پاییز ۱۴۰۰
سال دهم

کهربا

فصلنامه تخصصی مهندسی برق و کامپیوتر

kahrobaonline.ir
Journal of Electrical and Computer Engineering

شماره سی و سوم



یک روش تجربی بهینه کردن تصویربرداری MRA

آشنایی با جلیقه حیات، کاربردها و چگونگی عملکرد آن

ثبت نوری و الکتریکی روشی جهت تشخیص زودهنگام صرع

آشنایی با مشاهیر- دکتر حجت فرخ کاشانی - استاد دانشگاه علم و صنعت

فیبرکریستال فوتونیک تشدید پلاسمون سطحی (حسگر زیستی: رویکرد سنجش عملکردی)

بررسی تاثیر الکترومیوگرافی بدون درد و شبیه سازی سیگنال های حاصل از آن به کمک labview

بررسی تاثیر بیهوشی عمومی بر تغییرات فشار خون شریانی بیماران بالغ و شبیه سازی آن به کمک abaqus

بررسی میزان دقت و شیوع ارتباط بین کانال دندانی-تحتانی با دندان عقل پنهان در رادیوگراف پانورکس و تعیین موقعیت ریشه دندان مولر سوم

ISSN :2322-3723

شماره مجوز وزارت فرهنگ و ارشاداسلامی ۷۷۸۲۱

سال دهم

شماره سی‌و سوم

پاییز ۱۴۰۰



صاحب‌امتیاز

سایت نواندیشان

مدیرمسئول

مهدی عارف خیابانی

سردبیر

امین شیخ نجدی

هیئت تحریریه

دکتر میثم عسگری- ارشد برق- دکترای علوم و مهندسی کامپیوتر- استادیار دانشگاه OHSU پورتلند آمریکا

دکتر امیرحسین رحمانی – دکترای برق قدرت- مدیر گروه برق دانشگاه آزاد دزفول

مهندس آزاد رحیمی – کارشناس ارشد برق قدرت- عضو هیئت علمی دانشگاه فنی و حرفه ای سنندج

دکتر ملیحه نیک سیرت- دکترای علوم کامپیوتر- استادیار دانشگاه صنعتی بیرجند

دکتر محمد دوستی زاده- دکترای برق، قدرت- مربی دانشگاه آزاد اسلامی خرم آباد

دکتر علویه میرفتح الهی- دکترای علوم اعصاب گرایش هوش مصنوعی- دانشگاه علم و صنعت ایران

مهندس امین شیخ نجدی- استاد الکترونیک دانشگاه آزاد دزفول

مهندس مریم فریور – کارشناس ارشد الکترونیک- استاد دانشگاه فنی‌و حرفه‌ای و استادمدعو دانشگاه صنعتی اصفهان

مهندس مهسا سرائی – کارشناس ارشد برق مخابرات

مهندس علی کمالی- کارشناس ارشد برق قدرت – کارشناس پژوهشکده خودرو محیط زیست دانشگاه تهران

درباره کهربا	۳
یادداشت مدیرمسئول	۴
آشنایی با مشاهیر	
دکتر فرخ حجت کاشانی، استاد گروه مهندسی برق دانشگاه علم و صنعت	۵
مقالات	
بررسی میزان دقت و شیوع ارتباط بین کانال دندانی-تحتانی با دندان عقل پنهان در رادیوگراف پانورکس و تعیین موقعیت ریشه دندان مولر سوم علی ملکی – دانشجو کارشناسی مهندسی پزشکی علیرضا محمودی‌فرد – کارشناسی ارشد مهندسی برق	۶
بررسی تاثیر الکترومیوگرافی بدون درد در نوجوانان و شبیه‌سازی سیگنال‌ای حاصل از ان به کمک LabView علی ملکی – دانشجو کارشناسی مهندسی پزشکی علیرضا محمودی‌فرد – کارشناسی ارشد مهندسی برق	۱۲
فیبر کریستال فوتونیک تشدید پلاسمون سطحی (حسگر زیستی: رویکرد سنجش عملکردی) مهران کریمیان ریزی – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی مریم فریور – کارشناسی ارشد مهندسی برق الکترونیک وحید رنجبر عین الدین – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی	۱۸
بررسی تاثیر بیهوشی عمومی بر تغییرات فشار خون شریانی بیماران بالغ و شبیه سازی آن به کمک Abaqus علیرضا محمودی‌فرد - کارشناسی ارشد مهندسی برق علی ملکی – دانشجو کارشناسی مهندسی پزشکی	۲۵
آشنایی با جلیقه حیات، کاربردها و چگونگی عملکرد آن علی ملکی – دانشجو کارشناسی مهندسی پزشکی علیرضا محمودی‌فرد – کارشناسی ارشد مهندسی برق	۳۳
یک روش تجربی بهینه کردن تصویربرداری MRA وحید رنجبر عین الدین – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی مریم فریور – کارشناسی ارشد مهندسی برق الکترونیک مهران کریمیان ریزی – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی	۴۳
ثبت نوری و الکتریکی روشی جهت تشخیص زودهنگام حملات صرع وحید رنجبر عین الدین – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی سیدپرویز موسوی– کارشناسی مهندسی برق مهران کریمیان ریزی – دانشجو کارشناسی ارشد مهندسی پزشکی	۵۰
ارتباط با کهربا	۵۷

درباره کهربا

مجله الکترونیکی کهربا، باهمت و تلاش جمعی از دانشجویان و مهندسین برق، بخصوص اعضای انجمن علمی و پژوهشی نواندیشان، در سال هزار و سیصد و نود شروع به کارکرد. کهربا از سال ۹۱ با کسب شماره بین‌المللی استاندارد مجلات (ISSN:۲۳۲۲-۳۷۲۳) و ثبت در سازمان اسناد و کتابخانه ملی ایران، به‌عنوان فصلنامه‌ای رسمی و تخصصی در حوزه صنعت برق شناخته‌شده است. این نشریه تخصصی در سال ۹۵ موفق به اخذ پروانه انتشار از وزارت فرهنگ و ارشاد اسلامی، با مجوز شماره ۷۷۸۲۱ و ثبت در سامانه جامع رسانه‌های کشور(e-rasaneh) و بانک اطلاعات نشریات کشور(magiran) گردید. در سال ۹۷ طی تفاهم‌نامه‌ای با بانک مقالات کشور (سیویلیکا) مورد حمایت این پایگاه قرارگرفته و مقالات ارائه‌شده به نشریه پس از انتشار در سیویلیکا نمایه شده و در نظام رتبه‌بندی دانشگاه‌ها و پژوهشگاه‌ها مورد تحلیل و بررسی قرار می‌گیرند.

یادداشت مدیرمسئول

در دهمین پاییز از فعالیت نشریه کهربا و پس از انتشار سی‌و دو شماره از مجله مفتخریم با انتشار سی‌وسومین شماره از این نشریه در خدمت علاقه‌مندان این مجله تخصصی باشیم. تلاش ما از روز نخست، جمع‌آوری، تهیه و ارائه مطالبی ساده و کاربردی، درعین‌حال تخصصی، به قشر فرهیخته دانش‌پژوه و کسانی که مشتاق به دانستن علوم مهندسی برق و الکترونیک یا کامپیوتر هستند، بوده است. امید است با هدایت و راهنمایی شما هر شماره بهتر و پخته‌تر از شماره پیشین گردد. امید است که باهمت و همیاری دوستان بتوانیم قدمی هرچند کوچک، جهت جلب رضایت و بالا بردن سطح دانش شما برداریم؛ و روزبه‌روز شاهد پیشرفت و موفقیت‌های شما عزیزان باشیم.

آشنایی با مشاهیر



دکتر فرخ حجت کاشانی، استاد دانشگاه علم و صنعت

دکتر کاشانی در سال ۱۳۲۰ در مشهد مقدس به دنیا آمد، در سال ۱۳۴۲ در رشته مهندسی برق دانشکده فنی دانشگاه تهران فارغ‌التحصیل شد و سپس برای ادامه تحصیل به آمریکا رفت و در سال‌های ۱۳۴۹ و ۱۳۵۱ موفق به اخذ فوق‌لیسانس و سپس دکترای الکترونیک از دانشگاه لوس‌آنجلس کالیفرنیا شد.

فرخ حجت کاشانی دارای کارشناسی الکترونیک از دانشکده فنی دانشگاه تهران درسال ۱۳۴۲، کارشناسی ارشد و دکتری مخابرات از دانشگاه کالیفرنیا در لوس‌آنجلس امریکا درسال‌های ۱۳۴۹ و۱۳۵۱ بوده است.

فرخ حجت کاشانی دکتری مهندسی مخابرات را از دانشگاه کالیفرنیای امریکا دریافت کرد و این از مقاطع مهم زندگی علمی وی به شمار می‌رود. درحین تحصیل دررشته‌های الکترونیک و مخابرات به مطالعه، تحقیق و تالیف آثاری درباره میکروویو، رادار، آنتن های علمی ، ... مشغول بوده است.

پس از اخذ دکتری مخابرات از امریکا و بازگشت به ایران از سال ۱۳۵۰ به عنوان عضو هیئت علمی دانشگاه علم و صنعت ایران استخدام شد و تا مرحله استادی نیز ترقی نمود.

یک مقطعی در دانشگاه UCLA و همچنین دانشگاه سیدنی به تدریس دروس مخابرات میدان مشغول بوده است. وی پس از بازگشت به ایران سال‌ها به تدریس در مقاطع کارشناسی، کارشناسی ارشد و دکترا در دانشگاه‌های صنعتی شریف، علم و صنعت و دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب پرداخت و تاکنون نیز شاگردان بسیاری در زمینه مخابرات و الکترونیک داشته‌است. از درس‌هایی که توسط وی تدریس می‌شود می‌توان به: میدان و امواج، مایکروویو، اصول سیستم‌های رادار، الکترومغناطیس، الکترونیک، خطوط انتقال، آنتن، الکترومغناطیس پیشرفته، طراحی مدارات فعال مایکروویو، آنتن مخصوص، لامپ‌های مایکروویو و فیلترهای فعال اشاره کرد.

فرخ حجت کاشانی به عنوان عضو هیئت علمی، دانشیار، و استاد گروه مهندسی برق گرایش مخابرات در دانشکده مهندسی برق در دانشگاه علم وصنعت ایران به تدریس دروس الکترومغناطیسی رادار، میدان‌ها وامواج، آنتن ۲، خطوط انتقال، سنتز و فیلتر و ملیکروویو، مشغول بوده است . کتاب"سیستم‌های مخابرات الکترونیکی" فرخ حجت کاشانی، در دوره دوم انتخاب کتاب سال جمهوری اسلامی ایران از طرف وزارت فرهنگ و ارشاد اسلامی، به عنوان کتاب سال برگزیده شد.

www.kahrobaonline.ir

بررسی میزان دقت و شیوع ارتباط بین کانال دندانی– تحتانی با دندان عقل پنهان در رادیوگرافیک پانورکس و تعیین موقعیت ریشه دندان مولر سوم

علی ملکی[۱]

علیرضا محمودی‌فرد[۲]

[۱] دانشجوی کارشناسی پیوسته مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، A.Malekibme @gmail.com

[۲] مدرس مدعو گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، alireza10.m10@gmail.com

چکیده: رادیوگرافی یک ابزار پاراکلینیکی مهم جهت انتخاب روش جراحی مناسب در ناحیه فک و دهان و پرهیز از شکستگی ریشه دندان است. این مطالعه به‌منظور بررسی دقت رادیوگرافی دنتال پانورامیک برای تعیین وضعیت دندان‌های مولر سوم و مشخص نمودن ارتباط بین کانال دندانی- تحتانی دندان عقل در مراجعین به بخش رادیولوژی واحد دندان‌پزشکی دانشگاه تهران در سال ۱۳۹۶ انجام شده است.

مطالعه به روش تشخیصی و بر روی ۸۰ دندان مولر سوم انجام شد. وضعیت نهفتگی، تعداد و چسبندگی ریشه‌ها و انحنای ریشه قبل از جراحی توسط دو مشاهده‌گر روی کلیشه¬ها و پس از جراحی توسط جراح بررسی و با رادیوگرافی مقایسه‌گردید؛ محدوده قابل‌قبول تشخیص انحنای ریشه، اختلاف در محدوده ۱۰± درجه بین رادیوگرافی و جراحی در نظر گرفته شده و قدرت تشخیصی شاخص‌های رادیوگرافی به کمک آزمون نسبت‌ها بررسی آماری شد.

یافته‌ها: ۱۳۳ ریشه دندان بررسی گردید؛ مقدار انحنای موجود در ریشه‌ها ۲۱/۹± ۱۵۴ درجه بود که ٪۸۱/۲ در محدوده قابل قبولی قرار داشتند. ارزش پیش‌بینی رادیوگرافی در تشخیص دادن میزان نهفتگی، چسبندگی ریشه‌ها و مشخص نمودن تک ریشه بودن دندان‌ها، به ترتیب ٪۱۰۰، ٪۷۹، ٪۷۳/۳ بوده و به‌منظور تشخیص نهفتگی یک دندان، جدا بودن ریشه‌های آن و چند ریشه‌ای بودن آن به‌ترتیب ٪۹۸، ٪۸۶/۶ و ٪۹۸ بود. بالاترین ارزش پیش‌بینی رادیوگرافیک مربوط به مشخص نمودن نهفتگی با ٪۱۰۰ و پایین‌ترین آن برای تشخیص یک ریشه‌ای بودن دندان با ٪۷۳/۳ بود؛ در کل می‌توان گفت که با توجه به نتایج موجود در مطالعه، رادیوگرافیک دندان پانورکس دقت و تشخیص بالایی در نشان دادن موقعیت و ریخت-شناسی ریشه دندان مولر سوم دارد.

کلید واژه‌ها: *دندان مولر سوم، رادیوگرافی دندان پانورکس، کانال دندانی- تحتانی دندان عقل*

۱. مقدمه

یکی از مشکلات رایج در جراحی‌ها و خارج نمودن دندان‌ها که از درمان‌های رایج دندان‌پزشکی است، دانستن روش جراحی و جلوگیری از شکستگی ریشه زمان خارج نمودن دندان است و امروزه استفاده از امکانات پاراکلینیکی مانند رادیوگرافی درکنار معاینات بالینی جهت رسیدن به تشخیص و طرح درمان صحیح دردندان‌پزشکی یک امر بسیار مهم تلقی می‌گردد (۱و۲). تنوعات فردی در شکل دندان‌ها امری آشکار بوده که در این بین دندان مولر سوم می‌توان گفت نامنظم‌ترین و غیر قابل پیش‌بینی‌ترین ریخت‌شناسی را در میان تمامی دندان‌ها دارد (۱). به‌شکل معمول پیش از خارج نمودن دندان‌ها وضعیت نهفتگی دندان و تعداد ریشه‌ها و پس از آن نوع ریشه از لحاظ

چسبیده یا جدا بودن، خمیدگی ریشه‌ها، درجه تباعد و همچنین شکل ریشه مورد تحلیل قرار می‌گیرد (۱-۴).
رادیوگرافی که به‌منظور ارزیابی وضعیت و آناتومی دندان مولر سوم به کار می‌رود رادیوگرافی پانورامیک نام‌دارد (۵). مطالعات گوناگونی هم در زمینه بررسی دقت رادیوگرافی پانورامیک و تجهیزات دیجیتال در مورد ریخت‌شناسی دندان مولر سوم انجام گردیده است؛ هر چند که در اکثر مطالعات دقت سیستم‌های دیجیتال هم‌تراز رادیوگرافی‌های پانورامیک متداول یا حتی در مواردی بیش از آن گزارش گردیده‌است (۶و۷). برای اولین بار Wenzel و همکارانش به مقایسه فیلم پانورامیک به کمک دستگاه Scanora و رادیوگرافی داخل دهانی در بررسی موقعیت مولر سوم پرداختند (۸). Bell و همکارنش هم در تحقیق خود دقت رادیوگرافی دندانی پانورکس را در مشخص نمودن ریخت-شناسی ریشه دندان‌های مولر سوم آن هم پیش از انجام عمل جراحی مورد ارزیابی قرار دادند (۹). اگرچه مطالعات Ferrus-Torress نشان داد که تصاویر پانورامیک دیجیتال به‌منظور نمایش مولر سوم نسبت به تصاویر معمولی بسیار باکیفیت‌تر و بهترند، اما در مطالعه Benediktsdottir مقایسه سیستم‌های جدید پانورامیک دیجیتال با پانورامیک معمولی نشان‌دهنده این موضوع - هستند که این دو سیستم هم توانایی مشابهی با انواع سیستم‌های معمولی دارند (۷).
مطالعات نشان داده‌اندکه اطلاعات و یافته‌های حاصل از این تکنیک اگرچه برای جراحی دندان مولر سوم کافی است، اما نمی‌تواند صد درصد طبق واقعیت باشد (۱۰). در نتیجه تفسیر صحیح رادیوگرافی پانورامیک قبل از جراحی بسیار دارای اهمیت می‌باشد.
امروزه نوع جدیدی از رادیوگرافی پانورامیک، تحت‌عنوان دنتال پانورامیک عرضه گردیده است که از جهت‌هایی با رادیوگرافی پانورامیک متداول تفاوت‌هایی دارد؛ در این مدل از رادیوگرافی که دارای بزرگنمایی بیشتر نسبت به پانورامیک معمولی است، کلیشه‌ای مشابه با کلیشه‌های معمولی ایجاد می‌گردد که نمای بزرگتری از فکین ارائه داده و با تمرکز بر روی نواحی دندانی و زایده آلوئولار، وضوح بیشتری از دندان‌ها نسبت به نوع متداول می‌دهد؛ در این تصاویر کندیل‌ها حذف شده و در نتیجه ghost shadow ناشی از آن هم بدون ایجاد روی‌هم‌افتادگی زیاد در ناحیه پره مولرها حذف می‌گردد (۱۱). جهت تعیین ارتباط کانال دندان تحتانی با عقل نهفته پایین می‌توان از رادیوگرافی پانورکس استفاده نمود. به کمک این ابزار دندان‌پزشک می-تواند از خطای جراحی و بروز تروما در حین عمل بکاهد. امروزه از رادیوگرافی پانورامیک به‌علت داشتن روز اشعه کمتر و پوشش وسیع ناحیه‌ای بیشتر استفاده می‌شود. در رادیوگرافی پانورامیک به‌دلیل تابش اشعه ایکس بازاویه ۸ درجه منفی جهت حذف سایه استخوان پس‌سری، تصاویر حاصل دچار بزرگنمایی شده که این موضوع سبب می‌شود فاصله کانال دندان تحتانی تا دندان عقل نهفته پایین به شکل تقریبی مشخص شده و این حالت نیز باعث ایجاد مشکلاتی در تشخیص پزشک می‌شود.
اگر در رادیوگرافی به‌دست آمده علامتی مبنی بر ارتباط کانال دندانی تحتانی و دندان عقل نهفته مندیبل دیده شود، به‌منظور بررسی‌های دقیق‌تر استفاده از توموگرافی معمولی یا کامپیوتری توصیه می‌گردد، اما اگر این شواهد یافت نشوند، ممکن است به کانال دندانی تحتانی به مقدار بسیار اندکی آسیب وارد شود (۱۰). به‌علت نبود مطالعات کافی در زمینه کاربردهای دندانپزشکی پانورامیک در بررسی موقعیت و ریخت‌شناسی دندان مولر سوم و با توجه به نقش مهم رادیوگرافی پیش از جراحی تصمیم‌گرفتیم تا مطالعه-ای درباره دقت این رادیوگرافی در تعیین وضعیت نهفتگی و ریخت‌شناسی ریشه دندان مولر سوم از نظر تعداد و ارتباط ریشه‌ها نسبت به هم، درجه تباعد و خمیدگی ریشه‌ها و همچنین شکل ریشه روی مراجعین به بخش رادیولوژی دانشکده دندان‌پزشکی دانشگاه تهران انجام دهیم.

۲. متریال و روش‌ها

مطالعه از نوع تشخیصی بوده و به کمک مطالعات مشابه ۸۰ دندان عقل مربوط به ۵۲ بیمار و در مجموع ۱۳۳ ریشه بررسی گردید. دندان‌ها از هر دو فک و دارای تاج و ریشه سالم بودند؛ روش نمونه‌گیری به‌شکل پیوسته و برای بیمارانی که داوطلب خارج نمودن دندان عقل در بخش جراحی دانشکده و نیازمند تهیه عکس رادیوگرافی بودند، تصویربرداری دنتال پانورکس با استفاده از دستگاه CRANEXTOME(Sordex, Tusula) انجام شد.

این دستگاه دارای تنظیمات پانورامیک نرمال(بزرگنمایی ۱,۳) و دنتال پانورامیک(بزرگنمایی ۱,۵) بوده و قابلیت تهیه تصاویر توموگرافی را هم داشت (۱۱). رادیوگرافی‌ها به کمک متخصص رادیولوژیست فک و صورت و متناسب با جثه و جنس بیمار و عوامل تابشی استاندارد تهیه و از فیلم رادیوگرافی RETINA(XOE, Retina) ساخت کشور امریکا در همه بیماران مورد استفاده قرار گرفت. کلیشه‌ها در شرایط استاندارد در پردازشگر خودکار (Compact 35, Protect) ساخت کشور آلمان ظاهر شده و دو مشاهده‌گر (یک متخصص رادیولوژیست دهان و یک متخصص جراحی دهان و فک) به شکلی جدا از هم همه کلیشه‌ها را در شرایط استاندارد و یکسان روی نگاتوسکوپ مشاهده و پرسشنامه‌ای را مبنی بر تفسیر رادیولوژیک قبل از جراحی تکمیل می‌کردند و سپس بیمار به بخش جراحی بازمی‌گشت. سوالات پرسشنامه شامل سن و جنس بیمار، شماره دندان، موقعیت دندان، وضعیت نهفتگی، تعداد ریشه‌ها وضعیت چسبندگی ریشه‌ها و میزان انحنای ریشه‌ها بود. برای تعیین زاویه انحنای یک ریشه یک تکه کاغذ تریسینگ به ابعاد ۵×۵ سانتی‌متر روی کلیشه رادیوگرافی در ناحیه دندان مورد نظر چسبانده شده و شکل حدود خارجی دندان روی آن رسم گردید؛ سپس از نقطه میانی انحنای ریشه دو خط یکی به سمت انتهای ریشه و دیگری به سمت تاج رسم شده و زاویه بین دو خط به‌وسیله نقاله با دقت یک درجه اندازه‌گیری و به روش اشنایدر ثبت گردید؛ بعد از انجام جراحی، دندان خارج شده به دقت بررسی و در صورت سالم نبودن ریشه‌ها، از مطالعه حذف می‌شد؛ سطح دندان‌ها با گاز آغشته به سرم فیزیولوژیک تمیز شده و دندان در محلول هیپوکلریت سدیم ۵ درصد به مدت ۳۰ دقیقه نگهداری می‌شد و پس از آن، دندان‌ها دوباره با سرم فیزیولوژیک شستشو و پس از خشک‌شدن، تعداد ریشه‌ها ثبت شد. برای مشخص نمودن زاویه واقعی انحنای ریشه هم یک قطعه سیم ۰/۵ نرم جراحی (DENTARUM) با قابلیت انعطاف‌پذیری روی هرکدام از ریشه‌ها به‌شکل جداگانه چسبانده شده و به‌شکل کامل با انحنای ریشه مطابقت پیداکرد؛ سپس سیم روی کاغذ منتقل و به موازات سیم، خطی روی کاغذ رسم شده و زاویه بین دوخط به‌کمک نقاله اندازه‌گیری شد؛ پس از آن ارزش پیش‌بینی مثبت و ارزش پیش‌بینی منفی این شاخص‌های رادیوگرافیک نسبت به روش استاندارد (مشاهده جراحی) معین شده و به‌کمک نرم افزار آماری SPSS استخراج شده و به‌کمک آزمون نسبت‌ها مورد قضاوت آماری قرار گرفت.

۳. یافته‌ها

از ۸۰ دندان مولر سوم فک بالا و پایین مورد بررسی، در بررسی کلینیکی (مشاهده جراحی) ۳۳ دندان (۴۱٪) نهفته و ۴۷ دندان (۵۹٪) رویش پیدا کرده بودند؛ در همین مطالعه ۲۳ دندان (۲۹٪) تک ریشه‌ای و ۵۷ دندان (۷۱٪) بیش از یک ریشه داشتند که ۴۸ دندان دو ریشه و ۹ دندان نیز دارای سه ریشه بودند. از تعداد دندان‌هایی که بیشتر از یک ریشه دارند، ۱۹ دندان (۳۹٪) دارای ریشه‌های به‌هم چسبیده و ۳۰ دندان (۶۱٪) دارای ریشه‌های جدا از هم بودند و مقدار انحنای ریشه‌ها هم برابر ۲۱/۹± ۱۵۴ درجه بود. در صورتی که در رادیوگرافی پانورامیک دندان‌های فک بالا با بیش از یک ریشه دیده شوند و نیز در فک پایین دندان در رادیوگرافی رویش یافته مشاهده گردد، به احتمال ۱۰۰٪ تشخیص ما قطعی است و کمترین ارزش پیش‌بینی منفی شاخص‌ها مربوط به تشخیص وضعیت چسبندگی ریشه‌ها در دندان‌های فک بالا (N.P.V=۷۲/۷٪) است. حداکثر ارزش پیش‌بینی مثبت مربوط به تشخیص دادن وضعیت نهفتگی است (P.P.V=۱۰۰٪) که این مقدار در فک‌های بالا و پایین صادق بوده و در نتیجه اگر در رادیوگرافی دندان به شکل نهفته دیده شود، به احتمال ۱۰۰٪ تشخیص درست است. حداقل مقدار ارزش پیش-بینی مثبت برای تعداد ریشه‌ها به‌ویژه در فک پایین و به مقدار ۷۰٪ است؛ این نتایج نشان داده که تشخیص تعداد ریشه‌ها در فک بالا، وضعیت نهفتگی و روییده شودن دندان در فک پایین هم دارای قدرت بیشتری است. توزیع دندان-های مورد بررسی برحسب محدوده تشخیص قابل قبول و غیر قابل قبول در انحنای ریشه به تفکیک عوامل آن در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱) توزیع دندان‌های مورد بررسی بر حسب محدوده تشخیص قابل قبول و غیر قابل قبول مقدار انحنای ریشه به تفکیک عوامل مربوطه

					O.R
محدوده قابل-قبول انحنای ریشه		می‌باشد ۱۰۸(۸۱/۲٪)	نمی‌باشد ۲۵(۱۸/۸٪)	نتیجه آزمون	
محدوده غیرق ابل-قبول انحنای ریشه					
جنس	مرد	۳۹(٪۵۷)	۶(٪۵۰)	P۰/۰۷ <	
	زن	۲۹(٪۴۳)	۶(٪۵۰)		
تعداد ریشه	تک ریشه	۲۰(٪۳۶)	۳(٪۱۲)	P۰/۰۵ <	۴/۲
	بیش از یک ریشه	۳۵(٪۶۴)	۲۲(٪۸۸)		
نهفتگی	رویش-یافته	۳۶(٪۶۵)	۱۱(٪۴۴)	P<۰/۱	۲/۴
	نهفته	۱۹(٪۳۵)	۱۴(٪۵۶)		
چسبندگی ریشه‌ها	ریشه‌ها به‌هم چسبیده	۱۴(٪۴۲)	۵(٪۳۱)	P<۰/۵	
	ریشه‌ها جدا ازهم	۱۹(٪۵۸)	۱۱(٪۶۹)		

۴. بحث

در این مطالعه از بیماران داوطلب جراحی دندان مولر سوم رادیوگرافی دنتال پانورامیک تهیه و وضعیت ریشه‌ها بررسی شد؛ بر اساس یافته‌های این مطالعه، میزان درستی تفسیر رادیوگرافی در بررسی تعداد ریشه‌های دندان ٪۸۹ و در رابطه با ارتباط ریشه‌ها با هم (داشتن چسبندگی) ٪۸۳/۶ و در ارتباط با مقدار نهفتگی ٪۹۹ بوده است. در مطالعه‌ای که توسط حقانی‌فر و همکارانش انجام گرفت، میزان درستی رادیوگرافی پانورکس در بررسی تعداد ریشه‌ها ٪۶۴/۳ و در ارتباط با مقدار چسبندگی ریشه‌ها ٪۶۳/۳ بوده است. توانایی تصاویر رادیوگرافی در تفسیر تعداد و وضعیت ریشه-های دندان در بررسی‌های ما نسبت به تحقیق بالا بیشتر می‌باشد؛ این اختلاف بر توانایی بیشتر دنتال پانورامیک تاکید دارد که ناشی از بزرگنمایی بیشتر، حذف سوپرایمپوزیشن‌ها در خلف و وضوح بیشتر در همین ناحیه می‌باشد؛ علاوه بر این، در مطالعه ما قدرت رادیوگرافی دنتال پانورکس در تشخیص صحیح زاویه تاج نسبت به ریشه بر اساس اختلاف ده درجه، حدودا ٪۸۱/۲ است که با نتایج مطالعه فوق (٪۸۰) حدودا مشابه و یکسان می‌باشد؛ در آن مطالعه از دندان‌های خارج شده بعد از جراحی فوتوگرافی تهیه و از روی آن انحنای ریشه محاسبه و با رادیوگرافی مقایسه گردیده است؛ اما با این وجود در دقت تشخیصی انحنای ریشه نتایج دو مطالعه یکسان است. Chen و همکاران با بررسی بر روی دندان مولر سوم که به‌کمک رادیوگرافی پری‌اپیکال انجام دادند، میزان تفسیر نادرست در مورد تعداد ریشه‌ها را ٪۹/۵ و این مقدار را در مورد ریشه‌ها نسبت به هم (چسبندگی ریشه‌ها) ٪۷/۸ گزارش کرده‌اند (۱۵). میزان دقت تفسیرهای رادیوگرافی در این مطالعه، نسبت به مطالعه ما کمی بیشتر است که می‌تواند به‌دلیل تفاوت در نوع رادیوگرافی باشد؛ از سوی دیگر میزان تفسیر نادرست رادیوگرافی در مورد انحنای ریشه حدودا ٪۲۰ گزارش گردیده است که تقریبا مشابه با مطالعه کنونی می‌باشد. با توجه به اینکه در مطالعه فوق از رادیوگرافی داخل دهانی استفاده شده و همان میزان خطا در تفسیر انحنای ریشه تخمین زده شده است و با آگاهی از اینکه رادیوگرافی داخل دهانی دارای وضوح و قدرت تفکیک خیلی بالاتری نسبت به رادیوگرافی پانورامیک هستند؛ یکسان بودن نتایج دو مطالعه در تخمین‌زدن مقدار انحنای ریشه بر ارزش دنتال پانورامیک تاکید می‌کند.

در مطالعات Mesh و همکاران وی، توانایی انواع سیستم-های پانورامیک معمولی و دیجیتال فقط در تشخیص دادن منحنی یا مستقیم بودن ریشه دندان‌ها بررسی گردید؛ درحالی‌که در تحقیق حاضر میزان دقیق انحنای ریشه‌ها بر حسب درجه محاسبه گردیده است.

برخی محققین معتقدند هنوز در زمینه ارزش تصویربرداری‌های مختلف در بررسی دندان مولر سوم مدارک عملی کافی وجود ندارد؛ طبق نظر آن‌ها رادیوگرافی‌های پانورامیک در بیشتر بیماران جهت بررسی قبل از عمل جراحی کافی به نظر می‌رسد؛ بر اساس مطالعه مانیز رادیوگرافی دنتال پانورامیک روشی آسان، سریع و رایج به‌منظور بررسی دندان‌ها و نواحی استخوانی ماگزیلا و مندیبل است و نسبت به پانورامیک معمولی در بعضی نواحی توانایی تشخیص نسبی بیشتری دارد.

۵. نتیجه‌گیری

بررسی ارزش پیش‌بینی مثبت و ارزش پیش‌بینی منفی شاخص‌های مورد نظر در رادیوگرافی دندان‌پزشکی پانورامیک نشان می‌دهد که بیشترین ارزش پیش‌بینی مربوط به تشخیص نهفته بودن دندان و پایین‌ترین ارزش پیش‌بینی برای تشخیص تک ریشه‌ای بودن دندان بوده و شاخص‌های رادیوگرافی فک پایین از دقت بیشتری نسبت به فک بالا برخوردارند و در نتیجه استفاده از رادیوگرافی پانورکس در تعیین ریخت‌شناسی و تشخیص دادن نهفته بودن یا نبودن دندان عقل از سوی دندان‌پزشکان توصیه می‌شود.

۶. مراجع

[1] Ash MM, Nelson SJ. Wheeler’s Dental Anatomy, Physiology and Occlusion: 9th ed. Philadelphia: Saunders; 2010.P: 184-88, 203-207.

[2] Peterson LJ, Ellis E, Hupp JR, Tucher MR. Contemporary Oral and Maxillofacial Ssurgery: 5th ed. St Louis: Mosby; 2008.P: 95, 98-103, 112-126, 160-169,179-181,182-184,185-193,195-199.

[3] Tencate AR. Oral histology: Development Structure and Function. 7th ed. St Louis: Mosby; 2008. P: 99-108, 268-290.

[4] Avery JK. Essentials of Oral Histology and Embryology: 2nded.St Louis: Mosby; 2060. P: 65-67, 74-76, 91-92.

[5] Yu SK, Lee JU, Kim KA, Koh KJ. Positional Relationship between Mandibular Third Molar and Mandibular Canal in Conebeam Computed Tomographs. Korean J Oral MaxillofacRadiol .2007Nov; 37:197-203.

[6] Ferrús-Torres E, Gargallo-Albiol J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Diagnostic Predictability of Digital Versus Conventional Panoramic Radiographs in the Ppresurgical Evaluation of Impacted Mandibular Third Molars. Int J Oral Maxillofac Surg. 2009; 38:1184-7.

[7] Benediktsdóttir IS, Hintze H, Petersen JK, Wenzel A. Accuracy of Digital and Film Panoramic Radiographs for Assessment of Position and Morphology of Mandibular Third Molars and Prevalence of Dental Anomalies and Pathologies. DentomaxillofacRadiol.2003; 32:109-115

[8] Wenzel A, Aagaard E, and Sindet-Pedersen S. Evaluation of a New Radiographic Technique: Diagnostic Accuracy for Mandibular Third Molars. DentomaxillofacRadiol.1998; 27:255-263.

[9] Bell GW, Rodgers JM, Grime RJ, Edwards KL, Hahn MR, Dorman ML, et al. The Accuracy of Dental Panoramic Tomographs in Determining the Root Morphology of Mandibular Third Molar Teeth before Surgery. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod.2003; 95:119–125.

[10] Flygare L, Öhman A. Preoperative Imaging Procedures for Lower Wisdom Teeth Removal. Clin Oral Investig. 2008; 12:291-302.

[11] GrondahlHG, EK estubbe A, Grondahl K. CRANEX TOME & DIGORA PCT – Sweden
: Sordexinstrumentariumcorp.2003; PP: 15-17.

[12] MS Mahesh, VG Mahima, K Patil. A Comparative Evaluation of Film and Digital Panoramic Radiographs in the Assessment of Position and Morphology of Impacted Mandibular Third Molars. Indian Jof Dent Res. 2011Mar- Apr; 22(2):219-224.

[13] Schneider S.W. A Comparison of Root Canal Preparation in Straight and Curved

Root Canals. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod.1971; 32:271-5.
[14] Haghani Far S, Nosrati K, Mehryari M, Bijani A. The Accuracy of Dental Panoramic Tomography in Determining the Root Morphology of Mandibular Third Molars.Journal of Babol University of Medical Scienses.2006; 80(4):64- 69.
[15] Chen SK, Huang GF, Chong SJ. The Relationship between Radiologic Interpretation and Root Tip Fracture during Tooth Extraction Performed by Junior Clinicians. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral RadiolEndod.2001; 92: 470-2.
[16] Ivanauskaite D, Lindh C, Rangne K, Rohlin M. Comparison BetweenScanora Panoramic Radiography and Bitewing Radiography in the Assessment of Marginal Bone tissue. Stomatologija. Baltic Dent Maxillofac J .2006;8:9- 15.
[17] Carmichael FA, McGowan DA. Incidence of nerve damage following third molar removal: a west of Scotland oral surgery research group study. Br J Oral Maxillofac Surg 1992; 30(2): 78-82.
[18] Blaeser BF, August MA, Donoff RB, Kaban LB, Dodson TB. Panoramic radiographic risk factors for inferior alveolar nerve injury after third molar extraction. J Oral Maxillofac Surg 2003; 61(4): 417-21.
[19] Maegawa H, Sano K, Kitagawa Y, Ogasawara T, Miyauchi K, Sekine J, et al. Preoperative assessment of the relationship between the mandibular third molar and the mandibular canal by axial computed tomography with coronal and sagittal reconstraction. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2003; 96(5): 639-46.
[20] Silverstein LH, Melkonian RW, Kurtzman D, Garnick JJ, Lefkove MD. Linear tomography in conjunction with pantomography in the assessment of dental implant recipient sites. J Oral Implantol 1994; 20(2): 111-7.
[21] Mahasantpiya PM, Savage NW, Monsour PA, Wilson RJ. Narrowing of the inferior dental canal in relation to the lower third molars. Dentomaxillofac Radiol 2005; 34(3): 154-163.
[22] Monaco G, Montevecchi M, Bonetti GA, Gatto MR, Checchi L. Reliability of panoramic radiography in evaluating the topographic relationship between the mandibular canal and impacted third molars. J Am Dent Assoc 2004; 135(3): 312-8.
[23] Dabbaghi A, Shokraneh A, Farhadi N. The accuracy of single emulsion radiographic film in linear measurement of spiral tomography. Dent Res J (Isfahan) 2013; 10(2): 197-201.
[24] Dabbaghi A, Rajaei E, Shokraneh A, Tabesh H, Farhadi N. Evaluation of measurement accuracy of the mandible in linear and spiral tomograms. J Isfahan Dent Sch 2012; 8(4): 347-55.
[25] Sedaghatfar M, August MA, Dodson TB. Panoramic radiographic findings as predictors of inferior alveolar nerve exposure following third molar extraction. J Oral Maxillofac Surg 2005; 63(1): 3-7

بررسی تاثیر الکترومیوگرافی بدون درد در نوجوانان و شبیه‌سازی سیگنال‌های حاصل از آن به کمک Labview

علی ملکی[۱]

علیرضا محمودی‌فرد[۲]

[۱] دانشجوی کارشناسی پیوسته مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، A.Malekibme @gmail.com
[۲] مدرس مدعو گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، alireza10.m10@gmail.com

چکیده: امروزه به کمک تکنیک‌های پیشرفته ژنتیک مولکولی، فراصوت و MRI بسیاری از بیماری‌های مربوط به اعصاب و عضلات در نوجوانان به تشخیص می‌رسند؛ این متدها در مقایسه با الکترومیوگرافی هم حساس‌تر بوده و هم درد کمتری دارند؛ با این وجود، تکنیک EMG هنوز با توجه به‌سهولت دسترسی و هم به‌دلیل داشتن قدرت تمایز و تشخیص بالا در انواع بیماری‌های نخاع، اعصاب محیطی و عضلات در نوجوانان و اطفال هنوز جایگاه والای خود را دارد؛ این روش تشخیصی در نوجوانان، به‌دلیل تحریک اعصاب محیطی با جریان‌های الکتریکی از یک سو و هم به دلیل الکترودهای سوزنی در مطالعه عضلات به هر حال ایجاد درد می‌کند؛ با این وجود کلیه متخصصان این رشته به دنبال روش‌هایی هستند که با کمتر کردن درد حاصل از EMG میزان کارایی آن را هر چه بیشتر افزایش دهد. در مقاله حاضر تلاش شده است تا پس از یک توضیح کلی در مورد مراحل انجام الکترومیوگرافی در نوجوانان و کودکان، به تکنیک‌ها و روش‌هایی اشاره شود که به کمک آن‌ها در هر مرحله می‌توان درد حاصل از انجام روش الکترومیوگرافی را به حداقل رساند؛ پس از بررسی روش‌های انجام EMG در نوجوانان، در این مقاله به بررسی اجمالی نرم‌افزار Labview پرداخته شده و نحوه جمع‌آوری سیگنال‌های مربوط به EMG و چگونگی اضافه کردن آن‌ها به برنامه Labview توضیح داده شده است و در نهایت نیز به بررسی نتایج حاصل از پردازش و تحلیل این سیگنال‌ها به کمک این نرم‌افزار پرداخته شده است.

کلید واژه‌ها: *بیماری‌های اعصاب، پردازش سیگنال* Labview، *تکنیک* EMG، *مراحل الکترومیوگرافی*

۱. مقدمه

شاید اولین تعریف ارائه شده در مورد درد مربوط به دوران ارسطو باشد؛ او درد را " یک نوع احساس منفی در روح آدمی " توصیف کرد؛ البته امروزه درد را به‌عنوان "تجربه ناخوشایند حسی-عاطفی" تعریف می‌کنند؛ بر اساس این تعریف، درد فرآیندی پیچیده و چندوجهی می‌باشد؛ این روزها به کمک تکنیک‌های نوین پت اسکن و FMRT مشخص گردیده است که این فرآیند بسیار پیچیده‌تر از یک تجربه ساده حسی بوده و ساختمان‌های مغزی متعددی در آن درگیر هستند؛ شناخت اعمال پزشکی با جراحی که ایجاد درد در نوجوان می‌کند، برای ایجاد تخفیف در این پدیده بسیار مهم هستند. در مطالعه بالینی که در سال ۱۹۹۷ میلادی در سوئد انجام گرفت، مشخص شد که ٪۴۰ از پزشکان و ٪۶۰ از پرستاران بیمارستان‌های کودکان نیاز مبرم به آموزش بیشتری در مورد فیزیوتراپی و ارزیابی درد و همچنین فارماکولوژی داروهای ضد درد و بی‌حسی دارند؛ ممکن است در کشور ما ارقام از این مقدار هم بالاتر باشد.

با توجه به اینکه تکنیک الکترومیوگرافی در نوجوانان و کودکان هم جز اعمالی است که ایجاد درد می‌کند، شناخت روش‌های کاهش درد در این تکنیک کمک بسیار زیادی به هرچه بهتر انجام شدن آن می‌کند؛ رویکرد مرحله‌ای زیر که با مراحل انجام الکترومیوگرافی مطابقت دارد، پیشنهاد می‌شود.

قبل از انجام EMG (مرحله درخواست آزمایش و تعیین وقت)

معمولا به این مرحله که شاید مهم‌ترین مرحله هم باشد، کمتر توجه می‌شود؛ در این مرحله شناخت والدین از تکنیک و همین طور اگر فرد نوجوان بزرگ‌تر باشد، شناخت اجمالی خود او از این روش و این که انجام آن چه تاثیری در سلامت او دارد، بسیار حائز اهمیت است؛ توضیح در این مرحله باید با زبانی ساده، همه فهم و در ضمن خلاصه باشد تا والدین و خود نوجوان آن را به‌خوبی درک کرده و فراموش نکنند؛ در این مرحله ذکر اهداف انجام مطالعه از اهمیت فراوانی برخوردار است؛ اگرچه تهیه نرم‌افزارهای ساده آموزشی مانند دفترچه‌های مصور با تصاویر کارتون یا کاریکاتورهای مناسب با سن نوجوان و یا دیگر بسته‌های آموزشی بسیار سودمند است اما تماس رو در رو و چهره به چهره پزشک با والدین و خود بیمار جایگاه بسیار ویژه دیگری دارد.

اتاق انجام الکترومیوگرافی

اتاق انجام الکترومیوگرافی نباید از یک طرف بسیار خشک و بی-روح بوده و از طرف دیگر مانند یک گالری پر از اسباب یا تابلوهای کارتون یا نقاشی باشد؛ به والدین باید اجازه حضور در اتاق EMG را داد؛ این کار تاثیر خوبی در روحیه نوجوان بچه‌های بزرگ‌تر و حتی در سنین بالغ دارد؛ این عمل در نهایت منجر به هرچه بهتر انجام شدن الکترومیوگرافی می‌شود؛ بعضی اوقات حضور پدربزرگ‌ها و مادربزرگ‌ها تاثیر بیشتری از حضور والدین درجه اول دارند؛ باید اذعان کرد که "بهترین محل برای انجام EMG نوجوانان دامان والدین آن‌ها است". در این حالت نوجوان احساس امنیت بیشتری نموده و همکاری بیشتری نسبت به انجام آزمایش می‌کند؛ در این مرحله است که باید فردی که آزمایش را انجام می‌دهد، باز هم توضیح مختصری در مورد انجام آزمایش، دستگاه و تجهیزاتی که در اتاق EMG است، بدهد؛ اگر نوجوان در سنین بالاتری باشد، این توضیحات برای خود نوجوان صورت می‌گیرد؛ در مورد مصرف داروهای آرام‌بخش قبل از انجام آزمایش در این مرحله، اختلاف‌نظر وجود دارد اما به هر حال تحت هیچ شرایطی Sedation شدید مگر در موارد ویژه توضیه نمی‌شود؛ در بعضی از کشورها مانند انگلستان به هیچ وجه از داروهای آرام‌بخش استفاده نمی‌شود؛ در حالی‌که در امریکا و فرانسه، در اکثر موارد از Sedation استفاده می‌کنند؛ در کشور ما با توجه به شرایط فرهنگی- اجتماعی، بهتر است در مورد هر بیمار به‌طور جداگانه و با همکاری والدین تصمیم‌گیری کرد؛ در این مرحله از داروهای مختلفی استفاده می‌نمایند اما در این بین شاید برای میدارولام جایگاه ویژه‌ای وجود داشته باشد؛ باید گفت که این دارو اولا Sedation شدید ایجاد نمی‌کند در ضمن روانشناختی پس از عمل را نیز کاهش می‌دهد؛ عوارض سوء نادر ولی جدی برای این دارو مطرح شده است؛ مثلا اینکه تاثیر بر روی عملکرد NMLA را به‌دلیل ایجاد اضطراب قبل از عمل و کمبود آن در بازارهای داخلی توصیه نمی‌کنیم؛ نکته بسیار مهم در اتاق EMG این است که سوزن الکترومیوگرافی هیچ وقت نباید در معرض دید بیمار قرار گیرد.

مرحله انجام EMG

در این مرحله بهتر است ابتدا به کمک تست‌هایی که درد کمتری را ایجاد می‌کنند، شروع کرد؛ در این مرحله بهتر است با نوجوان ارتباط بیشتری را برقرار کنیم؛ مثلا صحبت در مورد برنامه‌های کارتون یا ورزشی مانند فوتبال در نوجوانان گاهی اوقات بسیار کارساز است؛ جلب توجه نوجوانان کمی بزرگ‌تر به صفحه اسیلوسکوپ و تشبیه امواج تشکیل شده به تپه یا کوه آتشفشان بسیار سودمند است؛ به این صورت انجام الکترومیوگرافی برای خود نوجوان هم به‌صورت یک نوع سرگرمی و بازی در می‌آید؛ در زمان تحریک اعصاب حرکتی بهتر است توجه نوجوان را به حرکت و انقباض عضلات جلب کنیم و مثلا از آن‌ها بپرسیم که آیا حرکات ایجاد شده را در عضلات خود کاملا احساس می‌کنند یا خیر و یا

در زمان انقباض عضلات به ما اطلاع دهند؛ در این مرحله جلب توجه والدین نوجوان به آن در زمان انقباض عضلانی بسیار مفید است." در این مرحله به‌منظور مطالعه وضعیت و کار عضلات قصد داریم سیم نازکی را که در روی آن میکروفون ظریفی نصب شده است، داخل عضلات قرار دهیم." این کار زحمت و درد زیادی نداشته و تقریبا شبیه به نیش پشه است؛ در این قسمت بهتر است به‌جای استفاده از سوزن مونوپلار از سوزن Concentric که تیزتر بوده و درد کمتری را نیز ایجاد می‌کند، استفاده کرده و زود سوزن را با سرعت کافی در دست فرد فرو بریم؛ در این مرحله باید طوری سوزن را در دست خود پنهان کنیم که کودک متوجه آن نشود؛ وارد کردن چند ضربه قبل از وارد کردن سوزن با این که مانوری بسیار ساده می‌باشد، کمک زیادی به کاهش درد می‌کند؛ البته ناگفته نماند که برخی از بیماران به‌خصوص نوجوانان نزدیک به بلوغ می‌خواهند سوزن را ببینند که البته در این حالت نباید ممانعتی به‌عمل آید؛ استفاده از صداهای EMG برای جلب توجه نوجوان بسیار مفید و کمک کننده می‌باشد. در مطالعه الکترومیوگرافیک نوجوانان توجه به این نکته ضروری است که در مطالعه باید به حداقل تعداد عضلات ممکن اکتفا شود؛ چرا که نوجوانان کم سن و سال معمولا کم حوصله بوده و به همکاری خود با پزشک پایان می‌دهند؛ در بسیاری از مواقع شاید تنها مطالعه یک عضله نیز مانند Anterior Tibialis برای انجام یک الکترومیوگرافی کامل در نوجوانان کفایت کند؛ ناگفته نماند که استفاده از فناوری‌های جدید نیز در این زمینه بسیار مفید و کارآمد است. ماشین‌های جدید EMG که زمان مطالعه را کوتاه‌تر کرده و فرصت بازبینی بیشتری را در مورد یافته‌ها و نتایج قبلی به فرد پزشک می‌دهند از این قبیل امکانات است؛ استفاده از انواع تکنیک‌های خواب مصنوعی[۱] و طب سوزنی[۲] هم در انجام EMG مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است اما هنوز هم کاربرد و استفاده زیادی در الکترومیوگرافی نوجوانان ندارد.

۲. معرفی نرم‌افزار LabView

نرم‌افزار Labview یک زبان برنامه‌نویسی گرافیکی است که به صورت گسترده برای کاربردهای مختلفی در صنایع، تحصیلات، آموزش و تحقیقات آزمایشگاهی به‌عنوان یک مدل استاندارد برای جمع‌آوری و پردازش داده‌ها و همچنین وسیله‌ای جهت کنترل و شبیه‌سازی ابزارهای مجازی در آمده است؛ این برنامه یک نرم‌افزار قدرتمند و قابل انعطاف است که جهت تجزیه و تحلیل سیستم‌های اندازه‌گیری به‌کار می‌رود. این نرم‌افزار از طبیعت ترتیبی و زنجیره-ای موجود در زبان‌های برنامه‌نویسی مجزا بوده و یک محیط گرافیکی را برای کاربر فراهم می‌آورد؛ در این راه از تمامی ابزارهای لازم جهت جمع‌آوری، پردازش و تحلیل داده‌ها و نمایش نتایج استفاده می‌شود. به کمک این زبان برنامه‌نویسی گرافیکی که با نماد G نشان داده می‌شود، در برنامه نوشته شده از یک نمودار بلوکی استفاده می‌شود و سپس این نمودار به کدهای ماشین تبدیل می‌گردد. این نرم‌افزار تحولی اساسی و نوین در شیوه‌های زبان‌های برنامه‌نویسی ایجاد کرده است؛ برنامه‌نویسان بدون نوشتن هیچ کدی، برنامه‌های قدرتمندی را تنها با ابزارهای گرافیکی موجود در برنامه ایجاد می‌کنند[۱۰].

۳. کاربردهای LabView

برنامه‌های کاربردی برای این نرم‌افزار بی‌پایان‌اند؛ در گذشته ابزارهای متعددی برای به‌دست آوردن داده‌ها وجود داشتند و استفاده از همه آن‌ها ضروری بود؛ زمان روشن و خاموش شدن عضله و افزایش و کاهش فعالیت آن، دو پارامتر اصلی به‌دست آمده از سیگنال EMG است؛ اطلاعات به‌دست آمده از یک سیگنال EMG نمی‌توانند بگویند که عضله مورد بررسی چقدر قدرت دارد، یا یک عضله از عضله دیگر قوی‌تر است؛ قدرت عضله یا تعیین قوی‌تر بودن یک عضله نسبت به دیگری از مهم‌ترین مواردی هستند که محقق به خاطرشان سیگنال EMG ثبت شده را تحلیل و بررسی می‌کند؛ نرمال‌سازی به یک سیگنال MVIC، میانگین-گیری از سیگنال یا استفاده از ماکزیمم نقطه همگی تلاش‌هایی هستند که محقق برای ایجاد امکان مقایسه بین عضلات یک فرد یا افراد مختلف انجام می‌دهد. در سیستم‌های پیشرفته ثبت سیگنال EMG امروزی، علاوه بر امکان ثبت سیگنال زمانی، امکان اعمال تحریک الکتریکی به بدن و همچنین ثبت پتانسیل‌های

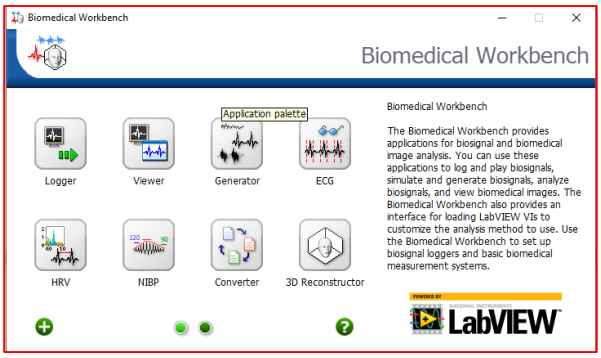
[۱] Hypnosis

[۲] Acupuncture

برانگیخته مانند پتانسیل‌های برانگیخته بینایی و پتانسیل‌های برانگیخته شنیداری برخلاف سیستم‌های قدیمی و گذشته وجود دارد؛ انواع پتانسیل‌های برانگیخته بینایی و شنیداری می‌توانند به کمک ابزارک‌هایی که در نرم‌افزار Labview وجود دارند و بدین-منظور تعبیه شده‌اند، پردازش شوند؛ یکی از این ابزارک‌های بسیار مفید و کاربردی Labview biomedical toolkit نام دارد؛ در واقع Labview biomedical toolkit به فرد محقق و یا پزشک کمک می‌کند تا داده‌های زیست پزشکی را پردازش کند؛ این کیت که از چندین ابزارک مختلف تشکیل شده است، یک نرم‌افزار افزودنی می‌باشد که با ارائه ابزارهایی، استفاده از نرم‌افزار Labview اصلی را در جهت جمع‌آوری داده‌های فیزیولوژیکی، پردازش سیگنال EMG و پردازش تصاویر پزشکی تسهیل می-بخشد.

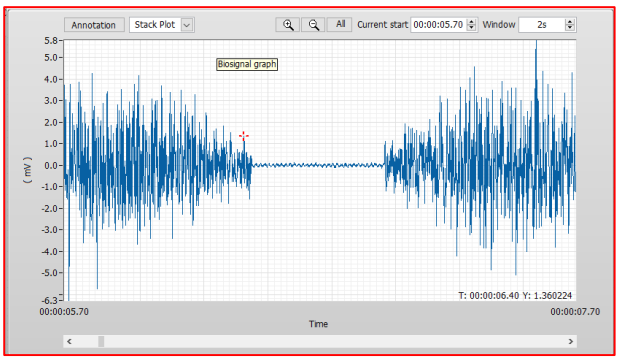
۴. پردازش چند سیگنال EMG در LabView

همان‌طور که در بخش قبلی به‌طور مختصر در مورد چگونگی عملکرد کیت Biomedical توضیح داده شد، در این بخش قصد داریم به‌طور کلی در مورد نحوه ورود و چگونگی پردازش سیگنال EMG در نرم‌افزار Labview صحبت کنیم. همان‌طور که در شکل ۱ نیز نشان داده شده است، کیت ابزارک Biomedical این برنامه از چندین بخش مختلف تشکیل شده است؛ بخش Logger شامل چند کانال است که به‌منظور پخش انواع سیگنال‌های زیستی بر روی دیسک به‌منظور تجزیه و تحلیل است؛ این بخش از نرم‌افزار برای تشخیص داده‌های سیگنال ورودی ثبت شده از بیمار نیازمند یک سخت‌افزار به‌نام DAQ Card می‌باشد که در واقع این سخت‌افزار به سیستمی که Labview بر روی آن نصب شده است وصل گردیده و اطلاعات بر روی آن ذخیره و به کامپیوتر وارد می‌شوند.



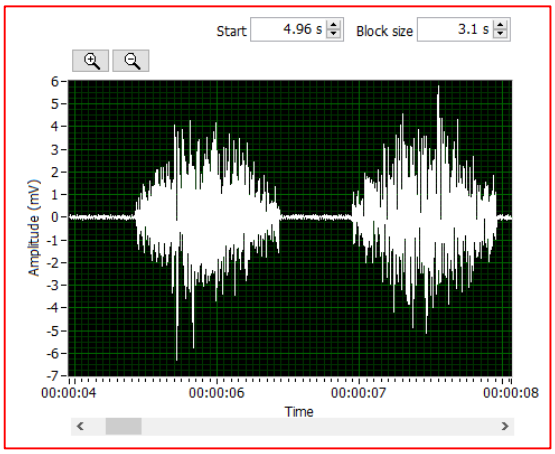
شکل ۱- بخش‌های مختلف موجود در کیت Biomedical نرم‌افزار Labview

بخش بعدی از کیت که می‌توان از آن برای پردازش یک یا چندین سیگنال ورودی EMG استفاده کرد، Viewer نام دارد؛ در این بخش می‌توان بسته به تعداد سیگنال‌هایی که به نرم‌افزار وارد می-شوند، آن‌ها را مورد تجزیه و تحلیل قرار داد و در واقع همانند یک فیلم سینمایی می‌توان در هر لحظه چگونگی نحوه انقباض تارهای ماهیچه‌ای یک عضله را ثانیه به ثانیه مورد تجزیه و تحلیل داد. شکل ۲ نشان‌دهنده چگونگی تجزیه و مقایسه نمودار مربوط به یک سیگنال EMG ثبت شده است؛ اگر سیگنال ثبتی ورودی به برنامه تک کاناله باشد، تنها می‌توان یک سیگنال ورودی را پردازش کرد؛ اما اگر چند کانال (مثلا چهار عدد) در ابزارک Viewer نرم-افزار وجود داشته باشد و در واقع انتخاب شود، می‌توان چندین سیگنال ثبتی از عضلات مختلف را به برنامه وارد و مورد تحلیل قرار داد.



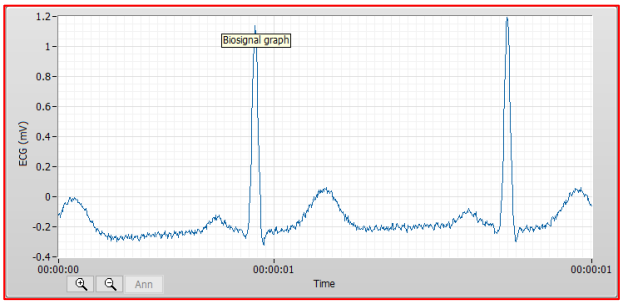
شکل ۲- بررسی و تجزیه یک سیگنال وارد شده به Labview و پردازش آن به کمک کیت Biomedical

یکی دیگر از ابزارک های مفیدی که در این کیت یافت می شود، ابزارک Biosignal Generator است. در واقع به کمک این ابزارک می توان طیف مختلفی از سیگنال های زیستی را به شکل مصنوعی ایجاد و تحلیل کرد. کلیه ی سیگنال هایی از قبیل: EEG، sEMG، ECG و .... می توانند توسط این ابزارک در برنامه تولید و پردازش شوند. شکل ۳ نشان دهنده‌ی نحوه تولید و تحلیل یک سیگنال SEMG می باشد. از دیگر ابزار های مفید و کاربردی که در این کیت از نرم‌افزار Labview وجود دارد، ابزار ECG feature extractor می باشد. به کمک این ابزار می توان یک سیگنال قلبی طبیعی را در برنامه اجرا کرده و سپس از طریق اجرای برنامه DAQmx و درواقع با اتصال DAQ Card به کامپیوتر می توان اطلاعات سیگنال ثبت شده از قلب بیمار را به برنامه وارد کرده و آن را با یک سیگنال ECG نرمال که از قبل در این ابزار تعبیه شده مورد تجزیه و تحلیل قرار داد. شکل ۴ نشان دهنده یک سیگنال ECG طبیعی است که به کمک این ابزار از نرم‌افزار Labview اجرا گردیده است.

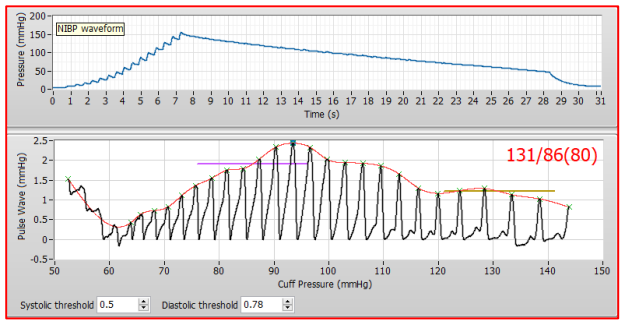


شکل۳- سیگنال sEMG تولید شده به کمک ابزار Generator

یکی دیگر از ابزارک‌هایی که در این کیت وجود دارد و برای تحلیل فشار خون غیر تهاجمی به‌کار می‌رود، ابزارک NIBP است؛ در واقع به کمک این ابزارک می‌توان فشار خون غیر تهاجمی فرد بیمار را به نرم‌افزار وارد کرده و سپس به کمک این ابزارک آن را با یک سیگنال ثبت شده از فشار خون نرمال مقایسه کرد و مورد تجزیه و تحلیل قرار داد؛ همچنین می‌توان به کمک این ابزار آستانه حداکثر و حداقل فشار خون غیر تهاجمی که در رگ‌های فرد بیمار جریان دارد را نیز مورد تحلیل قرار داد. شکل ۵ در واقع نحوه چگونگی تحلیل یک نمونه سیگنال ثبت شده از فشار خون غیر تهاجمی را نشان می‌دهد؛ همان‌طور که در این شکل هم دیده می‌شود حداکثر آستانه فشار خون سیستولیک (با رنگ قهوه‌ای) و آستانه فشار خون دیاستولیک (با رنگ بنفش) نشان داده شده است.



شکل۴- تولید و اجرای نمونه سیگنال ECG به کمک ابزارک ECG feature



شکل۵- مقایسه نمونه سیگنال ثبت شده از فشار خون غیر تهاجمی بیمار با سیگنال ثبت شده نرمال به کمک ابزار NIBP

۵. نتیجه‌گیری

در این مقاله روش‌های انجام الکترومیوگرافی بدون درد نوجوانان توضیح داده شد؛ با توجه به این موضوع مروری بر انواع تکنیک‌های ثبت سیگنال‌های مختلف EMG در سال‌های گذشته انجام گرفت؛ چگونگی نحوه انجام EMG بدون درد در نوجوانان و کودکان و همچنین سلسله مراحل انجام آن در بیمارستان یا مراکز درمانی نیز مورد بررسی کلی قرار گرفت؛ تکنیک‌های مفیدی که در ثبت EMG بدون درد در نوجوانان بیان شدند هم مورد بررسی قرار

گرفتند که در واقع کارایی و عملکرد این تکنیک‌ها را در کاهش درد و از بین بردن تصورات نادرست نوجوانان و کودکان از ثبت سیگنال EMG نشان داد؛ همچنین نرم‌افزار پردازش سیگنال Labview مورد بررسی اجمالی قرار گرفت و در مورد نحوه عملکرد یکی از کیت‌های مفید آن که به‌منظور تحلیل و ایجاد سیگنال‌های مختلف EMG، EEG، ECG و ... به‌کار می‌رفت هم توضیحاتی ارائه شد؛ که دراصل این توضیحات کاربردی و سودمند بودن این ابزارها را در پردازش و تحلیل سیگنال‌های مختلف توسط محقق یا پزشک نشان می‌دهد.

۶. مراجع

[1] Pereon Y, Nguyan the Tich S, Fournier E, Genet R, Guiheneuc P. Electrophysiological recording of deep tendon reflexes normative data in children and in adults: Neurophysiol Chin 2004 ; 34 (3-4) : 131-9.

[2] Baucher H, Vinci R, Bak S, Pearson C, Crwin MJ. Parents and Procedures: A randomized clinical trail. Pediatrics 1996: 98: 861-867.

[3] Schechter NL, Blankson V, Pachter LM, Sullivan CM, Cosat L, The ouchless place: No pan, children's gain. Pediatrics 1997: 99: 890-894.

[4] Faunrik D, Koh J, Schmitz M, Brown R, Pharmacibehavioral intervention integrating pharmacologic and behavioral techniques for pediatric medical procedurs, Children's Health Care 1997: 26: 31-46.

[5] Ott MJ, Imaging the possibilities: Guided imagery with toddlers and preschoolers. Pediatric Nursing 1996: 22: 34-38.

[6] Kuttner L, Management of young children's acute pain and anxiety during invasive medical procedures, Pediatrician 1989: 16: 39-40.

[7] www.sid.ir/articles/59513821511.

[8]www.ni.com/enus/shop/software/products/labview-analytics-and-machine-learning-tool;it/html

[9]www.ni.com/enus/support/downloads/drivers/download.ni-daqmx.html

[10]www.ni.com/en-us/support/downloads/tools-network/download.labview-biomedical-toolkit.html

[11] www.archive.physionet.org

[12]www.zone.ni.com/reference/enXX/help/373696B/lvbiomed/bio_emg_vis.html

[13] www.icssjournal.ir/iricss-v17n4p45.pdf

[14]www.ni.com/enus/support/downloads/software-products/download.daq-diagnostic-utility.html

[15]www.sid.ir/fa/journal/ViewPaper.aspx?ID=35724

[16]www.ni.com/enus/support/downloads/software-products/download.labview-advanced-signal processing-toolkit.html

[17]www.researchgate.net/publication/349855192_Analyzing_and_Presenting_Data_with_Labview

[18]www.academia.edu/20074883/EMG_Thresholding_Algorithm_by_using_Labview

[19]www.zone.ni.com/reference/enXX/help/373696B01/lvbiomed/bio_emg_median.html

[20] www.hlcgroup.ir/signal-processing

[21]www.forums.ni.com/t5/ExampleCode/LavVIEW-Biomedical-Toolkit-Simulated-EMG-with-MNF.html

فیبر کریستال فوتونیک تشدید پلاسمون سطحی (حسگر زیستی: رویکرد سنجش عملی)

مهران کریمیان ریزی[۱]
مریم فریور[۲]
وحید رنجبر عین‌الدین [۳]

[۱] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir
[۲] کارشناسی ارشد، مهندسی برق-الکترونیک، سازمان آموزش فنی و حرفه‌ای، farivar.maryam@yahoo.com
[۳] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: ما یک بیوسنسور ساده، دو حلقه، شبکه شش ضلعی فیبر کریستال فوتونیک (PCF) با استفاده از پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) پیشنهاد می‌کنیم. یک لایه طلای پلاسمونیک فعال و آنالیت (نمونه) در خارج از ساختار الیاف به جای داخل سوراخ‌های هوا قرار می‌گیرند، که منجر به فرآیند ساخت ساده‌تر و مستقیم‌تر می‌شود. حسگر پیشنهادی رفتار انکسار دوگانه ای را نشان می دهد که حساسیت آن را افزایش می دهد. بررسی عددی خواص هدایت کننده و عملکرد حسگری با روش المان محدود (FEM) انجام می شود. با استفاده از روش‌های بازجویی طول موج و دامنه، حسگر پیشنهادی می‌تواند حداکثر حساسیت‌ها را به ترتیب تا $4000nm/RIU$ و $320RIU^{-1}$ ارائه دهد. وضوح سنسور $2.5 \times 10^{-5}RIU$ و $3.125 \times 10^{-5}RIU$ برای حالت های بازجویی طول موج و دامنه است. طراحی حسگر پیشنهادی نتایج امیدوارکننده‌ای را نشان می‌دهد که می‌تواند در تشخیص آنالیت‌های بیولوژیکی و بیوشیمیایی استفاده شود.

کلید واژه‌ها: *فیبر کریستال فوتونیک، رزونانس پلاسمون سطحی، سنسورهای فیبر نوری*

۱. مقدمه

در چند دهه اخیر، پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) به دلیل طیف وسیعی از کاربردهای حسی و حساسیت بالا توجه زیادی را به خود جلب کرده است. حسگر SPR پیشرفت قابل توجه‌ی در کاربردهای حسگر زیستی مانند تشخیص آنالیت‌های بیومولکولی، تشخیص پزشکی، برهمکنش آنتی بادی-آنتی ژن و غیره نشان داده است [۱-۴]. به طور کلی، یک پیکربندی کوپلینگ منشوری با یک لایه نازک از پوشش فلزی به عنوان سنسور SPR استفاده می‌شود. نور مغناطیسی عرضی (TM) یا نور پلاریزه p که به منشور پرتاب می‌شود، زمانی که شرایط تطابق فاز برآورده شود، به رابط فلز-دی الکتریک جفت می‌شود [۱، ۵، ۶]. تکنیک SPR برای سنجش زیستی و تشخیص گاز اولین بار توسط لیدبرگ و همکاران در سال ۱۹۸۳ گزارش شد[۷].

با این حال، سنسور SPR مبتنی بر منشور در مجموعه شناخته شده کرچمان، حجیم است و برای سنجش از راه دور مناسب نیست [۸].

اخیراً با ادغام پدیدهSPR، فیبر کریستال فوتونیک (PCF) به دلیل ویژگی‌های خاص خود، مانند اندازه کوچک و انعطاف‌پذیری طراحی، پتانسیل زیادی برای سنجش زیستی نشان داده است

[۸]. با اصلاح ساختار و ابعادPCF ، می‌توان میدان فروپاشی را افزایش داد و ویژگی های مودال نور منتشر را دستکاری کرد. برای افزایش حساسیت و درک پیک تشدید باریک، انتشار نور تک حالت مناسب تر است [۹].

اخیراً سنسور SPR مبتنی بر فیبر چند سوراخه توسط گائو و همکاران پیشنهاد شده است. [۱۰]، جایی که تمام سوراخ‌ها با طلا و دی اکسید تیتانیوم پوشیده شده بودند. برای تحقق تشخیص چند آنالیت، آکوا و همکاران. سنسور PCF-SPR سوراخ هوای بیضوی با چهار شیار میکرو سیال را پیشنهاد کرد[۱۱].

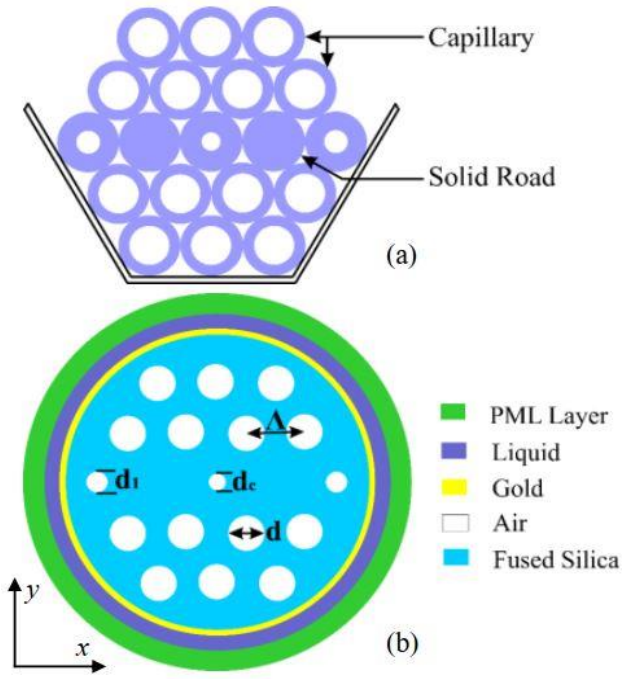
علاوه بر این، آنالیت‌های با ضریب شکست بالا (RI) که به طور انتخابی طلا پوشیده شده با هسته پر از آنالیت هستند توسط گین و همکاران ارائه شده است. [۱۲]. در چنین سنسورهای SPR مبتنی بر PCF که در آن لایه فلزی باید در داخل سوراخ‌های فیبر پوشش داده شود. یکی از چالش‌های اصلی دستیابی به پوشش یکنواخت در داخل سوراخ‌های مویرگی قطر میکرومتر است. اشکال اضافی این است که مایع باید به طور انتخابی به سوراخ‌های فیبر نفوذ کند، که اجرای عملی آن را محدود می‌کند. برای حذف این چالش‌ها و محدودیت‌های عملی، اخیراً چندین سنسور SPR مبتنی بر PCF گزارش شده‌اند که در آن پوشش فلزی و لایه‌های حسگر بر روی سطح بیرونی ساختار فیبر اعمال می‌شود. تان و همکاران [۱۳] یک PCF شکل D را پیشنهاد کرد که یک سطح بیرونی صاف برای فلز و لایه‌های حسگر را فراهم می‌کند، با این حال، این نیاز به تلاش ریزبینانه برای حذف دقیق بخش از پیش تعیین‌شده PCF دارد. در مطالعات دیگر، دش و همکاران [۸] و اتوپری و همکاران، [۱۴] دو ساختار PCF نامنظم را پیشنهاد کردند که در آن لایه حسگر SPR در سطح بیرونی فیبر قرار می-گیرد. با این حال، ساخت چنین نامنظم سازه‌های PCF که نیاز به اندازه‌های مختلف سوراخ‌ها برای قرار دادن در موقعیت‌های خاص در هندسه الیاف دارند، که حتی با سیستم‌های حفاری پیش‌فرم الیافی بسیار دقیق، عملاً چالش برانگیز است.

در این مقاله، یک بیوسنسور PCF ساده بر اساس SPR پیشنهاد شده است. از آنجایی که لایه‌های حسگر سنسور پیشنهادی در خارج از PCF قرار دارند، تشخیص آنالیت ناشناخته را می‌توان به سادگی با جاری کردن آن از طریق یا چکاندن آن بر روی سطح خارجی لایه فلزی انجام داد. طلا به عنوان ماده پلاسمونیک استفاده می شود زیرا از نظر شیمیایی در محیط آبی پایدار است و شیفت پیک تشدید بالایی را نشان می دهد[۱۵].

حسگر پیشنهادی در این کار می‌تواند به راحتی با استفاده از روش رسم PCF استاندارد Stack-and-Draw [۱۶] و روش ر سوب پا شی ساخته شود[۱۷]. علاوه بر این، اثر لایه طلا برای تحریک پلاسمونیک برای عملکرد سنجش و همچنین کاهش ردپای حسگر بررسی و بهینه‌سازی می‌شود.

۲. ساختار سازه و مدل‌سازی نظری

شکل ۱(a) سطح مقطع ساختار پیش‌فرم PCF پیشنهادی را بر اساس انباشتگی مویرگ‌های مختلف نشان می‌دهد [۱۶]. شکل ۱(b) سطح مقطع سنسور پیشنهادی را نشان می‌دهد. ما یک PCF شبکه دو حلقه‌ای شش ضلعی با یک سوراخ هوای مرکزی کوچک را پیشنهاد می کنیم که تطبیق فاز بین حالت اصلی هدایت شده با هسته و حالت پلاریتون‌های پلاسمون سطحی (SPP) را تسهیل می‌کند. دو سوراخ در حلقه اول در کنار سوراخ مرکزی برای معرفی اثر دوشکستگی حذف شده است. دو سوراخ هوا در حلقه دوم در یک ردیف با حفره هوای مرکزی کوچک شده¬اند تا میدان فروپاشی را در دو طرف مقابل فیبر متمرکز کنند تا پلاسمون سطحی بتواند به طور موثر برانگیخته شود. ساختار PCF پیشنهادی را می‌توان با معرفی میله‌ها و مویرگ‌های جامد با دیواره ضخیم تر، همانطور که در شکل ۱(a) نشان داده شده است، ساخت.



شکل ۱ (الف) مقطع انباشته PCF's پیشنهادی، (ب) مقطع سنسور پیشنهادی.

تمام سوراخ‌های هوا به شکل دایره‌ای هستند. همانطور که در شکل ۱ (b) نشان داده شده است، قطر سوراخ های هوا $d_c = 0.15\Lambda$، $d = 0.5\Lambda$ و $d_1 = 0.25\Lambda$ است. فاصله سوراخ تا سوراخ (اندازه مرکز تا مرکز) $\Lambda = 2\mu m$ میکرومتر است.

ضریب شکست سیلیس ذوب شده مورد استفاده در مدل سازی از معادله سلمایر پیروی می‌کند[۱۱]. در سطح بیرونی ساختار الیاف، یک لایه طلای نازک با ضخامت ثابت $(d_g = 40nm)$ به عنوان ماده پلاسمونیک استفاده می‌شود. این نوع لایه نازک را می توان با استفاده از تکنیک رسوب پاشی، تکنیک رسوب بخار شیمیایی با فشار بالا (CVD) و غیره در خارج از فیبر ساختار یافته یکپارچه کرد [۱۷، ۱۸]. ثابت دی الکتریک طلا با مدل Drude-Lorentz [۱۹] تعریف می‌شود که به صورت زیر نوشته شده است:

$$\varepsilon_{Au} = \varepsilon_\infty - \frac{\omega_D^2}{\omega(\omega + j\gamma_D)} - \frac{\Delta\varepsilon \cdot \Omega_L^2}{(\omega^2 - \Omega_L^2) + j\Gamma_L\omega}$$

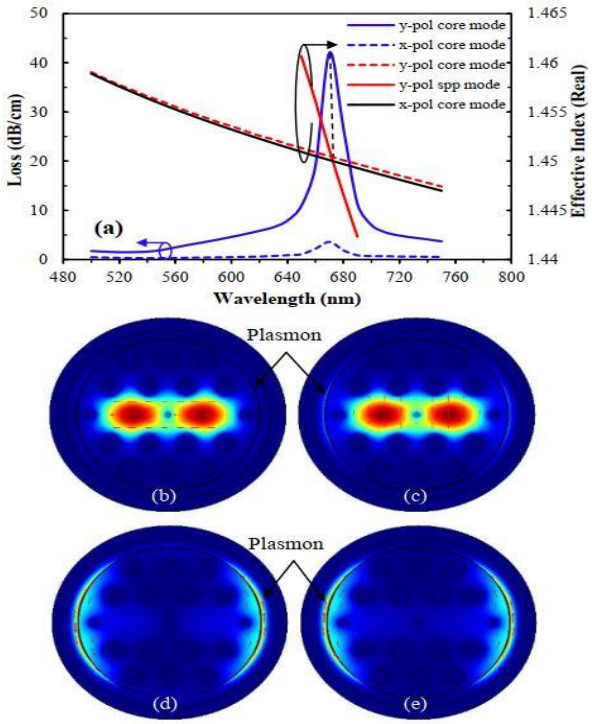
که در آن ε_{Au} گذردهی طلا، ε_∞گذردهی در فرکانس بالا و مقدار آن ۵,۹۶۷۳ است. فرکانس زاویه ای را می توان به صورت $\omega = 2\pi c/\lambda$ بیان کرد که در آن c سرعت نور است.

ω_Dو γ_D به ترتیب فرکانس پلاسما و فرکانس میرایی هستند، در حالی که $\omega_D/2\pi = 2113.6\text{THz}$ و $\gamma_D/2\pi =$ 15.92THZهستند. ضریب وزنی به صورت $\Delta\varepsilon = 1.09$ بیان می‌شود در حالی که، $\Gamma_L/2\pi = 104.86\text{THz}$ و $\Omega_L/2\pi =$ 650.07THz به ترتیب عرض طیفی و قدرت نوسانگر نوسانگرهای لورنتس هستند. در بالای لایه طلا نمونه (آنالیت) قرار دارد که به عنوان یک لایه دی الکتریک تعریف می‌شود. عملکرد سنسور پیشنهادی با استفاده از روش المان محدود (FEM) مبتنی بر نرم‌افزار تجاری COMSOL با یک لایه کاملاً منطبق دایره‌ای (PML)، که با جذب نور پراکنده از سازه از بازتابش جلوگیری می‌کند، به صورت عددی مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

۳. نتایج و تجزیه و تحلیل عملکرد

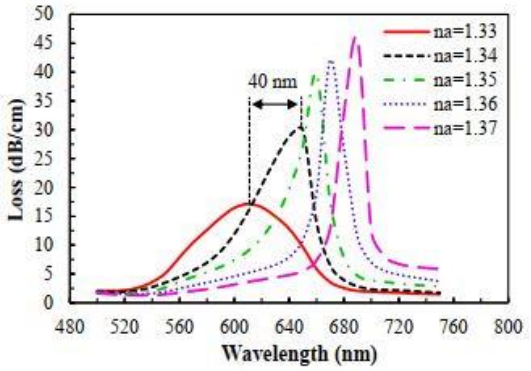
اصل کار سنسورهای PCF-SPR بر اساس برهمکنش میدان ناپایدار با لایه فلزی است. انتشار نور در هسته، میدان ناپایداری ایجاد می‌کند که از طریق ناحیه روکش نفوذ می‌کند. در طول موج تشدید، بخش واقعی ضریب شکست موثر هدایت شده هسته و ضریب شکست موثر پلاسمون سطحی برابر هستند. میدان ناپایدار پوشیده از هسته، الکترون‌های آزاد سطح فلز را تحریک می‌کند، در نتیجه، موج پلاسمون سطحی تولید می‌شود. یک پیک تلفات شدید در طول موج تشدید ظاهر می‌شود و RI آنالیت ناشناخته را می‌توان از طریق تغییر طول موج یا تغییرات دامنه این پیک تشخیص داد. با توجه به دوشکستگی، سنسور پیشنهادی دو حالت اساسی را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۲(a) نشان داده شده است، مولفه y نمایه شاخص موثر بالاتری را در مقایسه با مولفه x نشان می‌دهد. علاوه بر این، سنسور پیشنهادی پیک تلفات تشدید حالت اساسی بالاتری را با استفاده از مولفه y در مقایسه با حالت مولفه x نشان می‌دهد. در کار زیر، حالت بنیادی مؤلفه y در نظر گرفته شده است. مشخصات میدان الکتریکی سنسور پیشنهادی و ویژگی تطبیق فاز در شکل ۲ با آنالیت RI، $n_a =$ 1.36 نشان داده شده است. شکل ۲(b) و (c) حالت بنیادی هدایت شده هسته ای را به ترتیب برای x-component و y-

component نشان می‌دهد. هنگامی که نور در هسته منتشر می-شود، نور y-component در مقایسه با نور x-component به سمت سطح شکسته می‌شود. به وضوح قابل مشاهده است که میدان الکتریکی مولفه y در لایه حسگر در مقایسه با x-component قوی تر است. شدت میدان الکتریکی روی سطح فلز نشان دهنده سطح حساسیت است. شکل ۲(d) و (e) حالت SPP را برای x-component و y-component به ترتیب نشان می دهد. علاوه بر این، شکل ۲(a) تطبیق فاز را در ۶۷۰ نانومتر نشان می‌دهد که در آن شاخص مؤثر حالت بنیادی هدایت‌شده با هسته و حالت SPP برای آنالیت با RI 1.36 منطبق است. در پیک رزونانس ۶۷۰ نانومتر، بزرگترین انرژی از حالت اصلی هدایت شده با هسته به حالت SPP منتقل می‌شود، زمانی که هر دو حالت به شدت کوپل شده‌اند. پدیده جفت تطبیق فاز با همزمانی پیک رزونانس و تقاطع بین روابط پراکندگی حالت هدایت شده با هسته و حالت SPP تأیید می‌شود. اتلاف محصور شدن توسط $\alpha(\mathrm{dB/cm}) = 8.686 \times (2\pi/\lambda)\mathrm{Im}(n_{eff}) \times 10^4$[8] محاسبه می‌شود[۸]، که در آن، $\mathrm{Im}(n_{eff})$ بخش خیالی شاخص حالت موثر و λ طول موج است. در میکرومتر بخش واقعی شاخص موثر حالت پلاسمون سطحی (n_{eff}) به شدت تحت تأثیر ضریب شکست آنالیت است. این به نوبه خود طول موج را برای شرایط تطبیق فاز بین حالت هدایت شده هسته و حالت های پلاریتون-های پلاسمون سطحی تعیین می‌کند. شکل ۳ اوج تغییر طول موج ناشی از تغییر آنالیت RI را از ۱,۳۳ به ۱,۳۷ نشان می دهد. افزایش آنالیت RI، $\mathrm{R}(n_{eff})$ منحنی SPP را در شکل ۲(a) به سمت مقدار بالاتر در مجموع تغییر خواهد داد. در نتیجه، طول موج تطبیق فاز یا پیک رزونانس به سمت طول موج بلندتر منتقل می‌شود. با افزایش آنالیت RI، پیک رزونانس به سمت طول موج بلندتر جابه‌جا می‌شود و عمق تلفات به طور همزمان افزایش می‌یابد به دلیل کنتراست شاخص هم‌پوشش پایین‌تر، عمق تشدید کمتر با آنالیت RI در ۱,۳۳ مشاهده شد. این نشان دهنده انتقال انرژی ضعیف تر از حالت هدایت شده هسته به حالت SPP است که منجر به گسترش طیف تشدید می شود [۲۰].



شکل ۲ مشخصات میدانی سنسور پیشنهادی در آنالیت RI 1.36، (الف) روابط پراکندگی حالت اساسی و حالت SPP. (ب) و (د) حالت هدایت شده هسته بنیادی x-component و حالت SPP به ترتیب، (ج) و (ه) حالت هدایت شده هسته بنیادی y-component و حالت SPP.

با استفاده از روش بازجویی طول موج، سنسور پیشنهادی حداکثر حساسیت مثبت $4000nm/RIU$ را نشان می‌دهد و وضوح حسگر $2.5 \times 10^{-5} RIU$ است (با فرض تفکیک طول موج ۰,۱ نانومتر). حساسیت بازجویی طول موج سنسور پیشنهادی با منابع [۱۰، ۱۲، ۱۵، ۲۱] با ساختار عملا ساده‌تر قابل مقایسه است.



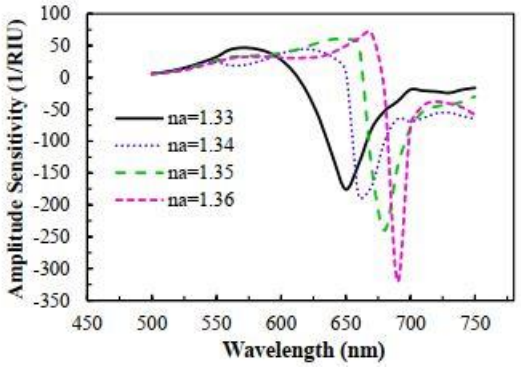
شکل ۳ : طیف تلفات اساسی با تغییر آنالیت RI از ۱,۳۳ تا ۱,۳۷

$\left(\mathrm{d_c} = 0.15\Lambda, \mathrm{d_1} = 0.25\Lambda, \mathrm{d} = 0.5\Lambda \text{ و } \mathrm{t_g} = 40\mathrm{nm}\right)$

حساسیت دامنه با استفاده از [۱۱] محاسبه می‌شود :

$$S_A(\lambda)[RIU^{-1}] = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_a)}\frac{\partial\alpha(\lambda, n_a)}{\partial n_a}$$

حساسیت بازجویی طول موج تو سط $S_\lambda(\lambda) = \Delta\lambda_{\mathrm{peak}}/\Delta \mathrm{n_a}$ [۱۱] تعیین می شود. که در آن $\Delta \mathrm{n_a}$ تغییر RI آنالیت و قله $\Delta\lambda$ پیک شیفت است. پیک های تشدید در طول موج های ۶۶۰، ۶۷۰ و ۶۹۰ نانومتر برای آنالیت RI به ترتیب ۱,۳۵، ۱,۳۶ و ۱,۳۷ یافت می شوند. حساسیت ۱۰۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ nm/RIU زمانی به دست می آید که آنالیت RI به ترتیب از ۱,۳۴-۱,۳۵، ۱,۳۵-۱,۳۶ و ۱,۳۶-۱,۳۷ تغییر کند. تغییر آنالیت RI بر n_{eff} حالت SPP، core mode n_{eff}، عمق نفوذ میدان SPP و غیره به طور همز مان تأثیر می گذارد. اثر متقاطع آن ویژگی های تحت تاثیر به تغییرات دلخواه در بزرگی تغییر طول موج کمک کرد. در عمل، یک فاکتور کالیبراسیون برای هر محدوده از آنالیت RI مورد نیاز است. از روش بازجویی طول موج، حسگر پیشنهادی حساسیت بالاتری را در مقایسه با روش بازجویی دامنه نشان می‌دهد. حساسیت بازجویی دامنه در یک طول موج مشخص اندازه‌گیری می‌شود که این روش را در مقایسه با روش بازجویی طول موج ساده‌تر و مقرون به صرفه‌تر می‌کند [۳]. با تغییر RI آنالیت، حساسیت دامنه در شکل ۴ نشان داده شده است.

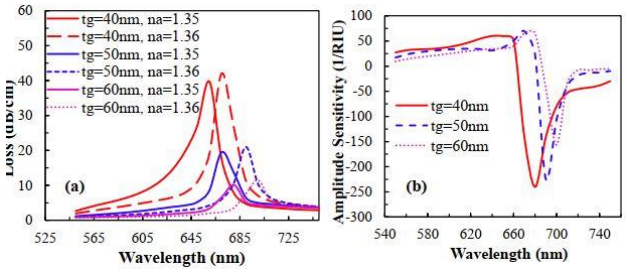


شکل ۴: حساسیت دامنه تابعی از طول موج است

$\left(\mathbf{d_c} = \mathbf{0.15\Lambda}, \mathbf{d_1} = \mathbf{0.25\Lambda}, \mathbf{d} = \mathbf{0.5\Lambda} \text{ و } \mathbf{t_g} = \mathbf{40nm}\right)$

از شکل ۴، با افزایش آنالیت RI، حساسیت دامنه به تدریج افزایش می یابد. برای تشخیص آنالیت با 1.36 RI، سنسور پیشنهادی حداکثر حساسیت دامنه $320RIU^{-1}$ را نشان می‌دهد که قابل مقایسه با Ref. [۱۰]. علاوه بر این، حساسیت های دامنه ۱۷۶، ۱۸۴ و $240RIU^{-1}$ برای آنالیت های با RI به ترتیب ۱,۳۳، ۱,۳۴ و ۱,۳۵ به دست می آید. علاوه بر این، وضوح سنسور پیشنهادی 3.125×10^{-5} است، با فرض اینکه حداقل ۱٪ شدت ارسال به طور دقیق تشخیص داده شود. به طور کلی، حساسیت سنسورهای SPR مبتنی بر PCF به میدان های محو شده بستگی دارد. میدان های ناپایدار قوی تر منجر به تلفات انتقال بیشتر در فیبر می شود. با این حال، تعامل با سطح فلز را افزایش می دهد و متعاقباً حساسیت سنسور را بهبود می بخشد. با توجه به تلفات زیاد در پیک رزونانس، تنها چند میلی متر طول سنجش برای دستیابی به سیگنال قابل مشاهده با سنسور پیشنهادی مورد نیاز است. بنابراین کاهش مقدار آنالیت برای تشخیص. ضخامت لایه طلا تاثیر قابل توجهی بر عملکرد سنجش دارد. تغییر عملکرد سنجش با تغییر ضخامت لایه در شکل ۵ نشان داده شده است. شکل ۵(a) تغییر رنگ قرمز طیف تلفات را با افزایش ضخامت لایه طلا نشان می دهد. در ضخامت $\mathrm{t_g} = 40\mathrm{nm}$، حداکثر تلفات $40\ dB/cm$ و $42\ dB/cm$ در ۶۶۰ نانومتر و ۶۷۰ نانومتر به دلیل RI آنالیت ۱,۳۵ و ۱,۳۶ به ترتیب رخ می‌دهد. برای بررسی طول موج، حساسیت های ۱۰۰۰، ۱۹۰۰ و ۲۰۰۰ nm/RIU را در ضخامت طلای ۴۰، ۵۰ و ۶۰ نانومتر نشان می دهد، زمانی که آنالیت 1.35 RI باشد. همانطور که ضخامت لایه طلا افزایش می یابد، n_{eff} حالت SPP محدود شده در لایه Au بیشتر می‌شود، که منجر به تغییر رنگ قرمز طول موج مطابق فاز می‌شود. عمق تلفات به تدریج با افزایش ضخامت لایه طلا کاهش می‌یابد. همان سناریو برای حساسیت دامنه نیز مشاهده می شود، همانطور که در شکل ۵

(b) نشان داده شده است، با افزایش ضخامت لایه طلا، حساسیت دامنه به تدریج کاهش می‌یابد. این نشان دهنده نفوذ کمتر حالت هسته به لایه طلا به دلیل ضخامت بیشتر است.



شکل ۵ (الف) طیف تلفات و (ب) حساسیت دامنه برای ضخامت های مختلف لایه طلا ($\mathbf{d_c = 0.15\Lambda, d_1 = 0.25\Lambda, d = 0.5\Lambda}$)

همچنین، لایه ضخیم‌تر طلا باعث از دست رفتن میرایی بیشتر فلز طلا می‌شود. حداکثر حساسیت $240RIU^{-1}$ در ۶۸۰ نانومتر است که ضخامت طلا $t_g = 40nm$ باشد. هنگامی که ضخامت طلا به ترتیب ۵۰ و ۶۰ نانومتر باشد، حساسیت دامنه به $225RIU^{-1}$ و $157RIU^{-1}$کاهش می یابد. ضخامت طلایی $t_g = 40nm$ با توجه به نسبت سیگنال به نویز بهتر است. نقطه تطبیق فاز با تغییرات ضخامت برچسب تغییر می‌کند، این مکانیسم برای مطالعه نانوذرات روی سطح فلزی یک حسگر مفید است. علاوه بر این، یک رویکرد عملی دیگر، نظارت بر غلظت نانوذرات برای مطالعه درمان سرطان فتودینامیک است [۲۲].

۴. نتیجه‌گیری

یک سنسور عملا ساده PCF SPR با نگه داشتن لایه فلزی و لایه مایع (نمونه) خارج از ساختار فیبر پیشنهاد می شود. سنسور پیشنهادی با استفاده از FEM و پارامترهای حسگر بهینه‌سازی شده برای عملکرد سنجش مورد مطالعه عددی قرار می‌گیرد. سنسور ما حداکثر حساسیت بازجویی به طول موج $4000\,nm/RIU$ را با وضوح $2.5 \times 10^{-5} RIU$ نشان می‌دهد. علاوه بر این، حداکثر حساسیت دامنه $320RIU^{-1}$ با وضوح $3.125 \times 10^{-5} RIU$ است.

از آنجایی که این حسگر پیشنهادی امکان ساخت با روش Stack-and-Draw فعلی PCF و فناوری رسوب پاشی را دارد. ما معتقدیم که می توان آن را برای کاربردهای سنجش محیطی، بیولوژیکی و بیوشیمیایی محقق کرد.

۵. مراجع

[1] B. Gupta and R. Verma, "Surface plasmon resonance-based fiber optic sensors: principle, probe designs, and some applications, J.Sens" vol. 2009, 2009.

[2] J. Homola, "Present and future of surface plasmon resonance biosensors," Anal. Bioanal. chem., vol. 377, pp. 528-539, 2003.

[3] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," Sensor Actuat. B-Chem., vol. 54, pp. 3-۱۵, 1999.

[4] W. R. Wong, O. Krupin, S. D. Sekaran, F. R. Mahamd Adikan, and P. Berini, "Serological diagnosis of dengue infection in blood plasma using long-range surface plasmon waveguides," Anal. chem., vol. 86, pp. 1735-1743, 2014.

[5] Y. Zhao, Z.-q. Deng, and J. Li, "Photonic Crystal Fiber Based Surface Plasmon Resonance Chemical Sensors," Sensor Actuat. BChem. vol. 202, pp. 557-567, 2014.

[6] P. K. Maharana, P. Pandhy, and R. Jha, "On the Electric Field Enhancement and Performance of an ultrastable SPR Biosensor Based on Graphene," IEEE Photon. Tech. L., vol. 25, pp. 2156-۲۱۵۹ , 2013.

[7] B. Liedberg, C. Nylander, and I. Lunström, "Surface plasmon resonance for gas detection and biosensing," Sensor Actuator, vol.۴, pp. 299-304, 1983.

[8] J. N. Dash and R. Jha "Graphene Based Birefringent Photonic Crystal Fiber Sensor Using Surface Plasmon Resonance," IEEE Photon. Tech. L., vol. 26, pp. 1092-1095, 2014.

[9] B. Shuai, L. Xia, Y. Zhang, and D. Liu, "A multi-core holey fiber based plasmonic sensor with large detection range and high linearity," Opt. express, vol. 20, pp. 5974-5986, 2012.

[10] D. Gao, C. Guan, Y. Wen, X. Zhong, and L. Yuan, "Multi-hole fiber based surface plasmon

resonance sensor operated at nearinfrared wavelengths," Opt. Commun., vol. 313, pp. 94-98, 2014.

[11] E. K. Akowuah, T. Gorman, H. Ademgil, S. Haxha, G. K. Robinson, and J. V. Oliver, "Numerical analysis of a photonic crystal fiber for biosensing applications," IEEE J. Quantum Elect., vol. 48, pp. 1403-1410, 2012.

[12] W. Qin, S. Li, Y. Yao, X. Xin, and J. Xue, "Analyte-filled core self-calibration microstructured optical fiber based plasmonic sensor for detecting high refractive index aqueous analyte," Opt. Laser Eng., vol. 58, pp. 1-8, 2014.

[13] Z. Tan, X. Li, Y. Chen, and P. Fan, "Improving the Sensitivity of Fiber Surface Plasmon Resonance Sensor by Filling Liquid in a Hollow Core Photonic Crystal Fiber," Plasmonics, vol. 9, pp. 167-۱۷۳ , 2014.

[14] R. Otupiri, E. Akowuah, S. Haxha, H. Ademgil, F. AbdelMalek, and A. Aggoun, "A Novel birefrigent photonic crystal fibre surface plasmon resonance biosensor," IEEE Photonic Journal, vol. 6, No.۴, 2014.

[15] J. N. Dash and R. Jha, "SPR Biosensor Based on Polymer PCF Coated With Conducting Metal Oxide," IEEE Photon. Tech. L., vol. 26, pp. 595-598, 2014.

[16] G. Amouzad Mahdiraji, D. M. Chow, S. Sandoghchi, F. Amirkhan, E. D., K. S. Yeo, et al., "Challenges and Solutions in Fabrication of Silica-Based Photonic Crystal Fibers: An Experimental Study," Fiber Integrated Opt.,vol. 33, pp. 85-104, 2014.

[17] P. Malinský, P. Slepička, V. Hnatowicz, and V. Švorčík, "Early stages of growth of gold layers sputter deposited on glass and silicon substrates," Nanoscale Res. Lett., vol. 7, pp. 1-7, 2012.

[18] P. J. Sazio, A. Amezcua-Correa, C. E. Finlayson, J. R. Hayes, T. J. Scheidemantel, N. F. Baril, et al., "Microstructured optical fibers as high-pressure microfluidic reactors," Science, vol. 311, pp.-۱۵۸۳ ۱۵۸۶, 2006.

[19] A. Vial, A.-S. Grimault, D. Macías, D. Barchiesi, and M. L. de La Chapelle, "Improved analytical fit of gold dispersion: Application to the modeling of extinction spectra with a finite difference timedomain method," Phy. Rev. B, vol. 71, p. 085416, 2005.

[20] B. Shuai, L. Xia, and D. Liu, "Coexistence of positive and negative refractive index sensitivity in the liquid-core photonic crystal fiber based plasmonic sensor," Opt. express, vol. 20, pp.-۲۵۸۵۸ ۲۵۸۶۶, 2012.

[21] P.-p. Zhang, J.-q. Yao, H.-x. Cui, and Y. Lu, "A surface plasmon resonance sensor based on a multi-core photonic crystal fiber," Optoelectronic Lett., vol. 9, pp. 342-345, 2013.

[22] L. O. Cinteza, T. Y. Ohulchanskyy, Y. Sahoo, E. J. Bergey, R. K. Pandey, and P. N. Prasad, "Diacyllipid micelle-based nanocarrier for magnetically guided delivery of drugs in photodynamic therapy," Mol. pharm., vol. 3, pp. 415-423, 2006

بررسی تاثیر بیهوشی عمومی بر تغییرات فشار خون شریانی بیماران بالغ و شبیه‌سازی آن به کمک Abaqus

علیرضامحمودی‌فرد[۱]

علی ملکی [۲]

[۱]مدرس مدعو گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیض کاشانی، alireza10.m10@gmail.com

[۲] دانشجوی کارشناسی پیوسته مهندسی پزشکی، انشگاه علامه فیض کاشانی، A.Malekibme@gmail.com

چکیده: هدف از این پژوهش تعیین تغییرات فشار خون شریانی در بیماران بالغی که با استفاده از بیهوشی عمومی در یکی از بیمارستان‌های آموزشی دانشگاه علوم پزشکی ایران تحت عمل جراحی قرار می‌گرفتند، بود. این مقاله از نوع توصیفی- تحلیلی است که در یکی از بیمارستان‌های وابسته به دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است. در این پژوهش فشار خون شریانی ۴۰ نفر از بیماران به‌وسیله فشارسنج جیوه‌ای و گوشی پزشکی و مشاهده مستقیم در مراحل مورد نظر ثبت و ضبط گردیده است و داده‌های مورد نظر به کمک آزمون t زوج مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفته‌اند. نتایج حاصل، نشان‌دهنده این موضوع بوده‌اند که میانگین اختلافات فشار خون سیستولیک بیماران مورد پژوهش در مرحله قبل از القاء بیهوشی ۱۰، حین بیهوشی ۱۸/۶۲ و بلا فاصله پس از عمل و خارج نمودن لوله تراشه ۱۱ است؛ همچنین میانگین اختلاف‌های فشار خون دیاستولیک بیماران مورد نظر در این مراحل در مقایسه با فشار خون آن‌ها در بخش در مراحل فوق به‌ترتیب ۳/۲۵، ۵/۸۷، ۸/۸۷ و ۶/۶۲ است که آزمون آماری معنی‌دار بودن این اختلافات را نمایش می‌دهد. نتایج به‌دست آمده از تجزیه و تحلیل آماری داده‌های کسب شده نشان‌دهنده وجود تغییرات فشار خون بیماران در همه مراحل قبل و بعد از القاء بیهوشی، حین عمل و بلافاصله پس از عمل جراحی و خارج نمودن لوله تراشه است؛ همچنین نتایج حاصل از شبیه‌سازی تغییر قطر و مقدار مقاومت دیواره شریان‌های قلبی بیماران در زمان عبور داروی بیهوشی از قلب به کمک Abaqus، نشان‌دهنده تاثیرات ناشی از استفاده این گونه داروها در اعمال مختلف جراحی است.

کلید واژه‌ها: *بیهوشی عمومی، فشار خون، جراحی عمومی، شبیه‌سازی شریان قلبی*

۱. مقدمه

از گذشته تا کنون انسان به اهمیت قلب به عنوان یک عضو حیاتی پی برده است؛ عضوی که اگر اختلال و اشکال در نحوه کار و فعالیت‌اش به‌وجود آید، سبب به مخاطره افتادن حیات انسان می‌شود؛ مغز نیز عضو دیگری است که همانند قلب از اهمیت و حساسیت ویژه‌ای برخوردار است؛ مغز و قلب دو بافتی هستند که به‌علت نیازهای بسیار زیاد متابولیسمی آسیب‌پذیرترین بستر عروقی را دارند و تامین سلامت آن‌ها نیازمند جریان خون کافی در آن‌ها می‌باشد؛ مقدار خون مورد نیاز آن‌ها به‌وسیله عوامل متعددی تامین می‌گردد که مهم‌ترین عامل، فشار خون است؛ تنظیم فشار خون به این منظور است که جریان کافی خون به بافت‌ها، به‌خصوص به مغز و قلب حفظ شود[۱].

عوامل و شرایط مختلفی فشار خون را تحت تاثیر قرار می‌دهند که یکی از این موارد ممکن است درمانی باشد که فرد به هر دلیلی بخواهد تحت عمل جراحی و بیهوشی قرار گیرد. گردش خون بیمار بیهوش کمتر از کسی است که بیدار بوده و قابلیت مقابله با استرس را دارد؛ به‌خصوص در فردی که بیماری‌اش وخیم است؛ در میان آن‌هایی که افت فشار متوسط شریانی بیش

از ۲۰ میلی‌متر جیوه پایین‌تر از فشار اولیه دارند، در صورتی‌که این افت فشار بیش از ۶۰ دقیقه طول بکشد، ۱,۵ درصد از آن‌ها مستعد پیدایش اختلالات کلیوی پس از عمل هستند[۲].

در مورد خطر افت فشار خون بر اثر خونریزی نیز باید توجه داشت که به محض این که بیمار به مرحله استفاده از کلیه مکانیسم‌های جبرانی می‌رسد، با کاهش اندکی دیگر از حجم خون وضعیت گردش خون به سرعت مختل شده و برون‌ده قلبی، فشار خون و پرفوزیون بافتی به شکل تهدید کننده‌ای کم می‌شوند و منجر به شوک شده و در صورت ادامه پیدا کردن، انقباض شدید عروقی(که نوعی مکانیسم جبرانی به شمار می‌رود) به حفظ فشار شریانی کمک خواهد کرد؛ اما این موضوع وضعیت بیمار را پیچیده‌تر کرده و پرفوزیون نسجی را بیشتر کاهش می‌دهد؛ در نتیجه سیکل معیوبی شروع می‌شود که به‌دلیل صدمات وسیع سلولی شوک و ... قابل برگشت است[۳]. ازدیاد فشار خون یکی از ریسک‌ها و فاکتورهای مهم است؛ هیپرتانسیون سبب افزایش چسبندگی پلاکتی و آزاد شدن آمین‌های وازواکتیو از آن‌ها می‌گردد؛ در فشار خون بالا به‌علت شکستگی آندوتلیوم، نکروز فیبرینوئید ایجاد می‌شود و فیبرین خون به سمت سلول‌های طبقه مدیا رانده می‌شود و میکرو آنوریسم‌های مختلف تشکیل می‌گردند که گاه پاره شده و این مساله در عروق مغز به‌خصوص گانگلیون‌های کف جمجه شایع است[۴].

به‌طور کلی باید دانست که حبس شدن انیدرید کربنیک، کمبود اکسیژن، درد و تزریق مایعات و خون به میزان زیاد سبب بالا رفتن فشار خون در موقع بیهوشی خواهد شد؛ از این‌رو باید مراقبت خاصی به‌عمل آورد که از بروز چنین مسائلی پیشگیری کند[۵]. اصول حفاظتی دیگر در این راستا پیشگیری از افت فشار خون ناشی از افزایش مقدار دارو، یعنی دو اصل تجویز حداقل مقدار داروی بیهوشی سازگار با شرایط جراحی و القاء تدریجی بیهوشی و یا تغییر آهسته یک مرحله بیهوشی به مرحله بعدی است؛ لذا جراح باید بداند ایجاد حداقل عمق بیهوشی برای بیمار مطمئن‌ترین کار است؛ گاهی بیمار غلظتی از داروی بیهوشی را که تدریجا به‌دست آمده باشد تحمل می‌کند، در صورتی که ممکن است همین غلظت را اگر سریعا ایجاد شده باشد، تحمل ننموده و دچار افت عمیق فشار خون شود[۱]. بنابراین از آنجا که مساله نگهداشتن فشار خون در حد طبیعی در حین بیهوشی در اعمال جراحی عمومی از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و بنا به دلایلی بسیار، متخصص بیهوشی باید از دریچه پهناورتری نسبت به سایر پزشکان به اهمیت فشارخون بنگرد، زیرا پزشکان معمولا فشار خون را در افرادی اندازه می‌گیرند که فعالیت سیستم سمپاتیکی آن‌ها طبیعی است، هوشیار بوده و فعالیت عصبی- عضلانی طبیعی دارند و از هوای اتاق تنفس می‌کنند، اما متخصص بیهوشی بر بالین شخصی حضور دارد که بیهوش است و احتمالا فعالیت سیستم سمپاتیک او کاهش یافته و اغلب عضلاتش فلج شده است و تنفس کمک شده یا کنترل شده او با به‌کار بردن غلظت‌های بیش از طبیعی اکسیژن انجام می‌گیرد؛ به همین منظور، متخصص بیهوشی باید در کلیه مراحل به میزان فشار خون توجه کرده و به موقع اقدامات لازم را به‌عمل آورد و درست تصمیم‌گیری کند؛ در این راستا بررسی فشار خون در حین بیهوشی عمومی در اعمال جراحی، اولین عمل به‌شمار می‌رود؛ لذا پژوهشگر سعی می‌کند که با انجام این تحقیق نوسانات فشار خون را مشخص کند تا این مساله روشن شود که این‌گونه بیماران ممکن است دچار اختلالاتی در رابطه با فشار خون خود اعم از افت فشار خون یا بالا رفتن از حد طبیعی فشار خون خود گردند؛ بنابراین با توجه به نکات مذکور، این پژوهش به تعیین تغییرات فشار خون شریانی بیماران از پذیرش آنان به اتاق عمل تا اتمام جراحی و بیهوشی پرداخته است.

۲. روش کار

این مطالعه از نوع توصیفی- تحلیلی مقایسه‌ای است که در سال ۱۳۷۰ در یکی از بیمارستان‌های وابسته به دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است؛ در این پژوهش تعداد ۴۰ نفر از بیماران که دارای شرایط ذیل بودند، انتخاب گردیدند:

۱- کلیه بیماران می‌بایست بیش از ۲۰ سال سن می‌داشته‌اند.

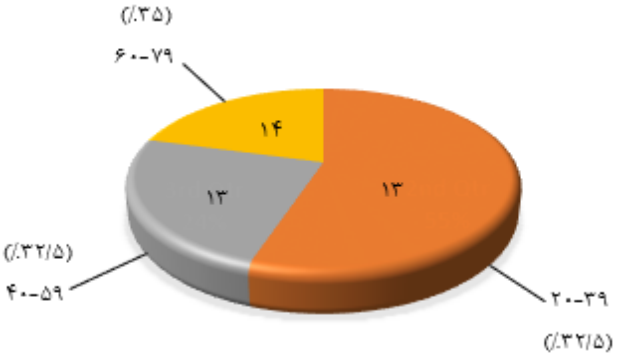
۲- کلیه بیماران باید تحت عمل جراحی عمومی(دستگاه گوارش- دستگاه ادراری) قرار می‌گرفتند.

۳- اعمال جراحی پس از القاء بیهوشی عمومی در آنان انجام گرفته شود.

۴- برنامه عمل این بیماران باید از قبل برنامه‌ریزی شده باشد و به گفته‌ای عمل جراحی اورژانسی نداشته باشند و سپس به‌وسیله فشارسنج جیوه‌ای و گوشی پزشکی و مشاهده مستقیم، فشار خون شریانی بیمار در مراحل ذکر شده ثبت و ضبط گردید و سایر اطلاعات مربوط به سن و .... از پرونده بیماران به‌دست آمد؛ داده‌های مورد نظر به کمک آزمون t زوج مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفتند.

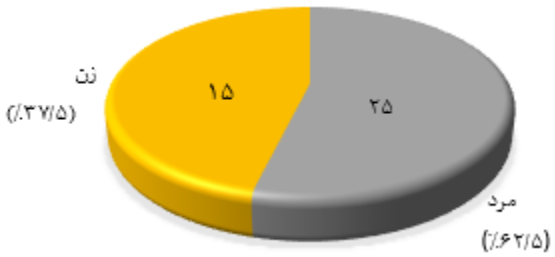
۳. نتایج

در پژوهش‌ها توزیع فراوانی سن بیماران تحت پژوهش در گروه‌های سنی مختلف پراکندگی یکسانی دارد(نمودار ۱).



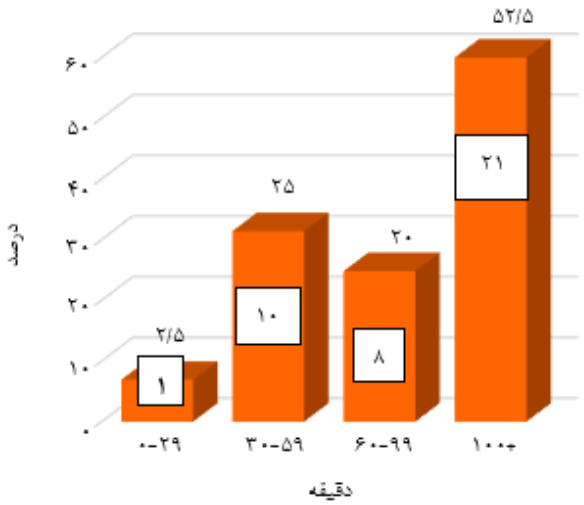
نمودار ۱- توزیع فراوانی مطلق و نسبی بیماران مورد پژوهش برحسب سن

از بیماران مورد پژوهش مردان با ۲۵ نفر بیشترین درصد و زنان ۱۵ نفر کمترین درصد جامعه مورد پژوهش را تشکیل می‌دهند(نمودار۲).



نمودار ۲- توزیع فراوانی مطلق و نسبی بیماران مورد پژوهش برحسب جنس

مدت عمل نیمی از واحد های مورد پژوهش(٪۵۲/۵) از ۱۰۰دقیقه به بالا بوده است و تنها ٪۲/۵ از آنان مدت عمل‌شان در فاصله زمانی بین ۰ تا ۲۹ دقیقه بوده است(نمودار ۳).



نمودار ۳- توزیع فراوانی مطلق و نسبی بیماران مورد پژوهش برحسب مدت عمل(دقیقه)

نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که میانگین اختلاف فشار خون سیستولیک بیماران در بخش و قبل از القاء بیهوشی ۹/۷۵ است و آزمون آماری نشان داد که این نتیجه معنی‌دار است؛ همچنین میانگین اختلاف فشار خون دیاستولیک بیماران در بخش و قبل از القاء بیهوشی ۳/۲۵ است که آزمون آماری در واقع معنی‌دار بودن آن را نمایش می‌دهد(جدول۱).

جدول ۱- مقایسه فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران مورد پژوهش در بخش و قبل از القاء بیهوشی

متغیر	فشار خون سیستولیک	فشار خون دیاستولیک
میانگین اختلافات	۹/۷۵	۳/۲۵
انحراف معیار اختلافات	۱۳/۶۷	۷/۲۹
df	۳۹	۳۹
t زوج	۴/۵۱	۲/۸۲
نتیجه	p<۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱

یافته‌های این پژوهش نشان می‌دهد که میانگین اختلاف فشار خون سیستولیک بیماران در بخش و بعد از القاء بیهوشی ۱۰ است و آزمون آماری نشان داد که این نتیجه معنی‌دار است؛

همچنین میانگین اختلاف فشار خون دیاستولیک بیماران در بخش و پس از القاء بیهوشی ۵/۸۷ است که آزمون آماری در واقع معنی‌دار بودن را تایید می‌کند(جدول ۲).

جدول ۲- مقایسه فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران مورد پژوهش در بخش و پس از القاء بیهوشی

متغییر	فشار خون سیستولیک	فشار خون دیاستولیک
میانگین اختلافات	۱۰	۵/۸۷
انحراف معیار اختلافات	۱۹/۸۰	۹/۱۲
df	۳۹	۳۹
t زوج	۳/۱۹	۴/۰۷
نتیجه	p<۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱

میانگین اختلاف فشار خون سیستولیک بیماران در بخش و حین بیهوشی ۱۸/۶۲ است و آزمون آماری نشان داد که این نتیجه نیز معنی‌دار می‌باشد؛ میانگین اختلاف فشار خون دیاستولیک بیماران در بخش و حین بیهوشی ۸/۸۷ می‌باشد که آزمون آماری هم معنی‌دار بودن آن را نشان می‌دهد(جدول ۳).

جدول ۳- مقایسه فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران مورد پژوهش در بخش و در حین بیهوشی

متغییر	فشار خون سیستولیک	فشار خون دیاستولیک
میانگین اختلافات	۱۸/۶۲	۸/۸۷
انحراف معیار اختلافات	۱۹/۳۴	۱۲/۸۶
df	۳۹	۳۹
t زوج	۶/۰۸	۴/۳۶
نتیجه	p<۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱

میانگین اختلاف فشار خون سیستولیک بیماران در بخش و بلافاصله پس از عمل و خارج کردن لوله تراشه ۱۱ است و آزمون آماری هم نشان داد که این نتیجه نیز معنی‌دار است؛ همچنین میانگین اختلاف فشار خون دیاستولیک بیماران در بخش و بلافاصله پس از عمل و خارج کردن لوله تراشه ۶/۶۲ است که آزمون آماری هم معنی‌دار بودن آن را تایید می‌کند(جدول ۴).

جدول ۴- مقایسه فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران مورد مطالعه پس از عمل و خارج کردن لوله تراشه

متغییر	فشار خون سیستولیک	فشار خون دیاستولیک
میانگین اختلافات	۱۱	۶/۶۲
انحراف معیار اختلافات	۲۰/۱۰	۱۰/۷۰
df	۳۹	۳۹
t زوج	۳/۴۵	۳۴/۹۱
نتیجه	p<۰/۰۰۱	p<۰/۰۰۱

۴. بحث

عوامل متعددی نظیر استرس و نگرانی‌های بیمار در رابطه با اعمال مختلف جراحی و یا محیط ناآشنای اتاق عمل، تاثیر داروهای بیهوشی و یا سایر داروها، موقعیت بیماران هنگام اعمال جراحی و یا اقداماتی که حین یا پس از اتمام اعمال مختلف جراحی مانند ساکشن کردن و یا تحریکات حلق و حنجره هنگام بیرون آوردن لوله تراشه به‌عمل آمده‌اند همگی می‌توانسته‌اند نوسانات فشار خون سیستولیک و دیاستولیک را در بیماران ایجاد کنند. در این مقاله اکثریت واحد مورد پژوهش (۳۵٪) ۶۰-۷۹ سال داشتند؛ ضمن آنکه توزیع فراوانی سن بیماران مورد بحث در گروه‌های سنی مختلف پراکندگی یکسان داشته است.

در پژوهشی که در سال ۱۹۹۰ بنتون به‌منظور بررسی نوسانات فشار خون شریانی سیستولیک و دیاستولیک و ضربان قلب در ۱۹۲ انسان سالم انجام داد، محقق شرکت‌کنندگان را به دو گروه تقسیم نمود؛ گروه اول شامل مردان و زنان بودند که از ۲۴ سال تا ۴۴ سال سن داشتند؛ گروه دوم را مردان و زنانی تشکیل می‌دادند که سن آن‌ها بین ۵۰ تا ۹۰ سال بود؛ نتایج تحقیق نشان داد که به‌طور طبیعی و روزانه چه در حالت بیداری و چه در حالت خواب، فشار خون سیستولیک و تعداد ضربان قلب در دو گروه با هم تفاوتی نداشت؛ اما فشار خون سیستولیک در زمان بیداری در گروه دوم به‌طور متوسط ۱۷ میلی‌لیتر جیوه بیشتر از گروه اول بود. در مقاله حاضر نیز میانگین اختلاف‌های فشار خون سیستولیک بیماران مورد پژوهش در بخش و قبل از القاء بیهوشی(بیداری) ۹/۷۵ و فشارخون دیاستولیک آن‌ها ۳/۲۵ را نشان می‌دهد که آزمون آماری t زوج معنی‌دار بودن آن را نمایش می‌دهد؛ به‌طور کلی نتایج نشان داد که با توجه به سالم بودن کلیه شرکت‌کنندگان در پژوهش، سن می‌تواند یکی از عوامل تاثیرگذار در نوسانات فشار خون سیستولیک به‌شمار آید[۶].

استرس‌های وارد به بیمار در حین بیهوشی مانند خونریزی در طول عمل جراحی، داروهای بیهوشی، دست‌کاری‌های جراح و طولانی شدن مدت‌زمان عمل و بیهوشی از عوامل مهم تغییرات فشار خون به‌حساب می‌آیند؛ در پژوهش انجام شده نیز مدت عمل نیمی از بیماران (۵۲/۵٪) از ۱۰۰ دقیقه به بالا بود و تنها (۲/۵٪) از آنان مدت عمل‌شان در فاصله زمانی بین ۰ تا ۲۹ دقیقه بوده است و در مقایسه‌ای که بین فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران مورد تحقیق در بخش و در حین بیهوشی انجام شده است میانگین اختلافات به‌ترتیب ۱۸/۶۲ و ۸/۸۷ را نشان می‌دهد و آزمون معنی‌دار بودن آن را تایید می‌کند.

میانگین اختلاف فشار خون سیستولیک و دیاستولیک بیماران در مرحله بلافصله پس از عمل جراحی و خارج کردن لوله ی تراشه در مقایسه با فشارخون همین بیماران در بخش به ترتیب ۱۱ و ۶/۶۲ است.

پژوهشی در سال ۱۹۹۰ به‌منظور بررسی این نظریه که بیماران در معرض خطر، زمانی که تحت اعمال جراحی عمومی و تحت بیهوشی عمومی قرار می‌گیرند، دارای پیش آگهی پیدایش تغییرات فشار خون در ضمن عمل می‌شوند، انجام شد؛ نتایج پژوهش هم نشان داد که بیمارانی که دچار هیپوتانسیون شدید شده بودند پس از جراحی عوارض قلبی و کلیوی در آن‌ها بیشتر مشاهده گردید؛ نتیجه کلی آزمون نشان‌دهنده این بود که فشار خون باید در این‌گونه بیماران که در معرض خطرند هنگام اعمال مختلف جراحی به‌طور منظم کنترل شود و در صورت مشاهده هرگونه کاهش سریعا درمان گردد[۲].

همچنین پژوهشی در سال ۱۹۸۹ توسط وایت و همکاران به‌منظور بررسی ارتباط فشار خون با سن و ساختار قلبی با توانایی دیاستولیک بطن چپ انجام گردید؛ در این پژوهش ۴۷ بیمار که ۲۱ نفر از آن‌ها با فشارخون طبیعی و ۲۶ نفر دیگر دارای فشار خون بالا بودند، مورد مطالعه قرار گرفتند؛ ابزار گردآوری داده‌ها در این پژوهش مشاهده بود که به کمک کنترل ۲۴ ساعته فشار خون و اکوکاردیوگرافی صورت گرفت؛ بخشی از مطالعه این چنین بود: آن‌هایی که فشار خون کمتر از ۱۳۰/۸۰ و بیماران با فشار خون بالا در حالت بیداری فشار خونی بیش از ۱۳۰/۸۰ داشتند. مطالعات انجام شده نشان داد که یک همبستگی منفی بین سرعت پر شدن بطن با سن و یک همبستگی مثبت بین سرعت پر شدن بطن و درصد برون‌ده قلب وجود دارد؛ همچنین همخوانی قابل ملاحظه‌ای بین معیار فعالیت دهلیز چپ و توده بطن چپ مشاهده و بررسی گردید؛ نتیجه کلی آزمون نشان داد که سن مهم‌ترین عامل فردی در پر شدن بطن چپ و در نهایت فشار خون در بیمارانی که سن بالاتر از ۵۳ سال داشتند، بوده است[۷].

۵. معرفی نرم‌افزار ABAQUS

نرم‌افزار ABAQUS یک نرم‌افزار اجزاء محدود قدرتمند است که در عین توانایی‌های گسترده، به‌سادگی قابل یادگیری و استفاده است؛ روش اجزا محدود یا روش المان‌های محدود که به‌اختصار Finite element method)FEM) نامیده می‌شود، روشی عددی برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیل جزئی و نیز حل انتگرال‌هاست؛ اساس کار این روش یا حذف کامل معادلات دیفرانسیل یا ساده‌سازی آن‌ها به معادلات دیفرانسیل معمولی، که با روش‌های عددی مثل اویلر حل می‌شوند، می‌باشد؛ در حل معادلات دیفرانسیل جزئی مساله مهم این است که به معادله ساد ای که از نظر عددی پایدار است به این معنا که خطا در داده‌های اولیه و در حین حل آنقدر نباشد که به نتایج نامفهوم منتهی شود برسیم. روش‌هایی با مزایا و معایب مختلف برای این امر وجود دارد که روش اجزاء محدود یکی از بهترین آن‌هاست؛ این روش در حل معادلات دیفرانسیل جزئی روی دامنه‌های پیچیده (مانند وسایل نقلیه و لوله‌های انتقال نفت)، یا هنگامی که دامنه متغیر است، یا وقتی که دقت بالا در همه جای دامنه الزامی نیست و یا اگر نتایج همبستگی و یکنواختی کافی را ندارند، بسیار مفید می‌باشد. نرم‌افزار ABAQUS قابلیت شبیه-سازی مسائل پیچیده مهندسی را در زمینه‌های مختلف مهندسی عمران، مهندسی مکانیک و... دارد؛ از آنجایی‌که انجام آزمایشات عملی بسیار پرهزینه است، استفاده از شبیه‌سازی اجزا محدود می‌تواند به‌عنوان یک ابزار جایگزین به‌کار برده شود[۷].

۶. کاربردهای ABAQUS

سیستم قلب و عروق یکی از زمینه‌هایی است که از دیرباز تاکنون توجه بسیاری از محققین به بررسی و شناخت رفتار آن معطوف بوده است و از آنجایی‌که این سیستم به‌صورت تعاملی از اعضای

تشکیل‌دهنده‌اش عمل می‌کند، بررسی آن به‌صورت سیستمی از اعضایش کارآمدتر واقع می‌شود؛ از این‌رو است که در تاریخچه تحقیق انجام شده در این موضوع می‌توان ردپای ایده(دیدگاه سیستمی) را مشاهده کرد عمل پیچیدگی مکانیکی رفتار آن مانعی در این راه بوده و جهت غلبه بر این مانع دیدگاه‌هایی که آن را به‌صورت مدارهای الکتریکی یا اجرای لامپ شده در نظر گرفته‌اند، وارد عمل شده‌اند. ظهور روش عددی در علم مکانیک ابزار دیگری را در این باب در اختیار محققین قرار داد؛ یکی از این روش‌ها روش اجزای محدود است که در این شبیه‌سازی مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ با داشتن ابزاری که بتواند رفتار سیستم گردش خون را مدل کند، می‌توان تاثیر بیماری‌ها و یا داروهای مختلف بر رفتار آن را مدل‌سازی کرده و از این راه دید روشنی از تاثیرات آن‌ها بر روی سیستم داشته و در نهایت راهکار مناسبی در جهت درمان پیش گرفت[۸].

همان‌طور که در بخش قبلی به‌طور کلی توضیحات مختصری درباره چگونگی عملکرد و نحوه انجام محاسبات در Abaqus ارائه شد، با توجه به توضیحات می‌توان به یکی از کاربردهای بسیار مهم و حیاتی این نرم‌افزار که در واقع شبیه‌سازی و تحلیل شریان‌های قلبی به کمک روش تحلیل المان اجزای محدود است، اشاره کرد. در یک نگاه کلی برای تحلیل اجزای محدود، باید گام‌های زیر را طی کرد:

۱- گسسته‌سازی دامنه معادلات حاکم

۲- تعیین تابع شکل برای المان‌ها

۳- حل معادلات حاکم برای یک المان

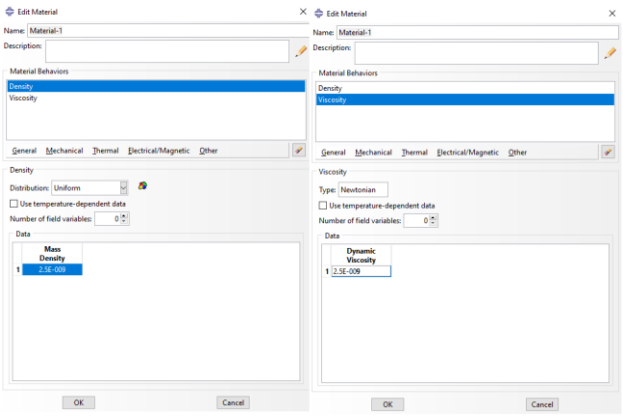
۴- سرهم بندی المان‌ها و تشکیل دستگاه معادلات حاکم بر کل مدل

۵- اعمال بارگزاری و شرایط مرزی

۶- حل دستگاه معادلات حاکم بر کل مدل

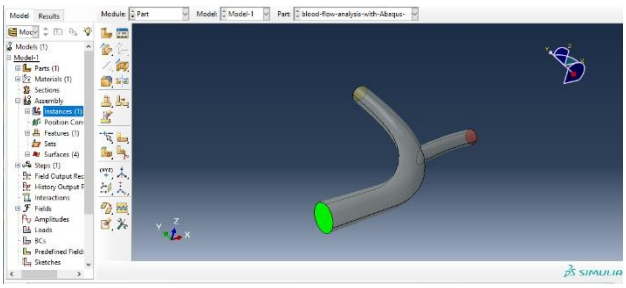
۷- به‌دست آوردن اطلاعات مهم دیگر

در این مقاله تلاش شده است تا به کمک ابزار تحلیل المان‌های محدود در Abaqus نحوه حرکت و جابجایی جریان خون در مجاری شریان‌های قلبی شبیه‌سازی شده و تاثیر داروهای بیهوشی بر قطر و فشارخون موثر بر دیواره این شریان‌ها به شکل کلی نمایش داده شود؛ بدین‌منظور ابتدا قطعه مورد نظر خود را به برنامه وارد می‌کنیم(در اینجا مجرای شریان قلبی است)؛ برای انجام تحلیل در حوزه دینامیک سیالات محاسباتی از طریق پنجره آغازین نرم‌افزار، گزینه with CFD model را انتخاب می‌کنیم؛ فایل قطعه مورد نظر که دارای پسوند igs. است را به برنامه از طریق گزینه File و گزینه Import Part وارد می‌کنیم؛ پس از آن باید خواص قطعه وارد شده را تعیین کنیم؛ برای انجام این کار به ماژول Property برنامه رفته و خواص مکانیکی مربوط به خون (برای ویسکوزیته مقدار ۲/۵E-۰۰۹ و برای چگالی هم همین مقدار) را وارد می‌کنیم؛ شکل ۱ نحوه تعریف این مقادیر را نشان می‌دهد.



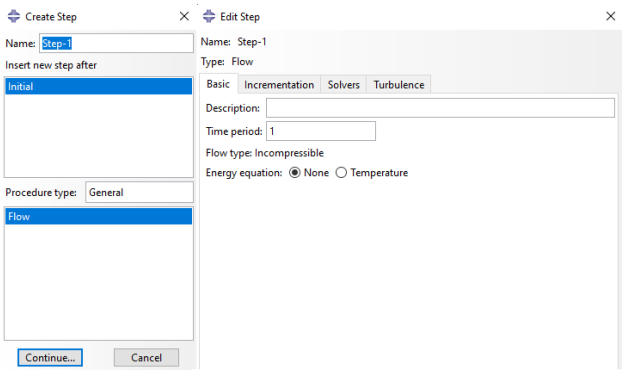
شکل ۱- نحوه تعیین جنس رای تحلیل CFD

در ادامه نیز مقطعی از نوع Fluid همگن ایجاد کرده و به مدل هندسی اختصاص می‌دهیم؛ پس از آن بر روی گزینه assign section کلیلک کرده و قطعه مورد نظر را انتخاب می‌کنیم؛ حال به محیط assembly رفته و قطعه را با گزینه create instance وارد می‌کنیم؛ از آنجایی‌که در گام‌های بعدی از حل به سطوح ورودی/خروجی جریان و نیز دیواره رگ نیاز داریم، از طریق گزینه Tools و گزینه Surface create در منوی اصلی چهار سطح مجزا برای قطعه ایجاد می‌کنیم؛ شکل ۲ نحوه ایجاد اجزای مختلف قطعه را نمایش می‌دهد.



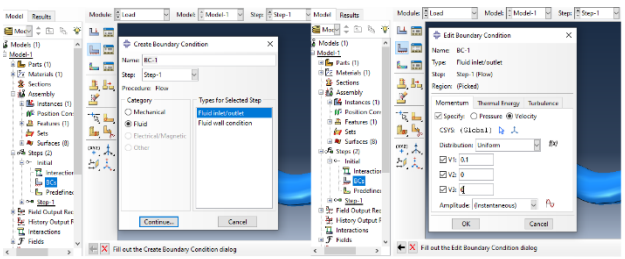
شکل ۲- تعیین ورودی‌ها و خروجی‌ها در مدل رگ

با توجه به شکل ۲ بخشی از رگ که به رنگ سبز در آمده است، نشان‌دهنده ورودی، رنگ زرد نشان‌دهنده خروجی ۱، رنگ قرمز نشان‌دهنده خروجی ۲ و بدنه اصلی رگ نیز با رنگ خاکستری مشخص گردیده است؛ پس از مشخص نمودن ورودی و خروجی‌های قطعه نوبت به تعیین گام و شرایط مرزی می‌رسد. برای تعیین نوع حل‌گر و زمان حل مساله در Abaqus به ماژول step رفته و حل‌گری از نوع Flow step با زمان یک ثانیه تعریف می‌کنیم؛ سایر پیش فرض‌های موجود در این بخش را پذیرفته و در ادامه تحلیل CFD به محیط Load وارد می‌شویم؛ شکل ۳ نحوه تعیین شرایط مرزی را نشان می‌دهد.



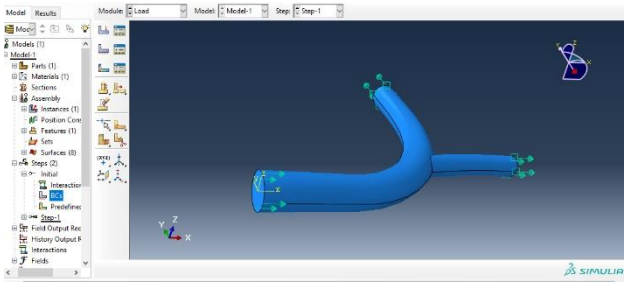
شکل ۳- تعیین گام برای حل CFD

با توجه به ماهیت مساله نیاز داریم تا به تعریف سرعت و فشار جریان در ورودی/خروجی‌های مورد نظر بپردازیم؛ با توجه به شکل ۴ شرایط مرزی مورد نظر خود را به شکل دقیق به قطعه اعمال می‌کنیم.



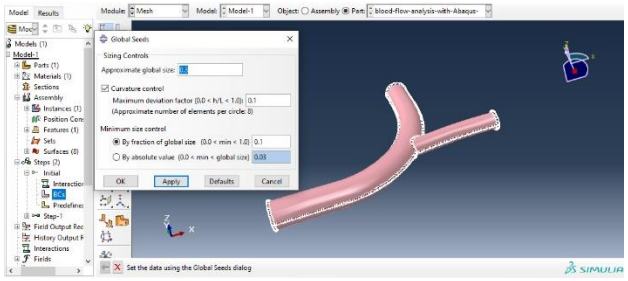
شکل ۴- نحوه تعریف سرعت سیال ورودی در سطح ورودی

شکل ۵ نیز در واقع شکل سیال در مدل را پس از تعیین سرعت و فشار نشان می‌دهد.



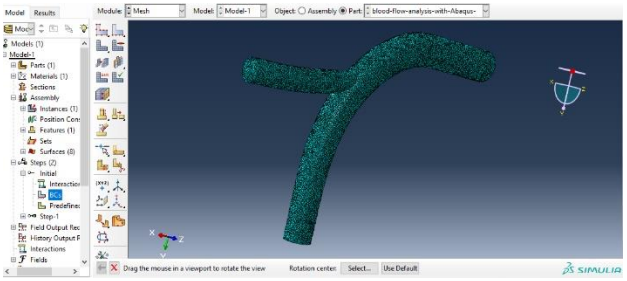
شکل ۵- نمایش سیال در مدل پس تعیین سرعت و فشار

پس از تعیین سرعت و فشار جریان، باید برای قطعه یک مش تعیین کنیم؛ در آخرین گام از فرآیند مدل‌سازی مساله CFD در Abaqus به ماژول Mesh وارد شده و شبکه اجزا محدودی به اندازه ۰,۳ واحد برای مدل رگ در نظر می‌گیریم؛ سپس المان‌های نوع Tet را انتخاب کرده و تیک مربوط به Insert boundary layer را فعال می‌کنیم؛ در پنجره باز شده نیز مقادیر مورد نظر خود را وارد کرده و از بخش Inactive faces هر سه سطح ورودی و خروجی را از ایجاد لایه مرزی مستثنا می‌نماییم؛ شکل ۶ نحوه ایجاد مش و اعمال تنظیمات مربوط به آن را نشان می‌دهد.



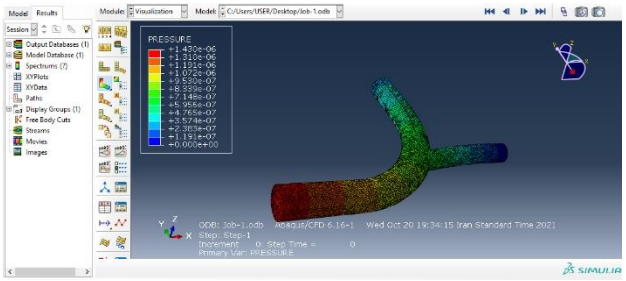
شکل ۶- طریقه تعریف اندازه مش جهت تحلیل CFD

در شکل ۷ نیز مدل مش زده شده نهایی رگ نشان داده شده است؛ در مرحله آخر نیز برای تحلیل خودکار رگ توسط برنامه باید یک Job کرده و در نهایت حل مساله انجام دهیم؛ با اتمام فرایند ساخت یک Job و ارسال مساله به این ماژول برای حل، قادر خواهیم بود تا نتایج تحلیل عبور خون از درون یک شریان قلبی را مشاهده کنیم.



شکل ۷- نمایش مدل مش زده شده مدل رگ

تصویر زیر کانتور فشار در تحلیل CFD جریان خون در مجرای دو راهی شریان قلبی توسط Abaqus را نشان می‌دهد[۹].



شکل ۸- تحلیل کانتور فشار جریان خون در مجرای دو راهی شریان قلبی

۷. مراجع

[۱] دریپس آردی، اکنهوف جی‌ایی، وندام ال دی، مقدمه‌ای بر بیهوشی، ترجمه محمد شمس‌زاده امیری، تهران: عصر جدید، ۱۳۶۸

[2] Charison ME, Mackenzie CR, Gold JP, et al, Preoperative characteristics predicting interaoperative hypotension and hypertension among hypertensive and diabetics undergoing non cardia surgery. Ann surg 1990 Jul; 13(2):66-81.

[3] Harrison RJ. Disorders of the cardiovascular system .New York: McGraw – Hill, 1987.

[۴] قارونی منوچهر، بیماری ایسکمیک قلب، تهران: روزبهان، ۱۳۶۸.

[۵] تشید محمداسماعیل، انتخاب روش بیهوشی، تهران: دانشگاه تهران، ۱۳۶۴.

[6] Benton LA, Berry SJ, Yaters FE. Ulteradian rhythmic models of blood pressure variation in normal human daily life. Chronobiologia 1990 Apr – June; 15(1): 95-116.

[7] White WB, Schulman P, Dey HM, et al. Effects of age and 24 – hour ambulatory blood pressure on rapid left ventricular filling. Am J Cardiol 1989 Jun; 38(3): 1343 – 7.

[8] www.magiran.com

[9] www.researchgate.net/publication/340502868 Abaqus_In_Biomedical_Engineering.

[10] www.umec.ir/cfd-analysis-of-blood-flow-in-bifurcation-vessel-with-abaqus.

[11] www.femex.ir/questions/categories/abaqus

[12] www.civilercity.com

[13] www.ucivil.ir

آشنایی با جلیقه حیات، کاربردها و چگونگی عملکرد آن

علی ملکی[۱]

علیرضا محمودی‌فرد[۲]

[۱] دانشجوی کارشناسی پیوسته مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، A.Malekibme @gmail.com

[۲] مدرس مدعو گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه علامه فیضی کاشان، alireza10.m10@gmail.com

چکیده: به‌خوبی ثابت شده‌است که ***ICD***[۱] یک وسیله نجات زندگی است که محافظت در برابر آریتمی‌ها و دیس‌آریتمی‌ها را تضمین می‌کند؛ اما وضعیت‌های ویژه‌ای مانند یک آریتمی میوکارد قلبی جدید وجود دارند که در آن‌ها پزشکان متخصص دستورالعمل‌های استانداردی درمورد کاشت ***ICD*** را توصیه نمی‌کنند، در حالی‌که بیمار هنوز می‌تواند در خطر نابودی قرار داشته باشد؛ همچنین ممکن است یک نشانه موقت برای حفاظت وجود داشته باشد، در حالی‌که سیستم ***ICD*** را آلوده می‌کند؛ دستگاه پوشیدنی جلیقه حیات (***Life vest defibrillator***) وسیله‌ای است که در چنین شرایطی، به عملیات نجات فرد بیمار بسیار کمک می‌کند. در این مقاله کوتاه تلاش شده است تا درباره جنبه‌های تاریخی، توسعه جنبه‌های فنی و نیز داده‌های آزمایشی بالینی و سناریوی واقعی کاربرد این وسیله، توضیحاتی مفید و جامع ارائه گردد.

کلید واژه‌ها: *آریتمی میوکارد قلبی، مرگ ناگهانی، جلیقه حیات،* ICD، *دیس‌آریتمی*

۱. مقدمه

تقریبا ۳۳۰۰۰۰ نفر سالانه بر اثر بیماری قلبی جان خود را از دست می‌دهند، بدون این‌که در بیمارستان بستری شوند. خطر سالانه ایست قلبی ناگهانی (SCA) برای جمعیت عمومی حدود ٪۰,۱ است و بروز آن در مردان سه تا چهار برابر بیشتر از زنان است، اما این اختلاف با افزایش سن کاهش می‌یابد. تعدادی از عوامل خطر شناخته شده برای SCA وجود دارد؛ از جمله جنسیت مرد، سیگار کشیدن، چاقی، دیابت، عدم تحرک، انفارکتوس میوکارد قبلی (MI)، سابقه بیماری عروق کرونر، کاهش کسر جهشی بطن چپ (LVEF) و نارسایی قلبی، SCA قبلی یا تاکی کاردی بطنی، فیبریلاسیون دهلیزی، و پارامترهای الکتروفیزیولوژیکی غیر طبیعی. اگرچه فیبریلا سیون بطنی به‌عنوان علت مرگ و میر نسبتا کمی ذکر شده است، تصور می شود که اکثریت قریب به اتفاق SCA نا شی از بیماری عروق کرونر، ناشی از فیبریلاسیون بطنی است که تاکی کاردی بطنی نیز دخیل است. دفیبریلاسیون اولیه برای شانس بیمار برای زنده ماندن از یک دوره فیبریلاسیون بطنی ابزاری است. از بین کسانی که در دقیقه اول دفیبریلاسیون دریافت می‌کنند، ٪۹۷ زنده می‌مانند، اما میزان بقا برای دفیبریلا سیون در دقیقه چهار تا پنج به ٪۱۵ تا ٪۴۰ کاهش می‌یابد و برای مداخلاتی که ۱۰ دقیقه یا بیشتر پس از حادثه انجام می‌شود، تنها به ٪۵ بقا می‌رسد. از آنجایی‌که میانگین زمان پاسخگویی به خدمات فوریت‌های پزشکی در ایالات متحده، ۸ تا ۱۵ دقیقه است، شانس زنده ماندن برای بیمارانی که فیبریلاسیون بطنی در جامعه رخ می‌دهد، کم است. اگرچه میزان بقای فیبریلاسیون بطنی در مکان های عمومی ممکن است با در دسترس بودن دفیبریلاتورهای خارجی خودکار غیر قابل پوشیدن بهبود یابد، ٪۷۵

فیبریلاسیون‌های بطنی در محیط خانه اتفاق می‌افتد که معمولا مجهز به دفیبریلاتور نیستند.

۲. انواع دستگاه‌های دفیبریلاسیون

۱) دفیبریلاتور خارجی خودکار غیرقابل پوشیدن[۳] یک دستگاه خودکار قابل حمل است که برای بازگرداندن ریتم طبیعی قلب به بیماران مبتلا به ایست قلبی استفاده می شود. شوک الکتریکی خارجی از طریق پدهای الکترود چسبنده رسانا که توسط کاربر بر روی فرد بیهوش اعمال می‌شود، صورت می‌گیرد. رایانه‌های داخلی ریتم فرد را تجزیه و تحلیل می‌کنند و تعیین می‌کنند که آیا ریتم نیاز به شوک‌های دفیبریلاسیون دارد یا خیر؛ کاربر از طریق این فرایند توسط صدا و بصری هدایت می‌شود.

۲) LifeVest یک دفیبریلاتور پوشیدنی کاردیوورتر[۴] است که توسط شرکت Lifecore Inc توسعه یافته است. LifeVest ترکیبی از دو دستگاه مختلف است؛ دستگاه مذکور به‌عنوان یک کاردیوورتر، از شوک‌های الکتریکی کم انرژی برای بازگرداندن قلب دارای تاکی کاردی بطنی (ریتم غیرطبیعی سریع قلب) به ریتم طبیعی استفاده می‌کند. همین دستگاه به‌عنوان یک دفیبریلاتور، از شوک‌های پرانرژی به قلب در حالت فیبریلاسیون بطنی (ریتم نامرتب قلب) استفاده می‌کند تا آن را به ریتم طبیعی بازگرداند؛ با این حال، توجه داشته باشید که عملکرد دفیبریلاتور دستگاه است که به‌دلیل مرگ و میر مرتبط با فیبریلاسیون بسیار مهم است. سیستم LifeVest شامل قطعات پوشیدنی و غیرقابل پوشیدن است؛ قطعات پوشیدنی عبارتند از مانیتور، بسته باتری، ماژول زنگ هشدار، کمربند الکترود و جلیقه. قطعات غیرقابل پوشیدن عبارتند از شارژر باتری، مودم، کابل مودم، یک تستر تشخیصی، کابل کامپیوتر و یک وب سایت اینترنتی امن که اطلاعات بیمار را نگهداری می‌کند. LifeVest WCD تغییرات الکتروکاردیوگرام را از طریق یک دستگاه مبتنی بر ریزپردازنده قابل برنامه‌ریزی و یک کمربند الکترودی حاوی الکترودهای غیرچسبنده که در جلیقه ادغام شده است، نظارت می‌کند. اگر یک آریتمی تهدید کننده زندگی تشخیص داده شود، الکترودهای درمانی غیرچسبنده یک ژل رسانا را به پوست آزاد می‌کنند و به قلب شوک وارد می‌کنند؛ قبل از ضربه، یک نور ارتعاشی لمسی و بصری اعمال می شود؛ هشدار نویز صوتی دو مرحله‌ای و اخطار اطرافیان ارائه می شود؛ آلارم صوتی دو مرحله‌ای شامل یک آژیر با صدای کم و به‌دنبال آن یک آژیر با صدای بلند (تقریبا ۱۰۰ دسی بل) است که برای بیدار کردن بیمار در حال خواب طراحی شده است؛ اگر بیمار هوشیار باشد، دستگاه ممکن است در هر نقطه از این توالی خلع سلاح شود؛ آلارم و مانیتور نوار قلب روی کمربند دور کمر بیمار بسته می‌شوند؛ معمولا ۱۵ تا ۲۵ ثانیه طول می‌کشد تا یک آریتمی تهدید کننده زندگی تشخیص داده شود و WCD طوری طراحی شده است که ظرف ۶۰ ثانیه از شروع آریتمی شوک ایجاد کند. LifeVest WCD می‌تواند تا پنج شوک دفیبریلاسیون دو فازی را در طول یک قسمت آریتمی ارائه دهد؛ پزشک می‌تواند اندازه شوک‌ها را از ۷۵ تا ۱۵۰ ژول برنامه‌ریزی کند (توجه داشته باشید که اکثر پزشکان تنظیمات پیش‌فرض ۱۵۰ ژول را تغییر نمی‌دهند) و همچنین طول تاخیر قبل از شروع پاسخ به فیبریلاسیون بطنی یا رویداد تاکی کاردی؛ این دستگاه همچنین تا ۷۵ دقیقه داده‌های ECG را ضبط می‌کند که به پزشک امکان پخش هرگونه رویداد آریتمی را از طریق وب‌سایت ایمن و نظارت بر انطباق بیمار می‌دهد.

LifeVest WCD یک گزینه جذاب برای بیماران

[۳] AED

[۴] WCD

بزرگسالی است که در معرض خطر بالای SCA هستند. LifeVest WCD دارای چندین مزیت بالقوه برای روش‌های درمانی فعلی است:

- یک درمان غیرتهاجمی است.
- ممکن است به بیماران اجازه دهد زودتر از زمان ممکن از بیمارستان مرخص شوند (صرفه‌جویی در هزینه).
- از آنجایی که سیستم LifeVest WCD همیشه استفاده می‌شود به‌جز هنگام حمام کردن، زمان از شروع یک رویداد تا دفیبریلاسیون با دستگاه باید کمتر از اتکا به خدمات اورژانس یا وجود دفیبریلاتورهای خودکار خارجی غیرقابل پوشیدن باشد و در نتیجه احتمال زنده‌ماندن را افزایش می‌دهد.

۳. بیان معیارهای تغییر توصیه‌های استفاده از AED در کودکان

ابتدا، لازم است مشخص شود که آیا سیستم تجزیه و تحلیل ریتم یک AED خاص برای کودکان بی‌خطر و موثر است یا خیر؛ این بدان معناست که سیستم آنالیز ریتم باید ارزیابی شود تا توانایی آن در تشخیص ایمن بین ریتم‌های شوک‌پذیر و غیر شوک‌آور در کودکان مشخص شود. تمام تلاش باید انجام شود تا تایید شود که AED در صورت اتصال و استفاده در کودکی که ریتم شوک‌آور ندارد و ممکن است توسط یک شوک نامناسب آسیب ببیند، ایمن‌است؛ دوم، لازم است نشان داده شود که هر AED شوک‌هایی ایجاد می‌کند که به‌طور موثر قلب کودک را دفیبریل می‌کند و در عین حال از هرگونه آسیب میوکارد جلوگیری می‌کند.

۴. محدودیت‌های استفاده از AED

مطالعات یکی از محدودیت های مهمی که در طول بحث‌های کارگروه در مورد این موضوع ایجاد شد، فقدان داده‌ها در مورد استفاده بالینی از سیستم‌های پد/کابل اطفال جدید توسعه‌یافته بود که انرژی ارسال شده توسط AEDهای طراحی شده برای استفاده در بزرگسالان را کاهش می‌دهد؛ این امر به‌ویژه هنگام بحث در مورد خطرات و مزایای استفاده از AED در نوزادان بسیار کم سن مشکل‌ساز بود؛ موضوعات مورد بحث شامل موارد زیر بود:

۱) داده‌های تجربی در مطالعه اتکینسون ۳۸ که حساسیت و ویژگی را بررسی می‌کرد، شامل نوزادان می‌شد، اما حجم نمونه با کاهش سن کاهش می‌یابد و بنابراین اعتماد کمتری به داده‌های آن مطالعه که حساسیت/ویژگی را در جوان‌ترین بیماران تحلیل می‌کرد، وجود دارد.

۲) نوزادان بسیار کوچک ممکن است دوزهایی را دریافت کنند که نشان داده شده است در مطالعات حیوانی باعث آسیب میوکارد می شود.

۳) بروز ریتم‌های شوک‌آور به‌عنوان یک علت بالینی عدم پاسخ‌گویی در نوزادان کم سن کمتر از کودکان بزرگتر است.

AED به‌طور گسترده در دسترس است و ممکن است اولین وسیله‌ای باشد که برای دفیبریلاسیون در محیط‌های پیش‌بیمارستانی در دسترس است. شواهد کنونی نشان می‌دهد که AEDها می‌توانند حساسیت و ویژگی مناسبی برای آریتمی‌های کودکان داشته باشند و برای دفیبریلاسیون کودکان ۱ تا ۸ سال بی‌خطر و موثر هستند؛ در حالت ایده‌آل، باید از پد/کابل‌های مخصوص کودکان، هر زمان که در دسترس باشد، برای تحویل دوز به کودک استفاده شود. هر مدل AED خاص باید در برابر مجموعه‌ای از آریتمی های کودکان آزمایش شود تا اثربخشی آن در تشخیص ریتم‌های شوک‌پذیر و غیر شوک‌آور ثبت شود. کارگروه به شدت صنعت را تشویق

می‌کند که به توسعه برنامه‌های تشخیصی ریتم کودکان و بررسی دوزهای انرژی AED مناسب کودکان ادامه دهد؛ کارگروه تلاش‌ها در این زمینه را تحسین می‌کند و به محض اینکه داده‌های جدید در دسترس قرار می‌گیرند، بررسی جامعی انجام خواهد داد.

۵. تاریخچه جلیقه حیات

در سال ۱۹۹۸، آنجلو آئوریکیو و همکارانش داده های اولیه‌ای در مورد استفاده از WCD در ۱۵ نفر که از ایست قلبی به‌دلیل تاکی کاردی بطنی (VT)/ دفیبریلاسیون بطنی (VF) جان سالم به در برده بودند، منتشر کردند. دستگاه WCD دارای چهار الکترود حسگر بوده و سه پد دفیبریلاسیون یکپارچه در لباس خود داشته که باید توسط بیمار پوشیده شود. این مطالعه در آزمایشگاه الکتروفیزیولوژی تحت آرام‌بخشی آگاهانه انجام شد. دستگاه دفیبریلاتور دارای حداکثر ظرفیت ۲۸۵ ژول (J) شوک تک فازی بود. اگرچه د ستگاه قادر به حس کردن و تخلیه خودکار بود، شارژ دستی و تخلیه در این مطالعه برای نشان دادن اثر یک شوک ۲۳۰ ژول برای پایان دادن به اپیزود VT / VF القا شده مورد استفاده قرار گرفت. یک شوک ۲۳۰ ژول در تمام ۱۰ موردی موفق بود که در آن یک VF سریع در طول مطالعه قابل القا بود؛ این آریتمی به درستی در ۹ مورد از ۱۰ مورد، تشخیص داده شد؛ در حالی که در یک مورد به‌دلیل قطع اشتباه الکترودهای حسی در زمان القای آریتمی تشخیص داده نشد؛ در حالی‌که گزارش اولیه یک ارزیابی حاد از تاثیر WCD در محدوده یک آزمایشگاه الکتروفیزیولوژی بود، گزارش بعدی کارایی در این زمینه را ارز یابی کرد. مدل WCD در واقع مدل تست شده یک جلیقه با نظارت ECG و الکترود های دفیبریلاتور همراه با یک مانیتور و یک سیستم هشدار است. دستگاه WCD مورد استفاده دارای وزن تقریبی ۱۵۰۰ گرم و حداکثر خروجی انرژی ۲۸۵ ژول بود. از ۳۹ بیماری که گزارش شد، شش نفر در تنظیم انفارکتوس حاد میوکارد فیبریلاسیون بطنی مشکل داشتند؛ در حالی‌که ۱۷ نفر کسر جهشی بطن چپ (LVEF) کم‌تر از ٪۳۰ و ۱۶ نفر تاکی کاردی بطنی ناپایدار (NSVT) داشتند؛ به بیماران دو تا سه روز آموزش در بیمارستان برای استفاده از دستگاه و سازگاری داده شد و همچنین سه قسمت از چهار قسمت / VT VF نیز به‌درستی شناسایی و خاتمه یافت. دو نفر از این بیماران در نهایت یک نوع ICD دریافت کردند؛ قابل‌توجه است که هیچ یک از بیماران تخلیه WCD نامناسبی نداشتند، با وجود این‌که هشدارهای واقعی در ٪۱۵ رخ داده بودند؛ همه NSVTs به سرعت شناسایی شدند، اما بیماران از تخلیه دستگاه دفیبریلاتور خودداری کردند. طبق توصیه‌های مجله مصرف‌کننده FDA ایالات متحده، در ماه‌های مارچ و اپریل سال ۲۰۰۲، این دستگاه باید ۲۴ ساعت در روز به‌جز در طول حمام و یا دوش کشیدن پوشیده شود. کاربر باید داده‌ها را معمولا هفته‌ای یک‌بار با استفاده از مودم به بیمارستان نظارتی منتقل‌کند. سازمان غذا و داروی امریکا اطلاعات مربوط به ۲۸۹ بیمار را در سراسر ایالات‌متحده و اروپا در اختیار داشت. میانگین مصرف روزانه ۲۰ ساعت برای حدود سه ماه بود، در بیمارانی که یا منتظر پیوند قلب بودند یا با انفارکتوس قلبی اخیر یا جراحی بای‌پس عروق کرونر و افزایش خطر مرگ ناگهانی قلبی؛ تنها بیماری پوستی‌ای که برای این وسیله گزارش شده است، خارش پوستی موقت است؛ در حالی‌که WCD اصلی یک دستگاه تک‌فازی بود، یک دستگاه دو فازی برای اتمام حاد VF توسط Reek و همکاران آزمایش شد. بنابراین یک حاشیه ایمنی مناسب برای دیفیبریلاسیون فراهم می‌کند، اگرچه نویسندگان این مقاله برنامه‌ریزی حداکثر خروجی انرژی را برای بیماران

سیار WCD توصیه کرده‌اند. طبق وب‌سایت تولید کننده، بیش از ۱۰۰۰۰۰ بیمار تا جولای ۲۰۱۳ از WCD با نرخ موفقیت شوک اول قلبی حدود ٪۹۸ استفاده کرده‌اند؛ میزان بقای هر ماه از حادثه شوک در این مطالعه ٪۹۲ (آگاهانه در بدو ورود به بخش اورژانس یا در منزل) بود.

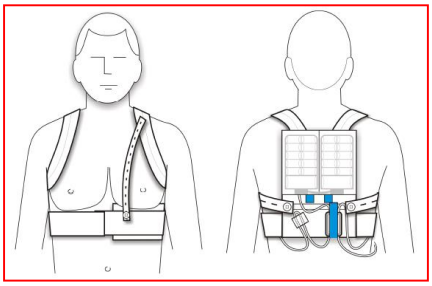
۶. جنبه های کاربردی دستگاه

اجزای یک سیستم WCD: سیستم WCD دارای سه دفیبریلاسیون و چهار الکترود حسگر ECG است که در داخل لباسی قرار دارند که بیمار باید آن‌ها را بپوشد. الکترود های دفیبریلاسیون از نوع خودکفا هستند و الکترودهای ECG الکترودهای خازنی اکسید تانتالیم خشک غیرچسبنده هستند. واحد دفیبریلاتور بر روی کمربند کمر حمل می‌شود (شکل‌های ۱ و ۲). دو کانال ECG را می‌توان با دو جفت الکترود ECG از جلو به عقب و از راست به چپ پایش کرد. نُه میکرو آمپر جریان متناوبی است که برای بررسی تماس‌های الکترود مانند سیستم‌های نظارتی معمولی استفاده می‌شود.

عملکرد سیستم WCD: این سیستم از ضربان قلب، تطبیق الگو و تداوم رویداد قبل از تصمیم‌گیری درباره دفیبریلاسیون استفاده می‌کند. یک تابع حسی برای تشخیص ریزش الکترود وجود دارد، چون در سیستم‌ها از الکترود فرسوده خارجی استفاده می‌شود. اگر سیگنال یک سر خط کم‌تر از حد بهینه باشد، دستگاه به حالت تک کانال برمی‌گردد و ورودی های کانال معیوب را نادیده می‌گیرد. یک سیستم پاسخ‌دهی بیمار، امکان از بین بردن تلاش برای از بین بردن فیبریلاسیون در یک بیمار آگاه را فراهم می‌کند. سیستم پاسخ‌دهی بیمار زمانی که آریتمی تشخیص داده می شود، زنگ خطر را به صدا در می‌آورد. پس از آن یک سری هشدارهای سمعی با شدت فزاینده به بیمار داده می‌شود تا بیمار بتواند دکمه پاسخ بیمار را فشار دهد تا از یک شوک جلوگیری کند؛ درست قبل از وارد کردن شوک، الکترودهای دی فیبریلاسیون ژل را آزاد می‌کنند تا امپدانس الکتریکی را کاهش دهند و دستگاه اعلام می‌کند که رهگذران از بیمار دوری کنند. اگر WCD یک ضد عفونی را تشخیص دهد، اعلام می‌کند که به آمبولانس زنگ بزند تا تماشاگران بتوانند واکنش نشان دهند. شکل‌های ۱ و ۲ اجزای مختلف یک جلیقه حیات و محل قرارگیری آن را در بدن نشان می‌دهند.



شکل ۱) اجزای کلی جلیقه حیات



شکل ۲) روش استاندارد استفاده از جلیقه حیات

۷. آزمایشات بالینی جلیقه حیات

داده های کارآزمایی تحقیقاتی دفیبریلاتور پوشیدنی (WEARIT) و کارآزمایی Bridge to ICD در بیماران در معرض خطر مرگ آریتمی (BIROAD) روی ۲۸۹ بیمار در سال ۲۰۰۴ منتشر شد. ۱۱۲ بیمار پس از انفارکتوس میوکارد یا پیوند عروق کرونر (CABG) در معرض خطر بالای مرگ ناگهانی ثبت نام کردند، اما تا

چ پهار ماه ICD در یا فت نکرد ند. م طالعات به‌عنوان مطالعاتی جداگانه طراحی شـــدند، اما بنا به درخواســـت FDA، نتایج باید با ا ستفاده از داده‌های ادغام شده از هر دو مطالعه، گزارش مجدد می شد. هشت قسمت VT/VF در شش بیمار رخ داد، شش قسمت (۷۵٪) با اولین شوک توسـط WCD با موفقیت درمان شـدند؛ در بیش از ۹۰۱ ماه ا ستفاده از بیمار، شش شوک نامنا سب رخ داده ا ست (نرخ ماهانه ۰,۶۷٪). شـش مورد از ۱۲ مرگی که در این مدت رخ داده اسـت، مرگ ناگهانی بوده اسـت؛ از این پنج مورد زمانی رخ داد که بیماران WCD را نمی پوشـیدند؛ در حالی‌که یک مورد در حالی رخ داد که دستگاه به اشتباه پو شیده شده بود. اگرچه به‌طور کلی این د ستگاه به‌خوبی تحمل می‌شـــد، ۶۸ بیمار به‌دلیل مشـــکلات راحتی یا واکنش‌های نامطلوب استفاده از آن را متوقف کردند.

۸. داده‌های دنیای واقعی در مورد ا ستفاده از WCD

دیلون و همکارانش نُه تجز یه و تحلیل گذشـــته‌نگر از تشخیص آریتمی، شوک‌های مناسب و نامناسب را در یک دوره یک ســـا له انجام داد ند؛ در مجموع ۲۱۰۵ بی مار WCD را بین ۱ ژانویه ۲۰۰۶ و ۳۱ دســـامبر اســـتفاده کرد ند؛ ٪۲۱ به‌دن بال ان فارکتوس حاد میو کارد، ٪۱۰ انفارکتوس میو کارد قدیمی، ٪۲۸ کاردیومیو پاتی و ٪۲۱ پس از حذف ICD از آن اســـتفاده کردند. دوره اســـتفاده ترکیبی از WCD برای همـــه بیمـــاران ۱۰۲۵۸۳ روز (۳۴۱۹ بیمار- ماه) بود. متوســـط دوره اســـتفاده ۳۶ روز (محدوده ۳ الی ۳۶۵ روز) و متو سط ا ستفاده روزانه ۲۱,۳ ساعت (محدوده ۲۱,۳ الی ۲۳,۹ ساعت) بود. میزان شوک مناســـب ۱,۵۸ در هر ۱۰۰ بیمار- ماه بود در حالی که شوک‌های نامناسب ۰,۹۹ در هر ۱۰۰ بیمار- ماه بود؛ تنها ٪۲,۷ از آریتمی‌های تشخیص داده شده، بیش از ۲۵ ثانیه طول کشـــید، در حالی‌که اکثر آن‌ها خود به خود خاتمه می‌یافتند.

یک رجیســـتری ســـراســـری انتشـــار پس از بازار از ایالات متحده، داده های ۳۵۶۹ بیمار را با اســـتفاده از WCD جمع‌آوری کرد؛ ۱۱ دوره استفاده از ۱ تا ۱۵۹۰ روز متغیر بود؛ میانگین استفاده روزانه از بیش از ٪۹۰ زمان به ترتیب در ٪۵۲ بیماران و بیش از ٪۸۰ اســـتفاده در ٪۷۱ بیماران م شاهده شد. ۵۹ بیمار ۸۰ ق سمت VT/VF دا شتند و شوک اول در ۷۹ مورد از ۸۰ ق سمت (۹۹٪) موفقیت‌آمیز بود. این مربوط به نرخ رویداد ۲۰ شـــوک مناســـب در هر ۱۰۰ ســـال بیمار اســـت. جالب توجه اســـت، در بیماری که WCD نتوانســـت VT را خاتمه دهد، حتی شـــوک‌های خـــارجی متعـــدد از آمبولانس و در بخش اورژانس نیز نتوانســـت آریتمی را که در نهایت از نظر دارویی تبدیل شده بود، خاتمه دهد. هشت بیمار که با VT/VF بیهوش بود ند، در ن هایت حتی پس از کاردیوورژن موفقیت‌آمیز آریتمی تو سط WCD جان خود را از د ست دادند؛ بقای کلی ٪۹۹,۲ (۳۵۴۱ از ۳۵۶۹ بیمـــار) بود؛ بقـــا برای رویدادهای VT/VF، ٪۹۰ (۷۲ از ۸۰) بود؛ ۳۴۱ بیمار با اختلال عملکرد بطن چـــپ زودرس پس از انفـــارکتوس ("دوره پنجره") وجود دا شت که در آن‌ها ICD بر ا ساس دســـتورالعمل‌های فعلی توصـــیه نمی‌شـــود؛ ۱۲ نفر از آن‌ها یک رویداد آریتمی را با شـــوک WCD مناســـب تجربه کردند و هشـــت نفر زنده ماندند؛ قطع اســـتفاده از WCD در درجه اول به‌دلیل مسائل راحتی (اندازه و وزن د ستگاه) بود که در ٪۱۴,۲ از بیماران رخ داد.

۹. استفاده از WCD در کودکان

اطلاعات در مورد اســـتفاده از WCD در کودکان کمیاب اســـت؛ Everitt و همکارانش ۱۳ داده‌ی مربوط به چهار کودک زیر ۱۸ سال را گزارش کردند که در طی یک دوره

دو سال و نیم در مرکز خود از WCD استفاده کردند؛ هیچ‌کدام از آن‌ها شوک مناسبی نداشتند، اما دو مورد از آن‌ها عدم انطباق در استفاده داشتند؛ این امر منجر به عدم تشخیص و درمان آریتمی تهدید کننده زندگی در یکی از آن‌ها می‌شود؛ دو بیمار به کاهش اندازه برای بهبود تماس و حس با الکترود نیاز داشتند.

کالینز و همکارانش از پایگاه داده سازنده برای تجزیه و تحلیل گذشته‌نگر استفاده در کودکان ۱۸ ساله یا کمتر استفاده کردند و آن را با داده‌های مربوط به افراد بین ۱۹ تا ۲۱ سال مقایسه کردند؛ ۱۴ داده در گروه اول آن‌ها توانستند ۸۱ بیمار را شناسایی کنند، در حالی‌که ۱۰۳ بیمار در گروه دوم بودند؛ آن‌ها هیچ تفاوتی بین گروه‌ها در میانگین ساعات استفاده در روز یا تعداد کل روزهای استفاده پیدا نکردند؛ در گروه بیمار جوان‌تر، یک درمان نامناسب و یک تعامل دستگاه وجود داشت و دستگاه منجر به توقف درمان شد؛ هیچ بیمار در گروه سنی جوان‌تر شوک مناسب دریافت نکرد، در حالی‌که دو بیمار پنج ترخیص مناسب و یک بیمار در گروه مسن‌تر ترشح نامناسب داشت.

۱۰. WCD در بیماری مادرزادی قلبی

۴۳ بیمار مبتلا به بیماری مادرزادی قلبی بین سال‌های ۲۰۰۵ و ۲۰۱۰ طبق ثبت جهانی WCD در سراسر کشور از ایالات متحده WCD دریافت کردند؛ میانگین سنی آن‌ها ۱۵ سال بود؛ همچنین ۳۸- ۲۷ سال و ٪۳۷ از آن‌ها LVEF کمتر از ٪۳۰ داشتند؛ نشانه استفاده عمدتا فهرست پیوند موجود بود و ٪۹۱ انطباق در استفاده از WCD وجود داشت؛ ٪۳۷ دارای تترالوژی فالوت بودند در حالی‌که ٪۲۱ ترکیبی از سایر ضایعات داشتند؛ ضایعات انفرادی در ٪۲۹ وجود داشت؛ هیچ آریتمی قابل توجهی در طول مصرف متوسط ۲۷ روز ثبت نشد و هیچ شوک مناسب یا نامناسبی وجود نداشت؛ ٪۵ درصد مرگ و میر در طول استفاده از WCD و ٪۸ در پیگیری یک ساله پس از استفاده از WCD وجود داشت که در مجموع ٪۱۳ در دوره مطالعه کمک کرد.

۱۱. WCD در آریتمی‌های ارثی

اندیکاسیون استفاده از WCD در ۱۱۹ بیمار مبتلا به آریتمی ارثی عمدتا در زمان انتظار برای نتایج آزمایش ژنتیک (٪۴۷) و پس از توضیح یک ICD برای عفونت / نقص (٪۳۰) بود. ۱۵ نفر (٪۵۴) از بیماران QT طولانی داشتند. بیماران دارای سندرم، ٪۳۳ سندرم بروگادا و ٪۸ دیسپلازی بطن راست آریتموژنیک (ARVD) داشتند. شوک‌های WCD با موفقیت آریتمی‌ها را در سه مورد طی یک دوره استفاده متوسط ۲۹ روزه اصلاح کردند و ۷ شوک نامناسب وجود داشت؛ این قضیه مربوط به نرخ رویداد ۲۷ شوک مناسب در هر ۱۰۰ سال بیمار و ۶۳ شوک نامناسب در هر ۱۰۰ سال بیمار است؛ شوک‌های نامناسب به‌دلیل تشخیص نویز به‌عنوان VT/VF بود.؛ میزان انطباق پوشیدن WCD ٪۹۱ بود؛ مرگ و میر در طول استفاده از WCD ٪۲ بود (یکی از بیماران در زمان مرگ از دستگاه استفاده نمی‌کرد و دیگری بر اثر پریتونیت به‌دنبال پارگی کولون فوت کرد) و ٪۱ هم در سال بعد گزارش گردیده است.

۱۲. WCD در کاردیومیوپاتی حین زایمان

۱۰۷ زن در گروه سنی ۱۷ تا ۴۳ سال بین سال‌های ۲۰۰۳ و ۲۰۰۹ از WCD برای کاردیومیوپاتی حین زایمان استفاده کردند؛ هیچ شوک مناسب یا نامناسبی در طول میانگین استفاده ۱۲۴- ۱۲۳ روز ثبت نشد؛ هیچ بیمار در طول استفاده از WCD فوت نکرد؛ میانگین استفاده روزانه ۱۸,۳ ساعت الی ۵,۳ ساعت (٪۷۶,۳

ا ستفاده روزانه) بود. قطع م صرف به‌دلیل عدم پایبندی یا ناراحتی در ٪۱۴ گزارش‌گردید.

۱۳. نشانه‌های وجود WCD

WCD برای پل زدن خطر موقت مرگ آریتمی ناگهانی تا زمان کاشت ICD یا زمانی که خطر هنوز قابل تعیین نی ست (یعنی کاردیومیوپاتی یا میوکاردیت تازه ت شخیص داده شده) طراحی شده است؛ شرایط زیر را می‌توان به‌عنوان نشانه‌هایی برای استفاده از WCD در نظر گرفت:

۱) برای جلوگیری از مرگ ناگهانی آریتمی تا زمانی که اندیکا سیون کا شت ICD به‌و ضوح م شخص شود، مانند یک انفارکتوس اخیر میوکارد یا پیوند عروق کرونر یا تا زمانی که کاهش قابل توجه خطر رخ داده باشد.

۲) بیماران قبل یا بلافاصله بعد از عروق از راه پوست یا جراحی، زمانی که بهبود عملکرد بطن چپ قابل انتظار است.

۳) بیماران در انتظار پیوند قلب، به‌عنوان جایگزینی برای کاشت ICD.

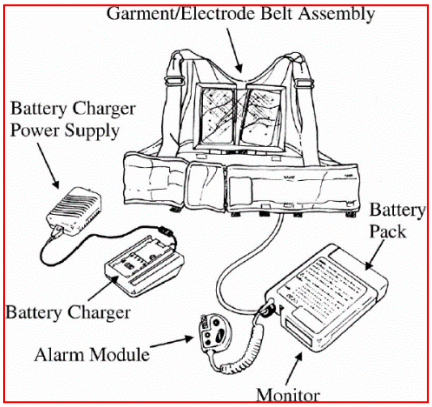
۴) هنگامی که محافظت موقت مانند بیماران پس از کا شت یک سیستم ICD آلوده در انتظار کا شت مجدد مورد نیاز است.

۵) ناتوانی موقت در کاشت ICD به‌دلیل شرایط همراه.

۶) امتناع بیمار از ICD که از نظر بالینی اندیکاسیون دارد.

۷) بیماران با اندیکاسیون ICD که در نارسایی قلبی کلاس IV NYHA هستند یا امید به زندگی کمتر از سال دارند.

شکل ۳ نیز اجزای دقیق نوعی جلیقه حیات را نمایش می‌دهد.



شکل ۳) بخش‌های تشکیل‌دهنده جلیقه حیات

۱۴. نتیجه‌گیری

پیشرفت‌های فناوری آینده مطمئنا اندازه این وسیله را کاهش می‌دهد و وزن WCD را بیشتر می‌کند و ا ستفاده از آن را هم صبورتر می‌کند. ضربان برادی کاردی پشتیبان مطلوب خواهد بود، اما احتمالا رسیدن به آن دشوار خواهد بود. کاهش نویز الکترود و بهبود ن سبت سیگنال به نویز و نرخ تشخیص نامناسب و شوک به‌طور قابل توجهی می‌تواند کاهش یابد. خدمات ا جاره WCD همچنین می‌تواند نرخ استفاده از آن را افزایش دهد؛ کاهش هزینه و مقرون به صرفه‌تر کردن آن حتی در داخل ک شورهای در حال توسعه نیز می‌تواند از اهداف آینده سازندگان این دستگاه باشد؛ آموزش خوب به بیمار نرخ انطباق را افزایش خواهد داد؛ ثبت بالینی و مطالعات باید مشخص کنند که کدام بیماران این بیماری را خواهند داشت؛ بزرگترین سود یکی از سوالات مهمی که باید به آن پرداخته شود، این است که در صورت پل زدن یک خطر موقت پس از انفارکتوس میوکارد یا CABG با استفاده از WCD می‌تواند طبقه‌بندی ریسک بعدی را به کمک کاشت پی شگیرانه ICD بهبود بخ شد یا خیر. در این مقاله تلاش شد تا با بررسی نحوه عملکرد جلیقه حیات گوشه‌ای از چگونگی عملکرد این دستگاه بسیار موثر نشان داده – شود؛ همان‌طور که ا شاره شد، این د ستگاه در افراد بیمار

مختلف با سـنین و جنسـیت‌های گوناگون می‌تواند به‌کار رود و نمایش نتایج حاصـل از مشـاهدات نیز تایید کننده این موضوع است.

۱۵. مراجع

[1] Moss AJ, Zareba W, Hall WJ, et al, Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial II Investigators. Prophylactic implantation of a defibrillator in patients with myocardial infarction and reduced ejection fraction. N Engl J Med. 2002; 346:877e883.

[2] Hohnloser SH, Kuck KH, Dorian P, et al. DINAMIT Investigators. Prophylactic use of an implantable cardioverter-defibrillator after acute myocardial infarction. N Engl J Med. 2004; 351:2481e2488.

[3] Solomon SD, Zelenkofske S, McMurray JJ, et al, Valsartan in Acute Myocardial Infarction Trial (VALIANT) Investigators. Sudden death in patients with myocardial infarction and left ventricular dysfunction, heart failure, or both. N Engl J Med. 2005; 352:2581e2588.

[4] Auricchio A, Klein H, Geller CJ, Reek S, Heilman MS, Szymkiewicz SJ. Clinical efficacy of the wearable cardioverter-defibrillator in acutely terminating episodes of ventricular fibrillation. Am J Cardiol. 1998; 81:1253e1256.

[5] Meltendorf U, Wollbrueck A, Auricchio A, et al. The wearable defibrillator e a new method to prevent sudden death [Abstract]. PACE. 2000; 23:606.

[6] FDA Consumer Magazine, MarcheApril 2002: FDA Approves First Wearable Defibrillator [Internet]. Available from: http://permanent.access.gpo.gov/lps1609/www.fda.gov/fdac/departs/2002/202_upd.html#defib. Accessed on 13.08.12.

[7] Reek S, Geller JC, Meltendorf U, Wollbrueck A, Szymkiewicz SJ, Klein HU. Clinical efficacy of a wearable defibrillator in acutely terminating episodes of ventricular fibrillation using biphasic shocks. Pacing Clin Electrophysiol. 2003; 26:2016e2022.

[8] Zoll Life Vest: Patient Use, Indications, and Coverage as of July-2013 [Internet]. Available from: http://lifevest.zoll.com/medical-professionals/patientuse.asp. Accessed on 13.07.13.

[9] Dillon KA, Szymkiewicz SJ, Kaib TE. Evaluation of the effectiveness of a wearable cardioverter defibrillator detection algorithm. J Electrocardiol. 2010; 43:63e67.

[10] Feldman AM, Klein H, Tchou P, et al, WEARIT investigators and coordinators; BIROAD investigators and coordinators. Use of a wearable defibrillator in terminating tachyarrhythmias in patients at high risk of sudden death: results of the WEARIT/BIROAD. PACE. 2004; 27:4e9.

[11] Chung MK, Szymkiewicz SJ, Shao M, et al. Aggregate national experience with the wearable cardioverter-defibrillator: event rates, compliance, and survival. J Am Coll Cardiol. 2010; 56:194e203.

[12] Gregoratos G, Cheitlin MD, Conill A, et al. ACC/AHA guidelines for implantation of cardiac pacemakers and antiarrhythmia devices: executive summary e a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Pacemaker

Implantation). Circulation. 1998; 97:1325e1335.
[13] Everitt MD, Saarel EV. Use of the wearable external cardiac defibrillator in children. Pacing Clin Electrophysiol. 2010; 33:742e746.
[14] Collins KK, Silva JN, Rhee EK, Schaffer MS. Use of a wearable automated defibrillator in children compared to young adults. Pacing Clin Electrophysiol. 2010; 33:1119e1124.
[15] Rao M, Goldenberg I, Moss AJ, et al. Wearable defibrillator in congenital structural heart disease and inherited arrhythmias. Am J Cardiol. 2011; 108:1632e1638.
[16] Saltzberg MT, Szymkiewicz S, Bianco NR. Characteristics and outcomes of peripartum versus nonperipartum cardiomyopathy in women using a wearable cardiac defibrillator. J Card Fail. 2012; 18:21e27.
[17] LaPage MJ, Canter CE, Rhee EK. A fatal device-device interaction between a wearable automated defibrillator and a unipolar ventricular pacemaker. Pacing Clin Electrophysiol. 2008; 31:912e915.
[18] Johnson Francis, Sven Reek, and Wearable cardioverter defibrillator: A life vest till the life boat (ICD) arrives, Indian heart journal, Vol 66, Year 2014, Pages 68-72.
[19] NA Caid CCG External Cardiac Defibrillators, Model HS023 Eng 5 2020 R.
[20] Life Vest Model WCD 3000, Operator’s manual.

یک روش تجربی جهت بهینه کردن تصویربرداری MRA

وحید رنجبر عین‌الدین [۱]
مریم فریور[۲]
مهران کریمیان ریزی [۳]

[۱] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir
[۲] کارشناسی ارشد، مهندسی برق-الکترونیک، سازمان آموزش فنی و حرفه‌ای، farivar.maryam@yahoo.com
[۳] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: در الگوریتم رشد ناحیه (RGA) نتایج تقسیم‌بندی کاملا وابسته به انتخاب نقطه آغاز می‌باشند، چونکه یک نقطه آغاز نامناسب منجر به تقسیم‌بندی ضعیفی می‌شود. اما، اکثر مجموعه داده‌های MRA (آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی) شامل ناحیه مورد نیاز (رگ‌ها) در قسمت‌های آغازین نمی‌باشند. یک الگوریتم رشد ناحیه بهبود یافته (ERGA) برای تقسیم‌بندی رگ خونی ارائه می‌شود. ERGA به طور خودکار مقدار آستانه را براساس مقادیر شدت ماکزیمم تمام قسمت‌ها محاسبه و یک قسمت آغازین مناسب تصویر را انتخاب می‌کند که یک نقطه شروع مناسب دارد. ما تکنیک خودمان را در بیماران مختلف مجموعه داده‌های MRA با تفکیک‌های مختلف به کار بردیم و تصاویر تقسیم‌بندی شده بهبود یافته‌ای با کاهش نویز در مقایسه با RGA سنتی به دست آورده‌ایم.

کلید واژه‌ها: *پردازش تصویر، تقسیم‌بندی، رشد ناحیه، تصویربرداری پزشکی، رگ‌ها، MRA*

۱. مقدمه

در زمینه تصویربرداری پزشکی تقسیم‌بندی رگ‌های خونی یک کار مهم برای تشخیص بیماری‌های مختلف می‌باشد. رگ‌های خونی تقسیم شده اطلاعات مهمی را درباره ساختار و مکان رگ‌ها فراهم می‌کنند که نقش حیاتی در بسیاری از کاربردهای پزشکی مانند تشخیص، برنامه‌ریزی جراحی و برنامه‌ریزی درمان تابشی ایفا می‌کند.

تقسیم‌بندی تصویر پزشکی به صورت یک کار مشکل ناشی از شکل‌های متغیر اجسام و کیفیت‌های مختلف تصاویر با ایجاد نویز در نظر گرفته می‌شود. اگرچه مجموعه‌ای از تکنیک‌های تقسیم-بندی ایجاد شده‌اند [۱، ۵] هنوز یک تکنیک تقسیم‌بندی واحدی وجود ندارد که قابل استفاده برای تمام کاربردهای تصویربرداری باشد. شایع‌ترین روش تقسیم‌بندی ناحیه‌ای براساس مقدار آستانه است، که اغلب به صورت یک گام اولیه در اکثر کاربردهای پردازش تصویر استفاده می‌شود.

تحقیقات زیادی در این ناحیه انجام شده است ولی تکنیک رشد ناحیه‌ای به دلیل سادگی، مهار نویز، خودکارسازی و تشخیص درختی کل رگ‌ها توجه بیشتری را کسب کرده است. در الگوریتم رشد ناحیه‌ای نتایج تقسیم‌بندی کاملا وابسته به انتخاب نقطه آغاز می‌باشند. یک نقطه آغاز نامناسب منجر به تقسیم‌بندی ضعیفی می‌شود. اکثر مجموعه داده‌های MRA (آنژیوگرافی تشدید مغناطیسی[۵]) شامل ناحیه مورد نیاز (رگ‌ها) در قسمت‌های آغازین نمی‌باشند. ما در این زمینه مطالعاتی را انجام داده‌ایم و مقالاتی را در بهبود MRI منتشر کرده‌ایم [۶، ۷].

مقاله به این صورت سازماندهی می‌شود: در بخش ۲، ما خلاصه‌ای از بررسی مقالات را ارائه می‌کنیم، جزییات الگوریتم رشد ناحیه

[۵] Magnetic Resonance Angiography

بهبود یافته[6] (ERGA) پیشنهادی در بخش ۳ ارائه می‌شود، در حالی که بخش ۴ نتایج اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد و نتیجه-گیری در بخش ۵ داده می‌شود.

۲. کار مرتبط

در MRA، رگ‌های خونی یک محدوده وسیعی از مقادیر شدت را با توجه به میزان جریان خون نشان می‌دهند. این مشابه به تکنیک رشد ناحیه‌ای است جایی که نرخ رشد نیز براساس محدوده مقادیر شدت می‌باشد. بنابراین، تکنیک رشد ناحیه‌ای متداول در استخراج کل درخت رگ‌ها شکست می‌خورد. به منظور حل مساله محدوده شدت برای تقسیم‌بندی رگ‌های خونی، یک محدوده از راهبردها براساس رشد ناحیه‌ای توسط نویسندگان مختلف ارائه شده است. پائولینا و همکاران [۱] ایده آستانه‌گذاری جهانی و آستانه‌گذاری محلی را پیاده کرده است. آستانه‌گذاری جهانی برای انتخاب نقاط شروع و آستانه‌گذاری محلی به صورت معیاری برای قرار دادن یک توقف برای رشد ناحیه‌ای استفاده می‌شوند. مقادیر شدت متوسط تصاویر محاسبه و برای فرمول چندجمله‌ای درجه دوم استفاده می‌شوند، که یک مقدار آستانه جهانی را می‌دهد. نقاط آغاز بعد از استفاده از آستانه‌گذاری جهانی به دست می‌آیند. عبدل دایم و الساکا [۸] تکنیک رشد ناحیه‌ای فازی را برای تقسیم‌بندی تصاویر مافوق صوت سرخرگ سبات توصیه کردند. تصاویر مافوق صورت معمولا مشکلات نویز و کانتراست پایین دارند. برای غلبه بر این مشکلات، دو گام پردازش انجام می‌شوند. یکنواخت‌سازی هیستوگرام به منظور افزایش محدوده دینامیکی سطح‌های خاکستری تصویر استفاده می‌شود. برای حذف نویز، یک فیلتر میانی در تصویر یکنواخت شده هیستوگرام استفاده شد. دوکلادال و همکاران [۹] یک تکنیک رشد ناحیه‌ای مبتنی بر شاخه را برای تقسیم‌بندی رگ‌های خونی MRA ارائه کردند. براساس این تکنیک، تقسیم‌بندی به طور شاخه به شاخه انجام می‌شود. به طور اولیه یک نقطه آغاز واحد به طور دستی انتخاب می‌شود و سپس شروع به جستجو برای یک شاخه می‌کند.

تکنیک مبتنی بر رشد ناحیه‌ای دیگر برای استخراج رگ‌های خونی کبد از تصاویر اشعه X توسط پاسات و همکاران [۱۰] استفاده می‌شود. الگوریتم ارائه شده آن‌ها فهرست‌های اولویت سلسله-مراتبی را براساس اولین ورودی اولین خروجی حفظ می‌کند جایی که اولویت به هر فهرست براساس مقدار درخشندگی اختصاص داده شد. برای درج نقاط جدید، فهرست‌ها به طور تصادفی به دست می‌آیند. کیم و همکاران [۱۱] یک روش خودکار مبتنی بر اطلس را برای تقسیم‌بندی رشد ناحیه‌ای رگ‌های مغز ارائه کردند. آن‌ها مفهوم دو مقدار آستانه را پیاده کرده‌اند: یک مقدار بالاتر و پایین‌تر به ترتیب برای پوشش تمام رگ‌ها در درخت. چندین نقطه آغاز به کمک یک مقدار آستانه بالاتر انتخاب می‌شوند.

کیم و پارک [۱۲] یک تکنیک مبتنی بر آستانه‌گذاری تطبیقی محلی را برای تقسیم‌بندی سرخرگ سبات با استفاده از قسمت-های MRA ارائه کرده‌اند. این تکنیک به طور خودکار مقدار آستانه را توسط در نظر گرفتن یک نقطه وسط از سطح‌های خاکستری ماکزیمم و مینیمم از تنها قسمت اول محاسبه می‌کند. به علاوه، استفاده از مقدار آستانه قسمت اول را فیلتر می‌کند. با در نظر گرفتن ساختار خودکار سرخرگ‌های سبات چپ و راست، قسمت فیلتر شده به دو زیرناحیه تقسیم می‌شود. نقاط آغاز هر زیرناحیه محاسبه می‌شوند و هشت همسایه متصل آن‌ها به منظور به دست آوردن ناحیه مورد نظر برچسب زده می‌شوند.

آلمیانی و برکانا [۱۳] یک الگوریتم رشد ناحیه اصلاح شده را برای استخراج رگ‌های مغزی از تصاویر MRA ارائه کردند. تقسیم‌بندی تصویر، گام پیش‌پردازش، تصحیح گاما و عملیات‌های فضایی اجزای تکنیک‌های ارائه شده بودند. تکنیک پیشنهادی بهبود عملکرد را برحسب تضعیف نویز، توسعه و تقسیم‌بندی رگ نشان می‌دهد.

پیریادهارشینی و آنیتا [۱۴] از الگوریتم رشد ناحیه‌ای استفاده شده برای تشخیص آب سیاه در چشم استفاده کردند. تکنیک تصویربرداری پیش‌پردازش و عملیات‌های مورفولوژی مانند انبساط و انقباض ترکیب شدند و فیلتر میانی در تکنیک پیشنهادی استفاده شد. این تکنیک بهبود عملکرد را برحسب کیفیت تصویر و لبه‌های مسیر در مقایسه با تکنیک‌های آستانه‌گذاری نشان می-دهد.

ون و همکاران [۱۵] الگوریتم تقسیم‌بندی مغزی رگی را برای به دست آوردن رگ دقیق ارائه کردند. مدل ترکیب محدود، تابع

[6] Enhanced Region Growing Algorithm

توزیع گاوسی و تابع توزیع ریلی استفاده شدند. این تکنیک پیشنهادی دو محدودیت دارد که عبارتند از: (۱) تکرار الگوریتم پیشنهادی به طور زنجیره‌ای برای به دست آوردن یک حالت پایدار اجرا می‌شود و (۲) الگوریتم پیشنهادی روابط همسایگی بین ووکسل‌ها را در نظر نمی گیرد.

در این مقاله، ما چندین دستاورد را در الگوریتم رشد ناحیه ارائه کردیم. نقش اصلی ما تعیین مقدار آستانه مناسب قسمت، تعداد نقاط شروع و قسمت آغازین می‌باشد. ما همچنین یک الگوریتم دوگذری را برای ۸ همسایه متصل مقیاس خاکستری ایجاد کردیم. ما تمام این مولفه‌ها را در RGA به کار بردیم و عملکرد را برحسب بهبود تصویر ارزیابی کردیم. الگوریت رشد ناحیه‌ای که در سیستم پیشنهادی ما استفاده می‌شود از [۱۶] استخراج شده است.

۳. الگوریتم رشد ناحیه‌ای بهبودیافته (ERGA)

در الگوریتم رشد ناحیه‌ای سنتی، نتایج تقسیم‌بندی کاملا وابسته به انتخاب نقطه شروع می‌باشند. یک نقطه شروع مناسب منجر به تقسیم‌بندی با کیفیت می‌شود. اما، در اکثر مجموعه داده‌های MRA، آغاز قسمت‌ها شامل هیچ اطلاعات مورد نیازی نمی‌باشد. به عنوان نتیجه‌ای از این، ما الگوریتم رشد ناحیه‌ای را مستقیما در قسمت اول به کار نبرده‌ایم. به منظور شروع از ناحیه مورد نیاز، ما یک مقدار آستانه خودکار را ایجاد کرده‌ایم. برای محاسبه آستانه، مقدار شدت ماکزیمم هر قسمت به دست آمده و در یک آرایه نشان داده شده به صورت max_list ذخیره می‌شود. از این max_list، ما سپس مقادیر شدت ماکزیمم و مینیمم یعنی به ترتیب m_1 و m_2 را می‌یابیم. در نهایت، اختلاف بین m_1 و m_2 به دست می-آید رابطه (۱).

$$T = m_1 - m_2 \qquad (۱)$$

شدت ماکزیمم هر قسمت با آستانه T داده شده در « معادله (۱)» مقایسه می‌شود. قسمت‌ها در یک زنجیره در ترتیب صعودی بررسی می‌شوند. هر قسمت با یک مقدار شدت بیشتر یا برابر با مقدار آستانه به صورت یک قسمت اول F_1 انتخاب می‌شود. الگوریتم رشد ناحیه‌ای سپس برای F_1 و تنها قسمت‌های بعد از آن استفاده می‌شود. در این راه قسمت آغازین F_1 برای هر مجموعه داده متفاوت است و به طور خودکار براساس مقادیر شدت ماکزیمم انتخاب می‌شود. گام‌ها برای ERGA به صورت زیر داده می‌شوند:

۳,۱. گام‌ها برای الگوریتم انتخاب قسمت

۱. مقداردهی n با تعداد کل قسمت‌ها در یک مجموعه داده

۲. خواندن تمام قسمت‌های MRA از تصاویر زنجیره‌ای

۳. یافتن مقدار شدت ماکزیمم هر قسمت و ذخیره در یک آرایه، یعنی max_list در ترتیب صعودی

۴. یافتن مقدار شدت ماکزیمم از max_list، یعنی m_1

۵. یافت مقدار شدت مینیمم از max_list، یعنی m_2

۶. یافتن آستانه T توسط در نظر گرفتن اختلاف مقادیر m_1 و m_2

۷. شروع حلقه از j=1 تا n

i. اگر T ≤max_list (j)

a. jامین قسمت به صورت یک قسمت آغازین برای رشد ناحیه‌ای انتخاب خواهد شد

b. تخصیص مقدار j به F_1 (قسمت اول)

c. توقف

۸. عبور دادن قسمت‌های انتخاب شده به الگوریتم رشد ناحیه‌ای، یعنی F_1 به n.

۹. استفاده از RGA برای تقسیم‌بندی رگ‌ها [۱۶].

۳,۲. هشت همسایه متصل مقیاس خاکستری برای الگوریتم رشد ناحیه‌ای

الگوریتم رشد ناحیه‌ای براساس ایده اتصال همسایه می‌باشد. ما از معیار ۸ همسایه متصل برای درش ناحیه‌ای استفاده کرده‌ایم. الگوریتم استفاده شده برای برچسب زدن ۸ همسایه متصل الگوریتم دوگذری نامیده می‌شود، که دو گذر را روی تصاویر ایجاد می‌کند. یک گذر هم‌ارزی را ثبت می‌کند و برچسب‌های موقتی را اختصاص می‌دهد. در طول گذر دوم، هر برجسب موقتی با برچسب

دسته هم‌ارزی خودش عوض می‌شود. به منظور استفاه از الگوریتم دوگذری در تصاویر مقیاس خاکستری مقدار آستانه مورد نیاز می‌باشد. ما دو مقدار آستانه، یعنی بالاتر و پایین‌تر را انتخاب کرده‌ایم. آستانه بالاتر با مقدار معیار همگنی، یعنی متوسط ناحیه قسمت تقسیم شده حاضر و ناحیه قسمت تقسیم نشده بعدی اختصاص داده می‌شود. برای مقدار آستانه پایین‌تر ما یک مقدار ثابت ۱۰ را از مقدار آستانه بالاتر کم کردیم. شبه کد گذر ۱ و گذر ۲ در زیر فهرست می‌شود.

گذر۱:

- **اختصاص مقدار معیار همگنی محاسبه شده به مقدار آستانه بالاتر، T_1**
- **یافتن مقدار آستانه پایین‌تر، $T_2 = T_1 - 10$**
- **برای نقطه شروع (پیکسل حاضر) تا انتهای یک تصویر**

۱. اگر پیکسل حاضر بزرگتر یا برابر با T_2 و کوچکتر یا برابر با T_1 باشد.

i. اگر ۴ تا همسایه‌ها (بالا/چپ)مقادیر شدت کمتری با T_2 داشته باشند.

(a) ایجاد یک برچسب و برچسب زدن آن.

ii. در غیراینصورت اگر ۴ تا از همسایه‌ها (بالا/چپ) برچسب‌های یکسانی داشته باشند.

(a) تخصیص پیکسل با همان برچسب.

iii. در غیراینصورت اگر هر یک از ۴ همسایه (بالا/چپ) برچسب داشتند.

(a) تخصیص آن برچسب به پیکسل.

iv. در غیراینصورت اگر همسایه‌ها برچسب‌های مختلفی دارند.

(a) تخصیص پیکسل با بزرگترین برچسب

(b) مشخص کردن کوچکترین پیکسل به صورت یک پیکسل والدین پیکسل بزرگتر.

گذر۲:

- **تقسیم تمام برچسب‌ها به یک دسته هم‌ارزی**
- **تعویض هر برچسب با شماره دسته هم‌ارزی آن**

۴. راه‌اندازی آزمایش و نتایج اندازه‌گیری

جزییات مجموعه داده‌های استفاده شده در آزمایش در « جدول ۱» داده می‌شوند، تصاویر بررسی شده ToF با آرام‌سازی T_1 و ۱۶ بیت می‌باشند. از« جدول ۱»، مقدار به دست آمده از قسمت آغازین برای بهبود و مقدار شدت ماکزیمم قسمت آغازین برای بهبود استفاده خواهد شد. تقسیم‌بندی رگ‌های MRA سر برای مجموعه داده ۱ با استفاده از یک الگوریتم رشد ناحیه‌ای بدون هیچ بهبودی در « شکل ۱» نشان داده می‌شود. مقدار شدت ماکزیمم قسمت آغازین ۳۵۶ است، که در مقایسه با مقدار شدت ماکزیمم کل مجموعه داده، ۹۸۸ بسیار پایین می‌باشد. قسمت اول هیچ اطلاعات مورد نیازی (رگ) را به صورت نشان داده شده در «شکل ۱-۱» نمی‌دهد. آستانه توسط در نظر گرفتن یک متوسط اختلاف بین مقادیر شدت ماکزیمم و مینیمم، یعنی T = 178 انتخاب می‌شود. بعد از استفاده از T در تصویر مقیاس خاکستری قسمت اول، یک تصویر دودویی ساخته می‌شود. این در « شکل ۱-۲» ارائه می‌شود.

نتیجه نویزی تقسیم شده تصویر قسمت اول به دنبال رشد ناحیه‌ای در « شکل ۱-۳» توصیف می‌شود، که شامل هیچ رگ مورد نیازی نمی‌باشد. تکنیک رشد ناحیه‌ای کاملا وابسته به انتخاب نقطه شروع می‌باشد. یک نقطه شروع نامناسب منجر به تقسیم‌بندی ضعیف، به صورت نشان داده شده در « شکل ۱-۴» می‌شود. در قسمت اول، هیچ نقطه شروع مناسبی وجود ندارد. بنابراین این ناحیه براساس نویز (ناحیه ناخواسته) رشد می‌کند و منجر به تقسیم‌بندی ضعیف می‌شود.

« شکل ۱-۱» تصویر مقیاس خاکستری (قسمت ۲۷) را نشان می‌دهد که به ترتیب مقادیر شد ماکزیمم و مینیمم ۶۴۴ و ۰ می‌باشند. مقدار آستانه برای قسمت آغازین ۳۲۲ است. « شکل ۲-۲» تصویر دودویی آستانه قسمت آغازین می‌باشد. نتیجه تقسیم‌بندی قسمت آغازین انتخاب می‌شود و رگ‌های سر به طور صحیح استخراج می‌شوند (شکل ۲-۲ را ببینید).

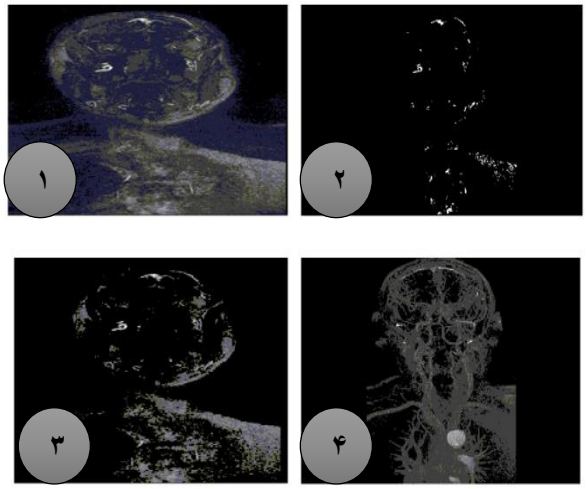
به صورتی که در قسمت اول « شکل‌های ۱-۱ و ۲-۱»، هیچ نقطه شروع مناسبی وجود ندارد، بنابراین ناحیه براساس نویز رشد می‌کند (ناحیه ناخواسته) که منجر به تقسیم‌بندی ضعیف می‌شود. این یکی از دلایل اصلی است که به منظور یافتن نقطه شروع

صحیح، ما این الگوریتم بسیار وابسته به آستانه‌گذاری را ارائه کرده-ایم. مقدار شدت ماکزیمم هر یک از ۱۱۸ قسمت به دست آمده و در یک آرایه، یعنی max_list ذخیره می‌شود. یکبار دیگر، برای به دست آوردن مقدار ماکزیمم از max_list، یعنی ۹۸۸، و مقدار مینیمم از max_list، یعنی ۳۵۶، اختلاف بین مقدار ماکزیمم و مینیمم محاسبه می‌شود که ۶۳۲ می‌باشد. این نتیجه به صورت آستانه انتخاب می‌شود. مقدار شدت ماکزیمم هر قسمت با آستانه مقایسه می‌شود. قسمت ۲۷ اولین قسمت با یک مقدار شدت ماکزیمم بزرگتر از ۶۳۲ است، بنابراین، به صورت یک قسمت آغازین برای الگوریتم رشد ناحیه‌ای ارائه شده انتخاب می‌شود.

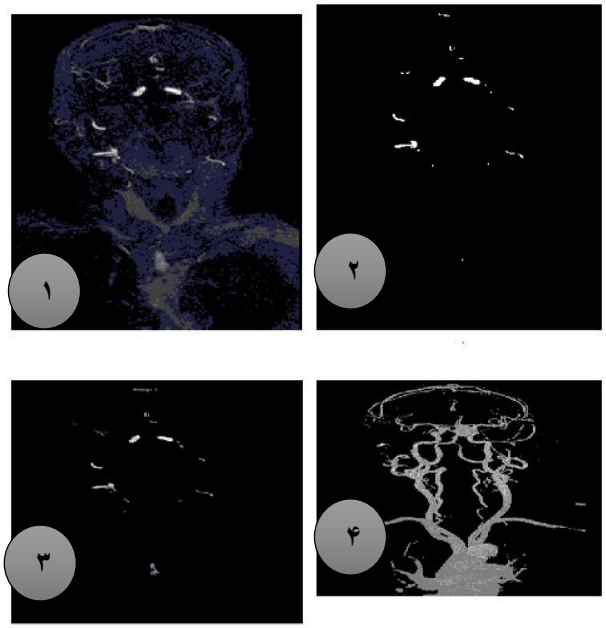
مانند مجموعه داده‌های ۱ و ۲، نتایج به دست آمده با استفاده از مجموعه داده‌های ۳ و ۴ به صورت فهرست شده در « شکل‌های ۱ و ۲» فهرست نشده‌اند. این ناشی از شباهت و کوتاه‌نویسی می‌باشد. برای مجموعه داده‌های ۳ و ۴، بهبود به ترتیب با قسمت‌های ۳۶ و ۸ به صورت فهرست شده در «جدول ۱» شروع می‌شود. با ملاحظه « شکل ۳» برای هر مجموعه داده مشاهده می‌شود که تصویر به دست آمده بعد از استفاده از ERGA نتایج بهتری برحسب کانتراست، قابلیت دادن بهتر رگ‌ها شامل رگ‌های نازک دارد و نویز ناخواسته حذف می‌شود.

جدول ۱. مجموعه داده‌های MRA استفاده شده در این آزمایش.

Data set#	Dataset type (MRA)	Dataset dimensions	Total no. of slices	Maximum intensity value of 1st slice	Starting slice for enhancement	Maximum intensity value of starting slice for enhancement
1	Head	576 × 576	118	356	27	644
2	Head	576 × 448	120	476	53	732
3	Renal arteries	576 × 448	72	99	9	163
4	Head	576 × 448	110	367	36	610



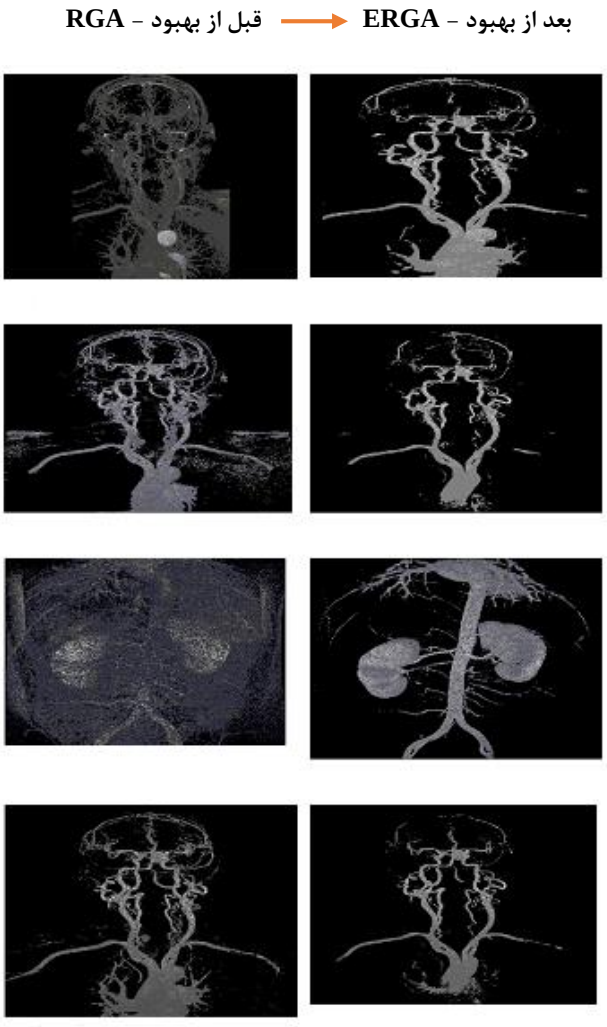
شکل ۱. تقسیم‌بندی رگ‌های[7] سر برای مجموعه داده ۱ با استفاده از رشد ناحیه‌ای قبل از بهبود. (۱) تصویر قسمت اول/ چپ مجموعه داده سر. (۲) تصویر آستانه قسمت اول / راست. (۳) نتیجه قسمت اول بعد از رشد ناحیه‌ای. (۴) نتیجه نهایی تقسیم‌بندی بعد از رشد ناحیه‌ای تمام ۱۱۸ قسمت.



شکل ۲. تقسیم‌بندی رگ‌های سر مجموعه داده ۱ با استفاده از رشد ناحیه‌ای بعد از بهبود. (۱) تصویر قسمت آغازی (۲۷) انتخاب شده از مجموعه داده سر. (۲) تصویر آستانه‌بندی شده قسمت آغازین. (۳) نتیجه قسمت آغازین بعد از رشد ناحیه‌ای. (۴) نتیجه نهایی تقسیم-بندی بعد از رشد ناحیه‌ای ۹۲ قسمت (۲۷-۱۱۸).

[7] Vessels

استفاده می‌شود، شامل ناحیه مورد نیاز در آغاز قسمت‌ها نمی‌باشد. استفاده از یک الگوریتم رشد ناحیه‌ای مستقیما از قسمت اول منجر به یک نقطه شروع نامناسب، و در نتیجه منجر به تقسیم‌بندی ضعیف خواهد شد. به منظور غلبه بر این مشکل، یک ERGA ارائه شده است. تصاویر رگ تولید شده توسط ERGA کیفیت بهبود یافته‌ای در مقایسه با RGA کلی دارند.



شکل ۳. مقایسه تصاویر به دست آمده بعد از استفاده از الگوریتم رشد ناحیه[8] (RGA) و با ERGA.

۵. نتیجه‌گیری

تقسیم‌بندی رگ‌های خونی یک زمینه تحقیقاتی فعال است که نقش مهمی در بسیاری از کاربردهای پزشکی شامل تشخیص، برنامه‌ریزی جراحی و درمان تابشی ایفا می‌کند. کیفیت تقسیم-بندی در مورد الگوریتم رشد ناحیه‌ای کاملا متکی بر انتخاب نقطه شروع می‌باشد. در مواردی که نقطه شروع انتخاب شده متعلق به ناحیه مورد نظر نیست (رگ‌ها)، کل ناحیه به طور غیرصحیح رشد خواهد کرد. MRA، که مخصوصا برای تصاویر رگ‌های خونی

۶. مراجع

[1] M. Paulinas, D. Miniiniotas, O.M. Meilunas, A. Usinskas, AnAlgorithm for segmentation of blood vessels in images, Electron. Electr. Eng. 83 (2008) 25–28.
[2] S. Eiho, H. Sekiguchi, N. Sugimoto, T. Hanakawa, S. Urayama, Branch-based region growing method for blood vessel segmentation, 2005.
[3] P. Dokladal, C. Lohou, L. Perroton, G. Bertrand, Liver blood vessels extraction by a 3-D topological approach (1999) 95–105.
[4] N. Passat, C. Ronse, J. Baruthio, J. Armspach, C. Maillot, C. Jahn, Region-growing segmentation of brain vessels: an atlasbased automatic approach, J. Magn. Reson. Imaging 21 (2005) 715–725.
[5] S. Ehio, H. Sekiguchi, N. Sugimoto, T. Hanakawa, S. Urayama, Branch-based region growing method for blood vessel segmentation, J. Syst. Comp. Japan 36 (2005).
[6] Mubbashar Saddique, Jawad Haider Kazmi, Kalim Qureshi, A hybrid approach of using symmetry technique for brain tumor segmentation, J. Comput. Math. Meth. Med. 2014 (2014) 1–13 (Article ID 712783).
[7] J.H. Kazmi, K. Qureshi, H. Rasheed, An implementation of SAN filter and edge sharpening method for MRA images, Malay. J. Comp. Sci. 20 (2007) 99–114.
[8] A.R. Abdel-Dayem, M.R. El-Sakka, Carotid artery ultrasound image segmentation using fuzzy region growing, in: Proceedings of the Second International Conference on Image Analysis and Recognition, 2005, pp. 869–878.
[9] P. Dokladal, C. Lohou, L. Perroton, G. Bertrand, Liver blood vessels extraction by a 3D topological approach, in: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention MICCAI'99, Lecture Notes in Computer Science, vol. 1679, 1999, pp. 98105.

[8] Region Growing Algorithm

[10] N. Passat, C. Ronse, J. Baruthio, J.P. Armspach, C. Maillot, C. Jahn, Region-growing segmentation of brain vessels: an atlasbased automatic approach, J. Magn. Reson. Imaging 21 (2005) 715–725.
[11] D.Y. Kim, S.M. Chung, J.W. Park, Automatic navigation path generation based on two-phase adaptive region-growing algorithm for virtual angioscopy, Med. Eng. Phys. 28 (4)
(2006) 339–347.
[12] D.Y. Kim, J.W. Park, Multiple-phase segmentation approach for blood vessel extraction on cervical MRA image sequence,
Magn. Reson. Imaging 27 (2) (2009) 256–263.
[13] Muder M. Almi', Buker D. Barkama, Vascular segmentation in magnetic resonance angiography: a modified region growing approach, in: IEEE Signal Processing in Medicine and Biology Symposium, SPMB 2012, 2012.
[14] Lydia Glory, M. Priyadharshini, J. Anitha, A region growing method of optic disc segmentation in retinal images, in: International Conference on Electronics and Communication
Systems, ICECS 2014, 2014.
[15] Lei Wen, Xingce Wang, Zhongke Wu, Mingquan Zhou, Jesse S. Jin, A novel statistical cerebrovascular segmentation algorithm with particle swarm optimization, J. Neurocomput. 148 (2015) 569–577.
[16] Huiyan Jiang, Baochun He, Di Fang, Zhiyuan, A region growing vessel segmentation algorithm based on spectrum information, Comput. Math. Meth. Med. (2013) 413–42

ثبت نوری و الکتریکی روشی جهت تشخیص زود هنگام حملات صرع

وحید رنجبر عین‌الدین [۱]
سیدپرویز موسوی [۲]
مهران کریمیان ریزی [۳]

[۱] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir
[۲] مربی سازمان آموزش فنی و حرفه‌ای، اداره کل استان اصفهان، ip.adrapana2@gmail.com
[۳] دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: این مقاله، نتایج ابتدایی در مورد تشخیص حمله صرعی ارائه می‌دهد. ترکیب روش‌های طیف‌سنجی عملکردی نزدیک به مادون قرمز و الکتروآنسفالوگرام، عملکرد بهتری نسبت به روش صرف EEG نشان می‌دهد. علاوه‌براین، بعضی نتایجی که پیش‌بینی می‌کند می‌توان حمله را تشخیص داد نیز ارائه شده است.

کلمات کلیدی: صرع، تشنج، تشخیص، پیش بینی، fNIRS، EEG، چند حالته

۱. مقدمه

صرع جزء یکی از سه اختلال عصبی شایع است؛ این بیماری بعد از سکته مغزی و بیماری آلزایمر در رتبه سوم قرار دارد. تخمین زده شده ۶۵ میلیون نفر در سراسر جهان که حدود ۱٪ از جمعیت جهان را تشکیل می‌دهد، از صرع رنج می‌برند. به طور متوسط سالانه ۶۰ مورد جدید شامل ۱۰۰ هزار نفر اضافه می‌شوند [۴،۲].

نشانه‌ی بیماری صرع، حملات صرعی است. این حملات، رخداد کوتاهی از اختلالات ادراکی یا رفتاری هستند که به علت فعالیت هماهنگ بیش از حد و غیرمعمول گروهی از نورون‌های قشر مغزی اتفاق می‌افتد. این رخدادها ممکن است از چند ثانیه تا چند دقیقه به طول انجامد [۲،۱].

غیر قابل پیش‌بینی بودن حملات، یکی از مشکلات اصلی بیماران مبتلا به این اختلال است [۵]. بنابراین، تشخیص قابل اعتماد و به موقع حملات صرعی، مساله مهمی است. در طول سال‌های گذشته، چندین روش متفاوت برای حل این مشکل پیشنهاد شده که اکثر آنها فقط بر تحلیل EEG متمرکز شده‌اند[۶]. با این وجود، مقالات اخیر نشان می‌دهند که برای حل این مشکل، می‌توان از اطلاعات موجود در ثبت‌های fNIRS (به عنوان مثال، غلظت نسبی اکسی‌هموگلوبین[۱] و دی‌اکسی‌هموگلوبین[۲]) استفاده کرد [۹،۷].

توانایی تشخیص زودهنگام حملات صرع باعث بهبود چشمگیری در کیفیت زندگی بیماران مبتلا به این بیماری می‌شود. آشکارسازی حملات، به بیماران صرعی و یا مراقبان

[۱] Oxyhemoglobin

[2] De-oxyhemoglobin

آنها اجازه می‌دهد قبل از وقوع حمله، اقدامات لازم را انجام دهند. این کار خطرات موجود را به حداقل می‌رساند.

این مقاله به شرح زیر است: در بخش دوم، شرح مختصری از ثبت EEG و fNIRS ارائه شده است.

بخش سوم روش پیشنهادی این مقاله را شرح می‌دهد:

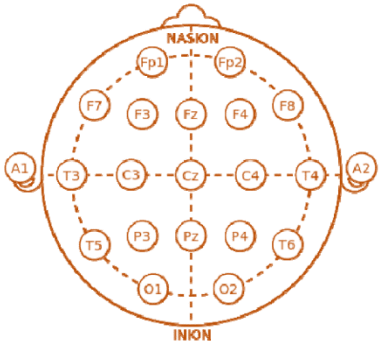
۱) بررسی داده‌های چند منظوره

۲) تغییرات موجود در تعریف پنجره قبل از حمله

نتایج حاصل از روش اعمال شده، در بخش چهارم ارائه شده است. در نهایت، نتیجه‌گیری و همچنین برخی دستورالعمل‌ها در مورد پژوهش‌های آینده، در بخش پنجم ذکر خواهد شد.

۱,۱. ثبت EEG و fNIRS

EEG روشی است که در آن الکترودها بر روی قشر مغز (داخل جمجمه‌ای) یا بر روی پوست سر (خارج جمجمه‌ای) قرار می‌گیرند تا فعالیت الکتریکی مغز اندازه‌گیری شود و در نتیجه از عملکرد آن، اطلاعاتی به دست آید. در هنگام ثبت EEG خارج جمجمه‌ای، الکترودها در نقاط خاصی از سطح پوس سر قرار می‌گیرند که معمولا توسط سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ «شکل ۱» تعیین می‌شود [۱۰].

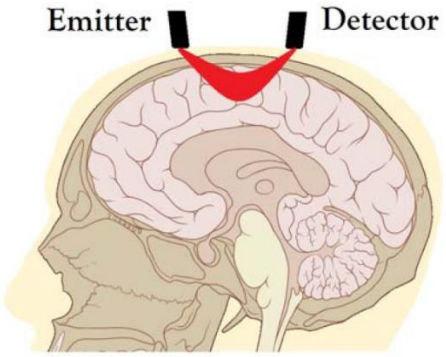


شکل۱. سیستم بین‌المللی ۲۰-۱۰ (برگرفته از مرجع [۱۰])

طیف سنجی عملکردی نزدیک به مادون قرمز، روش نسبتا جدیدی برای به دست آوردن اطلاعات در مورد عملکرد مغز است [۱۲]. این روش به این صورت است که حداقل دو موج با طول موج نزدیک مادون قرمز (که در پژوهش ما برابر با ۶۹۰ و ۸۳۰ نانومتردر نظر گرفته شده) از طریق یک فرستنده به پوست سر ارسال می‌شود و سپس نور بازتابی پراکنده‌شده با استفاده از چند آشکارساز، اندازه‌گیری می‌شود (همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است). براساس این واقعیت که هموگلوبین در خون، بسته به سطح اکسیژنه شدنش، دارای طیف جذبی متفاوتی است، روش fNIRS می‌تواند به‌صورت نیمه‌کمّی یا کمّی، پارامترهای مهم فیزیولوژیکی مانند سطح نسبی هموگلوبین اکسیژن‌دار و هموگلوبین بدون اکسیژن را که به شدت با فعالیت مغز مرتبط است، اندازه‌گیری کند [۱۲].

۲. روش

با استفاده از جعبه ابزار خاصی در نرم‌افزار متلب[1]، دو طبقه‌بندی‌کننده پیاده‌سازی شده است. اولین طبقه‌بندی‌کننده، شبکه عصبی مصنوعی[2] می‌باشد. برای شبکه عصبی مصنوعی، پارامترهای پیش‌فرض نرم‌افزار مورد استفاده قرار گرفته است (۱ لایه پنهان با ۱۰ نورون، ۱۰۰۰ دوره، آموزش با استفاده از روش پس‌انتشار گرادیان مزدوج مقیاس‌بندی شده و تابع خطای نرمال مربعات میانگین انجام شده است). طبقه‌بندی‌کننده دوم، ماشین بردار پشتیبان[3] با یک هسته گاوسی می‌باشد.



شکل۲. طیف‌سنجی عملکردی نزدیک ب مادون قرمز (ویرایش مرجع[۱۳])

[1] Matlab
[2] Artificial Neural Network
[3] Support Vector Machine

داده‌ای که به هر دو طبقه‌بندی‌کننده اعمال شده، مربوط به یک مرد ۴۹ ساله مبتلا به صرع مقاوم به درمان است. این داده از پژوهش قبلی EEG-fNIRS بدست آمده است. داده شامل حدودا ۸۲ دقیقه ثبت از بیمار می‌باشد. به طور همزمان، سه مجموعه داده ثبت می‌شود: ۱۹ کانال EEG، ۱۳۳ کانال HbO و ۱۳۳ کانال HbR. در طول مدت این ۸۲ دقیقه، چهار حمله ثبت شد، اما به دلیل روشی که بررسی کردیم، مثل نیاز به یک پنجره‌ی طولانی قبل از حمله، فقط بر یکی از این حمله‌ها تمرکز کردیم [۱۴، ۱۶]. در اولین مرحله از این پژوهش، هفت مجموعه از طبقه‌بندی‌کننده‌ها پیاده‌سازی شد. به هر یک از این هفت مجموعه، داده‌های مختلفی اعمال شده است. « جدول ۱»، ورودی‌های مورد استفاده در هر مجموعه را خلاصه می‌کند. هر سطر از این جدول مربوط به یکی از ترکیب‌های ممکن برای داده‌های موجود (EEG، HbO وHbR) است.

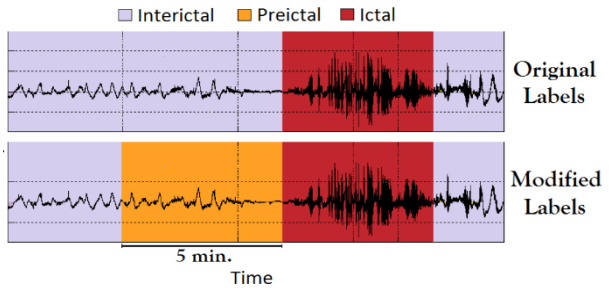
جدول۱. داده‌های ورودی به مجموعه هفت‌تایی از طبقه‌بندی‌کننده‌ها

Set of classifiers	Input data
1	EEG
2	HbO
3	HbR
4	EEG+HbO
5	EEG+HbR
6	HbO+HbR (fNIRS)
7	EEG+fNIRS

با توجه به ماهیت مختلف سیگنال‌های EEG و fNIRS، فرکانس نمونه‌برداری آنها متفاوت خواهد بود. سیگنال EEG در ۵۰۰هرتز و سیگنال fNIRS در ۱۹/۵۳۱۲ هرتز نمونه برداری شده‌اند. به جهت استفاده از یک طبقه‌بندی‌کننده و همچنین جلوگیری از مفقود شدن اطلاعات الکتریکی، سیگنال‌های fNIRS برای هماهنگی با فرکانس نمونه‌برداری EEG ، درون‌یابی می‌شود.

با این حال، با توجه به تعداد کانال‌های fNIRS، این فرآیند منجر به تولید داده‌های زیادی شده که پردازش آن به زمان طولانی برای محاسبات نیاز دارد. به همین دلیل، هر دو مجموعه از سیگنال‌ها بعدا با ضریب دو، کاهش می‌یابند. لازم به ذکر است که حتی با وجود این ملاحظات، برای به دست آوردن یک نتیجه بیش از ۳۶ ساعت زمان لازم است. سیگنال‌های EEG و fNIRS محدوده دامنه متفاوتی دارند. برای اینکه اختلاف دامنه منجر به عملکرد ضعیف طبقه‌بندی نشود، تمام داده‌ها استاندارد شده و دارای میانگین صفر و انحراف معیار واحد هستند.

سیگنال‌های اصلی توسط متخصص تحلیل شده و به صورت دستی، برچسب حمله[1] یا غیرحمله[2] می‌خورد. رویکرد ما برای تشخیص زودهنگام حملات صرعی، آشکارسازی حالت قبل از حمله[3] است. به همین دلیل، برچسب سوم، مربوط به حالت قبل از حمله، به داده اضافه می‌شود. از آنجایی‌که هیچ قراردادی در مورد مدت زمان دوره قبل حمله وجود ندارد، ما به صورت دلخواه پنجره ۵ دقیقه‌ای قبل از شروع حمله (همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده است) تعریف کردیم.

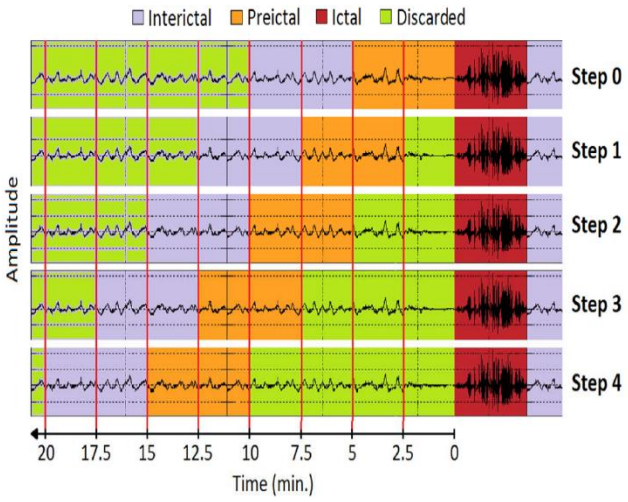


شکل ۳. محدوده برچسب‌ها

[1] Ictal
[2] Interictal
[3] Preictal

در بخش دوم این پژوهش، براساس روش ارائه شده در مرجع [۱۸]، ما امکان تغییر مجدد پنجره را برای بهبود تشخیص زودهنگام مورد بررسی قرار دادیم. در این حالت، همانطور که در « شکل ۴» نشان داده شده، پنجره ۵ دقیقه‌ای قبل از حمله را از ابتدای حالت ictal، چهار بار، با گام‌های ۲/۵ دقیقه‌ای حرکت دادیم. داده‌های بین دو حالت حمله و قبل از حمله را حذف کردیم (همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده است). دراین بخش، ما از هر دو طبقه‌بندی‌کننده شبکه عصبی مصنوعی و ماشین بردار پشتیبان استفاده کردیم، اما در این مورد تنها دو ورودی متفاوت شامل EEG و EEG + fNIRS مورد بررسی قرار گرفت.

تمام نتایج با استفاده از مدل ارزیابی متقاطع ۱۰لایه حاصل شده‌اند، که روشی است برای ارزیابی اینکه عملکرد طبقه‌بندی‌کننده، با داده‌هایی که قبلا دریافت نکرده، چقدر خوب خواهد بود. مدل ارزیابی k لایه، شامل تقسیم تصادفی تمام داده‌های موجود به k زیر مجموعه با ابعاد برابر است. در هر یک از پروسه‌های ارزیابی متقاطع kلایه، از k-1 مجموعه متفاوت استفاده می‌شود تا طبقه‌بندی‌کننده آموزش داده شود و یکی از مجموعه‌ها برای تست عملکرد طبقه‌بندی کننده مورد استفاده قرار می‌گیرد.



شکل۴. فرآیند بررسی امکان‌پذیر بودن تقسیم‌بندی پنجره پیش حمله از شروع حمله. تنها یک کانال از EEG نمایش داده شده است.

۳. نتایج

برای قسمت اول این پژوهش، « جدول ۲» خلاصه‌ای از مقادیر پیش‌بینی مثبت[1] مربوط به هر طبقه‌بندی‌کننده برای حالت پیش‌از حمله، با توجه به داده های مختلف ورودی ارائه می دهد. مقادیر پیش‌بینی مثبت با استفاده از « معادله (۱)» محاسبه شده است:

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP} \text{ x } 100 \qquad (۱)$$

که در آن، TP مخفف مثبت واقعی بوده و نشان‌دهنده تعداد دفعاتی است که طبقه بندی‌کننده، به درستی وضعیت نمونه را طبقه‌بندی می‌کند. در حالی‌که FP مخفف مثبت کاذب بوده و تعداد دفعاتی را نشان می‌دهد که طبقه‌بندی‌کننده به اشتباه یک نمونه از یک حالت را به عنوان یک حالت دیگر تشخیص می دهد. در این مورد، PPV نشان‌دهنده احتمال شناسایی یک نمونه از وضعیت پیش از حمله است و بنابراین اگر مقدار آن برابر با ۱۰۰٪ به دست آید، ایده آل خواهد بود.

جدول۲. مقادیر پیش‌بینی مثبت برای دو طبقه‌بندی‌کننده با در نظر گرفتن هفت ورودی متفاوت

	EEG	HbO	HbR	EEG + HbO	EEG + HbR	fNIRS (HbO + HbR)	EEG+fNIRS
ANN	59.7	100	100	100	100	100	100
SVM	96.6	100	100	100	100	100	100

[1] Positive Prediction

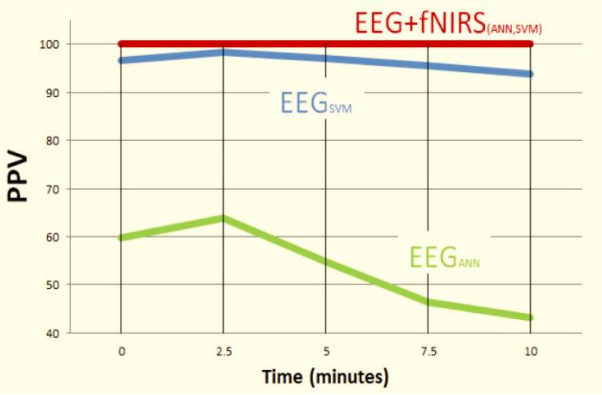
براساس « جدول ۲»، متوجه می‌شویم همانطور که انتظار می‌رفت، طبقه‌بندی‌کننده ماشین بردار پشتیبان از شبکه عصبی مصنوعی بهتر عمل می‌کند. با این حال، جالب‌تر است که بدانیم استفاده از سیگنال‌های fNIRS برای شناسایی نمونه‌های قبل از حمله، نسبت به حالتی‌که فقط از سیگنال EEG استفاده شود منجر به نتایج بهتری می‌شود (مستقل از نوع طبقه‌بندی‌کننده).

نتایج بخش دوم پژوهش در « جدول ۳» نشان داده شده که ستون‌ها نشان‌دهنده‌ی فاصله زمانی صرف نظر شده بین پایان پنجره ۵دقیقه ای و شروع حالت حمله است. همچنین در این جدول، مقادیر پیش‌بینی مثبت برای وضعیت پیش‌از حمله هر دو طبقه‌بندی‌کننده شبکه عصبی مصنوعی و ماشین بردار پشتیبان، به ازای دو ورودی متفاوت (EEG و EEG + fNIRS) را گزارش می‌دهیم.

جدول۳. مقادیر پیش‌بینی مثبت برای شبکه عصبی مصنوعی و ماشین بردار پشتیبان به ازای دو ورودی متفاوت، با پنجره پیش از حمله متحرک

		0min	2.5min	5min	7.5min	10min
ANN	EEG	59.7	63.9	54.8	46.5	43.1
	EEG/fNIRS	100	100	100	100	100
SVM	EEG	96.6	98.4	97.1	95.6	93.8
	EEG/fNIRS	100	100	100	100	100

برای تجسم بهتر، داده های « جدول ۳»، در « شکل ۵» نمایش داده شده‌اند. با توجه به این شکل بهتر می‌توان مشاهده کرد که وقتی فقط با استفاده از سیگنال های EEG حملات را تشخیص می‌دهیم، با دور شدن پنجره پیش حمله از شروع وضعیت حمله، عملکرد بدتر می‌شود، و فقط این به ازای ۲/۵ دقیقه کمی بهتر میشود.



شکل۵. نتایج بررسی حرکت پنجره پیش حمله، از سمت شروع حمله

علاوه براین، به خوبی نتیجه می‌گیریم که افزودن سیگنال‌های fNIRS به عنوان ویژگی‌های طبقه بندی، نه تنها عملکرد طبقه‌بندی را بهبود می‌بخشد، بلکه همچنان که پنجره از شروع حمله دور می‌شود، عملکرد آن تثبیت‌شده خواهد ماند.

۴. نتیجه‌گیری و کارهای آینده

اگر چه نتایج حاصل از مطالعه موردی قطعی نیست، اما « جدول ۲» نشان می‌دهد که افزودن ویژگی‌های fNIRS به یک آشکارساز مبتنی بر EEG، عملکرد آن را به طور قابل توجهی بهبود می بخشد. علاوه براین براساس « جدول ۳» و « شکل ۵»، تایید کردیم که اطلاعات موجود در fNIRS می‌تواند به تشخیص خیلی سریع‌تر حملات کمک کند.

با توجه به این نتایج امیدوارکننده، پژوهش‌های آتی ما در مورد به‌کارگیری این روش بر روی طبقه‌بندی‌کننده‌های دیگر و مجموعه داده‌های بزرگتر خواهد بود. همچنین بر استخراج ویژگی‌های جدیدتر و بهتر از سیگنال‌های fNIRS تمرکز خواهیم کرد و آنها را با ویژگی‌های استخراج شده از ثبت EEG ترکیب می‌کنیم. یکی از محدودیت‌های کار ما، عدم استفاده از الگوریتم انتخاب ویژگی است که اگر چه با توجه به نتایج امیدوار کننده تنها بر اساس استخراج دامنه سیگنال‌ها به عنوان ویژگی ممکن است مورد نیاز نباشد. در

روش یادگیری ماشین ارائه شده، انتخاب پارامترهای بهینه مانند نوع هسته‌ی ماشین بردار پشتیبان و پارامترهای مرتبط با آن، تعداد نورون‌ها در لایه پنهان شبکه عصبی و همچنین فرآیند انتخاب ویژگی، در کار آتی بررسی خواهد شد.

۵. مراجع

[1] G. Cascino and J. I. Sirven, Eds., Adult epilepsy. Chichester, West Sussex, UK: Wiley-Blackwell, 2011.

[2] "About Epilepsy: The Basics," Epilepsy Foundation. [Online]. Available: http://www.epilepsy.com/learn/about epilepsy-basics. [Accessed: 13-Oct-2015].

[3] J. Christensen, M. Vestergaard, M. G. Pedersen, C. B. Pedersen, J. Olsen, and P. Sidenius, "Incidence and prevalence of epilepsy in Denmark," Epilepsy Res., vol. 76, no. 1, pp. 60–65, Aug. 2007.

[4] J. W. Sander, "The epidemiology of epilepsy revisited," Curr. Opin. Neurol., vol. 16, no. 2, pp. 165–170, Apr. 2003.

[5] P. Camfield and C. Camfield, "Idiopathic generalized epilepsy with generalized tonic-clonic seizures (IGE-GTC): A population-based cohort with >20 year follow up for medical and social outcome," Epilepsy Behav., vol. 18, no. 1, pp. 61–63, May 2010.

[6] Ramgopal, Sriram, et al. "Seizure detection, seizure prediction, and closed-loop warning systems in epilepsy." Epilepsy & Behavior 37 (2014): 291-307.

[7] E. Guevara, K. Peng, D. K. Nguyen, F. Lesage, and P. Pouliot, "Epileptic seizure detection in fNIRS signals using a supervised classifier," presented at the fNIRS2014, Montréal, Canada, 2014.

[8] Binder, Devin K., and Sheryl R. Haut. "Toward new paradigms of seizure detection." Epilepsy & Behavior 26.3 (2013): 247-252.

[9] J. Jeppesen, S. Beniczky, P. Johansen, P. Sidenius, y A. Fuglsang- Frederiksen, "Exploring the capability of wireless near infrared spectroscopy as a portable seizure detection device for epilepsy patients", Seizure, vol. 26, pp. 43–48, mar. 2015.

[10] G. H. Klem, H. O. Lüders, H. H. Jasper, and C. Elger, "The ten-twenty electrode system of the International Federation. The International Federation of Clinical Neurophysiology," Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Suppl., vol. 52, pp. 3–6, 1999. "

[11] "10-20 system (EEG)," Wikipedia, the free encyclopedia [Online] Available: https://en.wikipedia.org/wiki/1020_system_(EEG).[Accessed:29-Oct-2015].

[12] M. Ferrari and V. Quaresima, "A brief review on the history of human functional near-infrared spectroscopy (fNIRS) development and fields of application," NeuroImage, vol. 63, no. 2, pp. 921–935, Nov. 2012.

[13] "Skull and brain sagittal" Wikimedia Commons. [Online]. Available: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Skull_and_brain_sagittal.svg. [Accessed: 21-Sep-2016].

[14] K. Peng, D. K. Nguyen, T. Tayah, P. Vannasing, J. Tremblay, M. Sawan, M. Lassonde, F. Lesage, and P. Pouliot, "fNIRS-EEG study of focal interictal epileptiform discharges," Epilepsy Res., vol. 108, no. 3, pp. 491–505, Mar. 2014.

[15] P. Pouliot, J. Tremblay, M. Robert, P. Vannasing, F. Lepore, M. Lassonde, M. Sawan, D. K. Nguyen, and F. Lesage, "Nonlinear hemodynamic responses in human epilepsy: a multimodal analysis with fNIRS-EEG and fMRI-EEG," J. Neurosci. Methods, vol. 204, no. 2, pp. 326–340, Mar. 2012.

[16] D. K. Nguyen, J. Tremblay, P. Pouliot, P. Vannasing, O. Florea, L. Carmant, F. Lepore, M. Sawan, F. Lesage, and M. Lassonde, "Noninvasive continuous EEG-fNIRS recording of temporal lobe seizures," Epilepsy Res., vol. 99, no. 1–2, pp. 112–126, Mar. 2012.

[17] L. D. Iasemidis, "Seizure Prediction and its Applications," Neurosurg. Clin. N. Am., vol. 22, no. 4, pp. 489–506, Oct. 2011.

[18] N. Moghim and D. W. Corne, “Predicting Epileptic Seizures in Advance,” PLoS ONE, vol. 9, no. 6, p. e99334, Jun. 2014.

ارتباط با کهربا

متخصصان و مهندسین گران‌قدر می‌توانند از طریق آدرس سایت مجله www.kahrobaonline.ir سایر اطلاعات مجله ازجمله نحوه ارسال مقالات جهت انتشار در نشریه و نیز فرم اشتراک مجله را دریافت کنند. همچنین به اطلاع می‌رسانیم طی توافق صورت گرفته بین پایگاه علمی سیویلیکا و مجله کهربا ازاین‌پس به مقاله برتر هر شماره یک کارت اشتراک رایگان دانلود از این پایگاه هدیه داده می‌شود.

اپلیکیشن این مجله را می‌توانید از مارکت نرم‌افزارهای موبایل (گوگل پلی) به آدرس زیر دریافت کنید.

https://play.google.com/store/apps/details?id=com.kahroba.wwwnoandishaan

ایمیل مجله kahroba@noandishaan.com پل ارتباطی ما با مهندسین و متخصصین می‌باشد، لطفاً ما را از پیشنهادها و انتقادات ارزشمند خود بهره‌مند سازید. جهت حمایت‌های مالی و معنوی از نشریه و یا معرفی محصولات خود نیز می‌توانید از طریق همین ایمیل با ما در ارتباط باشید.

