتی کنترل گردید. زمان فراز و فرود نوسان به ترتیب ۲۰ و ۱۰۰۰ میکرو ثانیه بود.

برای نمونه‌های شنوایی، محرکی با شدت و فاز برابر به هر دو گوش بوسیله هدفون (3M E-A-RTONE GOLD) اعمال شد. مجرای هدفون ها به طرف دیافراگم گوش قرار می گیرد. محرک با سطح صدای ۵۵ دسی‌بل بالا تر از سطح احساس شنوایی تعیین شده در ۱۰۰۰ هرتز اعمال گردید. در حین تحریک، افراد فیلم صامت و بدون زیرنویسی را تماشا می کردند. همه ی ثبت‌ها به وسیله فیلتر میان گذر با تابع "pop_eegfiltn()" در EEGLAB FIR فیلتر شدند.



موقعیت الکترودها

شکل ۲ برای نمایش چگونگی تغییرات پاسخ‌های مورد مطالعه با تغییر موقعیت الکترودها، به کار گرفته شده است.

داخل-گوش (Within-ear): الکترود رفرنس و الکترودهای اندازه‌گیری هردو در یک گوش قرار گرفتند.

گوش-جمجمه(Ear-scalp):

الکترود اندازه‌گیری یک الکترود گوشی و الکترود رفرنس، جمجمه‌ای cz بود.

جمجمه-جمجمه (Scalp-scalp):

الکترود اندازه‌گیری الکترود TP۷ یا TP۸ و الکترود رفرنس الکترود cz بود.

بین-گوش ها (Between-ears):

الکترود اندازه‌گیری و الکترود رفرنس در هر دو طرف سر قرار گرفتند.

پاسخ حالت ماندگار

دو نوع تحریک حالت ماندگار مطالعه شد. هر یک از این محرک ها برای ۵ دقیقه به افراد اعمال گردید.

محرک پاسخ شنوایی توزیع گاوسی دامنه نویز سفید را با ٤٠ هرتز تعدیل کردند.

محرک پتانسیل برانگیخته برای تعدیل نور محیط با ۹ هرتز به وسیله عینک پتانسیل برانگیخته اجرا شد. افراد ٤٠ ثانیه مقابل مانیتورهایی که صفحه سفیدی را نمایش می‌داد نشستند. فاصله بین سر هر فرد تا مانیتور ٦٠ سانتی متر بود.

ثبت‌ها یکبار با فیلتر میان گذر از ۲ تا ۱۰۰ هرتز فیلتر شدند و در نوبت دوم فیلتر ناچ ۵۰ هرتز جهت کاهش تداخل نویز برق شهر اعمال گردید. سپس داده ها به بخش های ۱ ثانیه ای تقسیم بندی شدند. برای اطمینان از هماهنگی میانگین پاسخ‌های حالت ماندگار (اس‌اس‌آر) بخش ها هم راستا شدند تا برای پاسخ شنوایی با ۸ هرتز و برای پتانسیل برانگیخته با ۹ هرتز راه اندازی گردند. برای محاسبه پاسخ حالت ماندگار موقعیت‌های گوش-جمجمه و جمجمه-جمجمه ۲۵٦ بخش با کمترین میانگین توان از ۵۵ تا ۷۵ هرتز انتخاب شدند و میانگین بازه زمانی (TDA) بخش ها اجرا گردید.

به طور کلی اختلاف پتانسیل اندازه‌گیری‌شده به فاصله الکترودها و جهت آن‌ها نسبت به گرادیان میدان الکتریکی وابسته است. بنابراین برای موقعیت الکترودهای داخل گوش فواصل الکترودها یکسان است و درنتیجه پاسخ حالت ماندگار به طور کلی در مقایسه با موقعیت گوش-جمجمه کمتر خواهد بود. علاوه بر این تفاوت‌های ناشی از شکل آناتومیکی گوش هر فرد و مکان و جهت منابع عصبی زیرین، موقعیت بهینه الکترودهای داخل گوش برای هر فرد متفاوت خواهد بود. به این ترتیب برای هر فرد موقعیت بهینه الکترودهای داخل گوش انتخاب می‌شود. برای جلوگیری از اتصال بیش از حد هر موقعیت طوری آموزش داده شده که در نیمی از بخش استخراج شده و در نیمه‌ی دیگر تست گردد. این اعتبار سنجی متقابل برای ۱۰۰ موقعیت مختلف، اموزش و تست اجرا شد و میانگین بازه زمانی (TDA) همه‌ی داده ها محاسبه گردید. به طور مشخص برای هر اعتبار سنجی متقابل، ۱۲۸بخش که به طور تصادفی از بین ۲۵٦ بخش با کمترین میانگین توان از ۵۵ تا ۷۵ هرتز انتخاب شده بود، آموزش انجام شد. سپس موقعیتی از الکترودهای داخل گوش که بیشترین اس‌ان‌آر از اولین هارمونیک پاسخ حالت ماندگار (اس‌اس‌آر) را داشت انتخاب گردید. تست با انتخاب موقعیت الکترود و ۱۲۸ بخش باقیمانده انجام شد. پاسخ حالت ماندگار(اس‌اس‌آر) مانند میانگین بازه زمانی (TDA) از آزمایش ۱۰۰ داده اعتبار سنجی شده متقابل، محاسبه گردید.

اس‌ان‌آر به صورت نسبت بین توان سیگنال به توان نویز تعریف می‌شود. اس‌ان‌آر برای هر هارمونیک پاسخ حالت ماندگار (اس‌اس‌آر) مانند توان در هارمونیک که با توان نویز درپهنای باند ۵± هرتز مرتبط با هارمونیک بود، محاسبه شد. توان در هارمونیک از تخمین توان نویز حذف شد.

ناسازگاری منفی

محرک‌های استاندارد سینوسی‌های ۱ کیلو هرتزی با مدت زمان ۷۵ میلی‌ثانیه (شامل ۵ میلی ثانیه زمان فراز و فرود) بودند. انحراف محرک‌ها در فرکانس ۲ کیلو هرتز و به صورت تصادفی با احتمال ۰/۲ انتخاب شد. زاویه شروع تحریک کننده (SOA) به طور تصادفی بین ۵۰۰ تا ۸۰۰ میلی ثانیه انتخاب شد.

همه‌ی ۲۰۰۰ محرک (۴۰۰ انحراف) در دو رشته‌ی ۱۱ دقیقه ای بودند.

داده‌های ثبت شده‌ی ای‌ای‌جی با فیلتر میان گذر از ۱ تا ۲۵ هرتز فیلتر شده و با محدودیت ۱۰۰- تا ۵۰۰ میلی ثانیه مرتبط با شروع تحریک بخش بندی شد. سپس هر بخش خط پایه با میانگین دامنه از ۱۰۰- تا ۰ میلی ثانیه اصلاح شد و متعاقبا بخش های خارج از محدوده ۵۰-/+ ولت حذف گردید. سطح نویز هر بخش مانند میانگین توان از ۵۵ تا ۷۵ هرتز بر اساس داده‌های ای‌ای‌جی فیلتر نشده تخمین زده شد. ۲۵۶ بخش محرک استاندارد با کمترین سطح نویز از بین دو رشته انتخاب شد و پتانسیل‌های وابسته به رخداد استاندارد با میانگین بازه زمانی ۵۱۲ بخش محاسبه گردید. به طور مشابه ۱۲۸ انحراف بخش‌ها با کمترین سطح نویز از بین دو رشته انتخاب شد و انحراف پتانسیل وابسته به رخداد با میانگین بازه زمانی این ۲۵۶ بخش محاسبه گردید.

مدولاسیون باند آلفا

برای کامل کردن فضای حالت و پاسخ‌های وابسته به رخداد، مطالعه با ثبت‌های خود به خودی (بدون اعمال تحریک) مقایسه شد. مطالعه بر فعالیت‌های باند آلفا تمرکز داشت که با توجه بصری تعدیل می شد. افراد در دو شرایط تعلیم داده شدند؛ ۱) چشم باز، تماشای فیلم صامت ۲) استراحت با چشمان بسته. صدایی هر ۶۰ ثانیه یکبار تغییری را نشان میداد که اولینش همان شرط ۱ بود. این اندازه‌گیری به مدت ٤ دقیقه طول می‌کشید.
داده‌های ای‌ای‌جی با فیلتر میان گذر از ۲ تا ٤۵ هرتز فیلتر شده و به بخش های ٤ ثانیه ای با هم پوشانی ۲ ثانیه‌ای بخش‌بندی شدند.
برای هر بخش میانگین توان باند آلفا ۸ تا ۱۲ هرتز محاسبه گردید. بخش‌های توان باند آلفا بالاتر از ۱۰۰ میکرو ولت مربع بر هرتز برای الکترودهای گوش-جمجمه و بالاتر از ۱ میکرو ولت مربع بر هرتز برای الکترودهای داخل گوش از آنالیز حذف گردید.
در حین چشمان بسته منابع اولیه آلفا در گوش داخلی‌اند اما با چشمان باز این منابع در مجاورت گوش هستند. با توجه به فاصله کم الکترود تا داخل گوش، لازم بود موقعیت الکترود داخل گوش برای هر فرد بهینه شود. داده‌ها به دو رشته داده تقسیم شدند؛ رشته‌ی اولی شامل ۱۲۰ ثانیه اول ای‌ای‌جی ثبت شده و رشته ی دوم شامل ۱۲۰ ثانیه بعدی بود. سپس بالا ترین نسبت مدولاسیون باند آلفای الکترودهای داخل گوش برای هر رشته انتخاب شد.

امپدانس الکترود-پوست

جهت تبیین بهتر رابط الکترود-پوست برای پلتفرم توسعه یافته الکترود خشک ، توصیف طیف امپدانس الکترود-پوست برای تمامی افراد اجرا گردید. توصیف امپدانس اندازه‌گیری شده برای هر ۱۲ الکترود گوشی در پایان مطالعه در حالتی که هر فرد هدفون را به مدت دو ساعت پوشیده بود، انجام شد.
قبلا توصیف امپدانس الکترود-پوست برای الکترودهای خشک و الکترودهای خیس برای نقره انجام شده بود. این مطالعه وسیله‌ی اندازه‌گیری طیف امپدانس برای الکترودهای نقره را توصیف می‌کرد. وسیله‌ی مشابهی برای توصیف الکترود-پوست ایریدیم اکسید استفاده شد. امپدانس اندازه‌گیری شده با چگالی جریان۰/۵ آمپر بر مترمربع اجرا و توصیف آن برای ۱۰ ترکیب از ٦ الکترود برای هر گوش انجام پذیرفت. این کار امکان تخمین قدرتمندی از امپدانس الکترود-پوست را برای هر تک الکترود فراهم کرد. این اندازه‌گیری برای هر ٦ الکترود بین الکترود گوشی و دستبند رسانای بازوی چپ اجرا شد. دستبند رسانای بازوی راست همواره زمین قرار داده شد.

پتانسیل نیم پیل

پتانسیل نیم پیل فقط برای ۵ الکترودی که پوشش ایریدیم اکسید در معرض بود اندازه گرفته شد. همه‌ی اندازه‌گیری‌ها نسبت به الکترود مرجع SI Analytics ۲۸۲۰+۲۸ انجام گرفت. الکترودها در یک ظرف با ۱ مول پتاسیم کلرید در دمای ۲۵ درجه سانتی گراد غوطه‌ور شده و اندازه‌گیری‌ها با مولتی متر اچ-ام-سی ۸۰۱۲ انجام شد. پتانسیل اندازه‌گیری شده ۲۷/۷ میلی ولت، بر اساس معادله نرنست بود تا غلظت‌های مختلف محلول پتاسیم کلرید تاثیری در مقادیر نگذارد.

برای هر اندازه‌گیری الکترود ۲۰ دقیقه در محلول قرار گرفت و سپس به طور کامل با آب شسته و پتانسیل نیم پیل اندازه‌گیری گردید. این پروسه برای هر الکترود چهار بار تکرار شد.

نتایج

حالت مانگار

ردیف بالای شکل ۵ متوسط پاسخ‌های شنوایی را نشان می‌دهد و ردیف پایین شکل ۵، متوسط پتانسیل‌های برانگیخته را نشان می‌دهد. طیف توان برای موقعیت الکترودهای گوش-جمجمه وجمجمه-جمجمه در شکل ۵ (الف) ستون چپ نمایش داده شده و شکل ۵ (ب) طیف توان را برای پیکربندی الکترودهای داخل گوش نشان می‌دهد، که برای هر فرد به صورتی که قبل توضیح داده شد بهینه شده است. اس‌ان‌آر اولین پاسخ‌هارمونیک در خطوط داده شده است؛ نشانگر های ستاره از نظر آماری دارای پاسخ‌های قابل توجهی هستند.($F\text{-test}, p<0.05$). شکل پاسخ‌های شنوایی و پتانسیل‌های برانگیخته‌ی مشابهی را برای پیکربندی الکترودهای گوش-جمجمه و جمجمه-جمجمه نشان می‌دهد.

با مقایسه کردن طیف توان برای الکترودهای گوش-جمجمه و الکترودهای داخل گوش، می‌بینیم مقادیر اس‌ان‌آر برای موقعیت‌های الکترود درون گوش پایین‌تر بود، اما هنوز هم اولین پاسخ‌هارمونیک به راحتی قابل مشاهده و از نظر آماری قابل توجه است.میزان نویز طیف توان برای موقعیت الکترودهای داخل گوش و گوش-جمجمه قابل مقایسه بود.

ناسازگاری منفی

شکل ٦(الف) متوسط پاسخ امامان را برای موقعیت الکترود گوش-جمجمه ELE-Cz نشان می‌دهد.شکل ٦(ب) متوسط پاسخ امامان را برای موقعیت الکترود TP۸-TP۷ و شکل ٦ (پ) پاسخ را برای موقعیت الکترود ELE-ERE گوش میانی نشان می‌دهد. خط سبز فاصله‌های زمانی از پاسخ امامان که از نظر آماری قابل توجه و متفاوت از صفر است ($p<0.05$، بدون اصلاح مقایسه ای چندگانه)، که با استفاده از یک آزمون تی-تست اندازه‌گیری شده است را نشان می‌دهد.هر دو استاندارد و انحراف ERP برای موقعیت ELE-Cz، یک شکل موج به خوبی شناخته شده P۲-N۱-P۱، با زمان و دامنه مشابه با ثبت ای‌ای‌جی گوش با الکترود مرطوب داشت.

هنگامی که موقعیت الکترود ELE-Cz به اکترود ELE-ERE عوض شد، زمان پاسخ امامان اندکی تغییر کرد. با این حال، زمان پاسخ امامان مشابه موقعیت‌های الکترود TP۸-TP۷ و ELE-ERE بود. به طور کلی برای همه موقعیت‌های الکترود در شکل ٦ پاسخ امامان برای فواصل متوالی، در زمان برجسته‌ترین پیک‌ها از نظر آماری قابل توجه است.پاسخ امامان که تنها برای موقعیت الکترود بین گوش نشان داده شده است به اندازه موقعیت الکترود داخل گوش از نظر آماری قابل توجه نبود.

مدولاسیون باند آلفا

شکل ۷ طیف سنجی مطابق با طیف توان ثبت شده از هر فرد را نشان می‌دهد. برای محاسبه متوسط توان باند آلفا، ۱٪ از بخش‌ها برای موقعیت الکترود ELE-Cz

و ١٤٪ بخش ها برای موقعیت الکترود درون گوش، مطابق با معیارهای توضیح داده شده در بالا، رد شد.طیف سنجی و رسم کردن متوسط توان باند آلفا، برای موقعیت الکترود ELE-Cz، یک مدولاسیون باند آلفای واضح و قابل توجه از نظر آماری را نشان می‌دهد ($p<0.001$). مدولاسیون باند آلفا برای موقعیت الکترود درون گوش پایین‌تر بود

اما هنوز هم متوسط مدولاسیون از نظر آماری قابل توجه است ($p<0/0001$) .

امپدانس الکترود پوست

شکل ۸ (الف) پارامترهای مدل متوسط را برای الکترودهای درون کانال گوش نشان می‌دهد. مدل‌های پارامتر بر اساس اندازه‌گیری از الکترودهای نقره خشک و مرطوب بر روی گوشواره‌های سخت و الکترودهای خشک تماسی ایریدیم اکسیدقرار گرفته شده بر روی گوشواره‌های نرم هستند. پارامترهای الکترودهای نقره از گرفته شده . مقاومت و ظرفیت الکترودهای خشک نقره و الکترود خشک ایریدیم اکسید قابل مقایسه با R۱ غالب مقاومت بخش رابط الکترود پوست است. برای مقایسه، در فرکانس تقریبی ۵۰ هرتز امپدانس برای الکترودهای کانال گوش ٤ کیلواهم برای نقره مرطوب، ٤۵۲کیلواهم برای نقره خشک، و ٤۳۵کیلواهم برای ایریدیم اکسید خشک است. تصاویر ۸ (ب) و (پ) طیف متوسط امپدانس برای الکترود خشک ایریدیم اکسید به ترتیب برای کانال گوش و لاله گوشی را نشان می‌دهد. هیستوگرام در گوشه بالا سمت راست شکل ۸ (ب) و (پ) توزیع امپدانس متوسط از ۰/۱ هرتز تا ۱۰هرتز را نشان می‌دهد. چندین اندازه‌گیری که توسط Rem مشخص شده بود، داده‌های خارج از محدوده هیستوگرام و تجزیه و تحلیل بودند. در مجموع، اندازه‌گیری‌ها از ۱۲ (۰/۷٪) الکترود از تجزیه و تحلیل خارج شده‌اند.

پتانسیل نیم پیل

پتانسیل نیم پیل به طور میانگین ۹۹میلی ولت اندازه‌گیری شده، که با پتانسیل نیم پیل ۳۲۲میلی ولت هنگامی که به الکترود هیدروژن استاندارد ارجاع داده می‌شود متناظر است. اندازه‌گیری پتانسیل نیم پیل در یک محلول الکترولیت (امول پتاسیم کلرید) انجام می‌شود و شبیه تماس پوست خشک نیست. برای تکمیل اندازه‌گیری‌های پتانسیل نیمه سلولی و بدست آوردن یک تخمین از انحراف تلرانس مورد نیاز برای اندازه‌گیری با الکترودهای توسعه یافته

گفت و گو

پاسخ حالت ماندگار

شباهت زیاد بین پاسخ شنوایی و پتانسیل برانگیخته برای موقعیت‌های الکترودهای جمجمه-جمجمه و گوش -جمجمه نشان می‌دهد که الکترودهای تماسی خشک گوش سیگنال‌های سیگنال مغزی معنی داری اندازه‌گیری کرده‌اند و کیفیت ثبت‌ها در مقایسه با ثبت از وضعیت الکترودهای مرطوب جمجمه قرار دادی، در تعادل است.وقتی که موقعیت الکترودها از حالت گوش-جمجمه به داخل گوش تغییر می‌کند دامنه اولین هارمونیک پاسخ شنوایی تقریبا ۱۰ دسی‌بل کاهش می یابد. این کاهش کوچک است اما هنوز قابل مقایسه با ثبت‌های قبلی سیگنال مغزی گوش بر اساس الکترودهای مرطوب است، در درجه اول با فاصله کوچک الکترود ایجاد می‌شود.در هر حال، سیگنال به نویز پاسخ شنوایی از موقعیت الکترود گوش-جمجمه به الکترود داخل گوش ٦ تا ۸ دسی‌بل کاهش می‌یابد. این با نتایج قبلا گزارش شده متناقض است، در آن اس‌ان‌آر برای موقعیت الکترود داخل گوش مشابه یا بالاتر بود. کاهش اس‌ان‌آر ناشی از نویز مشابه (floor) طیف توان برای موقعیت الکترود گوش-جمجمه و داخل گوش است.این به احتمال زیاد مربوط به افزایش نویز در سطح الکترود پوستی تماسی خشک در مقایسه با الکترودهای مرطوب بود.هشت هارمونیک اول پتانسیل برانگیخته برای هر دو الکترود جمجمه-جمجمه و گوش- جمجمه از نظر آماری معنی دار بود. این در حالی است که برای موقعیت الکترود داخلی گوش فقط دو هارمونیک اول از نظر آماری معنی دار بود. دامنه پتانسیل برانگیخته برای موقعیت الکترود داخلی گوش در مقایسه با الکترود گوش-جمجمه تقریبا ۲۰ دسی‌بل پایین‌تر است.

این تا حد زیادی با نتایج قبلی گزارش شده برای الکترودهای مرطوب گوش همخوانی دارد. سیگنال به نویز پتانسیل برانگیخته از موقعیت الکترود گوش-جمجمه به موقعیت الکترود داخل گوش ۱۰-۱۲ دسی‌بل کاهش می‌یابد. همانطور که برای نتایج پاسخ شنوایی، عمدتا به دلیل دامنه پایین پتانسیل برانگیخته بود، در حالی که نویزطیف توان برای موقعیت‌های الکترودهای گوش-جمجمه و داخل گوش مشابه بودند.

ناسازگاری منفی

پاسخ ام‌ام‌ان برای موقعیت الکترود گوش-جمجمه ELE-Cz دارای زمان سنجی پیک‌هایی است که در جایی که موقعیت الکترودها و الگوها مشابه هم بودند، با مطالعات قبلی ام‌ام‌ان مطابقت داشت. این به احتمال زیاد یک نتیجه‌گیری از تغییر موقعیت الکترود است، که منجر به وزن متفاوتی از منابع عصبی مربوط به پاسخ ام‌ام‌ان می‌شود. اطراف پیک های برجسته‌تر، نقاط معنا داری فواصل متناوب را تشکیل می‌دهند، که نشان می‌دهد این فواصل معنی دارند و فقط تغییرات تصادفی در آزمون‌های آماری نیستند.

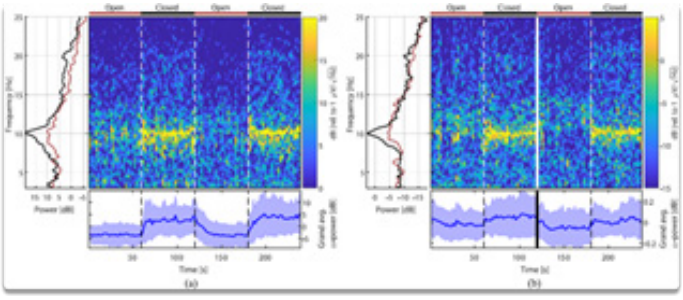
مدولاسیون باند آلفا

شکل ۷ (الف) یک مدولاسیون واضح متوسط باند آلفا را برای موقعیت الکترود گوش-جمجمه ELE-Cz نشان می‌دهد.هنگامی که موقعیت الکترود به داخل گوش تغییر می‌کند،مدولاسیون متوسط باند آلفا کمتر قابل مشاهده است، اما هنوز هم از نظر آماری قابل توجه است.در مقایسه با مطالعات قبلی مدولاسیون باند آلفا که با الکترودهای مرطوب انجام شده، مدولاسیون برای موقعیت الکترود داخل گوش در مطالعات اخیر پایین‌تر بوده. مدولاسیون پایین‌تر احتمالا مربوط به سطح نویز بالاتر ثبت الکترود تماسی خشک است، که همچنین برای ثبت‌های اس‌اس‌آر مشاهده شد.همچنین شکل ۷ آشکارا نشان می‌دهد.

امپدانس الکترود پوست

پارامترهای مدل برای الکترودهای خشک نقره و ایریدیم اکسید حتی هنگامی که سطح الکترود ایریدیم اکسید تقریبا ۱/۵ مرتبه کوچکتر از سطح الکترود نقره بود، قابل مقایسه بودند.

علاوه بر این الکترودهای نقره بر روی سطح یک گوشواره (earpieces) سخت جداگانه طراحی شده‌اند، بنا بر این آن‌ها سازگاری بهتری با کانال گوش دارند. الکترودهای توسعه یافته ایریدیم اکسید شکل ثابتی دارند، که سبب می‌شود ناحیه تماسی پوست کوچکتر از ناحیه سطح الکترود باشد. بنابراین نسبت بین ناحیه تماسی الکترودهای نقره و ایریدیم اکسید باید بزرگتر از ۱/۵ باشد. لایه دوگانه رابط الکترود پوستی با C1 و R2 مدل شدند و R2 مقاومت اهمی الکترولیت، پوست و بافت جسم را مدل می‌کند.

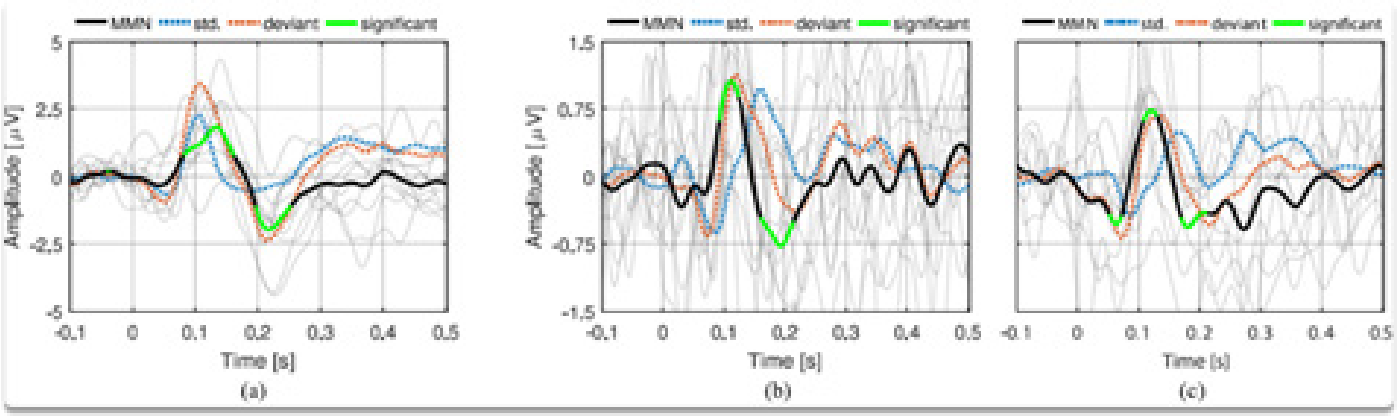


شکل۷

برای الکترودهای خشک تماسی یک لایه دوگانه از رطوبت حاصل از بدن بر روی سطح الکترود متراکم می‌شود.این باعث میشد که امپدانس لایه دوگانه در مقایسه با الکترودهای مرطوب افزایش پیدا کند و می‌تواند توضیح دهد که چرا R1 متناظر مقاومت قسمت رابط الکترود پوست برای اندازه‌گیری‌های الکترود تماسی خشک است. در اندازه‌گیری امپدانس، شامل الکترودهای خشک نقره قرار داده شده در قسمت لاله گوشی گوش نمی شد، زیرا این الکترودها امپدانس بی نهایت دارند.مطالعات اخیر نشان می‌دهد که با الکترودهای نرم گوشواره‌ای و ایریدیم اکسید به دست آوردن امپدانس پوستی قابل قبول برای الکترودهای تماسی در لاله گوشی امکان پذیر است با این حال امپدانس برای الکترودهای لاله گوشی بالاتر از امپدانس برای الکترودهای کانال گوش است. این موضوع با آزمایش‌های عملی ما مطابقت دارد،که گرفتن یک ارتباط الکترود پوستی خوب مشکل تر است. در مطالعات قبلی بر روی آرتیفکت‌های فیزیولوژیکی در سیگنال مغزی گوش فرض کردیم که گوشواره‌های نرم پیشرفت بیشتری نسبت به گوشواره‌های سخت دارد. به علاوه اندازه‌گیری‌های امپدانس برای الکترود لاله

گوشی این فرض را تحکیم می‌کند. الکترودهای تماسی خشک در مقایسه با الکترودهای مرطوب دارای امپدانس الکترود پوستی تقریبا دو مرتبه بالاتر هستند و این نکته به هنگام طراحی یک تقویت باشد تا سطح نویز ورودی برای الکترود خشک تماسی مشابه برای الکترود مرطوب باشد.

پتانسیل نیمه سلولی

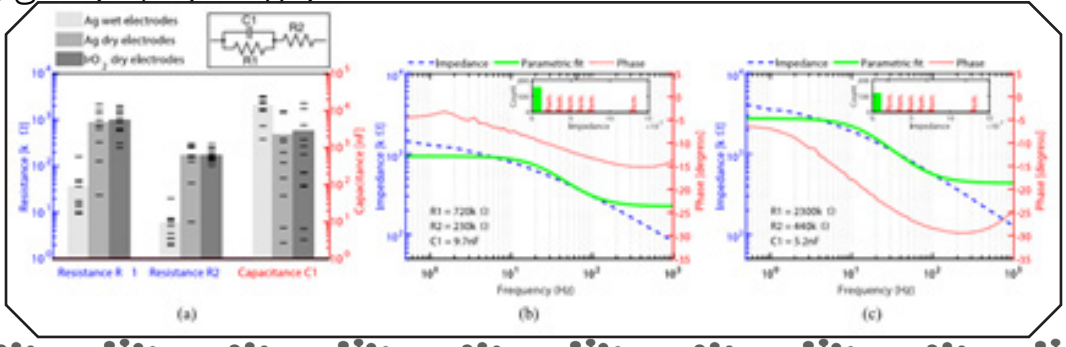


شکل٦

کننده ابزار دقیق برای اندازه‌گیری با الکترود باید در نظر گرفته شود.عدم تعادل امپدانس الکترود به طور کلی با مقدار مطلق امپدانس مقیاس می‌شود. بنابراین انتظار می‌رود عدم تعادل امپدانس برای الکترودهای تماسی خشک توسعه یافته در مقایسه با الکترودهای مرطوب دو مرتبه بالاتر باشد. نسبت رد مد مشترک (CMRR) تقویت کننده‌های ابزار دقیق مشروط به $CMRR \cong 20log_{10}(\frac{Z_c}{\Delta Z_E})$ ،که ΔZ_E عدم تعادل امپدانس و CZ امپدانس ورودی مد مشترک تقویت کننده ابزار دقیق است. در نتیجه، امپدانس ورودی تقویت کننده ابزار دقیق برای رسیدن به نسبت مد مشترک الکترودهای تماسی خشک مشابه الکترودهای مرطوب، باید دو مرتبه بالاتر باشد. با توجه به نویز ورودی معرفی شده،تمرکز اصلی باید بر روی نویز جریان باشد، زیرا نویز جریان توسط امپدانس الکترود پوست چندین برابر می‌شود $n_{input} = V_n + Z_E * i_n$ ، که n_{input} نویز ورودی کل اشاره شده است، V_n نویز ولتاژ ورودی است و i_n نویز جریان ورودی است. بنابراین همه چیزهای دیگر برابرند، نویز جریان ورودی تقویت کننده ابزار دقیق باید دو مرتبه پایین‌تر

اندازه‌گیری‌های پتانسیل نیمه سلولی یک انحراف استاندارد ۲۹ میلی ولتی در ۵ الکترود و ٤ اندازه‌گیری مکرر دارد. این یک انحراف نسبتا کم منطقی را در الکترودها و اندازه‌گیری‌ها نشان می‌دهد. علاوه بر این، محاسبه تلرانس آفست مورد نیاز، نشان می‌دهد یک تقویت کننده ابزار دقیق با تلرانس آفست حداقل ۹۲ -/+ میلی ولت برای بدست آوردن ثبت‌های معتبر با پلتفرم‌های توسعه یافته تماسی ای‌ای‌جی گوش ضروری است.

به سمت ثبت‌های طولانی مدت در زندگی واقعی در حالی که توسعه ابزار های پوشیدنی سیگنال مغزی گوش برای مانیتورینگ طولانی مدت مغز در زندگی واقعی یک هدف روشن است، در حال حاضر تکنولوژی در مرحله‌ای نیست که این هدف امکان پذیر باشد.مطالعات اخیر یکی از گام های ضروری به سمت این هدف است و نشان می‌دهد که ثبت‌های تماسی خشک سیگنال مغزی گوش می‌تواند تحت شرایط آزمایشگاهی کنترل شده انجام شود. برای امکان پذیر بودن ثبت‌های سیگنال مغزی گوش طولانی مدت در زندگی واقعی، باید یک پلتفرم سیگنال مغزی گوش فشرده با راحتی زیاد در دسترس باشد.



شکل۸

گام‌هایی به سوی توسعه پلتفرهای فشرده سیگنال مغزی گوش در یکی از منابع آمده است، که در آن ما یک مدار مجتمع ویژه کاربردی کم توان (ای‌اس‌آی‌سی) را برای اندازه‌گیری سیگنال مغزی گوش معرفی می‌کنیم. با این حال نسخه فعلی ای‌اس‌آی‌سی به راحتی در سیستم های قابل حمل و جمع و جور اجرا نمی‌شود و برای دستیابی به این هدف توسعه بیشتر ی نیاز است. گوشواره‌های نرم که در مقاله حاضر معرفی شد، معمولا برای سمعک‌ها استفاده می‌شود و برای استفاده طولانی مدت راحت هستند. برای بدست آوردن شرایط ثبت خوب و قابل بازسازی قبل از قراردادن گوشواره ،گوش با الکل تمیز می‌شود. با این حال این روش برای استفاده طولانی مدت راحت نیست و با استفاده روزمره مطابقت ندارد. مطالعات آینده باید رابطه بین کیفیت ثبت و میزان تمیزی را بررسی کند. عمر الکترود نیز یکی دیگر از جنبه‌های مهم به هنگام انجام ثبت‌های طولانی مدت است. با توجه به ماهیت بی عیب و نقص پوشش ایریدیم اکسید و نتایج آزمایش بیولوژیک، انتظار می‌رود که پلتفرم‌های توسعه یافته در برابر قرار گرفتن دراز مدت در معرض عرق بدن، موم گوش و محیط روزمره پایدار باشند

در نظر کاربر ،دستگاه باید به راحتی وارد گوش شود و کیفیت ثبت باید برای بیش از چندین قرار گیری و روزها ثابت باشد. آزمایشگاه ها برپا شده برای مطالعات اخیر به افراد اجازه نمی‌دهد که خودشان گوشواره ها را قرار دهند. با این حال برای استفاده روزانه ،فرد باید خودش گوشواره را در گوش قرار دهد. یک مطالعه کاربردی باید مرتبط با میزان تکرار پذیری ثبت ،بیشتراز چندین قرار گیری و چندین روز باشد. علاوه بر این برای بهبود قابلیت ثبت‌های طولانی مدت در زندگی واقعی ،الکترود مرجع باید به گوشواره متصل باشد.

نتیجه‌گیری

پلتفرم‌های تماسی خشک سیگنال مغزی گوش جدید،شامل فعالیت محافظت شده و الکترودهای نانو ساختار جاسازی شده در یک گوشواره نرم اختصاصی، توسعه داده شد و یک نمونه اولیه است. این پلتفرم در مطالعه ۱۲ موضوع و ٤ نمونه سیگنال مغزی مورد بررسی قرار گرفت: پاسخ حالت ماندگار شنوایی، پتانسیل تحریک شده دیداری حالت ماندگار(پتانسیل برانگیخته)، ناسازگاری منفی(ام‌ام‌ان)، و مدولاسیون باند آلفا. اندازه‌گیری‌ها با موقعیت ٤ الکترود تجزیه و تحلیل شد:

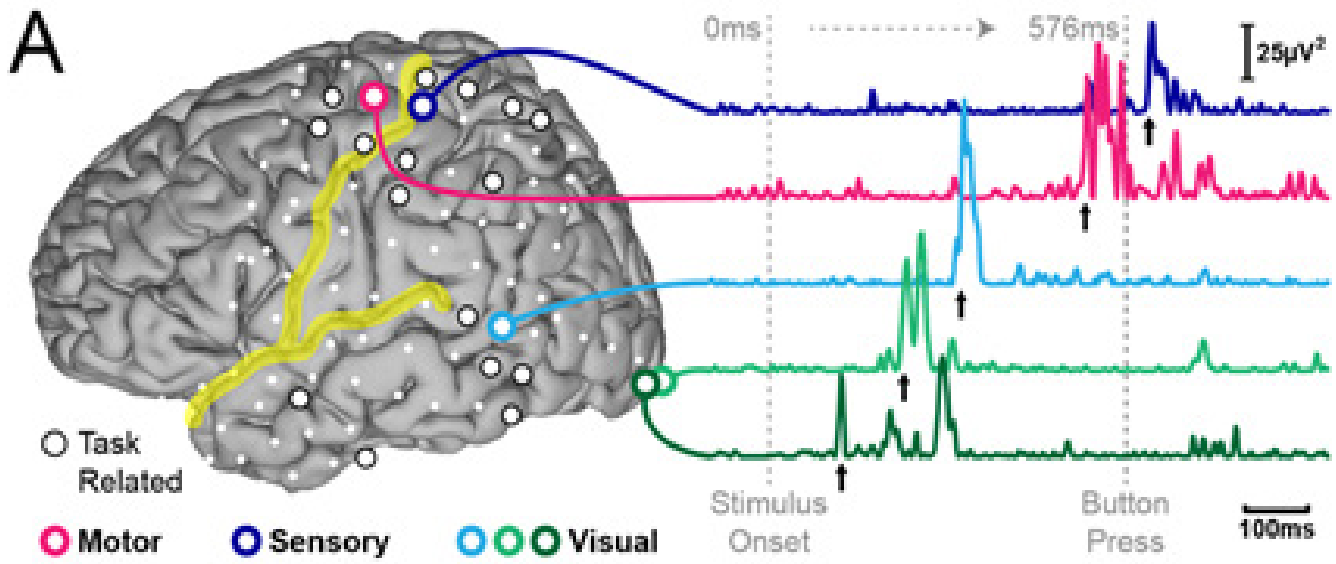
۱) داخل گوش: الکترودهای اندازه‌گیری و الکترود مرجع در داخل گوش‌های مشابه

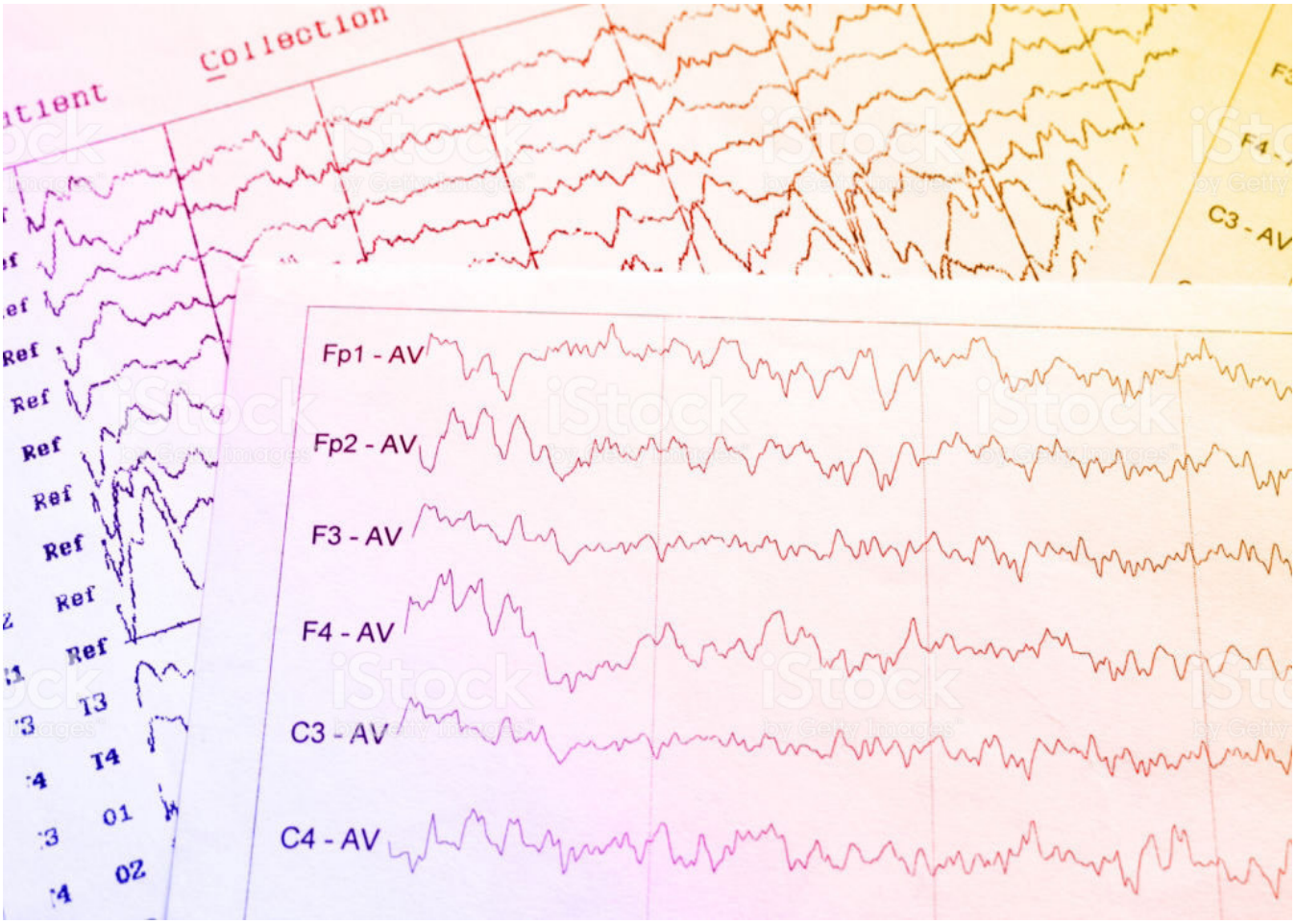
۲) جمجمه-گوش : الکترودهای اندازه‌گیری در گوش و الکترود مرجع در محل Cz جمجمه

۳)جمجمه-جمجمه: الکترودهای اندازه‌گیری در نزدیکی گوش. مرجع در ناحیه Cz جمجمه

٤) بین گوش ها: الکترودهای اندازه‌گیری و الکترود مرجع در گوش‌های مخالف.

اندازه‌گیری‌های سر-گوش پاسخ شنوایی و پتانسیل برانگیخته با اندازه‌گیری‌های جمجمه-جمجمه برابر بودند.تغییر موقعیت داخل گوش، سبب کاهش دامنه پاسخ می‌شود که با مطالعات قبلی سازگار است. متاسفانه میزان نویز متقابلا کاهش نیافت و باعث کاهش نسبت سیگنال به نویز می‌شود. با وجود اس‌ان‌آر پایین‌تر، پاسخ‌ها قابل مشاهده و از نظر آماری معنی دار بود. ام‌ام‌ان شکل موج و زمان بندی در اندازه‌گیری‌های جمجمه-گوش به خوبی با یافته‌های مطالعات پیشین مطابقت دارد. ام‌ام‌ان در اندازه‌گیری‌های بین گوش‌ها قابل مشاهده بود و از نظر آماری قابل توجه بود، در حالی که در اندازه‌گیری‌های داخل گوش هیچ ام‌ام‌ان مشاهده نشد. مدولاسیون باند آلفا مربوط به حالت‌های چشم باز/بسته در اندازه‌گیری‌های گوش-جمجمه از لحاظ آماری معنی دار بود.مدولاسیون برای اندازه‌گیری داخل گوش کمتر بود اما از نظر آماری قابل ملاحظه بود.طیف امپدانس الکترودها پوست برای همه افراد اندازه‌گیری شدو نشان داد که رسیدن به ارتباط خوب الکترود در ناحیه لاله گوشی در مقایسه با کانال گوش دشوارتر است، که مطابق با تجربه عملی ما بود. بر اساس مطالعه، این نتیجه‌گیری می‌شود که الکترودهای تماسی خشک سیگنال مغزی گوش یک تکنولوژی شدنی برای ثبت سیگنال مغزی است. معتقدیم که پلتفرم‌های تماسی خشک سیگنال مغزی گوش ،نشان دهنده یک پیشرفت مهم تکنولوژی در user-friendliness است، زیرا نیاز به ژل در سطح الکترود پوست را از بین می‌برد.


A
0ms
576ms
25μV²
Task Related
Motor
Sensory
Visual
Stimulus Onset
Button Press
100ms
B
Alpha Amplitude
Broadband Activity During Alpha Trough
Broadband Activity Onset
Squared Broadband Envelope


Collection
Fp1 - AV
Fp2 - AV
F3 - AV
F4 - AV
C3 - AV
C4 - AV

پرونده ویژه

سیستم های آنالیز اسپرم به کمک کامپیوتر (سیستم CASA)

دکتر محمدرضا رضاییان مهندس رضا اکبری موحد

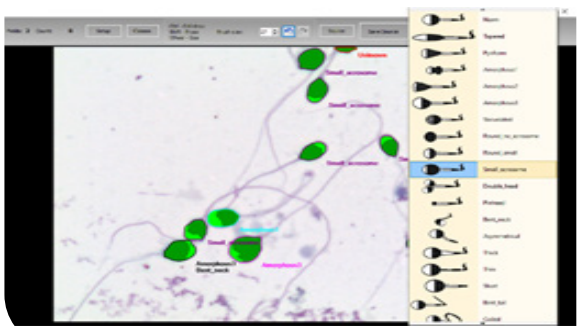
مقدمه

امروزه مشکل عدم توانایی باروری یا به عبارت دیگر نازایی در بسیاری از خانواده‌ها و زوجین مشاهده می‌شود که از آن می‌توان به عنوان یک بحران در زندگی زناشویی یاد کرد که با طیف وسیعی از مشکلات اجتماعی، روانی، جسمی و حتی مالی همراه است. از آنجا که بسیاری از این نازایی‌ها به عدم توانایی مرد در بارورسازی مرتبط است، ارزیابی قدرت باروری مرد می‌تواند تاثیرات بسیار مثبتی در تشخیص و درمان مشکلات نازایی داشته باشد. در نتیجه دست‌یابی به یک تخمین درست و دقیق از قدرت باروری مرد یکی از اهداف مهم محققین و پزشکان در راستای حل مشکلات ناباروری مردان است. آزمایش آنالیز منی ساده‌ترین و غیرتهاجمی‌ترین روش آزمایشگاهی است که از زمان‌های دور برای این تخمین به کار می رود. اما از دهه ۱۹۸۰ میلادی که اولین نسخه از دستورالعمل سازمان جهانی بهداشت برای استاندارد کردن این روش آزمایشگاهی انتشار یافت تا عصر حاضر که پیشرفته ترین روش‌های تزریق یک اسپرم در داخل سیتوپلاسم تخمک برای درمان ناباروری به کار می‌رود [۱]، اهمیت این روش در تشخیص وضعیت بیمار، تعیین نوع و روند درمان و قدرت پیش‌بینی آن در موفقیت در حصول بارداری، روز به روز بیشتر شده است [۱, ۲].

به طور کلی این آزمایش به بررسی و ارزیابی خواص میکروسکوپی و ماکروسکوپی مایع منی می‌پردازد که امروزه اندازه-گیری‌های ماکروسکوپی بدون مشکل خاصی انجام شده در حالی که اندازه‌گیری‌های میکروسکوپی که همان بررسی ویژگی‌های اسپرم‌های نمونه است، با چالش های بسیاری روبرو است زیرا ارزیابی و تحلیل بصری ویژگی‌های اسپرم‌ها توسط تکنسین آزمایشگاهی امری خسته‌کننده، مستعد خطا و زمان‌بر است [۲]. در نتیجه در دهه ۱۹۹۰ میلادی همزمان با پیشرفت علوم کامپیوتر و الگوریتم‌های پردازش تصاویر سیستم‌هایی تحت عنوان آنالیز اسپرم به کمک کامپیوتر (CASA) معرفی شدند که به صورت اتوماتیک می‌توانستند به ارزیابی ویژگی‌های حائز اهمیت اسپرم‌های موجود در آن بپردازند [۳]. این سیستم‌ها که امروزه به شکل متداولی در کلینیک ها و آزمایشگاه های تحقیقاتی باروری مورد استفاده قرار می‌گیرد دارای عملکرد، مشخصات و محدودیت‌های خاص خود است که شناخت هر کدام از آن‌ها می‌تواند در بهبود سیستم مذکور و تاثیر مثبت آن در فرآیندهای کلینیکی نقش داشته باشد. به طور کلی در این پرونده به معرفی این سیستم، نحوه عملکرد و ارزیابی سیستم‌های در حال حاضر خواهیم پرداخت. شکل ۱ یک نمونه از سیستم CASA به همراه تمامی قسمت‌های تشکیل‌دهنده‌اش را نشان می‌دهد.



شکل۱



شکل۲

سیستم آنالیزور اسپرم در یک نگاه

کلی‌سیستم های آنالیزور اسپرم که امروزه در کلینیک‌های باروری و آزمایشگاه‌های تحقیقاتی مورد استفاده قرار می‌گیرد، قادر به ارزیابی پارامترهای میکروسکوپی همچون تحرک اسپرم‌ها، مورفولوژی اسپرم‌ها و بعضا حیات اسپرم‌ها هستند. عملکرد این سیستم بدین صورت است که در ابتدا نمونه تحت مطالعه فرآوری شده، بر روی یک محفظه خاص که می‌تواند یک لام باشد قرار می-گیرد. سپس محفظه مورد نظر زیر میکروسکوپ نوری قرار می‌گیرد و میکروسکوپ مورد نظر به شکل اتوماتیک از نمونه مذکور در میادین دید مختلف، تصاویر و فریم‌های متوالی در ابعاد میکرون اخذ می کند. حال این تصاویر و فریم‌های اخذ شده توسط یک رابط بین میکروسکوپ و کامپیوتر به بخش کامپیوتری سیستم آنالیزور اسپرم ارسال می‌شود. در این زمان، نرم افزار برنامه‌نویسی شده بر روی کامپیوتر، با اعمال الگوریتم‌های پردازشی بر روی این تصاویر به بررسی ویژگی‌های میکروسکوپی نمونه منی یعنی بررسی ویژگی‌های هر یک از اسپرم‌های موجود در نمونه

می‌پردازند. شکل ۲ محیط نرم‌افزاری یک نمونه از سیستم آنالیزور اسپرم را نشان می‌دهد.

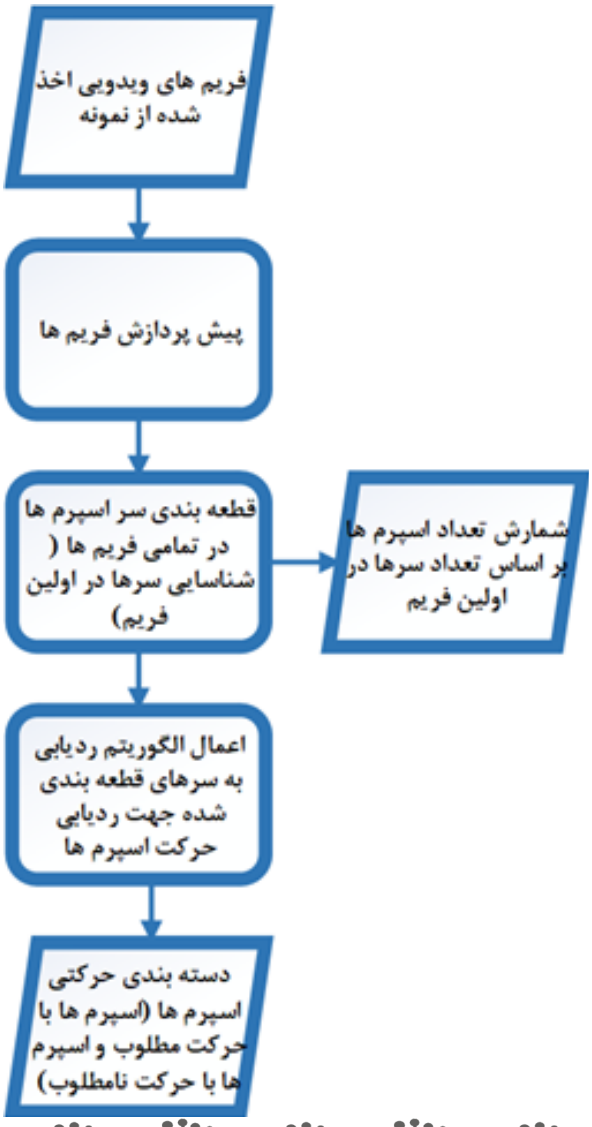
تجهیزات اصلی سیستم آنالیزور اسپرم

اولین تجهیزی که سیستم آنالیز کامپیوتری اسپرم به آن احتیاج دارد، یک میکروسکوپ نوری است تا بتواند تصاویر و فریم-های متوالی در ابعاد میکرون و با بزرگ‌نمایی مناسب از نمونه تحت مطالعه اخذ کرده و این اطلاعات را به بخش کامپیوتری سیستم ارسال کند. به طور کلی این میکروسکوپ باید قادر به اخذ تصاویر ایستا از نمونه با بزرگنمایی بسیار بالا در زمان آنالیز مرفولوژی اسپرم ها باشد و از طرف دیگر باید قادر به ثبت فریم‌های متوالی از نمونه با نرخی برابر ۳۰ الی ۶۰ فریم بر ثانیه برای آنالیز تحرک اسپرم‌ها باشد.همچنین این میکروسکوپ‌ها باید دارای تجهیزات اپتیکی و روشنایی خاصی نیز باشند که بتوانند به شکل مناسبی روشنایی روی صفحه نمونه را تامین کنند. عموما محیط نرم افزاری این سیستم ها بدین صورت است که در ابتدا باید پارامتر مورد نظر برای ارزیابی باید انتخاب شود سپس سیستم

با به کارگیری الگوریتم‌ها و تصاویر حاصل شده از نمونه به ارزیابی پارامتر مورد نظر می‌پردازد [۳]. دیگر بخش سیستم‌های آنالیز اسپرم به کمک کامپیوتر بخش رایانه ای و به عبارتی پردازشی آن است. به طور کلی این بخش با دریافت تصاویر و فریم های متوالی، ابتدا پیش پردازش هایی در راستای بهبود کیفیت تصاویر روی آن‌ها انجام می‌دهد، حال با به کارگیری الگوریتم های پردازش تصاویر هر یک از اسپرم‌های موجود در نمونه را شناسایی کرده و بر حسب نوع ویژگی تحت ارزیابی که توسط شخص کاربر بر روی سیستم انتخاب شده است، به بررسی آن ویژگی از اسپرم‌ها خواهد پرداخت [۳].

ارزیابی تحرک اسپرم‌ها توسط آنالیزور اسپرم

اولین و مهم ترین آنالیزی که توسط سیستم آنالیزور اسپرم بر روی نمونه منی انجام می‌شود، آنالیز تحرک و تراکم اسپرم‌های موجود در نمونه است.



شکل ۳ فلوچارت کلی فرآیند ارزیابی تحرک اسپرم‌ها توسط این سیستم را نشان می‌دهد. جهت انجام این آنالیز، ابتدا نمونه رقیق‌سازی شده پس از قرار گرفتن روی لام، زیر میکروسکوپ نوری قرار می‌گیرد، سپس میکروسکوپ نوری در چندین میدان دید مختلف، فریم های متوالی به مدت یک الی دو ثانیه را از نمونه اخذ کرده و این فریم ها را از طریق رابط بین میکروسکوپ و بخش کامپیوتری به نرم افزار سیستم ارسال می‌کند که این فریم‌ها در قالب یک فایل ویدویی در کامپیوتر سیستم ذخیره خواهد شد [۳].

پس از ارسال فریم‌های ثبت شده توسط میکروسکوپ و دریافت و ثبت آن‌ها توسط نرم افزار سیستم در قالب یک فایل ویدویی، یک سری پیش‌پردازش بر روی هر فریم فایل ویدویی اعمال می‌شود تا نویزها و اغتشاشات موجود در فریم‌ها، تا حد امکان تضعیف شود. پس از بهبود کیفیت هر کدام از فریم‌های اخذ شده، می‌بایست در اولین فریم، سر هر کدام از اسپرم‌ها شناسایی شده و بر اساس آن تعداد اسپرم‌های موجود در نمونه شمارش شود. در این زمان، شناسایی سر اسپرم‌ها باید بر روی تک تک فریم‌ها اعمال شود تا امکان ردیابی اسپرم‌ها محقق گردد. عموما برای شناسایی سر اسپرم‌ها می‌بایست از الگوریتم‌های قطعه‌بندی تصویر استفاده کرد تا به وسیله آن‌ها بتوان سر هر اسپرم را از فریم تحت پردازش استخراج کرد. مرسوم‌ترین روش قطعه‌بندی تصاویر می‌تواند تکنیک آستانه‌گذاری Otsu باشد که در بسیاری از کاربردهای قطعه‌بندی تصاویر مورد استفاده قرار می‌گیرد. پس از آن براساس موقعیت مکانی سر هر کدام از اسپرم‌ها و جابجایی آن‌ها طی فریم‌های متوالی، مسیر حرکتی صورت گرفته توسط هر اسپرم ردیابی و تخمین زده شود. عموما برای ردیابی حرکت هر اسپرم در طول این فریم‌ها از الگوریتم‌هایی همچون الگوریتم فیلتر Kalman، الگوریتم JPDAF و دیگر الگوریتم‌های ردیابی استفاده می‌شود. پس از ردیابی حرکت هر اسپرم، سیستم به محاسبه پارامترهای حرکتی هر اسپرم خواهد پرداخت. بدین صورت که سیستم با توجه به مسیر تخمین زده شده برای هر اسپرم و همچنین مدت زمان اخذ فریم‌ها از نمونه، پارامترهای حرکتی همچون سرعت، جابجایی و دیگر معیارهای حرکتی را محاسبه می‌کند و بر اساس این پارامترها، درصد اسپرم‌ها با حرکت مطلوب و نامطلوب را برای نمونه تحت آزمایش مشخص می‌کند [٤].

ارزیابی مورفولوژی اسپرم‌ها توسط آنالیزور اسپرم

یکی دیگر از آنالیزهایی که توسط سیستم آنالیزور اسپرم بر روی نمونه منی انجام می‌شود، ارزیابی مورفولوژی یا ریخت شناسی اسپرم‌هاست.



شکل ٤ نمایشگر فلوچارت فرآیند آنالیز مورفولوژی توسط سیستم آنالیزور اسپرم است. به طور کلی، این سیستم با دریافت و پردازش تصاویر میکروسکوپی اسپرم‌ها به بررسی شکل ظاهری هر یک از اسپرم‌ها پرداخته و نرمال بودن یا نبودن

مورفولوژی هر یک از اسپرم‌ها را مشخص کرده، سپس تعداد و درصد حضور اسپرم-های نرمال و غیرنرمال از لحاظ مورفولوژی را در نمونه مشخص خواهد کرد[۱, ۳]. جهت انجام این آنالیز، ابتدا نمونه تحت آزمایش باید توسط فرآیندهای آزمایشگاهی ابتدا رقیق‌سازی و سپس رنگ‌آمیزی شود. در اثر این دو فرآیند، اسپرم‌های موجود در نمونه بی‌حرکت شده و هر کدام از بخش‌های آن‌ها یک رنگ تقریبا منحصر به فرد می‌گیرد. سپس نمونه زیر میکروسکوپ نوری قرار گرفته و تصاویری از میادین دید مختلف از آن اخذ می‌شود. سپس سیستم کامپیوتری این تصاویر را دریافت می‌کند. سپس نرم‌افزار مربوطه پیش-پردازش‌هایی جهت کاهش نویز و بهبود تصاویر بر روی آن‌ها اعمال می‌کند. در مرحله بعد، هر کدام از اسپرم‌ها به همراه قسمت‌های تشکیل‌دهنده اسپرم از قبیل سر، بخش‌های داخلی سر، دم و گردن قطعه‌بندی می‌شوند. حال ویژگی‌های هندسی از هرکدام از بخش‌های قطعه‌بندی شده هر اسپرم استخراج شده و بر مبنای این اطلاعات، هر اسپرم به یکی از دو کلاس نرمال و غیرنرمال طبقه‌بندی می‌شوند.

ارزیابی حیات اسپرم‌ها

یکی دیگر از توانایی‌های که در بعضی از سیستم‌های تجاری آنالیزور اسپرم مشاهده می‌شود، قابلیت ارزیابی حیات اسپرم‌ها در یک نمونه است بدین صورت که درصد اسپرم‌های زنده و مرده در نمونه را به شکل اتوماتیک محاسبه می‌کند. بازم به ذکر است که این ارزیابی با بررسی سلامت غشای سلول‌ها به بررسی حیات اسپرم‌ها می-پردازند به طوری که اسپرمی که غشای آن‌ها دچار آسیب دیدگی باشد به عنوان اسپرم مرده و اسپرمی که از غشای سالمی برخوردار باشد، به عنوان اسپرم زنده تلقی می‌شود. برای انجام این آنالیز، ابتدا نمونه تحت مطالعه توسط فرآیندهای رنگ‌آمیزی و رقیق‌سازی مخصوص فرآوری می-شود. در اثر این فرآیند، هر کدام از اسپرم‌ها بی-حرکت شده و هر اسپرمی که غشای آن‌ها سالم (اسپرم زنده) و آسیب دیده (اسپرم مرده) یک رنگ منحصر به فرد به خود می‌گیرد. سپس، تصاویر میکروسکوپی از نمونه تحت مطالعه اخذ شده و به نرم‌افزار سیستم ارسال می‌شود.

نرم‌افزار با دریافت تصاویر، ابتدا پیش‌پردازش‌هایی جهت بهبود تصاویر بر روی آن‌ها اعمال کرده و سپس با به کارگیری الگوریتم‌های قطعه‌بندی و هوش مصنوعی به طبقه‌بندی و شمارش اسپرم‌های مرده و زنده می‌پردازد [۵].

دیگر قابلیت‌های سیستم آنالیزور اسپرم

به طور کلی، تمامی سیستم‌های آنالیزور اسپرم موجود در بازار از قابلیت‌های آنالیز تحرک، تراکم و مورفولوژی اسپرم‌ها و در محصولاتی که به نسبت گران‌تر هستند از آنالیز حیات اسپرم‌ها برخوردار هستند. با این حال، برخی برندها کارکردهای اختیاری نیز برای این سیستم در نظر گرفته و شخص خریدار در صورت تمایل می‌توانند آن‌ها را سفارش داده و شرکت سازنده آن‌ها را به محصول سفارش شده اضافه کند. این قابلیت‌ها عبارتند از آنالیز شکنندگی DNA، آنالیز واکنش آکروزومی و آنالیز حضور گلبول‌های سفید در نمونه. در آنالیز شکنندگی DNA اسپرم‌هایی که دچار شکنندگی DNA شده‌اند شمارش می‌شوند. ارزیابی واکنش آکروزومی نیز درصد اسپرم‌هایی که توانایی شرکت در واکنش لقاح رحمی را دارند را محاسبه می-کنند. آنالیز حضور گلبول‌های سفید در نمونه نیز به شمارش تعداد گلبول‌های سفید در نمونه می-پردازد. لازم به ذکر است که این آنالیزها نیز همانند آنالیزهای اصلی سیستم آنالیزور اسپرم بر پایه پردازش تصاویر میکروسکوپی کار می‌کنند.

برندهای مشهور سیستم آنالیزور اسپرم

سیستم IOVS یکی ازبرندهای مشهور و برتر در حوزه سیستم‌های آنالیزور اسپرم محسوب می‌شود. این سیستم که که ساخته شرکت هیلتون در کشور آمریکاست از دو میکروسکوپ فاز کنتراست و زمینه‌روشن برای آنالیز ویژگی‌های میکروسکوپی نمونه تحت آزمایش بهره می‌گیرد. این سیستم قادر به اندازه‌گیری ویژگی‌هایی همچون تراکم، تحرک و مورفولوژی اسپرم‌هاست که عملکرد آن در زمینه اندازه‌گیری پارامترهای تحرک و تراکم بسیار مطلوب است. ماژول آنالیز مورفولوژی این محصول مجهز به یک واسط کاربری برای طبقه-بندی سر اسپرم‌هاست که

طی آن کاربر می‌تواند مقادیر آستانه برای ویژگی‌های مورفولوژیکی سر اسپرم را تغییر دهد. به طور کلی این سیستم می-تواند سر اسپرم‌ها را آنالیز و ویژگی‌های مختلف هندسی آن‌ها را گزارش دهد و هر کدام را به دو دسته نرمال و غیرنرمال طبقه‌بندی کند. با این حال، این محصول قادر به طبقه‌بندی و آنالیز قسمت میانی و دم اسپرم نیست، در نتیجه می-تواند تنها سر اسپرم‌ها را به صورت مورفولوژیکی تحلیل و آنالیز کند [٦]. یکی از نکات نامطلوب این سیستم، قیمت بسیار بالای آن است که علت اصلی آن به مواردی همچون نوع میکروسکوپ پیشرفته و پروتکل‌های آزمایشگاهی منحصر به فرد آن، بازمی‌گردد.

دیگر برند مرسوم در حوزه سیستم‌های کامپیوتری اسپرم سیستم SCA است. این محصول که ساخته شرکت میکرو اپتیک کشور اسپانیاست قادر است ویژگی‌هایی همچون تحرک، تراکم، مورفولوژی و حیات در سلول‌های اسپرم را ارزیابی کند. همچنین این محصول از یک پروتکل ارتباطی برخوردار است که تمامی مراکزی که از این محصول استفاده می‌کنند را به هم مرتبط می‌کند که این موضوع امکان به اشتراک‌گذاری داده‌ها بین این مراکز را با هم فراهم می‌کند. این محصول اگرچه از توانایی آنالیز موفولوژی تمامی بخش‌های اسپرم برخوردار است اما بعضی از بخش‌های آن به خصوص آنالیز دم و قسمت‌میانی از صحت و دقت مطلوبی بهره‌مند نیست. علاوه بر این، عملکرد این سیستم‌ها به شدت به پروتکل رنگ‌آمیزی انحصاری این شرکت وابسته است که این امر خود باعث افزایش قیمت و هزینه استفاده از این محصول می‌شود. این محصول از یک آستانه‌گذاری تطبیق-پذیر برای شناسایی قسمت‌های مختلف اسپرم استفاده می‌کند که عملکرد این روش به شدت تحت تاثیر تنظیمات و نوع تجهیزات تصویربرداری و پروتکل‌های آزمایشگاهی است.

بحث و جمع‌بندی

سیستم‌های آنالیزور اسپرم که امروزه توسط کمپانی های متعددی تولید و در اختیار آزمایشگاه ها و مراکز درمان ناباروری قرار می‌گیرند، دارای مزیت‌های فراوانی نسبت به روش بصری آنالیز خواص میکروسکوپی منی هستند.

این سیستم با آنالیز اتوماتیک، یک فرآیند سریع تشخیصی را فراهم می‌کند از معایب روش آنالیز بصری توسط تکنسین همچون زمان‌بر و مستعد خطا بودن به دور است. این سیستم‌ها پس از انجام آنالیز، اطلاعات کمی و کیفی آنالیزهای تراکم، تحرک، مورفولوژی و حیات اسپرم‌ها را در اختیار کاربر قرار می‌دهند و پزشکان با استفاده از این اطلاعات می-توانند مشکلات ناباروری مردان را تشخیص و اقدامات درمانی بعدی برای شخص بیمار را تعیین کنند. علاوه بر کلینیک‌های درمانی ناباروی، این سیستم در بسیاری از مراکز تحقیقاتی سلولی نیز مورد استفاده قرار می‌گیرد. لازم به ذکر است که علاوه بر سیستم آنالیزور اسپرم انسانی، نوع دیگری از این سیستم نیز در کاربردهای حیوانی وجود دارد که به بررسی ویژگی‌های اسپرم‌های گونه‌های مختلف حیوانی می‌پردازد و در کلینیک‌های دامپزشکی و کاربردهای دام‌پروری مورد استفاده قرار می‌گیرد.

با این حال، این سیستم‌ها علاوه بر مزیت-های فراوانی که در حوزه تشخیص و درمان ناباروری مردان دارند، دارای محدودیت ها و مشکلات خاص خود نیز هستند. اولین محدودیت اساسی این سیستم‌ها گران قیمت بودن آن‌هاست. به طور کلی هر کدام از شرکت های سازنده در راستای تولید این سیستم‌ها از الگوریتم‌های پردازشی، فرآیندهای شیمیایی و تجهیزات اپتیکی متفاوتی استفاده می‌کنند و کل تجهیزات را در قالب سیستم آنالیزور اسپرم به فروش می‌گذارند و حاضر به فروش تنها نرم‌افزار سیستم نیستند، زیرا عملکرد نرم‌افزار یک شرکت منحصر به فرد در کنار فرآیندهای آزمایشگاهی و میکروسکوپ متفاوت از یک شرکت، چندان رضایت‌بخش نخواهد بود. علاوه بر این، مطالعات زیادی نشان داده‌اند که نتایج سیستم آنالیزور اسپرم به طرز قابل ملاحظه‌ای به تنظیمات پارامتری سیستم، تنظیمات مقادیر آستانه برای دسته‌بندی اسپرم‌ها به خصوص در آنالیز تحرک اسپرم، نرخ فریم اخذ شده، رزولوشن و کیفیت تصاویر اخذ شده، الگوریتم های ردیابی، قطعه‌بندی و طبقه‌بندی، میزان تراکم اسپرم‌ها، فرآیندهای رنگ‌آمیزی، رقیق سازی و غیره بستگی دارد. لازم به ذکر است که این سیستم‌ها در آنالیز مورفولوژی و تحلیل ریخت-شناسی بخش

دم اسپرم‌ها دچار ضعف فراوانی هستند که علت اصلی آن به نازک بودن بخش دم بازمی‌گردد که عملا قطعه‌بندی این ناحیه را با چالش‌های فراوانی مواجه می‌کند.

در نتیجه این سیستم‌ها با تمامی مزیت-هایی که دارند هنوز دچار چالش‌ها و محدودیت-های زیادی هستند که به راحتی می‌توانند بر روی نتایج نهایی آزمایش تاثیر منفی بگذارند. از طرف دیگر همین محدودیت‌ها باعث می‌شوند که نتایج آنالیزهای صورت گرفته توسط این سیستم‌ها بسیار دقیق نباشد که این موضوع در کاربردهای تحقیقاتی باعث می‌شود که به جای استفاده از این سیستم از روش دستی آنالیز استفاده شود. در نتیجه، امروزه بسیاری از موسسات تحقیقاتی درصدد بهبود هر چه بیشتر عملکرد این سیستم‌ها هستند تا بتوانند هرچه بیشتر فرآیند آنالیز ویژگی‌های اسپرم را به صورت اتوماتیک و با دقت بیشتر انجام دهند تا حدالامکان از اثرات منفی آنالیز دستی آزمایشگاهی همچون مستعد خطا و زمان‌بر بودن جلوگیری کنند [٦]. امروزه با توجه به پیشرفت روزافزون الگوریتم‌ها و سخت‌افزارهای کامپیوتری، بیشتر این تحقیقات بر پایه بخش پردازشی سیستم است و محققان سعی دارند با ارائه روش‌های نوین پردازش تصاویر و هوش مصنوعی، عملکرد این سیستم را هر چه بیشتر از گذشته بهبود ببخشند.

مراجع

[١] W. H. Organization, «WHO laboratory manual for the examination and processing of human semen,» ٢٠١٠.

[٢] D. Mortimer, Practical laboratory andrology: Oxford University Press on Demand, ١٩٩٤.

[٣] R. P. Amann and D. Waberski, «Computer-assisted sperm analysis (CASA): capabilities and potential developments,» Theriogenology, vol ٨١, pp. ٥-١٧, e٣, ٢٠١٤.

[٤] L. F. Urbano, P. Masson, M. VerMilyea, and M. Kam, «Automatic tracking and motility analysis of human sperm in time-lapse images,» IEEE transactions on medical imaging, vol ٣٦, pp. ٧٩٢-٨٠١, ٢٠١٦.

[٥] Y. Wang, Y. Jia, M. Yuchi, and M. Ding, «The computer-assisted sperm analysis (CASA) technique for sperm morphology evaluation,» in ٢٠١١ International Conference on Intelligent Computation and Bio-Medical Instrumentation, ٢٠١١, pp. ٢٧٩-٢٨٢.

[٦] S. T. Mortimer, G. van der Horst, and D. Mortimer, «The future of computer-aided sperm analysis,» Asian journal of andrology, vol ١٧, p. ٥٤٥, ٢٠١٥.

تجهیزات

ادیومتری (Audiometry)

ادیولوژی به طور حرفه‌ای در سال ۱۹۲۰ معرفی شد. اما واژه ادیولوژی برای اولین‌بار در سال ۱۹۴۶ میلادی استفاده شد. بقراط از جمله افرادی بود که برای اولین بار به مطالعه و تحقیقات بالینی در زمینه شنوایی، کم شنوایی و علل آن پرداخت.پس از بقراط آلوس کورنلیوس سلسوس اولین شخصی بودکه بین اختلافات مختلف شنوایی تشخصی افتراقی قائل شد و برخی از درمان‌های او هنوز به طور خفیفی مورد استفاده قرار می‌گیرد. پس از میلاد مسیح الکساندر ترالس سعی کرد از گیاهان دارویی برای درمان کم شنوایی استفاده کند و همپنین از صدای ترومپت در گوش، برای برانگیختن عملکرد شنوایی استفاده می‌کرد. با گذشت زمان در قرون وسطی سایر متدهای توان‌بخشی برای تحریک سیستم شنوایی گوش افراد کم‌شنوا استفاده شد، اما بزرگترین پیشرفت‌ها در علم شنوایی در قرن ۱۹ و ۲۰ میلادی رقم خورد و در سال ۱۹۲۰ اولین ادیومتر طراحی و ساخته شد تا کم‌شنوایی‌ها را ارزیابی کند.

ادیومتر به زبان خیلی ساده دستگاهی است که در فرکانس‌های مختلف سیگنال‌های مختلف تولید می‌کند و از طریق یک هدفون به گوش بیمار فرستاده می‌شود. بیمار با بلند کردن دست یا با فشار دادن یک دکمه از شنیدن صدای ارسالی آگاهی می‌دهد. هدف از آزمون ادیومتری به دست آوردن آستانه فرکانسی فرد در هر گوش می‌باشد.

دو نوع آستانه گیری در این تست صورت می‌گیرد:

۱- آستانه راه هوایی: با گذاشتن هدفون بر گوش و فرستادن صدا از طریق گوش خارجی، میانی و در نهایت گوش داخلی باعث تحریک حلزونی و پاسخ بیمار می‌شود.

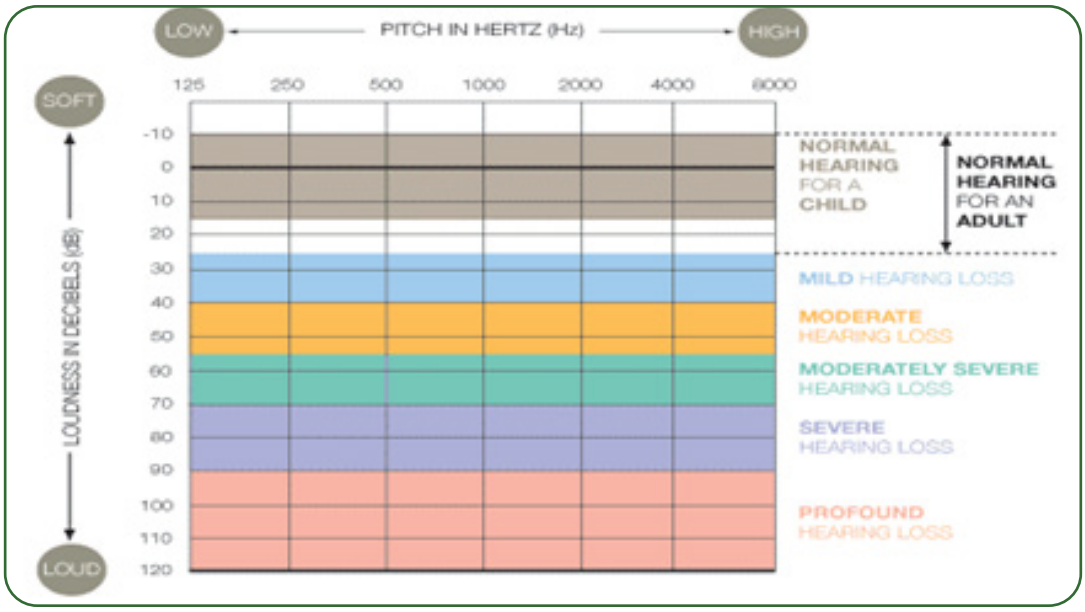
در این روش فرد درون اتاق قرار گرفته، سپس یک هدفون بر روی سر او قرار می‌دهند. کارشناس صدای بیب مانند را از یک طرف هدفون پخش می‌کند اگر بیمار آن را بشنود، دست خود را بالا برده و یا با فشار دادن دکمه آگاهی خود را اعلام می‌کند. این صدای بیب مانند در فرکانس‌های مختلف پخش می‌شود تا آستانه شنوایی فرد مشخص شود معمولا در کودکان به جای هدفون از بلندگو استفاده می‌شود.

۲- آستانه راه استخوانی: با گذاشتن یک مرتعش‌کننده بر روی پیشانی یا پشت گوش بر روی استخوان ماستوئید به دست می‌آید. ارتعاش از طریق جمجمه وارد حلزونی گوش می‌شود. از این مورد بیشتر در مواردی استفاده می‌شود که فرد دچار آسیب‌های گوش‌میانی است.

در این آزمون یک سنسور را با استفاده از هدبند بر روی استخوان پشت گوش قرار می‌دهند. فرکانس‌های مختلف باعث ارتعاش مکانیکی بر روی استخوان شده و صدا به گوش منتقل می‌شود.

مریم شکری
رضوانه‌دلیریان
کارشناسی مهندسی پزشکی ۹۷

ی پزشکی



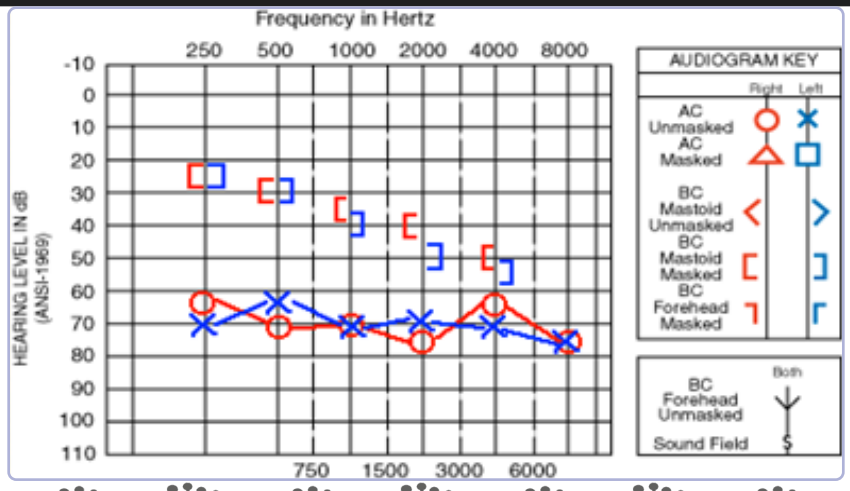
تفسیر نمودار ادیوگرام

در این نمودار:

محور Y شدت آکوستیکی با مقدار [۱۲۰, ۰] دسی بل را نمایش می‌دهد.

محور X فرکانس‌ها با آستانه‌ی ۲۵۰، ۵۰۰، ۱۰۰۰، ۲۰۰۰، ۴۰۰۰، ۸۰۰۰ را نمایش می‌دهد.

طبق نمودار ادیوگرافی؛ آستانه‌های زیر ۲۰دسی‌بل در محدوده نرمال، آستانه‌های دسی‌بل [۴۰, ۲۱] ملایم، آستانه‌های دسی‌بل [۵۵, ۴۱] متوسط، آستانه‌های دسی‌بل [۷۰, ۵۶] متوسط تا شدید، آستانه‌های دسی‌بل [۹۰, ۷۱] شدید و آستانه‌های بیشتر از دسی‌بل ۹۰ عمیق محسوب می‌شوند.

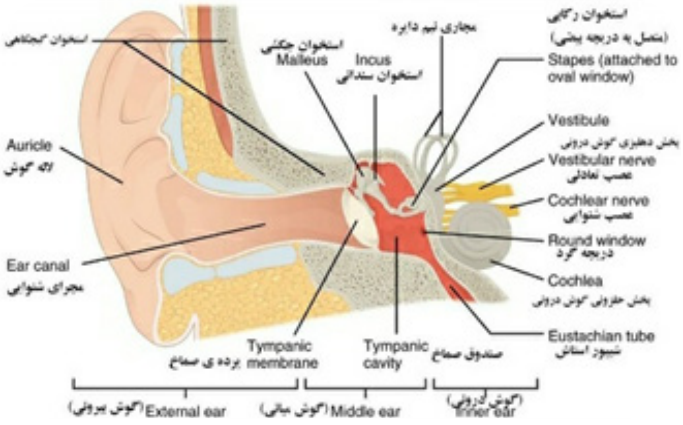




در ادیوگـرام بـرای گوش‌چـپ و راسـت نشـانه‌های خاصـی در نظـر گرفتـه شـده اسـت. رنگ‌قرمـز مربـوط بـه گوش‌راسـت و رنگ‌آبـی مربـوط بـه گـوش سـمت چـپ اسـت. بـرای آسـتانه‌های راه‌هـای هوایـی گوش‌راسـت، نشـانه دایـره قرمـز و بـرای آسـتانه‌های راه هوایـی گوش‌چـپ، از نشـانه ضربـدر اسـتفاده شـده اسـت. آسـتانه‌های راه اسـتخوانی گوش‌راسـت را بـا نشـانه (کـه بـه سـمت راسـت اسـت و آسـتانه‌های راه اسـتخوانی گوش‌چـپ را بـا نشـانه) کـه بـه سـمت چـپ اسـت، نمایـش می‌دهنـد.

بـر اسـاس ایـن عـلائم می‌تـوان نـوع کـم شـنوایی را تشـخیص داد.

کم‌شـنوایی انتقالـی: در ایـن نـوع کم‌شـنوایی مشـکلی



در گـوش خارجـی یـا میانـی اسـت. در ادیوگـرام آسـتانه راه اسـتخوانی در محـدوده نرمـال و آسـتانه راه هوایـی در محـدوده غیرنرمـال می‌باشـد.

کم‌شـنوایی حسـی-عصبی: ایـن کم‌شـنوایی بـه نوعـی مربـوط بـه گـوش داخلـی می‌باشـد. زمانـی کـه اختلالـی در حلزونـی و یـا عصـب شـنوایی باشـد. در نوارگـوش نیـز آسـتانه اسـتخوانی در محـدوده غیرنرمـال می‌باشـد. آسـتانه راه هوایـی نیـز در محـدوده غیرنرمـال می‌باشـد و اختـلاف ایـن دو آسـتانه کمتـر از دسـی‌بل ۱۵ می‌باشـد.

کم‌شـنوایی آمیختـه: ایـن نـوع کم‌شـنوایی زمانـی اسـت کـه ترکیبـی از کم‌شـنوایی انتقالـی و کم‌شـنوایی حسـی-عصبی اتفـاق افتـاده اسـت. در نوارگـوش نیـز آسـتانه اسـتخوانی و آسـتانه راه هوایـی هـر دو در یـک محـدوده غیرنرمـال می‌باشـند و اختـلاف آن‌هـا بیشـتر از ۱۵دسـی‌بل می‌باشـد.

* کاربرد های ادیومتری
* تست تیمپانومتری
* تست شنوایی و غربال نوزادان
* محافظـت شـنوایی کارگـران و افـرادی دارای مشـاغل پـر سـر و صـدا
* بررسـی و کنتـرل عـوارض برخـی دارو هـا از قبیـل جنتامایسـین

کالیبرسیون ادیومتر

۱. کالیبراسـیون روزانـه (شـامل کنتـرل چشـمی، کالیبراسـیون بیولوژیـک)

کنتـرل چشـمی دسـتگاه ادیومتـر، شـامل بررسـی چشـمی روزانـه در مـوارد زیـر اسـت:

- میزان فشار و کشش هدباند گوشی
- بررسی خرابی، پارگی و فرسودگی بالشتک

هدفون

- بررسی دیافراگم
- بررسی سیم‌ها و اتصلات از نظر استحکام

کالیبراسیون بیولوژیک دستگاه:

دستگاه ادیومتر باید هر روز قبل از شروع به کار توسط اپراتور از نظر صحت عملکرد کنترل شود.کالیبراسیون بیولوژیک روزانه شامل دو بخش اصلی است:

- بررسی سطح صدا
- بررسی شنوایی

۲. کالیبراسیون هفتگی

۳. کالیبراسیون سالانه

در کالیبراسیون سالانه ضروری است دستگاه و هدفون هر دو با هم کالیبره شوند.

انواع مدل‌های ادیومتر

مدل Audio c ٤٠٠٢:

- ادیومتری فرکانس‌های بالا
- ادیومتری گفتاری
- دارای گوشی اینسرت و بلندگو
- قابلیت اتصال به رایانه
- قابل نصب بر روی ویندوز ایکس پی و ویندوز هفت
- انجام تست‌های کالیبراسیون مرتبط

مدل Audio ٤٠٠٢:

- ادیومتر دو کاناله کلینیکال
- ادیومتری گفتاری
- قابلیت انجام تمامی تست‌های تکمیلی
- امکان آزمایش با بلندگو
- قابل اتصال به رایانه
- قابلیت نصب بر روی ویندوز ایکس پی و ویندوز هفت

ادیومتر تشخیصی پرتابل مدل piccolo، ادیومتر تشخیصی و اسکرلینگ امپلیواکس مدل ۲۷۰ و ادیومتر کلینیکال مدل CA۸۱ از سایر مدل‌های این دستگاه هستند.

مدل‌های جدید از این دستگاه شامل کارایی‌هایی مانند: قابلیت حمل آسان، وزن پایین، سوئیچ حساس به حرکت ماوس، سرعت بالا در رسم منحنی‌های گفتار هستند.

دیاترمی (Diathermy)

برای نخستین بار ژاک آرسن و نیکولا تسلا دریافتند که جریان های الکتریکی با فرکانس بالا می‌توانند تاثیرات درمانی داشته باشند. در ادامه ژاک آرسن در سال ۱۸۹۰ تحقیقات بیشتری در زمینه تاثیر جریان متناوب بر روی بدن انسان انجام داد که به کشف مسئله «فرکانس های بالاتر از ۱۰ کیلوهرتز باعث واکنش فیزیولوژیکی شوک الکتریکی نمی‌شود، بلکه باعث گرم شدن آن می‌شود» منجر شد.

ژاک آرسن سه روش برای استفاده ازجریان با فرکانس بالا بر روی بدن پیشنهاد کرد که شامل الکترودهای تماسی، صفحات خازنی و کویل‌های القایی می‌شد.



پس از ژاک افراد بسیاری به تحقیق در این زمینه پرداختند که سرانجام کارل فرانتس آلمانی اولین کتاب درسی را در مورد دیاترمی در سال ۱۹۱۳ نوشت که باعث تحول در این زمینه شد.
این دستگاه با به‌کارگیری جریان الکترومغناطیسی فرکانس بالا برای تولید گرما در بافت‌های بدن برای تسریع روند بهبود زخم ها و آسیب ها تسکین درد استفاده می‌شود.



مکانیسم اصلی این دستگاه استفاده از جریان الکتریکی و تبدیل آن به جریان حرارتی می‌باشد. دیاترمی قابل استفاده در مشکلات عمقی عضلانی و اسکلتی می‌باشد یعنی اگر گرفتگی عمقی در عضلات زیرین وجود داشته باشد، با کمک این دستگاه قادر به رفع علائم و مشکل اصلی می باشیم.
همانطور که گفته شد این دستگاه در مراکز فیزیوتراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد که کاربردهایی از قبیل درمان درد مفاصل، درمان تورم و التهاب کیسه‌های مفصلی، درمان اسپاسم و گرفتگی‌های عضلانی، تسریع بهبود نواحی آسیب دیده، بهبود و تحریک کلاژن سازی پوست، تحریک سیستم ایمنی بدن و درمان برخی از مشکلات رحمی مانند چسبندگی لوله های رحم و التهاب تخمدان‌ها دارد.
دو نوع دستگاه دیاترمی از نظر طول موج در مراکز فیزیوتراپی مورد استفاده قرار می‌گیرد که اصطلاحا از آن‌ها با نام‌های دیاترمی موج کوتاه و دیاترمی میکرو موج یاد می‌شود.
۱- دیاترمی موج کوتاه: از سه بخش عمده نوسان‌ساز، آمپلی‌فایر و چند الکترود تشکیل شده است. نوسان ساز فرکانس بالایی تولید می‌کند که توسط تایمر کنترل می‌شود. آمپلی‌فایر جریان را افزایش می‌دهد و الکترودها هم مسئولیت انتقال جریان الکترومگنتیک را به بیمار دارند.

این نوع دیاترمی به صورت ضربانی و پیوسته (منقطع و مداوم) است که در حالت پیوسته تنها اثر حرارتی اما در حالت ضربانی اثر مکانیکی هم وجود دارد.
دستگاه دیاترمی ایجاد کننده‌ی گرمای عمقی و مبدل جریان الکتریکی به حرارتی می‌باشد و فرکانس این دستگاه حدود ۱۰ تا ۱۰۰ مگاهرتز است. مهمترین اثری را که برای دیاترمی می‌توان نام برد اثر افزایشی در جریان خون است. این پروسه با بالا بردن سوخت و ساز در نواحی مورد نظر شروع شده و با افزایش خون‌رسانی و پرخونی ناحیه به پایان می‌رسد. مدار دستگاه دیاترمی شورت ویو حاوی کانورتور یا مبدل‌های بسیاری است که جریان الکتریکی را به جریان گرمای عمقی تبدیل می‌کند.

دیاترمی موج کوتاه با شدت قابل تنظیم و میزان خروجی ۴۰۰ وات در حالت مداوم و ۱۰۰۰ وات در حالت منقطع در درمان بیماری‌هایی همانند آرتروز و خشکی مفاصل مورد استفاده قرار می‌گیرد.
نحوه قرار گرفتن آن‌ها به این صورت است که الکترودها در دو طرف بافت قرار دارند. جریان بین آن‌ها سبب گرم شدن بافت بین شان می‌شود. دیاترمی موج کوتاه یا شورت ویو دیاترمی دارای امواج با طول کوتاه اما فرکانس بالا است که



همین امرسبب ایجاد گرمای با قدرت نفوذ بالا می‌شود و می‌تواند تا ۳ الی ٤ سانتی متری از سطح پوست به داخل، نفوذ کند. هنگامی که این گرما به بافت مورد نظر رسانده می‌شود، بافت دچار پرخونی شده و باعث افزایش میزان ترمیم در ناحیه و از بین رفتن اسپاسم‌های عضلات می‌شود.
قیمت دستگاه دیاترمی موج کوتاه با توجه به برند سازنده دستگاه متفاوت می‌باشد.
۲- دیاترمی میکرو موج: این گونه است که یک دسته اشعه مایکروویو را به محل بافت می‌فرستند، سپس این تشعشعات توسط آب موجود در بافت جذب می‌شود. اغلب از مایکروویو برای بافت‌های کمتر از عمق ۲ سانتی متر استفاده می‌شود.در این سطح قابلیت زوم کردن دقیق بر نقطه ای مشخص وجود دارد.این قابلیت به ما امکان درمان بافتی را می‌دهد که در محاصره بافت‌های دیگر قرار گرفته است. این عمل اینگونه اتفاق می افتد که نوسان ساز، تولید نوسانی با فرکانس بالا کرده و الکترودهایی با خاصیت منعکس کنندگی، این انرژی را به سطح مورد نظر زوم می‌کنند.
تفاوتی که با دستگاه شورت ویو دارد این است که تنها یک خروجی جریان حرارتی داشته در حالی‌که دستگاه دیاترمی دارای ۲ خروجی است. این دستگاه نیز به منظور تولید انرژی حرارتی عمقی استفاده می‌شود. کاربرد دستگاه دیاترمی مایکروویو در تسکین درد و کاهش التهابات مزمن و اسپاسم‌های عمیق عضلانی است. برای این دستگاه احتیاطی وجود دارد مثلا وجود فلزات در بدن مثل پین‌ها و پلاتین، حاملگی، تومور، هموفیلی، بیماری‌های اعصاب و روان که بر روی حرکات خود کنترل خوبی ندارند، مشکلات اعصاب محیطی مثل نوروپاتی دیابتیک و بیماریهای انعقاد خونی جزو این احتیاطات است.
عوارض دستگاه دیاترمی مایکروویو عبارتند از احساس داغی بیش از حد، احساس سوزش و در برخی مواقع در صورت عدم احتیاط سوختگی.
حال نوبت به تحلیل چگونگی عملکرد دستگاه می‌رسد: هنگام استفاده از دستگاه دیاترمی، فیزیوتراپیست عضو یا اندام مورد نظر را بین دو الکترود دستگاه قرار می‌دهد و برای جلوگیری از سوختگی پوست، بین الکترود و بدن از روغن‌های مخصوصی استفاده می‌کنند. این دستگاه با تابش امواج الکترومغناطیس و میدان‌های الکترومغناطیس(با طول موج بین ۲ تا ۵ مگاهرتز که قدرت نفوذ زیادی ایجاد می‌کند) عمل خود را انجام می‌دهد. جریان بین الکترودها سبب گرم شدن بافت بین آن‌ها شده و با قدرت بالای نفوذ در درمان مشکلات بافت‌های بدن به کار می‌رود. معمولا برای این که امواج در درون و عمق اندام متمرکز شود باید فاصله بین الکترود با پوست حدود ۳ سانتی متر باشد.
الکترودهای دستگاه دیاترمی را می‌توان به اشکال مختلفی از قبیل روش یک سطحی، روش متقاطع و روش یک قطبی طراحی کرد که بر حسب سطح یا موضع درمان و نوع بیماری مورد استفاده قرار می‌گیرد.
از سری کمپانی‌های تولید کننده دستگاه دیاترمی می‌توان به کمپانی BTL ، رگییر لایف لایسنس اشاره کرد.همچنین شرکت تجهیزات پزشکی سپهران، پایامهر تجهیز و شرکت طب توانبخشی پیشرفته از واردکنندگان حال حاضر دیاترمی در ایران هستند.



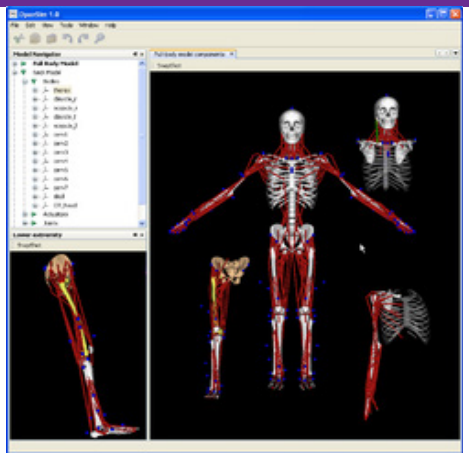
به روز نرم افز



علم حرکت با مشاهده هدایت می‌شود، اما مشاهده به تنهایی نمی‌تواند اصول حرکت انسان و حیوان را روشن کند. مدل‌سازی بیومکانیکی و شبیه‌سازی رایانه مشاهدات را تکمیل کرده و از طراحی آزمایشی اطلاع می‌دهد؛ نرم افزار اُپن سیم یکی از جدیدترین نرم‌افزارها در حوزه مهندسی پزشکی و مخصوصا آنالیز عضلات می‌باشد که توسط دانشگاه استنفورد ایجاد شده است و امروزه در زمینه پژوهش و فناوری کمک بسیاری به پژوهش کنندگان می‌کند. نرم افزار متن باز می‌باشد، یعنی افراد می‌توانند در کد منبع آن‌ها تغییر ایجاد کرده یا اشکالات احتمالی آن‌ها را رفع کنند. یک بستر برای مدل‌سازی، شبیه‌سازی و تجزیه و تحلیل سیستم عصبی عضلانی و اسکلتی است و هدف آن پژوهش در زمینه بیومکانیک و علم کنترل موتور است.

با استفاده از این نرم افزار و شبیه‌سازی‌های آن هزینه‌های عمل کاهش پیدا می‌کند همین طور در ورزش و بررسی آسیب‌هایی که به وجود می‌آید استفاده می‌شود.

شبیه‌سازی دینامیک حرکت، به مطالعه هماهنگ بودن سیستم عصبی و عضلانی، تجزیه و تحلیل



کارکردهای ورزشی و تحلیل بار داخلی سیستم اسکتی عضلانی کمک می‌کند؛ هم چنین در بعضی موارد برای شناسایی منبع آسیب استفاده می‌شود؛ هم چنین در مباحث رباتیک برای ساخت اعضای مصنوعی از این نرم افزار استفاده می‌کنند. نرم افزار اُپن سیم یکی از کاربردی‌ترین نرم افزارهای Simbios است. سیم بیوس یکی از مراکز مرتبط با انستیتو سلامتی ملی در دانشگاه استنفورد است. این مرکز در سال ۲۰۰۴ تاسیس شد و هدف آن، ارائه یک ابزار محاسباتی قدرتمند برای شبیه‌سازی و مدل‌سازی ساختارهای بیولوژیکی بود.

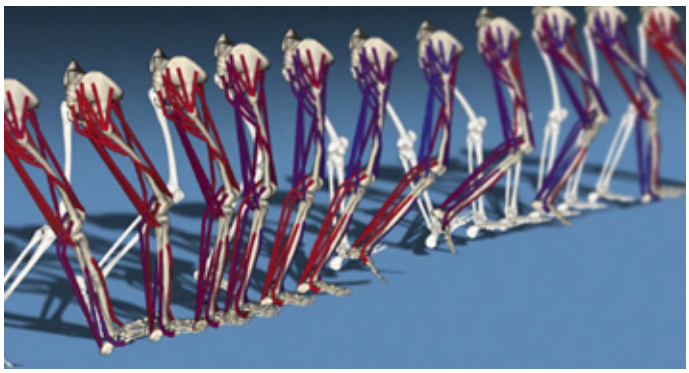
کاربران این فناوری به موضوعات اساسی در علم حرکات می‌پردازند و در زمینه‌های مهم پزشکی توانبخشی از جمله سکته مغزی، آسیب نخاعی، فلج مغزی، پروتز، ارتتیک و آرتروز تمرکز می‌کنند. از زمانی که این نرم افزار ساخته شد کاربران زیادی از برنامه‌های کاربردی این نرم‌افزار در تحقیقات بیومکانیکی، طراحی دستگاه‌های پزشکی، ارتوپدی، توان‌بخشی، تحقیقات علوم اعصاب، تجزیه تحلیل طراحی ارگونومیک، علوم ورزشی،

Opensim ار

مـــارال جوانمـــردی
کارشناســی مهندســی
پزشـــکی ۹۷

پویانمایـــی در کامپیوتـــر، تحقیقـــات رباتیـــک، زیست‌شناســـی آموزش‌وپـــرورش اســـتفاده کرده‌انـــد.

نـرم افـزار در اِی‌اِن‌اس‌آی سـی پـلاس پلاس نوشـته شـده اسـت و کاربـر گرافیکـی رابـط آن در جـاوا نوشـته شـده کـه بـه ایـن نـرم افـزار اجـازه می‌دهـد کـه در عمـوم سیسـتم عامـل هـا اجـرا شـود.



یکـی از نمونـه کـد هایـی کـه از سـایت گیت‌هـاب گرفتـه شـده اسـت کـه شبیه‌سـازی بـه کار انداختـن آرنـج توسـط ماهیچـه را بـه عهـده دارد در زیر مشـاهده می‌کنیـم:

```
#include <OpenSim/OpenSim.h>
using namespace SimTK;
using namespace OpenSim;
int main() {
   Model model;
   model.setName(«bicep_curl»);
   model.setUseVisualizer(true);

   // Create two links, each with a mass of ۱ kg, center of mass at the body›s
   // origin, and moments and products of inertia of zero.
   OpenSim::Body* humerus = new OpenSim::Body(«humerus», ۱, Vec۰)۳), Inertia(۰));
   OpenSim::Body* radius  = new OpenSim::Body(«radius»,  ۱, Vec۰)۳), Inertia(۰));

   // Connect the bodies with pin joints. Assume each body is ۱ m long.
   PinJoint* shoulder = new PinJoint(«shoulder»,
         // Parent body, location in parent, orientation in parent.
         model.getGround(), Vec۰)۳), Vec۰)۳),
         // Child body, location in child, orientation in child.
         *humerus, Vec۰ ,۱ ,۰)۳), Vec۰)۳));
   PinJoint* elbow = new PinJoint(«elbow»,
         *humerus, Vec۰)۳), Vec۰)۳), *radius, Vec۰ ,۱ ,۰)۳), Vec۰)۳));

   // Add a muscle that flexes the elbow.
   Millard۲۰۱۲EquilibriumMuscle* biceps = new
      Millard۲۰۱۲EquilibriumMuscle(«biceps», ۰ ,۰/۵۵ ,۰/٦ ,۲۰۰);
   biceps->addNewPathPoint(«origin»,    *humerus, Vec۰ ,۰/۸ ,۰)۳));
   biceps->addNewPathPoint(«insertion», *radius,  Vec۰ ,۰/۷ ,۰)۳));

   // Add a controller that specifies the excitation of the muscle.
   PrescribedController* brain = new PrescribedController();
   brain->addActuator(*biceps);
   // Muscle excitation is ۰/۳ for the first ۰/۵ seconds, then increases to ۱.
   brain->prescribeControlForActuator(«biceps»,
         new StepFunction(۱ ,۰/۳ ,۳ ,۰/۵));

   // Add components to the model.
   model.adدسی‌بلody(humerus);    model.adدسی‌بلody(radius);
   model.addJoint(shoulder);  model.addJoint(elbow);
   model.addForce(biceps);
   model.addController(brain);

   // Add a console reporter to print the muscle fiber force and elbow angle.
   ConsoleReporter* reporter = new ConsoleReporter();
   reporter->set_report_time_interval(۱/۰);
   reporter->addToReport(biceps->getOutput(«fiber_force»));
   reporter->addToReport(
      elbow->getCoordinate(PinJoint::Coord::RotationZ).getOutput(«value»),
      «elbow_angle»);
   model.addComponent(reporter);

   // Add display geometry.
   Ellipsoid bodyGeometry(۰/۱ ,۰/۵ ,۰/۱);
   bodyGeometry.setColor(Gray);
   // Attach an ellipsoid to a frame located at the center of each body.
   PhysicalOffsetFrame* humerusCenter = new PhysicalOffsetFrame(
      «humerusCenter», *humerus, Transform(Vec۰ ,۰/۵ ,۰)۳)));
   humerus->addComponent(humerusCenter);
   humerusCenter->attachGeometry(bodyGeometry.clone());
   PhysicalOffsetFrame* radiusCenter = new PhysicalOffsetFrame(
      «radiusCenter», *radius, Transform(Vec۰ ,۰/۵ ,۰)۳)));
   radius->addComponent(radiusCenter);
   radiusCenter->attachGeometry(bodyGeometry.clone());

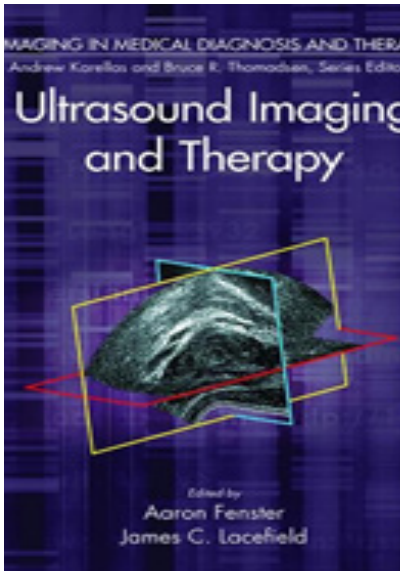
   // Configure the model.
   State& state = model.initSystem();
   // Fix the shoulder at its default angle and begin with the elbow flexed.
   shoulder->getCoordinate().setLocked(state, true);
   elbow->getCoordinate().setValue(state, ۰/۵ * Pi);
   model.equilibrateMuscles(state);
   // Configure the visualizer.
   model.updMatterSubsystem().setShowDefaultGeometry(true);
   Visualizer& viz = model.updVisualizer().updSimbodyVisualizer();
   viz.setBackgroundType(viz.SolidColor);
   viz.setBackgroundColor(White);
   // Simulate.
   simulate(model, state, ۱۰/۰);

   return ۰;
```

« ایـن نـرم افـزار را می‌تـوان از سـایت simtk.org دانلـود کـرد در واقـع ایـن سـایت اصلـی و رفرنـس نـرم افـزار اوپـن سـیم می‌باشـد بـرای کار بـا ایـن نـرم افـزار بایـد آشـنایی نسـبی از اناتومـی و معـادلات حرکتـی داشـت. »

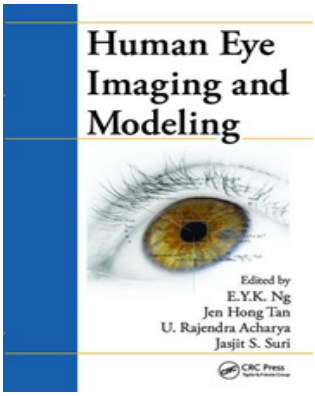
کتابنامه

Aaron Fenster , James C.Lacefield. (۲۰۱۵). Ultasound Imaging and Therapy



با توجه به بهبود حاصل در کیفیت تصویر و کاهش هزینه موارد پیشرفته، تصویربرداری اولتراسوند نقش به‌سزایی را در تشخیص و درمان بر مبنای تصویر در محدوده وسیعی از بیماری‌ها ایفا می‌کند. این کتاب بیان‌کننده تکنیک‌های حال حاضر و بوجود آمده، رویکردهای تفسیری در استفاده از تصویرگری اولتراسوند و مشکلات تکنیکی و محاسباتی را نشان می‌دهد که حل آن‌ها ضروری به شمار می‌آید. این کتاب متشکل از سه بخش است. بخش اول به معرفی پیشرفت‌ها در تکنولوژی، از جمله مبدل‌های (۲، ۳ و ٤ بعدی)، شکل دهنده‌های اشعه، سیستم‌های تصویرسازی سه‌بعدی و سیستم‌های تعیین غلظت خون می‌پردازد. بخش دوم بر کاربردهای تشخیصی مانند الاستوگرافی، تکنیک‌های کمَی برای بررسی روند درمان و تصویرسازی تشخیصی و توموگرافی اولتراسوند متمرکز شده است. در بخش آخر، استفاده از اولتراسوند در اقدامات بر مبنای تصویر برای بافت برداری بر مبنای تصویر و تصویربرداری مغز را توضیح می‌دهد.

E.Y.K.Ng, Jen Hong Tan , U.Rajendra Acharya, Jasjit S.Suri. (۲۰۱۲). Human Eye imaging & Modelling. Acharya, Jasjit S.Suri فرایند تصویر پیشرفته و تکنیک‌های مدل‌سازی ریاضی، بصورت روزافزون جهت تشخیص زودهنگام

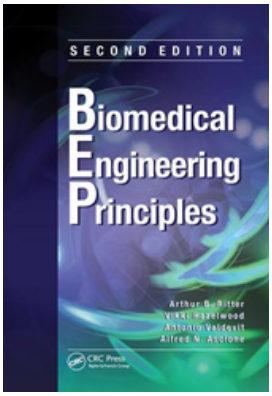


بیماری‌های چشمی بکار گرفته می‌شود. این کتاب با مروری جامع در این زمینه آخرین پیشرفت‌ها و تکنیک‌های آنالیزی را در تصویربرداری و مدل سازی چشم بصورت جزئی بیان می‌کند.

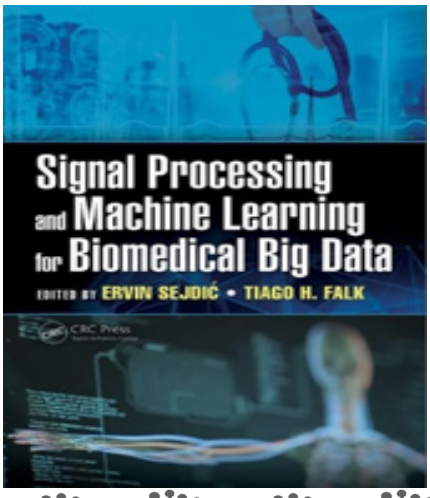
محمدحسین فکورزاده
کارشناسی مهندسی پزشکی ۹۵

در اولین بخش از کتاب، مروری بر تصویربرداری عمقی و تصویربرداری مادون قرمز انجام می‌شود. بخش دوم کتاب مربوط به مدل-سازی ریاضی از پوشش چشم انسان است که شامل مدل‌سازی چشم در طی عمل لیزر رتینال، چهارچوبی جهت شبیه‌سازی نوری، توزیع گرما با استفاده از راهکار سه بعدی نواربازیک شبکه، و قرار گرفتن در معرض اشعه لیزر می‌باشد.
این کتاب دربرگیرنده تصویربرداری جدید و الگوریتم‌های مدل‌سازی است که می‌تواند به تشخیص زودهنگام کمک کند و هدف آن بهبود زندگی انسان‌هایی است که از ناراحتی های چشمی رنج می برند.

Arthur B.Ritter, Vikki Hazelwood
.Antonio Valdevit, Alfred N.Ascione (۲۰۱۱).
.Biomedical Engineering principles
کتاب اصول مهندسی پزشکی، ویرایش دوم، با درنظر گرفتن آشنایی مختصری با بیولوژی مولکولی، فیزیولوژی، بیوشیمی و پردازش سیگنال، برای این رشته که به سرعت در حال پیشرفت است، اطلاعات قابل اطمینان و در دسترس، را فراهم می آورد. در ابتدا با فیزیولوژی سیستم، فرایندهای انتقال، فیزیولوژی سلولی و سیستم قلبی عروقی آغاز می‌شود. بخش دوم شامل پردازش سیگنال پزشکی است و عملکردهای متناوب و دوره‌ای را مرور می‌کند، همچنین سری‌های فوریه و تکنیک‌های فرایند و دستیابی به سیگنال را نیز نشان می‌دهد. بخش سوم بیانگر کاربردهای عملی بیومکانیک است و با توجه به محدوده اتصالی، ظرفیت تحمل بار و محرک های الکتریکی بر خصوصیات مکانیکی و ساختاری
استخوان، ماهیچه‌های اسکلتی و بافت پیوندی تمرکز می‌کند. بخش آخر، طراحی نهایی از جمله چشم اندازهای طراحی برای سیستم‌های زنده و غیرزنده، نقش FDA و طرح پروژه از آغاز تا انتهای فرضیه را نشان می‌دهد.



Signal .(۲۰۱۸) .Ervin Sejdic , Tiago H.Falk
processing and machine
learning for biomedical big data
کتاب فرایند سیگنال و شناخت ماشین برای داده‌های بزرگ پزشکی، ماهیت، راه‌های متفاوت جمع آوری این اطلاعات می‌شود، و مثال‌های مختلفی را مورد بحث قرار می‌دهد. فراهم آوردن آنالیزها، انتخاب و بازبینی چنین حجم بالایی از داده ها، نیازمند تغییری جدید در پارادایم پردازش سیگنال و روش‌های جدید از ترکیب پردازش سیگنال با ابزار درک کننده ماشین می‌باشد. این کتاب در برگیرنده برخی از این مفاهیم در دو بخش است. بخش اول تئوری پردازش سیگنال که در آن تجهیزات مورد نظر در داده‌های بزرگ (در پزشکی یا سایر زمینه ها) بحث می‌شوند و سپس، فصل های کاربردی که تمرکز آن‌ها بر کاربردهای موجود از پردازش سیگنال و درک ماشین برای داده‌های بزرگ پزشکی است.



راه بی نهایت

به نام خداوند شعر و سخن **نخستین سخن در همه انجمن**

سپاس و ستایش خدایی را که رهنمای ما در مسیر خدمت به خلق است.

اکنون که در سایه لطف و عنایت خداوند مهربان در ابتدای مسیر از فعالیت‌های هشتمین دوره‌انجمن علمی مهندسی پزشکی قرار داریم، شایسته است تقدیری کنیم از آنان که با شور و شوق و تلاش فراوان کوشیدند تا بنای این انجمن را برپا نهاده و در راستای نیل به هدف عالی خود -پرورش و توسعه شرایط تحصیل و علم اندوزی و توانمند سازی علاقمندان به فعالیت در زمینه مهندسی پزشکی- و گسترش آن همت گماردند، چرا که بدون تلاش‌های مستمر ایشان، اساتید همکار و اعضای فعال در این زمینه جایگاه کنونی دست یافتنی نبود.

در دوره‌هشتم بر آنیم تا مطابق با اساسنامه و در شش کمیته افق‌های دید خود را گسترانده و تا رسیدن به سر منزل مقصود با پشتکار، تلاش نماییم.

در کمیته روابط عمومی با هدف تسهیل ارتباطات دانشجویان فارغ التحصیل و مشغول به تحصیل در این رشته، مجموعه‌ای تحت عنوان دانش آموختگان را گرد هم آوریم تا تبادلات علمی و تجربی هرچه بهتر را میسر سازیم. در کمیته کلاس‌ها و دوره‌ها با برگزاری دوره‌هایی پروژه محور به توانمند سازی دانشجویان علاقمند پرداخته و بستر حمایت از طرح های مذکور را فراهم نماییم. همچنین با برگزاری دوره‌هایی تخصصی‌تر به ارتقا علمی این جامعه کمک کنیم. در کمیته آموزش و پژوهش و زیر مجموعه ترجمه آن برآنیم تا روند ترجمه کتابی مرجع را در زمینه اندازه‌گیری " Sensors and signal conditioning " که ترجمه آن از دوره‌پیشین آغاز شده را تکمیل نماییم. همچنین در زیر مجموعه آموزش به تقویت بانک اطلاعاتی، جزوات و فیلم‌های آموزشی و نرم افزارهای کاربردی در این رشته خواهیم پرداخت. در بخش تجهیزات در نظر داریم کنفرانس‌هایی در زمینه تجهیزات پزشکی از جمله قوانین تجهیزات پزشکی کشور را برگزار کنیم. در کمیته انتشارات به تدوین خبرنامه مهندسی پزشکی و همچنین تالیف دو شماره از نشریه سیگنال حیاتی خواهیم پرداخت. در کمیته مسابقات، برگزاری مسابقه مهندس برتر، ورودی برتر و ارائه پژوهش را پیش‌رو خواهیم داشت و در نهایت در کمیته همایش، بازدید و رویداد پس از برگزاری مجمع عمومی مهندسی پزشکی رایزنی‌هایی جهت بازدید و شرکت در کارگاه‌های عملی در مرکز ملی نقشه برداری مغز خواهیم داشت.

در پایان تشکر می‌کنیم از تمامی اعضا فعال در هشتمین دوره‌از انجمن علمی مهندسی پزشکی که بدون هیچ چشم داشتی خواهان سربلندی و درخشش این جامعه پویاهستند و صمیمانه از ایزد منان برایشان موفقیت روز افزون آرزومندیم.

خدایا چنان کن سرانجام کار **تو خشنود باشی و ما رستگار**

با آرزوی موفقیت جامعه مهندسی پزشکی

سیده کیمیا موسوی
دبیر انجمن علمی مهندسی پزشکی دوره‌هشتم

فیدبک به سیگنال حیاتی

ضمن تشکر از توجه و علاقه شما خواننده گرامی خواهشمند است به منظور آگاهی از نظرات شما درباره نشریه و بهبود سطح کیفی آن، پرسشنامه زیر را خوانده و شماره گزینه های مدنظر خود را به ترتیب از چپ به راست بصورت یک عدد ۴رقمی، به آدرس ایمیل ما ارسال نمایید.

با تشکر و سپاس فراوان

- کیفیت علمی مطالب چاپ شده راضی کننده بود؟

۱)بله، راضیم ۲)نسبتا خوب است و جای پیشرفت دارد ۳)خیر، انتظار مطالب بهتری داشتم

- تنوع مطالب این شماه از سیگنال حیاتی را چگونه ارزیابی می کنید؟

۱)زیاد ۲)متوسط ۳)کم

- طراحی و صفحه آرایی سیگنال حیاتی را چقدر دوست داشتید؟

۱)زیاد ۲)متوسط ۳)کم

- آیا قیمت نشریه متناسب با آن هست؟

۱)بله، مناسب است ۲)خیر، گران است ۳)خیر، ارزان است

هر گونه پیشنهاد یا انتقاد خود را جهت افزایش خوانندگان نشریه و ایجاد علاقه و انگیزه بیشتر در آنان باما درمیان بگذارید.

signalhayati@gmail.com

سلام!
در ایـن شـماره از نشـریه، مطالـب جذابـی براتـون آمـاده کردیـم تـا در انجـام وظیفـه‌ی دانش‌افزایـی نشـریه قـدم دیگـه‌ای برداریـم.
دعـوت می‌کنیـم بـا موضـوع پرونـده ویـژه این شماره بیشتر آشنا بشین:
امـروزه بـا توجـه بـه پیشـرفت روزافـزون الگوریتم‌هـا و سـخت افزارهـای کامپیوتـری، محققـان در صـدد تولیـد سیسـتم‌های اتوماتیـک پـردازش ویژگـی هـای اسـپرم و دوری از اثـرات منفـی آنالیـز دسـتی آزمایشگاهی‌هستند.
«سیسـتم CASA» کـه در حـال حاضر توسـط شـرکت‌های متعـددی تولیـد و در اختیـار آزمایشـگاه‌ها قـرار می‌گیـرد؛ بـا آنالیـز اتوماتیـک، یـک فراینـد سـریع تشـخیصی را فراهـم می‌کنـد. از ایـن سیسـتم در کلینیک‌هـای درمانـی ناباروری و مراکـز تحقیقاتی سلولی استفاده می شود.





sbmehut.ir