بهار ۱۴۰۰
سال دهم

کهربا

فصلنامه تخصصی مهندسی برق و کامپیوتر

kahrobaonline.ir
Journal of Electrical and Computer Engineering

شماره سی و یکم



آشنایی با دکتر جواد صالحی

تشخیص استرس با حسگرهای پوشیدنی

بیوسنسور تشخیصی برای ویروس Zika

تشخیص اختلال شناختی خفیف با استفاده از تجزیه و تحلیل EEG

بررسی حلقه باز اثر میراکننده سیال مغناطیسی در سیستم تعلیق یک چهارم خودرو

تحلیل و شبیه سازی یک مبدلDC/DCتشدیدی جدید برای کاربرد در انرژی های تجدید پذیر

ISSN :2322-3723

شماره مجوز وزارت فرهنگ و ارشاداسلامی ۷۷۸۲۱

سال دهم
شماره سی‌ویکم
بهار 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

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

مهندس مهسا سرائی – کارشناس ارشد برق مخابرات

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

مهندس آرام قادری – کارشناس ارشد برق الکترونیک

مهندس سیما نیک پرور - کارشناسی ارشد مکاترونیک – دانشگاه تبریز

درباره کهربا	۳
یادداشت مدیرمسئول	۴
آشنایی با مشاهیر	
دکتر جواد صالحی – استاد مخابرات دانشگاه شریف	۵
مقالات	
تشخیص اختلالات شناختی خفیف (MCI) با استفاده از تجزیه و تحلیل کمی سیگنال EEG وحید رنجبر عین الدین-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد مریم فریور-سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور-اداره کل استان اصفهان مهران کریمیان ریزی-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد	۷
تحلیل و شبیه سازی یک مبدل DC/DC تشدیدی جدید برای کاربرد در انرژی‌های تجدیدپذیر محمدامین اعلمی-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز سیدحسین حسینی-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز	۱۴
تشخیص استرس با حسگرهای پوشیدنی مهران کریمیان ریزی-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد مریم فریور-سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور-اداره کل استان اصفهان وحید رنجبر عین الدین-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد	۲۳
بررسی حلقه باز اثر میراکننده سیال مغناطیسی در سیستم تعلیق یک چهارم خودرو علیرضا محمودی فرد، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی قم جواد شریفی، استادیار دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی قم سینا محمدی، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی قم	۲۹
بیوسنسور تشخیصی برای ویروس zika مهران کریمیان ریزی-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد مریم فریور-سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور-اداره کل استان اصفهان وحید رنجبر عین الدین-دانشکده برق و کامپیوتر دانشگاه تبریز-دانشجو کارشناسی ارشد	۳۷
ارتباط با کهربا	۴۴

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) موردحمایت 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 بهار از فعالیت نشریه کهربا و پس از انتشار سی شماره از مجله مفتخریم با انتشار سی و یکمین 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 جواد صالحی – استاد مخابرات دانشگاه شریف

جواد صالحی (متولد ۱ دی ۱۳۳۵، کاظمین، عراق) مهندس برق ایرانی و عضو هیئت علمی دانشکده مهندسی برق دانشگاه صنعتی شریف است. او برادر علی اکبر صالحی وزیر سابق امور خارجه است.

تحصیلات و فعالیت ها

دکتر صالحی دوران دبستان را در جهاد تربیت تهران، دوران دبیرستان را در بیروت و دوره کارشناسی را در رشته مهندسی برق در دانشگاه ایروایین در کالیفرنیا گذراند. تحصیلات تکمیلی را درسال ۱۹۷۴ در آمریکا با اخذ مدرک دکترای سیستم های مخابراتی از دانشگاه کالیفرنیای جنوبی سپری کرد و در فاصله سال‌های ۱۳۶۰ تا ۱۳۶۳ در مرکز علوم مخابرات دانشگاه جنوب کالیفرنیا به عنوان یک پژوهشگر تمام وقت مشغول به کار بود و در زمینه سیستم‌های مخابرات طیف گسترده به تحقیق می‌پرداخت.

او از سال ۱۳۶۳ تا ۱۳۷۲ عضو کادر فنی گروه تحقیقات کاربردی در آزمایشگاه‌های بل بود که یکی از معتبر ترین مراکز پژوهشی جهان در نیوجرسی آمریکاست. در آنجا در خصوص شبکه های فیبر نوری تحقیق می کرد که منجر به ثبت ۱۲ اختراع در همین زمینه شد.

دکتر صالحی از بهمن ۱۳۶۸ تا خرداد ۱۳۶۹ در آزمایشگاه اطلاعات و سیستم‌های تصمیم‌گیری دانشگاه ام‌آی‌تی به عنوان یک پژوهشگر میهمان، در زمینه شبکه‌های دسترسی چندگانه نوری مشغول به فعالیت بود و سال هاست که در دانشگاه صنعتی شریف در مرتبه استادی در همین زمینه پژوهش می کند.

وی همچنین از پاییز سال ۱۳۷۸ تا پاییز ۱۳۸۰ به عنوان رئیس گروه سیستم‌های مخابراتی موبایل و معاون مدیر مسوول آزمایشگاه CDMA پیشرفته و باند پهن در مرکز تحقیقات مخابرات ایران، در زمینه تکنیک‌های CDMA پیشرفته برای سیستم‌های مخابراتی نوری و رادیویی مشغول پژوهش بوده‌است.

زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه وی شبکه‌های دسترسی چند گانه نوری، به ویژه متعامد، درسیستم‌های CDMA می‌باشد. کارهای او در زمینه CDMA نوری ثبت انحصاری محصول در آمریکا را به ارمغان آورده‌است.

او همچنین عضو کمیته برگزاری اولین و دومین کنفرانس IEEE در زمینه اطلاعات عصبی بود و در اردیبهشت ماه ۱۳۸۰ به عنوان دبیر بخش CDMA نوری درمجله مخابرات IEEE برگزیده شد.

جوایز و افتخارات

معرفی‌شده به عنوان یکی از ۲۵۰ محقق برتر در شاخه علوم کامپیوتر توسط شبکه دانش . ISI

رتبه اول بیستمین دوره جشنواره بین‌المللی خوارزمی در زمینه پژوهش‌های بنیادی و دریافت‌کننده جایزه مخترع برجسته سازمان جهانی مالکیت فکری.

جایزه عالی بل‌کور در زمینه تحقیقات مخابرات در سال ۱۹۸۸.

جایزه پژوهشگر نمونه دانشکده برق دانشگاه صنعتی شریف در سال‌های ۱۳۸۱، ۱۳۸۲ و ۱۳۸۵.

پژوهشگر نمونه دانشگاه صنعتی شریف با رتبه اول در سال ۱۳۸۲.

پژوهشگر نمونه کشوری به انتخاب وزارت علوم، تحقیقات و فناوری با رتبه دوم درسال ۱۳۸۲.

پر استنادترین دانشمند ایرانی در ISI

چهره ماندگار مهندسی برق کشور در سال ۱۳۸۹.

www.kahrobaonline.ir

تشخیص اختلات شناختی خفیف(MCI) با استفاده از تجزیه و تحلیل کمی سیگنال EEG

وحید رنجبر عین الدین[۱] مریم فریور[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 حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، farivar.maryam@yahoo.com
[۳]دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: تشخیص بیماری آلزایمر (AD) در مراحل اولیه ضروری است زیرا تأثیر زیادی در موفقیت درمان دارد. اختلال شناختی خفیف (MCI) شرایط انتقال به (AD) را دارد اگرچه همه افراد مبتلا به MCI دچار AD نمی شوند. با این حال، تشخیص MCI برای جلوگیری از خطر ابتلا به بیماری آلزایمرهنوز مهم است. چندین نشانگر زیستی وجود دارد که می تواند مورد استفاده قرار گیرد، یکی از آنها الکتروانسفالوگرام (EEG) است که به علت ارزان بودن و امکان استفاده مدوام یکی از روش های مناسب تشخیصی است. در این مطالعه، تجزیه و تحلیل کمی EEG (QEEG) برای تشخیص MCI در مقایسه با گروه کنترل انجام شد. QEEG خطی بر اساس ویژگی های طیفی توان استفاده شد. سیگنال های EEG در مناطق گیجگاهی، جداری و پس سری ۲۷ نفر (۱۶ فرد سالم و ۱۱ نفر با عملکرد شناختی خفیف) مشاهده شد. نتایج شبیه سازی با استفاده از K-NN، دقت ۸۱,۵ را نشان می دهد. بنابراین می توان از EEG به عنوان یک مرجع بالقوه و ابزاری برای تشخیص MCI در جمعیت های بزرگ با در نظر گرفتن هزینه ها، راحتی و غیرتهاجمی استفاده کرد.

کلید واژه: *آلزایمر، EEG، QEEG، MCI*

۱.مقدمه

اختلالات حافظه مهمترین دوره روند پیری مغز است که می تواند به سرعت باعث زوال عقلی شود. کاهش عملکرد شناختی به عنوان اختلال شناختی خفیف[۱] (MCI) شناخته می شود. MCI مرحله بین کاهش شناختی ناشی از پیری طبیعی و زوال عقل می باشد. علائم MCI به اختلالات شناختی خفیف از جمله فراموش کردن چیزی، مشکل در تصمیم گیری یا مشکل در درک دستورالعمل ها اشاره دارد. اما MCI در زندگی روزمره اختلالی ایجاد نمی کند.

افراد مبتلا به MCI خطر ابتلا به AD را دارند اما همه MCI ها نمی توانند به AD[۲]منجر شوند. با توجه به این خطرات، مکانیزمی برای تشخیص زودهنگام لازم است تا درمان بتواند نتایج قابل توجهی ایجاد کند [۱]. افراد دارای MCI قابل درمان نیستند و در صورت عدم اقدامات پزشکی برای کاهش سرعت تخریب مغزی، تخریب ادامه خواهد یافت. به طوری که تشخیص زود هنگام MCI با دقت امری بسیار مهم است. نشانگرهای زیستی شیمیایی مانند مایع مغزی نخاعی[۳] (CSF) استاندارد طلایی برای تشخیص MCI هستند. اما این نوع نشانگرهای زیستی تهاجمی، گران، پیچیده است و به مدت زمان نسبتاً زیادی نیاز دارد.

[۱] Mild cognitive impairment
[۲] Alzheimer's Disease
[۳] cerebrospinal fluid

تصویربرداری زیستی مانند MRI روش دیگری برای تشخیص MCI است، اما استفاده از این روش گران بوده و استفاده از آن به طور مدوام غیرممکن است. دستگاه دیگری که به یک گزینه جایگزین تبدیل شده و قابل اعتماد برای تشخیص MCI است، الکتروانسفالوگرام[۴] (EEG) است. EEG دارای مزیت ایمن بودن، غیرتهاجمی بودن، ارزان بودن است و اجازه می دهد تا از آن برای بررسی مداوم استفاده شود. با پیشرفت محاسبات رایانه ای، تجزیه و تحلیل سیگنال EEG دیجیتال به یک روش امیدوار کننده برای توصیف سیگنال است. روشی که در تجزیه و تحلیل سیگنال EEG بسیار مورد توجه متخصصان مغز و اعصاب و پزشکان عمومی است، EEG کمی (QEEG)[۵] می باشد. QEEG می تواند توصیف عددی اطلاعات سیگنال را در مقایسه با EEG معمولی ارائه دهد. مطالعه استفاده از روش QEEG در موارد اختلال شناختی با مراجعه به آکادمی عصب شناسی آمریکا و کمیته انجمن نوروفیزیولوژی بالینی آمریکا توصیه می شود [۲]. مطالعات تجزیه و تحلیل QEEG برای تشخیص به ۹۵٪ موارد عصبی از جمله زوال عقل کمک می کند [۳]. چندین مطالعه نتایج مطالعات قبلی را گزارش کرده و تأیید می کند که بیماران AD تصویری از کند شدن EEG را در مقایسه با افراد عادی ارائه می دهند [۴]. مطالعه اسمایلوویچ و همکاران، یک مطالعه QEEG را بر روی افراد مبتلا به آلزایمر انجام دادند [۵] و نتیجه گرفتند که توان باند آلفا و بتا در افراد مبتلا به AD کاهش می یابد. این مطالعه توسط اسمایلوویچ نتایج مطالعه را تقویت می کند [۶، ۸]، یعنی کاهش توان باند آلفا و بتا و به دنبال آن افزایش توان در باند فرکانس پایین (دلتا و تتا) در موضوع AD. نتایج این مطالعه این اطلاعات را بیان میکند که روش QEEG برای تشخیص AD یا تمایز انواع زوال عقل کاملاً حساس و مناسب است. تجزیه و تحلیل EEG امکان استفاده در اوایل شروع بیماری به عنوان یکی از اولین نشانگرهای زیستی MCI و AD را دارد [۹]. تحقیقات در مورد شناسایی زود هنگام MCI با استفاده از تجزیه و تحلیل QEEG توسط کاشف پور و همکاران [۱] ارائه شده است. ویژگی سیگنال از تجزیه و تحلیل طیفی توان تا ۱۹ ویژگی به عنوان الگوریتم های طبقه بندی ورودی بدست می آید. با این حال، امکان کاهش تعداد این ویژگی ها برای تسهیل طبقه بندی در حالی که همچنان عملکرد بالایی داشته باشند، بسیار مهم است.

کاهش سیگنال EEG نمایانگر افزایش باندهای فرکانس دلتا یا تتا و به دنبال آن کاهش توان باند آلفا است. کاهش فعالیت آلفا به ویژه در نواحی پس سری و گیجگاهی- جداری[۶] [۴]. این نتیجه توسط وانگ و همکارن تأیید می شود، جایی که توان نسبی گروه AD در باند فرکانس تتا افزایش می یابد و در باند فرکانس آلفا کاهش می یابد، به ویژه در مناطق جداری، گیجگاهی و پس سری [۱۰]. نتایج تحقیقات آنها می تواند زمینه را برای تجزیه و تحلیل منطقه مختلف مغز را فراهم کند تا تشخیص را تسهیل بخشد.

در این مطالعه، تجزیه و تحلیل QEEG برای بررسی ویژگی های MCI و افراد نرمال انجام شد. داده های MCI و EEG نرمال از پایگاه داده open database به دست آمد و از این داده ها در تحقیقات استفاده شده [۱]. مطالعه حاضر برای ارزیابی ویژگی ها و مقایسه EEG های بیماران MCI و افراد کنترل طبیعی، با توجه به سن انجام شده است. تجزیه و تحلیل طیفی برای استخراج ویژگی سیگنال در هر دو گروه از افراد استفاده شد. در این تحقیق رویکرد متفاوتی اعمال شد، مشاهدات بر روی ۱۲ الکترود ضبط متمرکز شدند، که این ۱۲ الکترود T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 هستند. هدف کاهش تعداد بردارهای ویژگی برای ساده سازی فرآیند محاسبات است. توان نسبی در مناطق پس سری و گیجگاهی- جداری برای هر باند فرکانس محاسبه شد: دلتا (۱-۴ هرتز)، تتا (۴-۸ هرتز)، آلفا (۱۳-۱۸ هرتز) و بتا (۱۳-۳۰ هرتز). سرانجام، انتظار می رود از این روش تحقیق برای تشخیص زود هنگام MCI استفاده شود.

۲- روش کار

۲,۱. مجموعه داده های EEG:

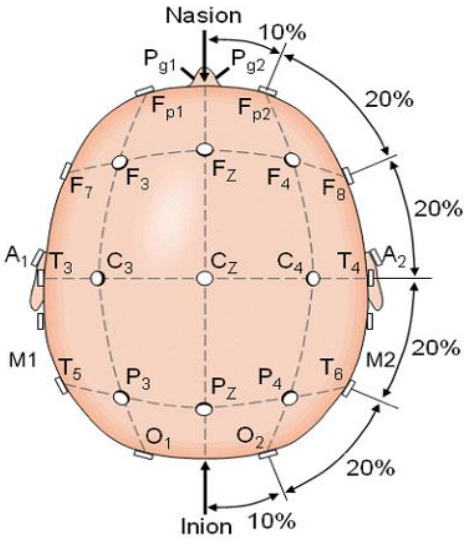
[۴] electroencephalogram

[5] Quantitative EEG

[۶] occipital and temporo-parietal

داده های MCI و گروه کنترل از پایگاه داده open database تهیه شدند [۱۱]. ۲۷ نفر (۱۱ فرد با عملکرد شناختی خفیف و ۱۶ فرد سالم) با سن بالای ۶۰ سال و حداقل تحصیلات ابتدایی در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفتند. افراد در این مطالعه سابقه اختلالات روانپزشکی، ضربه به سر، استفاده از داروها و زوال عقل ندارند.

همه افراد توسط روانپزشکان از جمله معاینه تست حالت کوچک ذهنی[۷] (MMSE) برای تأیید MCI یا طبیعی مورد بررسی قرار گرفتند. افراد با نمره MMSE بیش از ۲۶ جز گروه کنترل در نظر گرفته شدند و افراد با نمره ۲۱-۲۶، به عنوان MCI در نظر گرفته شدند. از یک متغیر وابسته یعنی ابزار ارزیابی شناختی واحد عصب روانپزشکی (NUCOG) نیز برای تأیید MCI استفاده شد. Galileo NT EEG، EBneuro، برای ضبط سیگنال در همه افراد استفاده می شود. ضبط اول، در حالت استراحت و چشمان بسته به مدت ۳۰ دقیقه انجام می شود. استاندارد بین المللی سیستم ۱۰-۲۰ هنگام ضبط به ۱۹ الکترود اعمال می شود. کانال های ثبت شده مطابق شکل ۱ Fp1، Fp2، F7، F3، Fz، F4، F8، T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 هستند. EEG دیجیتال دارای فرکانس ۲۵۶ هرتز و آمپلی فایر > ۵ کیلواهم با امپدانس الکترود چرمی[۸] و فیلتر ناچ[۹] ۵۰ هرتز است. داده های ضبط EEG در قالب داده اروپا (EDF) ذخیره می شود.



[۷] Mini-mental state examination

[۸] leather electrode impedance

شکل ۱. قرار دادن الکترود ۱۹ کانال ۱۰-۲۰ [۱۲]

۲،۲. تجزیه و تحلیل طیفی:

استخراج ویژگی برای بدست آوردن اطلاعات مهم در مورد سیگنال EEG انجام شد. این اطلاعات به صورت یک پارامتر کمی EEG بر اساس تحلیل طیفی توان است. مراحل پردازش سیگنال در دیاگرام ارائه شده است شکل ۲.



شکل ۲. دیاگرام پردازش سیگنال

سیگنالی با مدت زمان ۳۰۰ ثانیه در ابتدای ضبط انتخاب می شود تا از امواج EEG با شرایط یکسان جلوگیری شود. نویز پلک زدن چشم یا حرکت کره چشم از طریق مشاهده بصری از بین می رود. سیگنالهای خام سپس در محدوده ۰،۱ تا ۳۰ هرتز فیلتر می شوند تا توان سیگنال با فرکانس پایین (مصنوعات، خطوط پایه) و فرکانسهای بالا (EMG، برق) را سرکوب کنند. مجموعه ای از فیلترهای دیجیتال نوع IIR برای تقسیم سیگنال EEG به هر باند استفاده شد: دلتا (۱-۴ هرتز) ، تتا (۴-۸ هرتز) ، آلفا (۸-۱۲ هرتز) و بتا (۱۳-۳۰ هرتز). این فرایند برای هر کانال EEG اعمال شد. از آنجا که سیگنال EEG غیرخطی و غیر

[۹] notch filter

ثابت است، روش FFT، نتایجی با تنوع بالا را ایجاد می کند. برای کاهش خطاهای تفسیر، تخمین توان طیفی با استفاده از پریودوگرام Welch[۱۰] با اشاره به معادله(۱) انجام شد. سپس با تقسیم بندی n در محدوده ۵ ثانیه، میانگین طیف توان سیگنال محاسبه می شود. در این مطالعه با تقسیم بندی در سیگنال های ۲ ثانیه ای با همپوشانی[۱۱] ۵۰٪ توسط پنجره هانینگ[۱۲] انجام شد.

$$\check{P}_{XX}^{W} = \frac{1}{U}\sum_{i=0}^{U-I}\check{P}_{XX}^{i}(f) \qquad (1)$$

$\check{P}_{XX}^{i}(f)$ برآورد طیفی $X_i(n)$ / تخمین طیفی *Welch* = $\check{P}_{XX}^{W}$ / عملکرد نرمال سازی پنجره = U

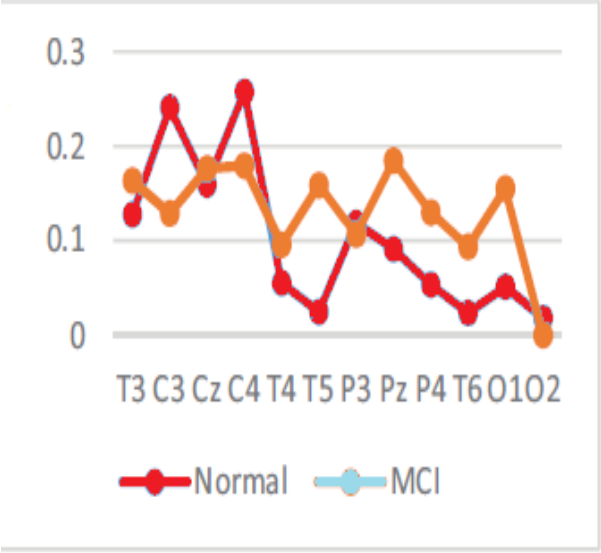
تحلیل طیفی تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس اعمال شده در چهار باند اصلی مشاهده شده یعنی بتا ، آلفا ، تتا و دلتا است. طیف توان مطلق در هر باند فرکانسی توسط پریودوگرام *Welch* محاسبه می شود. در حالی که توان نسبی (معادله ۲) نسبت بین توان مطلق[۱۳] باند فرکانس با یکدیگر است.

$$P_{relative} = \frac{P_{abs(i)}}{\sum_{fL}^{fH} P_{abs}} \qquad (2)$$

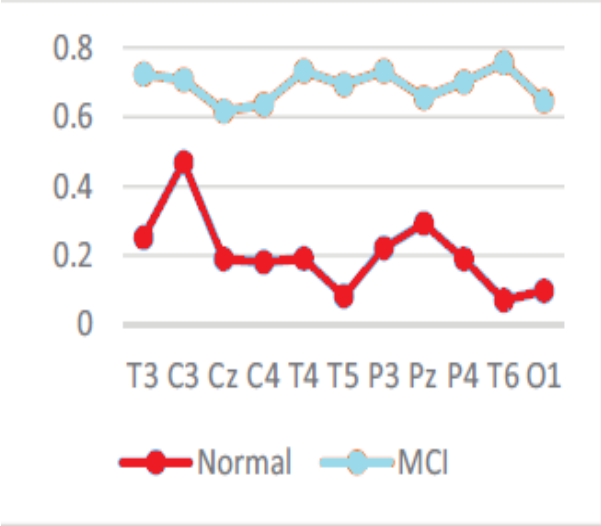
که در آن $P_{abs(i)}$ با فرکانس فرعی انتخاب شده تعیین می شود و [fL، fH] باند فرکانس دلتا، تتا، آلفا و بتا هستند. عملکرد روشهای پیشنهادی با استفاده از K-Nearest Neighbor (K-NN) به عنوان طبقه بندی کننده به صورت دقت[۱۴]، حساسیت[۱۵] و ویژگی[۱۶] ارزیابی شد که به شرح زیر تعریف شده است:

$$\text{Accuracy} = \frac{TP+TN}{TP+FP+TN+FN} * 100\%$$
$$\text{Sensitivity} = \frac{TP}{TN+FP} * 100\%$$
$$\text{Specificity} = \frac{TN}{TN+FP} * 100\%$$

در مواردی که FN[۱۷] (منفی واقعا غلط) تعداد MCI های درست شناخته شده باشند، FP[۱۸] (منفی واقعا درست) تعداد MCI که به غلط شناخته می شود. TP[۱۹] (مثبت واقعا مثبت) و TN[۲۰] (منفی واقعا منفی) نشان دهنده شناسایی صحیح برای هر فرد طبیعی و MCI است.



(a)



(b)

۳. نتیجه و بحث

[۱۰] periodogram Welch
[۱۱] overlap
[۱۲] Hanning window
[۱۳] absolute power
[۱۴] Accuracy
[۱۵] Sensitivity
[۱۶] Specificity
[۱۷] False Negative
[۱۸] False Positive
[۱۹] True Positive
[20] True Negative

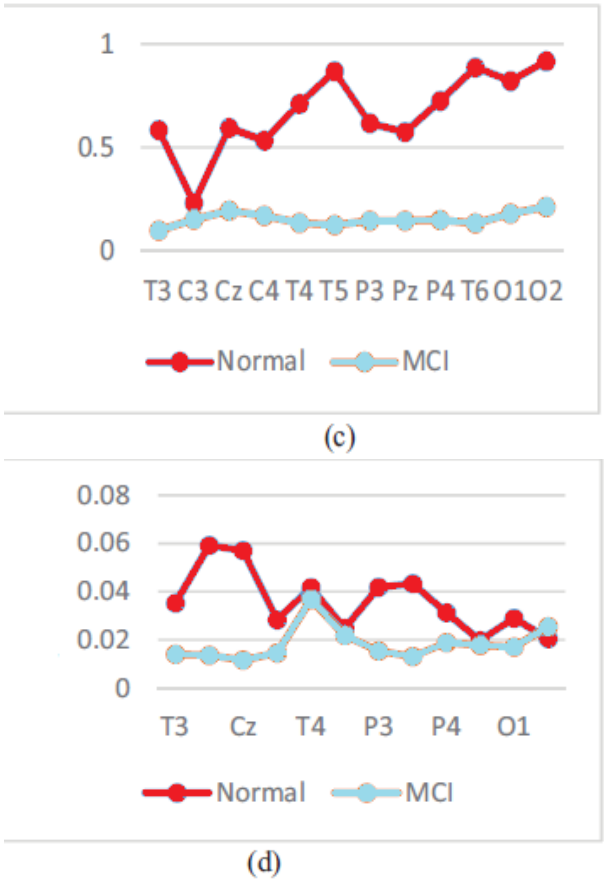
۳،۱. تجزیه و تحلیل توان نسبی

تجزیه و تحلیل توان طیفی یک ویژگی بسیار مهم برای توصیف شرایط طبیعی مغز و MCI است. توان نسبی تخمین زده شده با استفاده از Welch از طریق باند های فرکانسی خاصی بدست می آید: دلتا ، تتا ، آلفا و بتا در هر الکترود. با مراجعه به [۴، ۱۰]، قابل توجه است که ویژگی های دو گروه از افراد با تمرکز بر مناطق جداری، گیجگاهی و پس سری مورد توجه قرار گیرد. منطقه مورد نظر شامل ۱۲ الکترود، T3، C3، Cz، C4، T4، T5، P3، Pz، P4، T6، O1 و O2 است. هدف کاهش تعداد ویژگی ها است.

شکل ۳ توان نسبی ۱۲ کانال EEG را نشان می دهد که کانون مشاهده در چهار باند فرکانسی از یک گروه موضوعی است. این نتایج تفاوت بین دو شرایط مغزی، توان نسبی در فرکانس های پایین (باند دلتا و تتا) افراد MCI بالاتر از گروه کنترل تقریبا در همه الکترودها نشان داد. توان نسبی[۲۱] در فرکانسهای بالا (باند آلفا و بتا) افراد MCI کمتر از گروه کنترل بود. این ریتم کند در افراد مبتلا به MCI نشان داد. مطالعه انجام شده توسط مورتی، مراحل اولیه AD با کاهش در اوج فرکانس آلفا فرد همراه بوده است [۱۳].

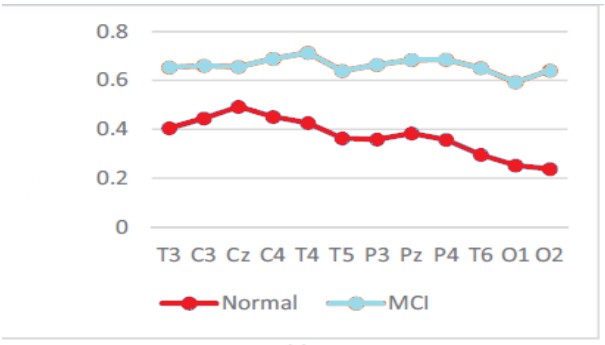
این تفاوت در ویژگی های EEG باعث ایجاد تبعیض بین دو گروه مشاهده می شود. شکل ۴ توان نسبی باندهای دلتا و آلفا را نشان می دهد که مشخصه قابل توجهی برای تبعیض این دو گروه است. افزایش دلتا و کاهش آلفا در تمام مناطق قشر مغز مشاهده شده گسترده است. به طور کلی، نتایج این مطالعه نشان می دهد که با مطالعات قبلی سازگاری دارد، یک تغییر مشخصه در فعالیت EEG وجود دارد، یعنی کاهش سرعت ریتم که با تغییر سیگنال توان به سمت یک باند فرکانس پایین مشخص می شود. از نظر فیزیولوژیکی، این روند می تواند به دلیل کاهش اتصالات عملکردی از مناطق مختلف مغز در گروه های AD رخ دهد [۱۰].

تفاوت های مشخصه نیز در باند بتا وجود دارد اما در محدوده بسیار کمی [۰،۰۶۸-۰،۰۴۸] است. تجزیه و تحلیل بتا گرایش توان نسبی بالاتر در گروه MCI در مقایسه با گروه طبیعی نشان داد. این مطالعه همان خصوصیات را نشان می دهد [۱۴]، جایی که افزایش توان اتصال فرکانس متقابل بین باندهای بتا، گاما وجود دارد. از نظر بصری، این دو گروه با شرایط مغزی متفاوت، تفاوت هایی را نشان دادند که انتظار می رود روند طبقه بندی را ساده کند.

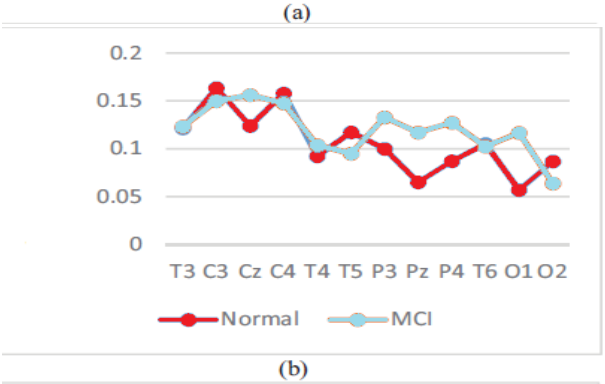


شکل ۳. قدرت نسبی در (a) دلتا، (b) تتا، (c) آلفا، و (d) بتا، از افراد هر گروه

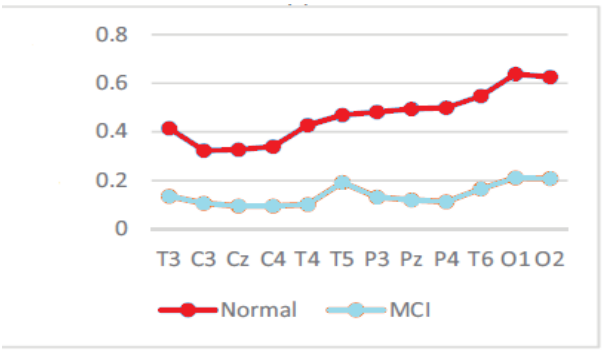
[۲۱] relative power



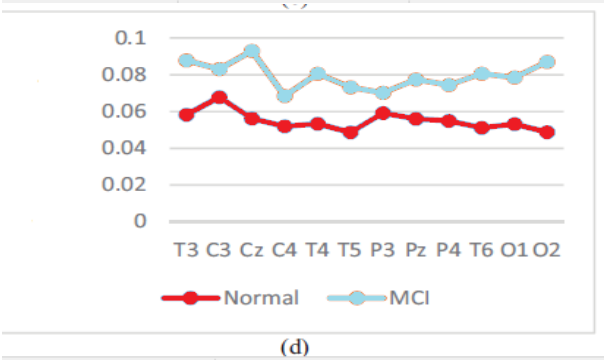
(a)



(b)



(c)



(d)

شکل ۴. میانگین قدرت نسبی (a) دلتا ، (b) تتا ، (c) آلفا ، و (d) بتا از هر گروه

۳،۲.طبقه بندی

تمام مقادیر توان نسبی هر باند فرکانس در ویژگی EEG با ۱۲ کانال برای فرایند طبقه بندی تنظیم شده است. K-nearest neighbor (K-NN) به عنوان طبقه بندی بین EEG طبیعی یا MCI استفاده شد. به دلیل تعداد محدود مجموعه داده ها، اعتبار سنجی عملکرد الگوریتم K-NN از طریق اعتبار سنجی متقابل[۲۲] (CV) انجام گرفت. CV داده های آموزشی و داده های آزمایشی را در جایی به اشتراک می گذارد که هر داده ویژگی در هر تکرار به عنوان داده آموزش یا داده آزمون عمل کند. در این تحقیق، ما یک شبیه سازی CV 5 برابر انجام دادیم، به این معنی که هر تکرار دارای ۵ داده آزمون[۲۳] و ۲۲ داده آموزش[۲۴] است که به طور تصادفی انتخاب شده است.

هر موضوع دارای ۴۸ = ۴ * ۱۲ ویژگی ماتریس است که نشان دهنده توان نسبی هر باند و کانال است. کل ویژگی های ۴۸ * ۲۷ با توجه به ۲۷ نفر مورد استفاده قرار گرفت. جدول ۱ نتایج ماتریس های طبقه بندی و دقت را ارائه می دهد.

جدول۱. ماتریس طبقه بندی[۲۵]

ماتریس طبقه بندی	MCI	سالم
MCI	۹(٪۸۲)	۲(٪۱۸)
سالم	۳(٪۱۹)	۱۳(٪۸۱)
دقت	٪۸۱,۵	٪۸۱,۵

براساس نتایج شبیه سازی فوق، روش پیشنهادی به ترتیب ٪۸۱,۸۲، ٪۸۱,۲۵ و ٪۸۱,۵ حساسیت، ویژگی و دقت بیان می کند. احتمالاً به دلیل متفاوت بودن روش پیشنهادی، این نتیجه در مقایسه با مطالعات قبلی کمی مقادیر پایین تر دارد [۱]. ویژگی های مورد استفاده در این کار جزئیات بیشتری از تحقیقات قبلی ندارد، ما فقط توان نسبی را در هر باند EEG مشاهده کردیم. در برخی از موارد طبقه بندی تعداد ویژگی ها می تواند دقت تشخیص را بهبود بخشد، زیرا یافتن ویژگی های تمایز قابل توجه بین گروه ها بسیار ممکن است. علت احتمالی دیگر این است که مدت زمان سیگنال مشاهده شده در این کار کمتر از مطالعات قبلی است. الکترودها این فرصت را دارند که با

[۲۲] cross-validation
[۲۳] test data
[۲۴] training data
[۲۵] Confusion matrix

محاسبه ویژگی های بیشتر توسعه داده شوند تا بتوانند دقت را بهبود ببخشند.

۴. نتایج

در این تحقیق، ما تجزیه و تحلیل توان طیفی مبتنی بر EEG را به عنوان یک ویژگی برای توصیف سیگنالهای EEG در حالت استراحت در دو گروه کنترل، کنترل طبیعی و MCI انجام داده ایم. در مجموع ۲۷ سیگنال EEG از دو گروه مورد بررسی قرار گرفت. تجزیه و تحلیل توان نسبی بر روی الکترودهای نواحی گیجگاه، جداری و پس سری انجام شد. توان نسبی قابل توجه است زیرا یک مقدار نرمال سازی است که منجر به انحراف کمی در مقایسه با توان مطلق می شود. از این تجزیه و تحلیل مشخص شد که در مقایسه با گروه نرمال، افراد مبتلا به MCI کاهش ریتم موج EEG را تجربه می کنند که با افزایش فعالیت دلتا و کاهش فعالیت آلفا مشخص می شود. توان نسبی یک ویژگی برای تبعیض است که با K-NN برای طبقه بندی ترکیب می شود. نتایج شبیه سازی نشان می دهد که حساسیت، ویژگی و دقت به ترتیب ۸۱,۸۲ ٪، ۸۱,۲۵٪ و ۸۱,۵٪ است. مقادیر این نتیجه کمتر از تحقیقات قبلی است، اما این مطالعه می تواند یک مرجع باشد که با مشاهده سه منطقه الکترود می تواند ویژگی ها را کاهش دهد تا روش توسعه یافته کارآمدتر شود. سه موضوع عادی که به عنوان MCI تشخیص داده می شوند احتمالاً به دلیل تعداد زیادی آرتیفکت و نویز است به طوری که توان نسبی در فرکانس های پایین غالب است. اگرچه این مطالعه برای غربالگری MCI کاملاً درست است، اما هنوز برای اعتماد به این روش به جمعیت های بزرگتر لازم است تا با اعتبار بالایی ارائه شود.

۵- مرجع

[1] M. Kashefpoor, H. Rabbani, and M. Barekatain, "Automatic Diagnosis of Mild Cognitive Impairment Using Electroencephalogram Spectral Features," J. Med. Signals Sensors, no. January, pp. 25–32, 2016.

[2] M. Nuwer, "Assessment of digital EEG , quantitative EEG , and EEG brain mapping:," Neurology, no. September 1996, pp. 277– 292, 1997.

[3] J. L. Koberda, A. Moses, P. Koberda, and L. Koberda, "Clinical advantages of quantitative electroencephalogram(QEEG)-electrical neuroimaging application in general neurology practice," Clin. EEG Neurosci., vol. 44, no. 4, pp. 273–285, 2013.

[4] F. J. Fraga, T. H. Falk, P. A. M. Kanda, and R. Anghinah,"Characterizing Alzheimer's Disease Severity via Resting-Awake EEG Amplitude Modulation Analysis," *PLoS One*, vol. 8, no. 8, pp. 1–7, 2013.

[5] U. Smailovic *et al.*, "Quantitative EEG power and synchronization correlate with Alzheimer's disease CSF biomarkers," *Neurobiol. Aging*, vol. 63, pp. 88–95, 2018.

[6] M. Gawel, E. Zalewska, E. Szmidt-sa, and J. Kowalski, "Journal of the Neurological Sciences The value of quantitative EEG in differential diagnosis of Alzheimer ' s disease and subcortical vascular dementia □," *J. Neurol. Sci.*, vol. 283, pp. 127–133, 2009.

[7] K. Nishida *et al.*, "Clinical Neurophysiology Differences in quantitative EEG between frontotemporal dementia and Alzheimer ' s disease as revealed by LORETA," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 122, no. 9, pp. 1718–1725, 2011.

[8] G. Henderson *et al.*, "Development and assessment of methods for detecting dementia using the human electroencephalogram," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, no. 8, pp. 1557–1568, 2006.

[9] J. C. McBride *et al.*, "Spectral and complexity analysis of scalp EEG characteristics for mild cognitive impairment and early Alzheimer's disease," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 114, no. 2, pp. 153–163, 2014.

[10] R. Wang, J. Wang, H. Yu, X. Wei, C. Yang, and B. Deng, "Power spectral density and coherence analysis of Alzheimer's EEG," *Cogn. Neurodyn.*, vol. 9, no. 3, pp. 291–304, 2015.

[11] Isfhan Datasets, "Online database for medical image and signals," Accessed on: Sept. 3, 2018. [Online].

[12] A. Morley, L. Hill, and A. G. Kaditis, "10-20 system EEG Placement." p. 10, 2016.

[13] D. V. Moretti *et al.*, "Individual analysis of EEG frequency and band power in mild Alzheimer's disease," *Clin. Neurophysiol.*, vol. 115, no. 2, pp. 299–308, 2004..

[14] J. Wang, Y. Fang, X. Wang, H. Yang, X. Yu, and H. Wang, "Enhanced gamma activity

and cross-frequency interaction of resting-state electroencephalographic oscillations in patients with Alzheimer's disease," *Front. Aging Neurosci.*, vol. 9, no. JUL, pp. 1–7, 2017.

تحلیل و شبیه‌سازی یک مبدل DC/DC تشدیدی جدید برای کاربرد در انرژی‌های تجدیدپذیر

محمد امین اعلمی [۱] m.a.aalami95@ms.tabrizu.ac.ir

سید حسین حسینی [۲] hosseini@tabrizu.ac.ir

[۱] دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر/ دانشگاه تبریز

[۲] دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر/ دانشگاه تبریز

چکیده : در این مقاله، یک مبدل dc/dc غیرایزولهٔ تشدیدی با بهرهٔ ولتاژ پیشنهاد شده است. این مبدل شامل مدار پل کامل، مدار LC موازی و مدار چند برابر کننده ولتاژ در سمت خروجی هست. روشن شدن و خاموش شدن کلیدهای مورد استفاده تحت ولتاژ صفر صورت می‌گیرد هم‌چنین، استرس ولتاژ روی کلیدها در مقایسه با مبدل‌های تشدیدی دیگر کم‌تر است. مدهای کاری این مبدل بررسی شده‌اند سپس صحت عمل‌کرد این مبدل توسط شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفته است. کلیدزنی نرم در این مبدل موجب افزایش بازده آن می‌شود و کاربرد آن‌را در استحصال انرژی از منابع انرژی تجدیدپذیر فراهم می‌سازد.

کلید واژه‌ها: *مبدل تشدیدی؛ افزایندهٔ ولتاژ؛ کلیدزنی نرم؛ مدار چند برابر کننده؛ استرس ولتاژ؛ انرژی تجدیدپذیر.*

۱.مقدمه

آلودگی هوا، افزایش دما و محدود بودن منابع انرژی فسیلی از دلایل اصلی گسترش استفاده از انرژی‌های تجدیدپذیر در سال‌های اخیر می‌باشد [۱-۲]. دامنهٔ ولتاژ تولیدی توسط این منابع عموماً مقدار کمی دارد، برای نمونه در پانل‌های خورشیدی دامنهٔ ولتاژ تولیدی در حد ۱۲ تا ۵۰ ولت هست در صورتی که ولتاژ لینک dc قبل از اینورت و متصل کردن آن به شبکه، در حد ۳۸۰ تا ۴۰۰ ولت می‌باشد لذا باید دامنهٔ ولتاژ تولیدی توسط منابع انرژی تجدیدپذیر را توسط مبدل‌های افزاینده بیش‌تر کرد [۳].

در مقالات مبدل‌های افزایندهٔ ولتاژ بالا و توان بالا به‌طور گسترده مطالعه شده‌اند [۴-۱۵]. در [۴,۵] ساختارهایی مناسب برای شبکه‌های dc معرفی شده است. در این ساختارها دو مبدل چند سطحی توسط یک ترانسفورماتور فرکانس متوسط به هم وصل شده‌اند. استفاده از چند مبدل ایزوله با ظرفیت پایین به صورت موازی یا سری برای تشکیل یک مبدل با ولتاژ بالا و توان بالا، در [۶-۸] مطالعه شده که مزیت آن عدم استفاده از ترانس با ظرفیت بالاست.

برای کاربردهایی که ایزوله‌سازی گالوانیکی ضروری نیست، استفاده از ترانسفورماتور تنها قیمت، اندازه و تلفات مدار را افزایش می‌دهد [۹]. ساختارهای غیرایزولهٔ متعددی با توان بالا و ولتاژ بالا در [۹-۱۸] معرفی شده‌اند. برای دست‌یابی به بهرهٔ ولتاژ بالاتر در [۱۰] ساختاری ارائه شده که از مبدل Boost و مبدل Buck/Boost که به صورت موازی در ورودی و سری در خروجی به هم وصل شده‌اند، تشکیل شده است. در این مبدل توان خروجی و ولتاژ خروجی به طور مشترک توسط دو مبدل تأمین می‌شود که استرس ولتاژ و جریان کلیدهای مورد استفاده در هر مبدل را به طور متقابل کم‌تر می‌کند. با این‌حال بازده مبدل Boost و همین‌طور مبدل Buck/Boost به دلیل کلیدزنی سخت کلیدها و بزرگ بودن تلفات بازیابی معکوس دیود، کم

است.

استفاده از کلیدزنی نرم برای کاهش تلفات کلیدزنی به ویژه در کاربردهای ولتاژ بالا ضروری و لازم است [۱۹-۲۱]. در مقالات ساختارهای بسیاری با توان بالا و ولتاژ بالا که از کلیدزنی نرم استفاده کرده‌اند ارائه شده است. Jovcic و همکاران در [۱۲-۱۴] ساختار جدید مبدل تشدیدی افزاینده با داشتن کلیدزنی نرم را معرفی کرده‌اند. این ساختار از تریستور به عنوان کلید استفاده می‌کند و تنش ولتاژ زیادی روی کلیدها وجود ندارد. هم‌چنین به سادگی می‌توان بهرهٔ ولتاژ بالایی را از این مبدل به دست آورد. در [۱۵] نیز ساختاری مشابه معرفی شده است. ویژگی اصلی این مبدل‌ها، عدم وجود تنش ولتاژ نامساوی روی کلیدها هست.

در این مقاله، ساختار جدیدی برای مبدل dc به dc معرفی شده که علاوه بر بهرهٔ ولتاژ بالا و کلیدزنی نرم کلیدها، استرس ولتاژ روی اجزای نیمه‌هادی به طور نسبی کاهش یافته است. در ادامه مدهای کاری این مبدل بررسی شده و سپس تحلیلی بر چگونگی تحقق کلیدزنی نرم و مقدار استرس ولتاژ روی اجزای نیمه‌هادی صورت گرفته است، سپس جهت اطمینان از کارکرد صحیح مبدل پیشنهادی یک نمونه از آن با نرم افزار PSCAD شبیه‌سازی شده و مورد مطالعه قرار گرفته است.

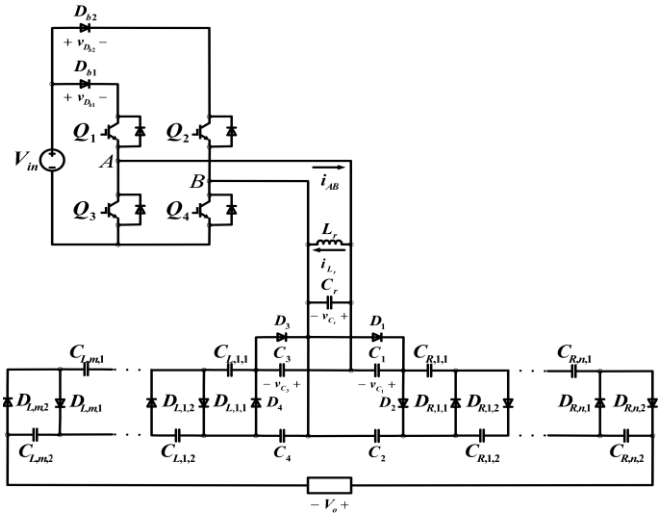
۲. ساختار مبدل و مدهای کاری

ساختار مبدل افزاینده در «شکل ۱» نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود این مبدل از مدار پل کامل که ۴ کلید Q_1 تا Q_4 آن‌را تشکیل می‌دهند، تانک تشدید LC موازی، مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ و ۲ دیود بلوکه کنندهٔ D_{b1} و D_{b2} تشکیل شده است. مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ از ترکیب مدار موسوم به Greinacher [۲۲] و ۲ مدار cockroft-walton [۲۳] در سمت راست و سمت چپ تشکیل شده است. m و n به ترتیب تعداد سلول‌های مدار چند برابر در سمت چپ و سمت راست را نشان می‌دهد. این مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ با داشتن m سلول در سمت چپ و هم‌چنین n سلول در سمت راست می‌تواند ولتاژ را 4+2m+2n برابر کند. شکل موج‌های حالت ماندگار در «شکل ۲» آمده است و همین‌طور مدهای کاری این مبدل با جزئیات در «شکل ۳» نشان داده شده است. برای مبدل پیشنهادی کلیدهای Q_1 و Q_4 با هم و هم‌چنین کلیدهای Q_2 و Q_3 با هم روشن می‌شوند. برای سادگی تحلیل فرض‌های زیر در نظر گرفته می‌شوند:

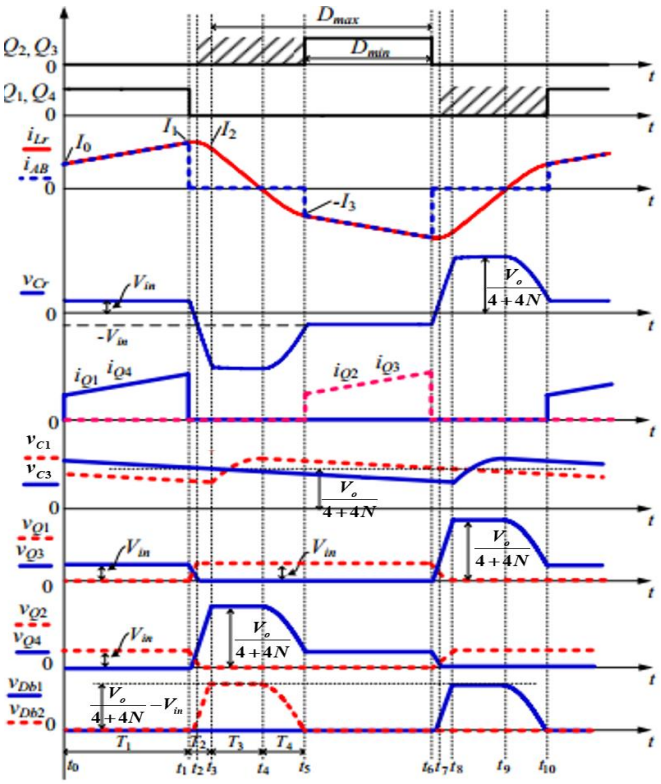
۱) همهٔ کلیدها، دیودها، سلف و خازن‌ها اجزایی ایده‌آل هستند؛

۲) خازن‌های موجود در مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ برابر و به قدر کافی بزرگ فرض می‌شوند، به همین دلیل ولتاژ خروجی V_o در طول دوره تناوب کلیدزنی T_s ثابت در نظر گرفته می‌شود؛

۳) تعداد سلول‌ها در ۲ طرف سمت راست و سمت چپ برابر و مساوی N فرض می‌شود. با اعمال این فرض مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ یک مدار 4+4N برابر کننده خواهد بود.



شکل ۱: ساختار مبدل افزایندهٔ پیشنهادی.



شکل ۲: شکل موج‌های مبدل پیشنهادی.

۲,۱. مد کاری اول، $[t_0, t_1]$، «شکل ۳-الف»

این مد با روشن شدن کلیدهای Q_1 و Q_4 شروع می‌شود. با روشن شدن این کلیدها ولتاژ V_{in} به دو سر مدار LC موازی اعمال می‌شود. در نتیجه:

$$v_{Lr} = v_{Cr} = V_{in} \qquad (۱)$$

پس جریان سلف L_r از مقدار اولیهٔ I_0 به‌صورت خطی افزایش خواهد یافت و ولتاژ خازن C_r در مقدار V_{in} ثابت خواهد ماند. این مد در لحظهٔ t_1 با قطع شدن پالس گیت کلیدهای Q_1 و Q_4 به پایان خواهد رسید. در پایان این مد جریان سلف L_r به مقدار I_1 می‌رسد.

$$I_1 = I_0 + \frac{V_{in} T_1}{L_r} \qquad (۲)$$

که T_1 طول بازهٔ زمانی از t_0 تا t_1 می‌باشد.

۲,۲. مد کاری دوم، $[t_1, t_3]$، «شکل ۳-ب»

در لحظهٔ t_1 کلیدهای Q_1 و Q_4 خاموش می‌شوند. به دلیل وجود دیودهای بلوکه‌کننده دیودهای موازی با کلیدها توانایی هدایت جریان را ندارند. پس سلف و خازن موجود در مدار تشدید موازی با هم نوسان می‌کنند. با شروع نوسان L_r و C_r با یک‌دیگر جریان سلف L_r از مقدار I_1 شروع به افزایش و ولتاژ خازن C_r از مقدار V_{in} شروع به کاهش می‌کند. در لحظهٔ t_2 با رسیدن ولتاژ خازن C_r به صفر، جریان سلف L_r به مقدار بیشینهٔ خود می‌رسد. پس از لحظهٔ t_2 جریان سلف L_r از مقدار بیشینه اش شروع به کاهش کرده و ولتاژ خازن C_r در جهت منفی شروع به زیاد شدن می‌کند. این مد تا رسیدن ولتاژ خازن به مقدار $-V_o/(4+4N)$ و کاهش جریان سلف L_r به مقدار I_2 ادامه پیدا می‌کند، در لحظهٔ t_3 ولتاژ دو سر کلید Q_4 به مقدار $V_o/(4+4N)$ و ولتاژ دو سر دیود D_{b2} به مقدار $V_o/(4+4N)-V_{in}$ می‌رسد. در طول این مد معادلات زیر حاکم است:

$$i_{Lr}(t) = \frac{V_{in}}{Z_r}\sin\left[\omega_r(t-t_1)\right] + I_1\cos\left[\omega_r(t-t_1)\right] \qquad (۳)$$

$$v_{Cr}(t) = V_{in}\cos\left[\omega_r(t-t_1)\right] - I_1 Z_r \sin\left[\omega_r(t-t_1)\right] \qquad (۴)$$

$$T_2 = \frac{1}{\omega_r}\left[\arcsin\left(\frac{V_{in}}{\sqrt{V_{in}^2 + \frac{L_r I_1^2}{C_r}}}\right) + \arcsin\left(\frac{V_o}{(4+4N)\sqrt{V_{in}^2 + \frac{L_r I_1^2}{C_r}}}\right)\right] \qquad (۵)$$

که $\omega_r = 1/\sqrt{L_r C_r}$، $Z_r = \sqrt{L_r/C_r}$ و T_2 طول بازهٔ زمانی از t_1 تا t_3 می‌باشد.

۲,۳. مد کاری سوم، $[t_3, t_4]$، «شکل ۳-ج»

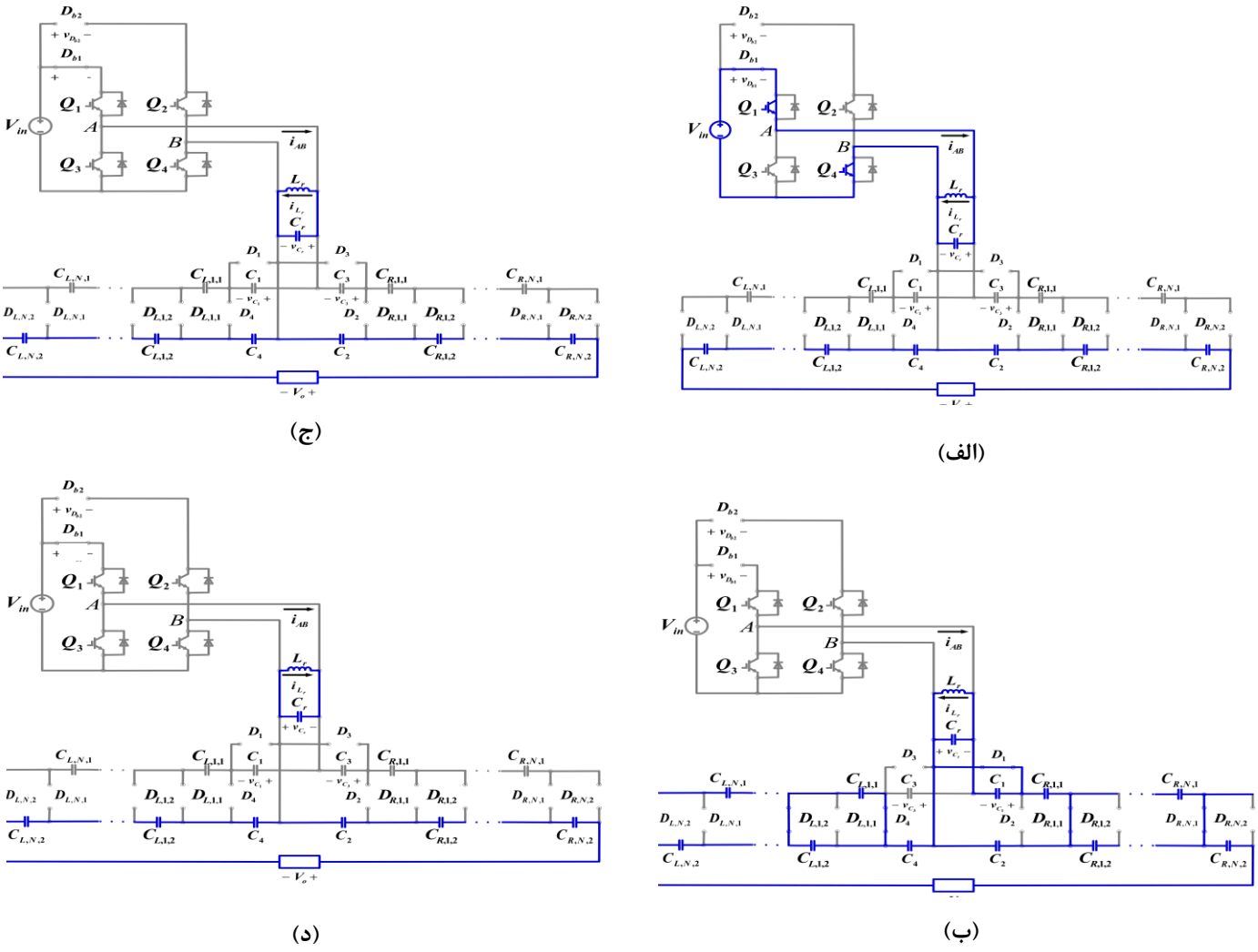
در لحظهٔ t_3 با رسیدن ولتاژ خازن C_r به مقدار $-V_o/(4+4N)$ دیود D_1 بایاس مستقیم شده و هدایت می‌کند. با روشن شدن دیود D_1، دیودهای $D_{R,1,1}$، $D_{R,2,1}$، ... و $D_{R,N,1}$ از بخش سمت راست و دیودهای D_4، $D_{R,2,1}$، $D_{R,2,2}$، ... و $D_{R,N,2}$ از بخش سمت چپ بایاس مستقیم شده و روشن می شوند. روشن شدن این دیودها باعث خواهد شد که خازن‌های $C_{R,1,1}$، $C_{R,2,1}$، ... و $C_{R,N,1}$ توسط خازن‌های $C_{R,1,2}$، $C_{R,2,2}$، ... و $C_{R,N,2}$ تا مقدار $V_o/(4+4N)$ شارژ می‌شوند، همچنین خازن های $C_{L,1,2}$، $C_{L,2,2}$، ... و $C_{L,N,2}$ توسط خازن های $C_{L,1,1}$، $C_{L,2,1}$، ... و $C_{L,N,1}$ تا مقدار $V_o/(4+4N)$ شارژ می‌شوند. چون

خازن های موجود در بخش 4+4N برابر کننده بزرگ و یک‌سان در نظر گرفته شده‌اند ولتاژ خروجی ثابت خواهد ماند. به همین علت ولتاژ دو سر خازن C_r در مقدار $-V_o/(4+4N)$ ثابت خواهد ماند. جریان سلف L_r نیز به صورت خطی کاهش خواهد یافت و در لحظهٔ t_4 به صفر خواهد ر سید. با صفر شدن جریان سلف L_r دیود D_1 خاموش شده و این مد به پایان می‌رسد. بازه‌ی زمانی از لحظهٔ t_3 تا t_4 از رابطهٔ زیر محاسبه می‌شود:

$$T_3 = \frac{(4+4N)I_2L_r}{V_o} \qquad (۶)$$

۲,۴.مد کاری چهارم، $[t_4,t_5]$، «شکل ۳-د»

در لحظهٔ t_4 با صفر شدن جریان سلف L_r دیود D_1 به صورت طبیعی خاموش می‌شود. چون هیچ‌یک از کلیدها پالس گیت دریافت نکرده‌اند خاموش باقی می‌مانند. پس سلف L_r و خازن C_r موجود در مدار LC موازی با هم شروع به نوسان خواهند کرد و روی C_r تخلیه خواهد شد. ولتاژ خازن C_r از مقدار $-V_o/(4+4N)$ شروع به افزایش و جریان سلف L_r در جهت منفی شروع به افزایش می‌کند. در لحظهٔ t_5 ولتاژ دو سر خازن C_r به مقدار $-V_{in}$ و جریان سلف L_r به مقدار $-I_3$ می‌رسد. هم‌چنین ولتاژ دو سر کلید Q_4 از مقدار $V_o/(4+4N)$ کاهش پیدا کرده و به مقدار V_{in} خواهد رسید.در طول این مد معادلات زیر برقرار است:



شکل ۳: مدار معادل مبدل پیشنهادی در طول مدهای کاری مختلف؛ (الف) $t_0<t<t_1$؛ (ب) $t_1<t<t_2$؛ (ج) $t_2<t<t_3$؛ (د) $t_3<t<t_4$.

$$i_{Lr}(t) = -\frac{V_o}{(4+4N)\omega_r L_r}\sin\left[\omega_r (t-t_4)\right] \quad (۷)$$

$$v_{Cr}(t) = \frac{-V_o \cos\left[\omega_r (t-t_4)\right]}{4+4N} \quad (۸)$$

$$T_4 = \frac{1}{\omega_r}\arccos\left(\frac{(4+4N)V_{in}}{V_o}\right) \quad (۹)$$

که T_4 طول بازهٔ زمانی از t_4 تا t_5 می‌باشد.

۲,۵.مد کاری پنجم، $[t_5, t_6]$

در لحظهٔ t_5 مقدار ولتاژ دو سر کلید Q_4 به مقدار V_{in} می‌رسد

جدول ۱: مقایسه بین ساختار مبدل‌های غیرایزوله مختلف

فرکانس کلیدزنی	تنظیم ولتاژ	کلیدزنی نرم	استرس ولتاژ	ساختارها
ثابت	خوب	خیر	کم	مراجع [۱۱,۱۰]
ثابت	بد	بله	کم	مراجع [۱۳,۱۲]
متغیر	خوب	بله	زیاد	مراجع [۱۶-۱۴]
متغیر	خوب	بله	زیاد	مرجع [۱۷]
متغیر	خوب	بله	متوسط	مرجع [۱۸]
متغیر	خوب	بله	متوسط: برای Nهای کوچک کم: برای Nهای بزرگ	ارائه‌شده

اگر در لحظهٔ t_5 پالس گیت به کلیدهای Q_2 و Q_3 اعمال نشود، مد چهارم ادامه خواهد یافت و جریان سلف L_r از مقدار صفر شروع به کاهش کرده و ولتاژ خازن C_r از مقدار $-V_{in}$ بیشتر خواهد شد. در نتیجه با اعمال پالس گیت به کلیدهای Q_2 و Q_3 بعد از لحظهٔ t_5 روشن شدن این کلیدها تحت ولتاژ صفر نخواهد بود و موجب افزایش تلفات کلیدزنی خواهد شد. پس برای این‌که تلفات کلیدزنی کاهش یابد بهتر است که در لحظهٔ t_5 پالس گیت به این کلیدها اعمال شود.

در لحظهٔ t_6 جریان سلف به مقدار $-I_1$ می‌رسد و این مد به پایان می‌رسد.

مدهای کاری در بازهٔ زمانی $[t_6, t_{10}]$ مشابه مدهای دوم، سوم و چهارم هستند در سیکل منفی هستند. به عبارت دیگر، مدار معادل‌هایی که در این بازهٔ زمانی وجود دارند مشابه شکل‌های نشان داده شده «شکل ۳-الف»، «شکل ۳-ب»،«شکل ۳-ج» و «شکل ۳-د» در سیکل منفی

هم‌چنین ولتاژ دو سر کلید Q_1 نیز در این لحظه V_{in} هست. پس در این لحظه ولتاژ دو سر کلیدهای Q_2 و Q_3 صفر هست. اگر در لحظهٔ t_5 پالس گیت به کلیدهای Q_2 و Q_3 اعمال شود این کلیدها تحت ولتاژ صفر روشن خواهند شد و در نتیجه ولتاژ دو سر مدار تشدید موازی برابر $-V_{in}$ خواهد شد، پس جریان سلف L_r در جهت منفی به صورت خطی شروع به افزایش می‌کند و ولتاژ خازن C_r در مقدار $-V_{in}$ ثابت خواهد ماند. این مد شبیه مد اول هست.

خواهند بود.

۲,۶. تحلیل مبدل پیشنهادی

الف. کلیدزنی نرم

در شروع مد اول، با روشن شدن کلیدهای Q_1 و Q_4، ولتاژ V_{in} به دو سر مدار LC موازی اعمال می‌شود، پس ولتاژ خازن C_r برابر V_{in} می‌شود. چون ولتاژ خازن تغییرات لحظه‌ای ندارد پس در پایان مد هشتم نیز ولتاژ خازن C_r برابر V_{in} بوده است. پس می‌توان نتیجه گرفت که در لحظه‌ای که کلیدهای Q_1 و Q_4 روشن می شوند ولتاژ دو سر آن‌ها برابر صفر هست به عبارتی روشن شدن این کلیدها تحت ولتاژ صفر (ZVS) خواهد بود. هم‌چنین در مد پنجم ذکر شد که برای کاهش تلفات کلیدزنی پالس گیت در زمانی که ولتاژ دو سر کلیدهای Q_2 و Q_3 صفر است به این کلیدها اعمال می شود. پس روشن شدن تمام کلیدها تحت ولتاژ صفر (ZVS) هست.

در لحظهٔ t_2 ولتاژ خازن C_r برابر V_{in} هست پس ولتاژ دو سر کلیدهای Q_1 و Q_4 برابر صفر ا ست. در همین لحظه این کلیدها با برداشته‌شدن پالس گیت از روی آن‌ها خاموش می‌شوند. پس خاموش شدن کلیدهای Q_1 و Q_4 تحت ولتاژ صفر (ZVS) صورت می‌گیرد. به‌طور مشابه برای کلیدهای Q_2 و Q_3 می‌توان نتیجه گرفت که خاموش شدن این کلیدها نیز تحت ولتاژ صفر صورت می‌گیرد. پس رو شن و خاموش شدن کلیهٔ کلیدها تحت ولتاژ صفر (ZVS) صورت می‌گیرد.

ب. استرس ولتاژ

در «شکل ۲» شکل موج‌های ولتاژ دو سر کلیدهای نیمه‌هادی و هم‌چنین دیودهای بلوکه‌کننده نشان داده شده است. استرس ولتاژ روی یک کلید نیمه‌هادی با بیشینه دامنهٔ ولتاژ در ۲ سر آن برابر است. بر طبق این تعریف، ا سترس ولتاژ روی کلیدهای Q_1 و Q_2 برابر V_{in} و استرس ولتاژ روی کلیدهای Q_2 و Q_3 برابر $V_o/(4+4N)$ هست. هم چ نین استرس و لتاژ روی د یودهای D_{b1} و D_{b2} برا بر $V_o/(4+4N)-V_{in}$ می‌باشد. پس استرس ولتاژ روی نیمه‌هادی‌های قسمت اولیهٔ مدار پیشنهادی برابر $V_o/(1+N)$ هست که این مقدار $1/(2+2N)$ برابر مقدار مشابه در [۱۵] و $1/(4+4N)$ برابر مقدار م شابه در [۱۶-۱۹] می‌با شد. از این مقای سه می‌توان نتیجه گرفت که تلفات هدایت مدار پیشنهادی نسبت به [۱] کم‌تر است هم‌چنین بیشینه دامنهٔ ولتاژ روی مدار تشدید موازی برابر $V_o/(4+4N)$ هست در نتیجه اندازهٔ مدار تشدید موازی کم هست و سایز مدار پیشنهادی کم‌تر و بازده آن بیش‌تر هست.

در «جدول ۱»، مقایسه بین ساختارهای مبدل‌های غیرایزولهٔ مختلف نشان داده شده ا ست. همان‌گونه که در «جدول ۱»، مشاهده می شود مبدل پی شنهادی دارای عمل‌کرد بهتری در مقای سه با مراجع ذکر شده در جدول بوده و کاربرد مدل پیشنهادی در انرژی های تجدید پذیر فراهم می‌گردد.

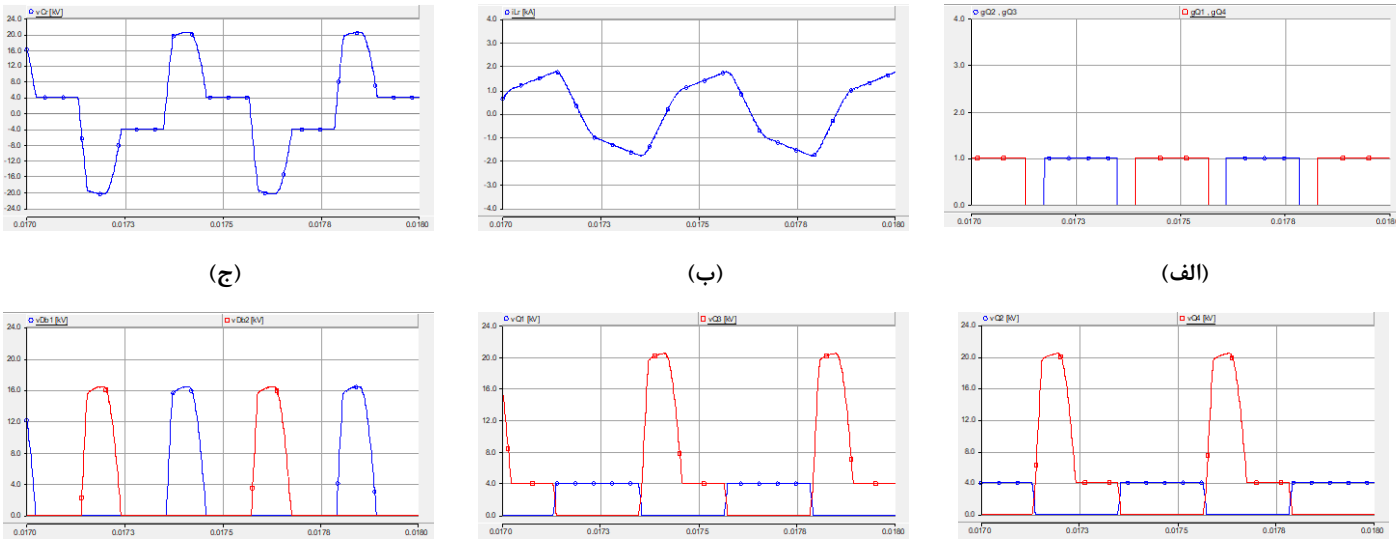
۳. نتایج شبیه‌سازی

در این بخش، برای اطمینان از کارکرد درست ساختار ارائه شده مدار با انتخاب N دلخواه توسط نرم‌افزار PSCAD شبیه‌سازی می‌شود. متغیر N که نشان‌دهندهٔ تعداد سلول‌های چند برابر کننده در ۲ سمت راست و چپ هست می‌تواند از صفر تا هر مقدار دلخواهی انتخاب شود، در این بخش این پارامتر صفر انتخاب شده که موجب می‌شود 4+4N برابر کنندهٔ ولتاژ به یک ۴ برابر کننده تبدیل شود. پارامترهایی که در شبیه‌سازی استفاده شده‌اند در «جدول ۲» شرح داده شده است.

شکل موج‌های پالس گیت کلیدها، جریان سلف L_r، ولتاژ خازن C_r، تنش ولتاژ روی کلیدها و دیودهای بلوکه‌کنندهٔ D_{b1} و D_{b2} در «شکل ۴» مشاهده می‌شود. همان‌طور که در «شکل ۴-الف» مشاهده می‌شود، پالس گیت‌های کلیدهای Q_1 و Q_4 با هم و هم‌چنین پالس گیت کلیدهای Q_2 و Q_3 با هم اعمال می‌شوند، پس کلیدهای Q_1 و Q_4 با هم و هم‌چنین کلیدهای Q_2 و Q_3 با هم روشن می‌شوند. در «شکل ۴-ب» جریان سلف L_r نشان داده شده است، همان‌گونه که مشاهده می‌گردد جریان این سلف نسبت به محور زمان متقارن است و علت آن یکسان فرض نمودن خازن‌های مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ هست. در «شکل ۴-ج» شکل موج دو سر خازن C_r نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که ولتاژ این خازن در مقدار $20kV$ کلمپ شده که علت آن استفاده از مدار ۴ برابر کنندهٔ ولتاژ در طرف خروجی هست، این مدار ولتاژ خازن C_r را ۴ برابر و یک‌سو می‌کند و به خروجی منتقل می‌کند. در «شکل ۴-د» و «شکل ۴-ه» به ترتیب ولتاژ دو سر کلیدهای Q_1 و Q_3 و ولتاژ دو سر کلیدهای Q_2 و Q_4 نشان داده شده است. با مشاهدهٔ این شکل‌ها می‌توان نتیجه گرفت که استرس ولتاژ روی کلیدهای Q_1، Q_2، Q_3 و Q_4 به ترتیب برابر $4kV$، $4kV$، $20kV$ و $20kV$ هست.

جدول ۲: پارامترهای شبیه‌سازی

پارامتر	علامت	مقدار
ولتاژ ورودی	V_{in}	$4\,\mathrm{kV}$
ولتاژ خروجی	V_o	$80\,\mathrm{kV}$
سلف مدار تشدید	L_r	$600\,\mu\mathrm{H}$
خازن مدار تشدید	C_r	$1.68\,\mu\mathrm{F}$
خازن‌های مدار چند برابر کننده	C_1, C_2, C_3, C_4 $\begin{cases} C_{R,i,1}, C_{R,i,2} \\ C_{L,i,1}, C_{L,i,2} \\ i = 1,2,\cdots,N \end{cases}$	$22\,\mu\mathrm{F}$
فرکانس کلیدزنی	f_s	$2.3\,\mathrm{kHz}$
چرخهٔ کاری	D	0.4



(الف) (ب) (ج)

(د) (ه) (و)

شکل ۴: نتایج شبیه‌سازی؛ (الف) پالس گیت کلیدها؛ (ب) جریان سلف L_r؛ (ج) ولتاژ خازن C_r؛ (د) ولتاژ کلیدهای Q_1 و Q_3؛ (ه) ولتاژ کلیدهای Q_2 و Q_4؛ (و) ولتاژ دیودهای D_{b1} و D_{b2}.

در «شکل ۴-و» نیز ولتاژ دو سر دیودهای بلوکه‌کننده نمایش داده شده است. همان‌طورکه مشاهده می‌شود استرس ولتاژ روی دیودهای D_{b1} و D_{b2} برابر $16kV$ هست. مقادیر استرس ولتاژ اجزای نیمه‌هادی، درستی روابط پیشین را نشان می‌دهد.

بدیهی است که با انتخاب N بالاتر از صفر، استرس ولتاژ روی عناصر نیمه‌هادی کم‌تر خواهد بود. برای نمونه با انتخاب N=1 استرس ولتاژ روی کلیدهای Q_2 و Q_4 برابر $10kV$ خواهد بود.

۴. نتیجه‌گیری

در این مقاله، ساختار جدیدی برای مبدل DC به DC با بهرهٔ ولتاژ بالا ارائه شد که برای کاربردهای ولتاژ بالا و توان بالا مناسب است، یکی از کاربردهای مهم که نیاز به ولتاژ و توان بالا در آن احساس می‌شود، کاربرد انرژی‌های تجدیدپذیر هست از این رو، این مبدل برای کاربرد در انرژی های تجد ید پذیر گزینهٔ مناسبی هست. در این مبدل کلیدزنی نرم توسط مدار LC موازی محقق شده است و کلیدهای نیمه‌هادی تحت ولتاژ صفر خاموش و تحت ولتاژ صفر روشن می شوند. مدهای کاری مبدل پیشنهادی تحلیل شد و معادلات در ۸ مد کاری به دست آمد و مشاهده شد که استرس ولتاژ روی کلیدها با استفاده از مدار چند برابر کنندهٔ ولتاژ کاهش می یابد. در نهایت مبدل پیشنهادی با انتخاب N برابر صفر که مدار ۴ برابر کننده را نتیجه داد، شبیه‌سازی شد و درستی کارکرد مبدل پیشنهادی مورد تأیید قرار گرفت.

منابع

[1] M. McDonough, "Integration of Inductively Coupled Power Transfer and Hybrid Energy Storage System: A Multiport Power Electronics Interface for Battery-Powered Electric Vehicles," *IEEE Trans. Power Electron.*, vol. 30, no. 11, pp. 6423-6433, 2015.

[2] Brando, G., Di Noia, L. P., Del Pizzo, A., Dannier, A., and Pisani, C.: "Grid connection of wave energy converter in heaving mode operation by supercapacitor storage technology," *IET Renew. Power Generation*, vol. 10, no. 1, pp. 88-97, 2016.

[3] A. Farooq, C. He, H. Chen, and G. Chen, "A high step-up DC-DC converter with intermediate capacitor and coupled inductors," *in Proc. ICIEA*, 2014, pp. 1791-1797.

[4] T. Luth, M. Merlin, T.Green, F. Hassan, and C. Barker, "High frequency operation of a DC/AC/DC system for HVDC applications," IEEE Trans. Power Electron., vol. 29, no. 8, pp. 4107-4115, 2014.

[5] Y. Zhou, D. Jiang, P. Hu, et al "A prototype of modular multilevel converters," IEEE Trans. Power Electron., vol. 29, no. 7, pp. 3267-3278, 2014.

[6] W. Chen, X. Ruan, H. Yan, and C. K. Tse, "DC/DC conversion systems consisting of multiple converter modules: stability, control and experimental verifications," IEEE Trans. on Power Electron., vol. 24, no. 6, pp. 1463- 1474, 2009.

[7] K. Park and Z. Chen, "Analysis and design of a parallelconnected single active bridge DC-DC converter for highpower wind farm applications," IEEE Power Electronics and Applications (EPE), 2013, pp.1-10.

[8] P. Monjean, J. Delanoe, J. Auguste, C. Saudemont, J. Sprooten , A. Mirzaian, and B. Robyns, "Topologies comparison of multi-cell medium frequency transformer for offshore farms," in Proc. IET AC and DC Power Transmission, 2010, pp. 1-5.

[9] A. A. Hagar, "A new family of transformerless modular DC-DC converters for high power applications," Ph.D. dissertation, Dept. Elect. Eng., Univ. of Toronto, Toronto, ON, Canada, 2011.

[10] N. Denniston, A. Massoud, S. Ahmed, et al, "Multiple module high gain high voltage DC-DC transformers for offshore wind energy systems," IEEE Trans. Ind. Electron., vol. 58, no. 5, pp. 1877- 1886, 2011.

[11] C. Zhan, C. Smith, A. Crane, et al, "DC transmission and distribution system for a large offshore wind farm," in Proc. IET AC and DC Power Transmission, 2010, pp. 1-5.

[12] W. Chen, A. Huang, C. Li, et al, "Analysis and comparison of medium voltage high power DC/DC converters for offshore wind energy systems," IEEE Trans. Power Electron., vol. 28, no. 4, pp. 2014-2023, 2013.

[13] A. Parastar, A. Gandomkar, M. Jin, and J. Seok, "High power solid-state step-up resonant Marx modulator with continuous output current for offshore wind energy systems," in Proc. IEEE ECCE, 2013, pp. 1709-1716.

[14] D. Jovcic, "Step-up dc-dc converter for megawatt size applications," *IET Power Electron.*, vol.2, no. 6, pp. 675-685, 2009.

[15] D. Jovcic, "Bidirectional, high-power DC transformer," *IEEE Trans. Power Del.*, vol. 24, no. 4, pp. 2276-2283, 2009.

[16] J. Robinson, D. Jovcic, and G. Joós, "Analysis and design of an offshore wind farm using a MV DC grid," *IEEE Trans. Power Del*., vol. 25, no. 4, pp. 2164-2173, 2010.

[17] A. A. Hagar and P. W. Lehn, "Comparative evaluation of a new family of transformerless modular DC-DC converters for high-power applications," *IEEE Trans. Power Delivery*, vol. 29, no. 1, pp. 444-452, 2014.

[18] W. Chen, X. Wu, L. Yao, W. Jiang, and R. Hu, "A Step-up Resonant Converter for Grid-Connected Renewable Energy Sources," *IEEE Trans Power Electron.*, vol. 30, no. 6, pp. 3017-3029, 2015.

[19] F. Liu, G. Hu, and X. Ruan, "Three-phase three-level DC/DC converter for high input voltage and high-power applications adopting symmetrical duty cycle control," IEEE Trans. Power Electron., vol. 29, no. 8, pp. 56-65, 2014.

[20] Z. Zhang, F. Li, and Y.-F. Liu, "A high-frequency dualchannel isolated resonant gate driver with low gate drive loss for ZVS full-bridge converters," IEEE Trans. Power Electron., vol. 29, no. 6, pp. 3077-3090, 2014.

[21] X. Ruan, L. Zhou, and Y. Yan, "Soft-switching PWM three-level converters," IEEE Trans. Power Electron., vol. 16, no. 5, pp. 612-622, 2001.

[22] H. Greinacher, Das Ionometer und seine Anwendung zur Messung von Radiumund Röntgenstrahlung, Physikalische Zeitschrift 15 (1924) 410-415.

[23] J. Cockcroft and E. Walton, “Experiments with high velocity positive ions,” Proceedings of the Royal Society of London. Series A, Containing Papers of a Mathematical and Physical Character, pp. 477-489, 1930.

تشخیص استرس با حسگرهای پوشیدنی

مهران کریمیان ریزی[۱]
مریم فریور[۲]
وحید رنجبر عین الدین[۳]
دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir
مربی سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، Farivar.maryam@yahoo.com
دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: تشخیص زودهنگام استرس ذهنی می‌تواند از بسیاری از مشکلات سلامتی مرتبط با استرس جلوگیری کند. هدف پژوهش حاضر به‌کارگیری یک سامانه حسگر پوشیدنی برای سنجش سیگنال‌های فیزیولوژیکی و تشخیص استرس ذهنی است. یک گروه از افراد سالم در معرض سه موقعیت استرس‌زای متفاوت قرار گرفتند. در مدت این عمل، ECG، تنفس، میزان رسانایی پوست و EMG عضلات تراپزیوس[۱] ثبت شد. در کل ۱۹ ویژگی فیزیولوژیکی از این سیگنال‌ها محاسبه شد. پس از نرمال‌سازی مقادیر هر ویژگی و تحلیل همبستگی آن‌ها، زیرمجموعه‌ای از ۹ ویژگی برای تحلیل بیشتر انتخاب شد. تحلیل جزء اصلی، این ۹ ویژگی را به ۷ جزء اصلی کاهش می‌دهد (PC ها). با استفاده از این PC ها و طبقه‌بندی کننده‌های متفاوت، دقت طبقه‌بندی ثابتی بین شرایط استرس و غیر استرس در حدود ۸۰٪ به دست آمد. این نشان‌دهنده آن است که زیرمجموعه ویژگی خوبی برای توسعه نظارت شخصی بر استرس در آینده به‌دست‌آمده است.

کلیدواژه‌ها: حسگر، استرس، حسگر پوشیدنی

مقدمه

دومین مشکل سلامتی مرتبط باکار ازنظر فراوانی در جامعه اروپا «استرس، افسردگی یا اضطراب» است [۱]. ۲۵٪ از غیبت یک‌ماهه یا بیشتر، به خاطر بیماری‌های ناشی از استرس، افسردگی یا اضطراب است. این ارقام نشان‌دهنده آن است که استرس در جامعه اروپا یک مشکل مهم مالی و اجتماعی است.

استرس ذهنی مزمن، می‌تواند سبب مشکلاتی مانند فشارخون [۲]، بیماری‌های قلبی عروقی [۳]، افزایش احتمال عفونت [۲] و افسردگی [۴] شود. استرس ذهنی را در مراحل اولیه می‌توان تشخیص داد و از مشکلات سلامتی مرتبط با استرس جلوگیری کرد.

استرس به‌عنوان عامل فعال‌کننده سامانه عصبی سمپاتیک (SNS) [۴] شناخته‌شده است. تاکنون پژوهش‌های زیادی در مورد تشخیص استرس از پارامترهای فیزیولوژیکی که تحت تأثیر SNS هستند صورت گرفته است. مثال‌ها شامل فعالیت عضلات، ضربان قلب، تغییرپذیری ضربان قلب، هدایت پوست و قطر مردمک است. [۵]-[۸]. مطالعات دیگری نشان داده‌اند که ترکیبی از این پارامترهای فیزیولوژیکی امکان تشخیص بین شرایط پراسترس و شرایط بدون استرس را تسهیل می‌کند [۱۴]-[۸]. همه این پژوهش‌ها سیگنال‌هایی در موقعیت‌های متفاوت (آزمون استروپ[۲۶]، حساب ذهنی، تکه‌های فیلم و صدا، رانندگی) که انجام می‌دهیم را اندازه‌گیری می‌کنند. ما تلاش کردیم استرس کاری روزانه را با پروتکل آزمون خود که به‌تازگی توسعه داده‌ایم تقلید

[26] Stroop test

کنیم؛ این پروتکل شامل تمرین‌های حل مشکل از طریق معما و تمرین حافظه‌ای است که با تلاش گروهی انجام می‌شود.

سامانه‌ای که می‌تواند سطوح استرس را بر اساس سیگنال‌های فیزیولوژیک اندازه‌گیری کند، قادر است کاربردهای جالبی در موقعیت‌های زندگی واقعی ایجاد نماید. هدف نهایی طراحی سامانه بی‌سیم است که به‌راحتی پوشیده می‌شود و می‌تواند سطوح استرس را در زمان رخداد آن‌ها اندازه‌گیری کند. یک کاربرد عملی از چنین سامانه‌ای می‌تواند سامانه جلوگیری از استرس در محل کار باشد.

هدف این مطالعه یافتن سیگنال‌ها و ویژگی‌هایی است که بتواند واضح‌ترین واکنش نسبت به استرس ذهنی در شرایطی که در پروتکل ما موجود است را نمایش دهد. وقتی این ویژگی‌ها شناسایی شد، باید امکان ایجاد معیار معتبری از این ویژگی‌ها وجود داشته باشد.

در بخش ۲ توصیف مختصری در مورد پروتکل آزمون، سامانه اکتساب سیگنال، پردازش داده‌ها، شیوه‌های مربوط به استخراج ویژگی و تحلیل آماری ارائه می‌شود. نتایج تحلیل سیگنال‌های فیزیولوژیک در مدت آزمون‌های استرس، در مقایسه با دوره‌های آرامش‌بخش در بخش ۳ ارائه می‌گردد. بخش ۴ شامل مباحثه است؛ و سرانجام در بخش ۵ نتیجه‌گیری انجام می‌شود.

۲-روش‌ها

۲-۱- پروتکل آزمایشی

پروتکل آزمایشی به‌صورت مختصر در اینجا موردبحث قرار می‌گیرد. برای توصیف دقیق‌تر این پروتکل و اعتبارسنجی مبتنی بر پاسخ‌های پرسشنامه، خواننده را به [۱۵] ارجاع می‌دهیم .

در کل از ۳۰ فرد سالم برای شرکت در پروتکلی که مخصوص این مطالعه طراحی‌شده بود استفاده شد. طیف سنی افراد ۵۳-۱۹ سال بود (متوسط = ۳۳,۱؛ SD= 7.87) ؛ که از ۲۵ مرد و ۵ زن تشکیل‌شده بود. آزمون روی یک PC در یک اتاق ساکت برگزار شد .

ابتدا افراد برخی از سؤالات عمومی را پاسخ دادند و پرسشنامه سنجش میزان استرس ادراکی (PSS) را پر کردند. سپس آن‌ها یک انقباض مرجع اجرا کردند و در ادامه با قرار گرفتن در سه موقعیت استرس متفاوت آزمایش دنبال شد: تمرین محاسبه (آزمون نوریندر ۲:۳۰ دقیقه)، یک تمرین معمای منطقی (۳:۰۰ دقیقه) و یک تمرین حافظه (تقریباً ۵:۰۰ دقیقه). همه این سه تمرین تحت‌فشار زمانی و با قطعاتی خبری پرت‌کننده حواس همراه بود که از طریق هدفون شنیده می‌شد. فشار اجتماعی به این صورت در تمرین حافظه وارد می‌شود که به افراد گفته می‌شود عملکرد آن‌ها درنتیجه گروهی قرارگرفته و سپس برای همکاران منتشر می‌شود. در بین شرایط استرس ۲:۰۰ دقیقه استراحت برنامه‌ریزی‌شده است تا اطمینان حاصل شود که شرایط استرس فعلی روی شرایط استرس بعدی تأثیر نمی‌گذارد. به‌علاوه، پیش و پس از هر شرایط استرس باید پرسشنامه‌ای کامل شود.

۲-۲- ثبت فیزیولوژیک

یک سرب الکتروکاردیوگرافی (ECG) و تنفس هم با یک سینه‌بند بی‌سیم اندازه‌گیری می‌شود. ECG با الکترودهای ژله‌ای تجاری اندازه‌گیری می‌شود و تنفس با یک حسگر فیلم فیزیوالکتریک از برنامه SleepSense اندازه‌گیری می‌شود.

جدول ۱ بررسی اجمالی ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال‌های اندازه‌گیری شده

شماره	ویژگی	مخفف	معنی
۱	ضربان قلب	HR	متوسط ضربان قلب
۲	انحراف استاندارد فواصل ضربان	SDNN	متوسط انحراف استاندارد فواصل ضربان
۳	تغییر ضربان قلب با فرکانس پایین	LF	تغییر ضربان قلب در محدوده ۰,۱۵ – ۰,۰۴
۴	تغییر ضربان قلب با فرکانس بالا	HF	تغییر ضربان قلب در محدوده ۰,۴ – ۰,۱۵
۵	نسبتLF/HF تغییر ضربان قلب	LFHF	نسبت تغییر ضربان قلب با فرکانس پایین و بالا
۶	سطح هدایت پوست	SCL	سطح متوسط هدایت پوست
۷	میزان پاسخ‌دهی هدایت پوست	SCRR	متوسط تعداد پاسخ‌های هدایت پوستی در هر ثانیه
۸	دومین توان تفاوت هدایت پوست	SCdiff2	توان سیگنال در دومین تفاوت سیگنال هدایت پوست
۹	مدت انحراف اهمی هدایت پوست	OPD	زمان نسبی پاسخگویی سیگنال هدایت پوست
۱۰	فرکانس تنفس	RespFreq	متوسط فرکانس تنفس
۱۱	سیگنال RMS تنفس	RMSResp	مقدار مربع متوسط ریشه سیگنال تنفس برای تخمین تغییرات حجم کشندی
۱۲	سیگنال RMS EMG	RMSEMG	مقدار مربع متوسط ریشه نرمال شده به‌عنوان درصد انقباض مرجع EMG
۱۳	بار استاتیک	Static	دهمین از صد رده مقادیر EMGترتیبی RMS
۱۴	بار میانه	Median	پنجاهمین از صد رده مقادیر EMG RMS
۱۵	بار اوج	Peak	نودمین از صد رده مقادیر EMG RMS
۱۶	فواصل /دقیقه	Gaprate	متوسط تعداد فواصل در هر دقیقه
۱۷	زمان نسبی فواصل	Gaptime	درصد زمانی که در آن فواصل رخ EMG می‌دهد
۱۸	متوسط فرکانس EMG	MNF	متوسط فرکانس اندازه طیف فرکانسEMG
۱۹	میان فرکانس EMG	MDF	فرکانسی که در آن سطح سمت چپ اندازه طیف فرکانسEMG با سطح سمت راست برابر است.

بنابراین، ابتدا گروه های فعال NHS فعال با استفاده از ۳ میلی مولار آمینو PEG5 الکل (آمینو pH 7.4 PEG) BroadPharm)) قبل از رفع نهایی با ۱ مولار اتانولامین pH 8.5 خنک شدند. هر مرحله به مدت ۱۵ دقیقه انجام شد و سپس چندین شستشو در pH 7.41 X PBS انجام شد. غلظت بالا PEG مورد استفاده در حین مسدود کردن منجر به PEG متصل بطور کووالانسی به سطح گرافن و جذب PEG به بقیه سطوح تراشه می شود.

یک حسگر بی‌سیم دست برای اندازه‌گیری هدایت پوست (SC) مورداستفاده قرار گرفت به ترتیبی که با اعمال ولتاژ ثابت v DC ۵ روی کف دست، تغییر جریان موردسنجش قرار گرفت. گره‌های حسگر بی‌سیم که برای این مطالعه به کار رفت بر پایه پلتفرم شبکه منطقه بدن بود که در imc توسعه داده‌شده بود. می‌توانید جزئیات را در [۱۶] بیابید. سیگنال‌های الکترومیوگرافی (EMG) از عضلات تراپزیوس فوقانی هردو شانه با الکترودهای ژله‌ای تجاری به‌صورت دوقطبی اندازه‌گیری شد. جزئیات روند ثبت EMG را می‌توانید در

[۱۵] بیابید. ECG و تنفس در فرکانس نمونه‌گیری Hz۲۵۰ ثبت شد. SC در Hz۱۰۰ ثبت شد. EMG در Hz۱۰۰۰ ثبت شد.

۲-۳ محاسبه ویژگی

بررسی اجمالی ویژگی‌هایی که از سیگنال‌های اندازه‌گیری شده محاسبه‌شده‌اند را می‌توان در جدول I یافت. LF، HF و LFHF پس از به‌کارگیری پنجره هانینگ[۲۷] روی سیگنال ضربان قلب داخل شده محاسبه شد. برای دیدن جزئیات در موردمحاسبه SCdiff2 و OPD [۱۳] را ببینید. RespFreq (فرکانس تنفس) به‌عنوان جزء اصلی فرکانس تراکم طیفی قدرت از سیگنال تنفس تعیین شد. جزئیات در موردمحاسبه ویژگی‌های مرتبط با EMG را می‌توانید در [۱۵] بیابید.

این ویژگی‌ها با پنجره لغزان ۱۲۰ ثانیه‌ای که روی سیگنال‌ها حرکت می‌کرد محاسبه شد. طول پنجره با طول کوتاه‌ترین مدت شرایط مساوی بود: یعنی شرایط استراحت دودقیقه‌ای. برای اکثر ویژگی‌ها، پنجره با گام‌های ۱ ثانیه‌ای حرکت می‌کرد. هرچند برای HR و SDNN به‌جای گام‌های یک‌ثانیه‌ای از یک ضربه به ضربه دیگر حرکت کرد. برای هر وضعیت پنجره، همه مقادیر ویژگی‌ها برای آن زمان خاص پنجره محاسبه شد. مقادیر به‌دست‌آمده ویژگی‌ها با محاسبه امتیاز z مانند آنچه در (۱) محاسبه شد و با در نظر گرفتن X به‌عنوان مقدار ویژگی اصلی، Z به‌عنوان مقدار نرمالیزه شده، μ و σ به ترتیب به‌عنوان متوسط و انحراف استاندارد مقادیر ویژگی نرمال‌سازی شد.

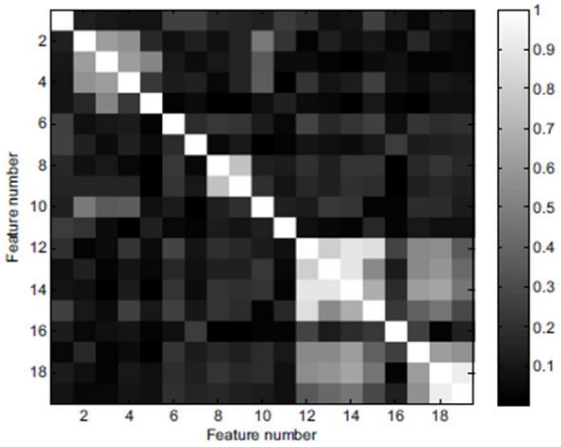
$$Z = \frac{(\chi-\mu)}{\sigma} \qquad (1)$$

۲۰ ثانیه انقباض مرجع از محاسبه μ و σ مستثنی شد چون یک تمرین فیزیکی است و احتمال دارد به شیوهای غیر فیزیکی روی سیگنال‌های فیزیولوژیک تأثیر داشته باشد .

سپس مقادیر ویژگی مربوط به شرایط مختلف از مقادیر نرمال شده تعیین شد. برای شرایط باقیمانده، مقادیری گرفته شد که هنگامی‌که پنجره ۱۲۰ ثانیه دقیقاً روی شرایط استراحت قرار داشت محاسبه گردد. برای مقادیر استرس، مقادیری به کار رفت که این مقادیر هنگامی محاسبه‌شده بودند که پنجره ۱۲۰ ثانیه روی آخرین دو دقیقه از شرایط استرس بود.

۲-۴ شیوه‌های تحلیل

از ۱۹ ویژگی که از سیگنال‌ها استخراج شد این انتظار می‌رفت که برخی همبستگی بالایی نشان دهند چون برخی مبتنی بر فرایندهای فیزیولوژیک یکسان بودند؛ بنابراین، یک انتخاب بر اساس این همبستگی‌ها ایجاد شد.



شکل ۱ مقادیر همبستگی مطلق شماره ویژگی‌ها مطابق با شماره‌های جدول ۱

و دانش قبلی برای کاهش تعداد ویژگی‌ها و ساختن یک مجموعه ویژگی غیر انحصاری برای تحلیل بیشتر است.

سپس، تحلیل جزء اصلی (PCA) برای زیرمجموعه ویژگی به کار رفت تا آخرین همبستگی‌های موجود بین ویژگی‌ها را حذف کند. این کار برای طبقه‌بندی که بعداً انجام می‌شود مهم است. در کل در طبقه‌بندی، کاهش تعداد متغیرهای مسئله تا حد امکان مهم است تا تراکم نقاط داده در فضای چندبعدی ویژگی تا جای ممکن بالا رود .

تعداد اجزای اصلی PC) ها (برای تحلیل مرحله بعد طوری انتخاب شد که حداقل ۹۰٪ واریانس توضیح داده شود. این PC ها برای

[۲۷] Hanning window

طبقه‌بندی شرایط سه‌گانه استرس و شرایط استراحتی که پس از هر شرایط استرس وجود داشت به کار رفت .

یک اعتبار سنجی متقابل برای ارزیابی عملکرد طبقه‌بندی پنج بار اجرا شد. چهار طبقه‌بندی کننده مختلف برای تحقیق و بررسی تفاوت‌ها در اجرا به کار رفت: طبقه‌بندی کننده نرمال خطی بیز، طبقه‌بندی کننده نرمال بیز درجه دوم، طبقه‌بندی کننده نزدیک‌ترین همسایه K و طبقه‌بندی کننده حداقل مربعات خطی فیشر.

۳-نتایج

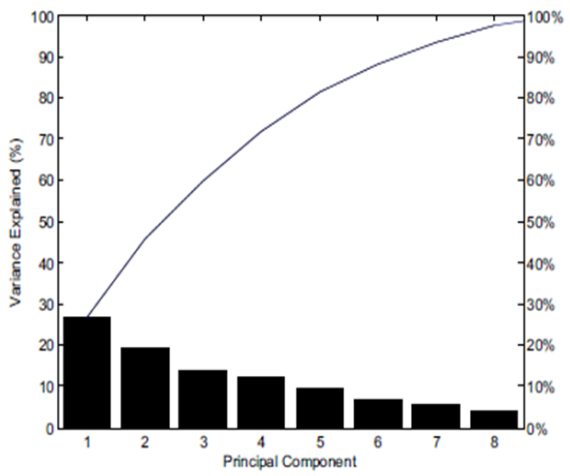
برخی افراد به خاطر کیفیت پایین سیگنال (۱ سیگنال ضعیف تنفس، ۵ سیگنال ضعیف SC،۵ سیگنال ضعیف EMG، و در کل ۹ فرد)، داده‌های ناقص به علت افتادن گره‌های حسگر (دو مورد)، یا حواس‌پرتی به علت حضور افراد در اتاق حین آزمایش (۱ مورد). با کنار گذاشتن این موارد پایگاه داده‌ای با ۱۸ مورد ثبتی کامل باقی ماند.

مقادیر مطلق همبستگی بین ۱۹ ویژگی نرمالیزه شده در شکل ۱ نشان داده‌شده است. برای برخی ویژگی‌ها همبستگی بالایی یافت شد؛ برای مثال، SDNN, LF و HF مانند RMSEMG، استاتیک، میانه و اوج به‌شدت همبسته هستند.

بر اساس این همبستگی‌ها و دانش قبلی، زیرمجموعه‌ای شامل ۹ ویژگی برای تحلیل بیشتر انتخاب شد. این زیرمجموعه شامل:

HR به این خاطر انتخاب شد که با هیچ‌یک از ویژگی‌های دیگر نشان داده‌شده برای واکنش به استرس در مطالعات دیگر (برای مثال [۱۷]) همبسته نبود.

بر ظرفیت الکتریکی ترانزیستورهای گرافن نسبت به مقاومت منبع تخلیه (source-drain)دارد، به همین دلیل کانال پاسخ C در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت.



شکل ۲. درصد واریانس که با PC های متفاوت توضیح داده می‌شود.

- SDNN از ویژگی‌های همبسته SDNN, LF, HF, LFHF انتخاب می‌شود. SDNN پیش‌ازاین نتایج امیدوارکننده‌ای نشان داده بود [۱۳].
- SCL با دیگر ویژگی‌ها همبسته نبود بنابراین شامل خودش است.
- SCRR مانند SCL, SCRR با دیگر ویژگی‌ها همبسته نیست اما در نتایج سهیم است.
- SCdiff2 OPD, SCdiff2 به‌شدت همبسته هستند.
- SCdiff2 به‌صورت دلخواه انتخاب شد.
- RespFreq با دیگر ویژگی‌ها همبسته نبود، اما ممکن است به استرس واکنش نشان دهد.
- Peak از RMS، Median،Static و Peak انتخاب شد. بالاترین مصرف بهترین نتیجه را از این زیرمجموعه در تحلیل پیشین در مورد سیگنال‌های EMG[۱۵] به دست داد.
- Gamtime این ویژگی نیز نتایج امیدوارکننده‌ای در تحلیل پیشین نشان داد [۱۵].
- MNF از MNF و MDF، MNF نتایج اندک بهتری در تحلیل قبلی نشان داد بود [۱۵].

سپس PCA با این ۹ ویژگی اجرا شد. درصد واریانسی که توسط PC های مختلف توضیح داده‌شده در شکل ۲ نشان داده می‌شود. اولین تا هفتمین PC برای تحلیل بیشتر انتخاب شد چون آن‌ها باهم ۹۳,۶٪ واریانس را توصیف می‌کنند.

این هفت PC ورودی مربوط به طبقه‌بندی شرایط سه‌گانه استراحت و شرایط سه‌گانه استرس بودند که به‌صورت دو کلاس با آن‌ها رفتار شد؛ بنابراین نرخ حدس برای این مشکل طبقه‌بندی ۰,۵ بود. نرخ خطای متوسط و انحراف استاندارد آن اطلاعاتی در مورد میزان موفقیت طبقه‌بندی و نرخ خطای ثابت به دست می‌دهد. نرخ‌های خطای حاصل و انحراف‌های استاندارد را می‌توانید در جدول ۲ ببینید.

۴-نتیجه گیری

هدف این مطالعه یافتن سیگنال‌ها و ویژگی‌های فیزیولوژیک است که بتواند واضح‌ترین واکنش نسبت به استرس ذهنی در شرایطی که در پروتکل ما موجود است را نمایش دهد. انتخاب ۹ ویژگی به این سبب انجام شد تا ارائه خوبی از واکنش فیزیولوژیک به استرس ذهنی بدهد. این ۹ ویژگی به ۷ PC کاهش یافت که نتایج امیدبخشی در طبقه‌بندی استرس ذهنی از دوره‌های بدون استرس نشان می‌داد.

جدول۲ نرخ خطاها و انحراف‌های استاندارد طبقه‌بندی شرایط استراحت و استرس با طبقه‌بندی کننده‌های مختلف

طبقه‌بندی کننده	نرخ خطا	انحراف استاندارد
بیز خطی نرمال	۰,۲۱۶۷	۰,۰۲۵۰
بیز درجه دوم نرمال	۰,۲۲۲۲	۰,۰۲۰۷
نزدیک‌ترین همسایه K	۰۲۳۷۰	۰,۰۱۶۸
حداقل مربعات فیشر	۰,۲۰۷۴	۰,۰۱۴۰

نتایج به‌دست‌آمده از طبقه‌بندی کننده‌های مختلف اندکی متنوع است اما همه آن‌ها ترتیب اندازه یکسانی داشتند. نرخ‌های خطا برای همه چهار طبقه‌بندی کننده تنها بیش از ۰,۲ بود. تشابه نتایج به این معناست که مجموعه داده نامتناقض است و مورد محکمی را برای اعتبار نتیجه ایجاد می‌کند. نتیجه نشان می‌دهد که زیرمجموعه خوبی از ویژگی‌ها انتخاب‌شده است. همچنین نتایج طبقه‌بندی خوب نشان‌دهنده امکان طبقه‌بندی موارد طبقه‌بندی مجزا است که برای سامانه تشخیص استرس شخصی‌سازی‌شده لازم است .

در مقایسه با دیگر مقالات در مورد طبقه‌بندی موقعیت‌های استرس ذهنی، نتایج ما تا حدودی بدتر بود. دقت طبقه‌بندی در مقایسه با دیگر پژوهش‌ها از ٪۸۰ [۱۱] تا ٪ ۹۷,۴ [۱۲] است. هرچند، پژوهش‌های دیگر تنها یک نوع عامل استرس‌زا را در پروتکل‌های خود استفاده کردند و بنابراین می‌توانستند الگوریتم‌های خود را برای تشخیص نوع مجزایی از استرس ذهنی که توسط عامل استرس‌زا ایجادشده بود را تنظیم کنند. در مطالعه سه مورد استرس‌زا به کار رفت که همه آن‌ها در تحلیل قرار گرفتند. بااین‌وجود دقت حدود ۸۰ درصد در تفکیک شرایط مختلف استرس ذهنی از شرایط استراحت به دست آمد .

چیزی که می‌تواند در تحلیل ما بهبود یابد شیوه‌ای است که مقادیر ویژگی به‌وسیله آن نرمالیزه می‌شوند. مقادیر ویژگی در طول تمام پروتکل به کار رفت. با استفاده از این شیوه نرمال‌سازی، نه‌تنها مقادیر مبنا بلکه واکنش‌پذیری از شرایط استراحت به شرایط استرس نیز نرمالیزه شد. هرچند، برای کاربرد این شیوه زمان ثبت طولانی لازم است. برای استفاده آینده مطلوب است که تنها زمان کوتاهی از اندازه‌گیری مبنا داشته باشیم که برای نرمالیزه کردن همه موارد ثبت کافی باشد. برای یافتن پروتکلی کوتاه که درعین‌حال نماینده همه موارد بوده و بتواند برای درجه‌بندی ویژگی‌های فیزیولوژیک به‌منظور محاسبه باقی‌مانده فرایند ثبت به کار رود، تحقیق و بررسی لازم است. چون واکنش‌پذیری نیز نیاز به نرمالیزه شدن دارد برخی از انواع موارد استرس می‌تواند در این پروتکل درجه‌بندی قرار گیرد. ممکن است این مورد استرس‌زا کاربرد آسانی داشته و واکنش‌پذیری را در اغلب افراد به جنبش درآورد .

محدودیت دیگر پژوهش ما محیط کنترل‌شده‌ای بود که آزمایش در آن انجام شد. در شرایط زندگی روزانه، سیگنال‌های فیزیولوژیک تحت تأثیر عواملی غیر از استرس مانند فعالیت‌های فیزیکی قرار می‌گیرند. برای به‌کارگیری سامانه تشخیص استرس در زندگی روزانه، فرد باید قادر باشد بین تغییرات در فیزیولوژی که ناشی از فاکتورهای فیزیولوژیک است و تغییراتی که ناشی از دیگر عوامل است تمایز قائل شود.

۵ .نتیجه‌گیری

زیرمجموعه‌ای از ۹ ویژگی فیزیولوژیک یافت شد که می‌توانند برای تشخیص استرس ذهنی به کار روند. این ویژگی‌ها از سیگنال‌های ECG، تنفس، EMG SC استخراج شد. PCA نشان می‌دهد که زیرمجموعه ویژگی می‌تواند به‌صورت ۷ PC نمایش داده شود. این PC ها برای طبقه‌بندی مواردی شامل شرایط استراحت یا استرس به کار رفتند. دقت طبقه‌بندی حدود ۸۰٪ به دست آمد. این نتایج امیدبخش اشاره می‌کند که این زیرمجموعه ویژگی می‌تواند برای تشخیص استرس در آینده مورداستفاده قرار گیرد. همچنین دقت بالای طبقه‌بندی نشان می‌دهد که ویژگی‌های ذکرشده برای تشخیص استرس به‌صورت فردی مناسب است.

۶- مرجع

[1] European Commission, *Health and safety at work in Europe - A statistical portrait*. Luxembourg: Publications Office of the European Union, 2010.

[2] A. Steptoe, “Invited review: The links between stress and illness,”*Journal of Psychosomatic Research*, vol. 35, no. 6, pp. 633–644, 1991.

[3] C. Schubert, M. Lambertz, R. Nelesen, W. Bardwell, J.-B. Choi, andJ. Dimsdale, “Effects of stress on heart rate complexity–a comparison between short-term and chronic stress,” *Biological Psychology*, vol. 80, no. 3, pp. 325–332, 2009.

[4] C. Tsigos and G. P. Chrousos, “Hypothalamic-pituitary-adrenal axis, neuroendocrine factors and stress,” *Journal of Psychosomatic Re- search*, vol. 53, pp. 865–871, 2002.

[5] U. Lundberg, R. Kadefors, B. Melin, G. Palmerud, P. Hassmen,M. Engstrom, and I. E. Dohns, “Psychophysiological stress and EMG activity of the trapezius muscle,” *International Journal of Behavioral Medicine*, vol. 1, pp. 354–370, 1994.

[6] N. Hjortskov, D. Risse´n, A. Blangsted, N. Fallentin, U. Lundberg, and K. Søgaard, “The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work,” *European Journal of Applied Physiology*, vol. 92, no. 1, pp. 84–89, June 2004.

[7] M. L. Peters, G. L. R. Godaert, R. E. Ballieux, M. van Vliet, J. J. Willemsen, F. C. G. J. Sweep, and C. J. Heijnen, “Cardiovascular and endocrine responses to experimental stress: Effects of mental effort and controllability,” *Psychoneuroendocrinology*, vol. 23, no. 1, pp. 1–17, Jan. 1998.

[8] J. Zhai and A. Barreto, “Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables.” in *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, vol. 1, 2006, pp. 1355–1358.

[9] J. Healey and R. Picard, “Smartcar: detecting driver stress,” in *Proc.15th Int Pattern Recognition Conf*, vol. 4, 2000, pp. 218–221.

[10] M.-H. Lee, G. Yang, H.-K. Lee, and S. Bang, “Development stress monitoring system based on personal digital assistant (pda).” *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, vol. 4, pp. 2364–2367, 2004.

[11] J. Healey and R. Picard, “Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors,” *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, vol. 6, no. 2, pp. 156–166, June 2005.

[12] J. Zhai, A. B. Barreto, C. Chin, and C. Li, “Realization of stress de- tection using psychophysiological signals for improvement of human- computer interactions,” in *Proc. IEEE SoutheastCon*, 2005, pp. 415– 420.

[13] B. Grundlehner, L. Brown, J. Penders, and B. Gyselinckx, “The design and analysis of a real-time, continuous arousal monitor,” in *Proc. Sixth Int. Workshop Wearable and Implantable Body Sensor Networks BSN 2009*, 2009, pp. 156–161.

[14] C. Setz, B. Arnrich, J. Schumm, R. L. Marca, G. Trster, and U. Ehlert, “Discriminating stress from cognitive load using a wearable EDA device.” *IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed.*, vol. 14, no. 2, pp. 410–417, Mar 2010.

[15] J. Wijsman, B. Grundlehner, J. Penders, and H. Hermens, “Trapezius muscle EMG as predictor of mental stress,” in *Wireless Health 2010*, ser. WH ’10. New York, NY, USA: ACM, 2010, pp. 155–163.

[16] L. Brown, B. Grundlehner, J. van de Molengraft, J. Penders, and B. Gyselinckx, “Body

area network for monitoring autonomic nervous system responses," in *Pervasive Computing Technologies for Health- care*, 2009.

[17] F. W. Kok, H. G. Westenberg, J. H. Thijssen, and J. M. van Ree, "Endocrine and cardiovascular responses to a series of graded physical and psychological stress stimuli in healthy volunteers." *European Neuropsychopharmacology*, vol. 5, no. 4, pp. 515–522, Dec 1995.

بررسی حلقه باز اثر میراکننده سیّال مغناطیسی در سیستم تعلیق یک چهارم خودرو

علیرضا محمودی فرد [۱] alireza10.mahmoodifrd@gmail.com
جواد شریفی [۲] sharifi@qut.ac.ir
سینا محمدی [۳] msm.1370@yahoo.com
[۱] فارغ التحصیل کارشناسی ارشد مهندسی برق، کنترل، دانشگاه صنعتی قم، دانشکده مهندسی برق، قم، ایران
[۲] استادیار دانشگاه صنعتی قم، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، قم، ایران
[۳] فارغ التحصیل کارشناسی ارشد مهندسی برق کنترل، دانشگاه صنعتی قم، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، قم، ایران

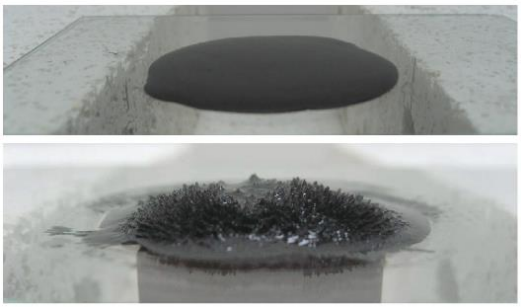
چکیده: میراگرهای بر پایه سیّال MR تحت‌تاثیر میدان الکترومغناطیسی واکنش نشان داده و ضریب ویسکوزیته متغیر ایجاد می‌کنند. این میراگرها در سیستم تعلیق خودروهای پیشرفته نقش بسزایی دارند. مدل بیشتر این میراگرها، نوعی مدل نیروی اصطکاکی غیرخطی هستند. در این مقاله مدل سیستم تعلیق براساس میراگر بدون سیّال مغناطیسی MR بر اساس دو مدل بینگهام و بوک‌ون و با وجود آن مورد بررسی قرار گرفته است.

کلیدواژه‌ها: *میراگر، سیّال مغناطیسی، مدل بینگهام، مدل بوک‌ون، سیستم تعلیق خودرو*

مقدمه

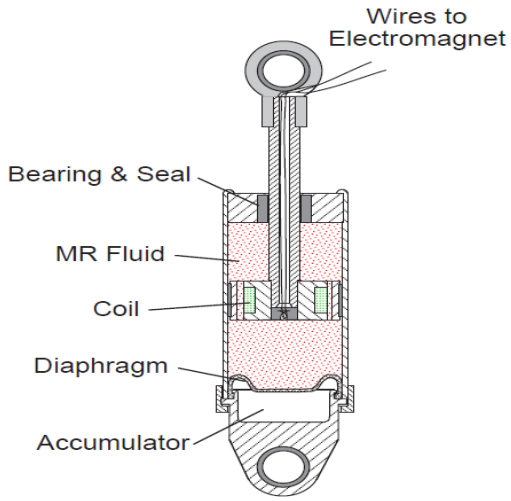
با پیشرفت علم استفاده از مواد مغناطیسی، در سال‌های اخیر استفاده از میراگرهای فعال و نیمه فعال در صنعت به شدت گسترش یافته است و میراگرهای مغناطیسی به کرات مورد استفاده قرار می‌گیرند. در روش کنترل نیمه‌فعال، نیرویی که تجهیزات کنترل نیمه فعال ایجاد می‌کنند، یک نیروی مقاوم بوده و با صرف انرژی کمی (برای مثال در حد یک باتری برای میراگرهای سیال مغناطیسی MR) در یک فرآیند هوشمند، در سیستم تغییراتی ایجاد می‌کنند تا قسمتی از انرژی حاصل جذب شود. روش کنترل نیمه‌فعال به‌دلیل انعطاف و کارایی بالا و نیازمندی کمتر به منابع انرژی، به سرعت در حال توسعه است. یکی از پرکاربردترین وسایل مورد استفاده برای کنترل نیمه‌فعال، میراگرهای MR می‌باشند که از پیستون، سیلندر حاوی سیال MR، سیم‌پیچ و انباشت‌گر تشکیل می‌شوند. تاکنون مدل‌های مختلفی برای رفتار دینامیکی غیرخطی میراگر MR، از قبیل مدل Bingham، Gamota and Filisko، Bouc-Wen و Modified Bouc-Wen بیان شده است. برای طراحی کنترل‌گر بدون دخیل کردن پیچیدگی های مربوط به غیرخطی بودن معادلات دیفرانسیلیِ رفتار دینامیکی میراگر، چندین روش پیشنهاد شده است که در همه آن‌ها دو نکته لحاظ شده‌اند: اول اینکه، جهت نیروی ایجاد شده توسط میراگر، خلاف جهت سرعت نسبی دو انتهای میراگر می‌باشد و دوم، تغییرات نیروی ایجاد شده در مقابل تغییرات ولتاژ، آنی نبوده و به‌شکلی نرم صورت می‌گیرد. همچنین روش‌های جدیدتری ارائه شده است که ابتدا نیروی مورد نیاز به یکی از روش‌های معمول به‌دست آورده می‌شود و سپس از مدل معکوس میراگر برای محاسبه ولتاژ متناظر استفاده می شود. انواع مختلفی از شبکه‌های عصبی و شبکه‌های عصبی- فازی با معماری‌های مختلف و روش‌های متفاوت برای تنظیم پارامترهای موجود در آن‌ها توسط محققان برای بیان

عددی مدل مستقیم و مدل معکوس میراگر، ارائه شده است. سیال MR از ذرات الکترومغناطیسی با اندازه میکرونی تشکیل شده است. این‌ها زمانی که در معرض یک میدان مغناطیسی قرار می‌گیرند، این ذرات پلاریزه شده و مطابق با خطوط میدان مغناطیسی جذب هم می‌شوند؛ در نتیجه در زنجیره ذرات داخل سیال قرار گرفته و با افزایش ویسکوزیته سیال همراه است؛ بنابراین سیال از مایع به یک مانند چسب مانند شبیه کره بادام زمینی به‌سرعت(در حد میلی‌ثانیه) تبدیل می شود که قابل برگشت نیز است؛ سیال زیر در دانشکده مهندسی عمران دانشگاه چنگ کونگ تایوان ساخته شده است؛ اندازه ذرات مغناطیسی آن به‌طور متوسط دارای قطر ۷ میکرومتر است؛ مایع حامل چسب سیلیکون ۱۰۰۰ است؛ یک افزودنی اختصاصی فعال در سطح برای نگهداری ذرات غوطه‌ور مغناطیسی پذیرفته شده است، به‌طوری‌که ظاهر این سیال MR حتی خاکستری تیره («شکل ۱») است که حساس به میدان مغناطیسی هم است.



شکل۱: سیال MR بر روی برروی تکه‌های پلاستیک بدون آهنربایش و با استفاده از آن [۱]

با استفاده از سیّال MR برای فراهم کردن نیروی دمپی قابل کنترل، میراگر MR نوعی از وسایل کنترلی نیمه فعال است؛ این دمپر برای کاربردهای مهندسی نسبتا قابل اطمینان است؛ چون ویژگی‌های جذابی ازقبیل نیاز به توان اندک، قابلیت اطمینان و عدم گران بودن برای تولید دارد. این میراگر، اولین مدل ساخته شده تو سعه یافته در این دانشگاه است. وسیله کنترلی نیمه فعال دمپر MR معمولا از وسیله کنترلی غیرفعال سیال دمپر به‌دست می‌آید. میراگرهای تصویر زیر، میراگرهای طراحی و تولید شده در هفت سال پیش هستند. یک لامپ پلاستیکی سیم لعاب‌دار برای ایجاد میدان مغناطیسی طراحی شده است. این یک ذره خاص دمپر MR توسعه‌یافته است. در «شکل ۲» ساختاری ساده از میراگر مغناطیسی MR ارائه شده است.



شکل۲: ساختار میراگرهای MR [۲]

سیال رئومغناطیسی گونه‌ای سوسپانسیون است که در آن ذرات ریز جامد مغناطیسی به قطر تقریبی ۱۰ نانومتر در مایعی (معمولا روغن) شناور است.

آهنربای سیال ابتدا در سال ۱۹۶۰ در سازمان ملی هوانوردی و فضایی آمریکا ناسا، هنگامی‌که محققان روش‌های گوناگون کنترل مایع در فضا را بررسی می‌کردند، کشف شد؛ مزایای آهنربای سیال به‌سرعت شناخته شد؛ با آهنربای سیال می‌توان موقعیت سیال رئومغناطیسی را از طریق مصرف آهنی تشخیص داد و با تغییر میدان مغناطیسی آن می‌توان مایع را مجبور به جاری شدن کرد.

روش تهیه: سیالات مغناطیسی یا فرو فلویدها، سوسپانسیون‌های(محلول جامد در مایع) کلوییدی از نانو ذرات مغناطیسی هستند که نسبت به میدان مغناطیسی خارجی واکنش نشان می‌دهند؛ این امر سبب می‌گردد که محل قرار گرفتن این محلول را از طریق به‌کارگیری یک میدان مغناطیسی کنترل کرد. نانو ذرات مغناطیسی Fe_3O_4 را می‌توان از طریق مخلوط کردن نمک‌های آهن II و III در یک محلول پایه به دست آورد؛ برای تهیه این محلول ضروری است که ذرات، اندازه کوچک خود را حفظ کرده و به یک‌دیگر نپیوندند تا مخلوط به‌صورت سوسپانسیون باقی

بماند؛ برای این منظور از دسته دیگری از مواد به نام سورفکتانت استفاده می‌شود که مانع نزدیک شدن بیش از اندازه ذرات به یکدیگر می‌گردند. زمانی که یک سیال مغناطیسی در مجاورت یک مغناطیس قوی قرار می‌گیرد، تصویری زیبا از ذرات سوزنی به نمایش گذا شته می شود. این نوع لرزه‌گیر بر پایه تغییر ویسکوزیته مورد استفاده در آن برای تغییر پارامترهای لرزه‌گیر عمل می‌کند. سیال به‌کار رفته در این لرزه‌گیر دارای ویژگی لزجت وابسته به میدان مغناطیسی ا ست؛ با پیچیدن سیم فلزی دور میله پیستون لرزه‌گیر و عبور جریان الکتریکی از این سیم پیچ، می‌توان میدان مغناطیسی در محفظه به‌وجود آورد و با تغییر جریان الکتریسیته، میدان مغناطیسی و در نتیجه لزجت سیال را تغییر داد. مقدار جریان الکتریسیته سیم‌پیچ به‌وسیله واحد کنترل الکتریکی بر مبنای پارامترهای اندازه‌گیری شده به‌وسیله سنسورها محاسبه می‌شود؛ در این نوع از لرزه‌گیرها دیگر از دریچه‌هایی استفاده نمی شود و لرزه‌گیر تنها یک سیلندر و پیستون ساده ا ست؛ طیف تنظیمات این نوع لرزه‌گیر خیلی بیشتر از انواع دیگر بوده و همچنین به سبب عدم جریان سیال در آن‌ها بسیار کم صدا می‌باشد.

اصلی‌ترین سازنده سیستم‌های تعلیق بر پایه این نوع لرزه‌گیر شرکت دلفی می‌با شد و سی ستم تعلیق ساخته شده تو سط این شرکت تحت‌نام مگنا راید عرضه می‌شود؛ این سیستم نخستین سیستم تعلیق نیمه‌فعال می‌باشد که در آن هیچ نوع دریچه الکترومکانیکی و همچنین سوپاپ متحرک به‌کار نرفته است؛ همان‌طور که بیان شد این سیستم بر پایه کاربرد سیال مگنا راید در لرزه‌گیر طراحی و تولید شده است.

مواد مگ نارا ید شا مل ذرات میکروسکوپی از جنس مواد نرم مغناطیسی مانند آهن معلق در یک مایع از جنس هیدروکربن‌های مصنوعی می‌باشد؛ هنگامی که مایع مگنا راید در حالت خاموش قرار داشته باشد و به‌عبارت دیگر تحت‌تاثیر میدان مغناطیسی نباشد ذرات از یک الگوی اتفاقی پیروی می‌کنند؛ اما در حالت روشن بودن و یا مغناطیسی شدن، از ذرات رشته‌ای تشکیل می‌دهد که منجر به تبدیل وضعیت مایع به حالتی نزدیک به پلاستیک می‌گردد؛ با کنترل جریان عبوری از سیم‌پیچ الکترومغناطیسی درون لرزه‌گیر مقاومت بر شی مایع مگنا راید تغییر می‌یابد که این امر سبب تغییر ویسکوزیته مایع می‌گردد؛ با کنترل دقیق میدان مغناطیسی می‌توان ویسکوزیته مایع مگنا راید را میان کمینه مقدار آن تا حالتی نزدیک به صلبیت به دلخواه تغییر داد که نتیجه آن دست‌یابی به لرزه‌گیر با تغییرات پیوسته در زمان واقعی خواهد بود.

زیربخش‌های سیستم مگنا راید طراحی شده توسط دلفی به قرار زیر ا ست: ۱. واحد کنترل الکتریکی، ۲. حسگرها(حسگر زاویه فرمان- حسگر نرخ تغییرات چرخ زنی-حسگر اندازه‌گیری شتاب کناری- حسگر اندازه‌گیری موقعیت نسبی)، ۳. راه‌اندازها شامل چهار لرزه‌گیر مگنا راید برای هر چرخ، ۴. منبع جریان الکتریکی که همان باتری است.

سیستم اعلام نقص که در صورت بروز مشکل با روشن شدن چراغی راننده را از وجود اشکال در سیستم تعلیق مطلع می‌سازد

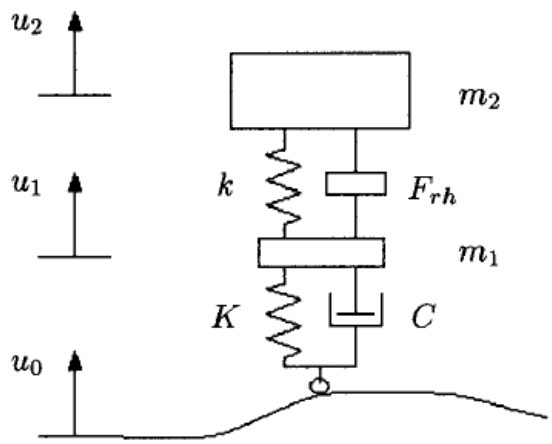
۱,۲ . مدل سیستم و مدل‌سازی میراگر MR

حال به بیان مدل سی ستم می‌پردازیم. در « شکل ۳» ، مدل تعلیق سیستم یک‌چهارم خودرو نشان داده شده است و معادلات آن به‌صورت (۱) است:

$$\begin{aligned} & m_1\dot{u}_1 = \\ & K(u_0-u_1)+C(\dot{u}_0-\dot{u}_1)+k(u_2-u_1)+F_{rh} \\ & m_2\dot{u}_2 = k(u_2-u_1)-F_{rh} \end{aligned} \qquad (۱)$$

که در آن m_1 و m_2 اجرام محور و بدنه خودرو هستند، u_1 و u_2 معنی جابجایی عمودی خودرو، و u_0 اختلال جاده است. علاوه بر این، K و C نشان‌دهنده فنر و میرایی ثابت چرخ و تایر، K نشان‌دهنده سختی تعلیق و F_{rh} نیروی اعمال شده توسط دمپر MRF است.

پارامترهای جرم m_1=250 کیلوگرم و m_2=1300 کیلوگرم مورد استفاده برای شبیه‌سازی زیر به مقادیر متناظر یک اتوبوس کوچک و یا وسیله نقلیه می‌باشند. ضریب سختی K=650.000 N/m و میزان میرایی C=800 Ns/m از تایر، همچنین ثابت فنر k=110.000 N/m درنظر گرفته شده است. از سیستم تعلیق یک وسیله نقلیه زمینی معمولی اقتباس شده است. (مارگولیس و گشتاسب پور). معادلات فوق را بر مقادیر جرم تقسیم می‌نماییم و حاصل را در سیمولینک نرم افزار MATLAB رسم می‌کنیم.



شکل۳: مدل یک‌چهارم خودرو(مدل یک چرخ)

در مدل بینگهام یک دمپر MRF، نیروی تولید شـــده از (۲) قابل محاسبه می‌باشد[۳]:

$$F_{rh} = f_c sign(\dot{u}_2 - \dot{u}_1) + c_0(\dot{u}_2 - \dot{u}_1) \quad (۲)$$

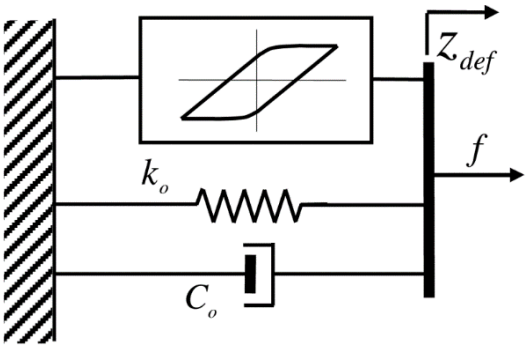
مقادیر پارامترهای شبیه‌سازی بر اساس داده‌های تجربی برگرفته از تحقیقات اسپنسر و همکارانش است. مدل Bouc-Wen برای رفتار میراگر MR توسط Yi و همکاران به‌صورت معادلات زیر ارائه شده است[۴]:

$$F = c_0\dot{x} + k_0(x - x_0) + az \quad (۳)$$

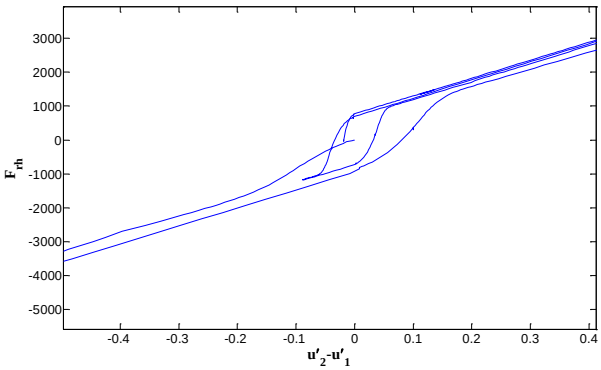
که این نیرو، در واقع نیروی تولید شده به‌وسیله این مدل است[۴]:

$$\dot{z} = -\gamma|\dot{x}|z|z|^{n-1} - \beta\dot{x}|z|^n + \delta\dot{x} \quad (۴)$$

که در آن f_{damper} نیروی ایجاد شده توسط میراگر، سرعت نسبی دو انتهای میراگر، u ولتاژ واقعی و V ولتاژ ورودی به میراگر اســـت. z متغیر مربوط به رفتار پسماندی می‌باشد که در واقع مشخص‌کننده حافظه‌دار بودن میراگر است. به‌عبارت دیگر این متغیر وضعیت های پیشین را در خود جای داده است. همان‌طور که در شکل زیر دیده می‌شـــود، نیروی میراگر در این مدل به شـــکل میرایی لزج و رفتار پسماندی Bouc-Wen که به‌صورت موازی کار می‌کنند، پیشنهاد شده است.



شکل۴: مدل مکانیکی میراگر MR در مدل‌سازی Bouc-Wen

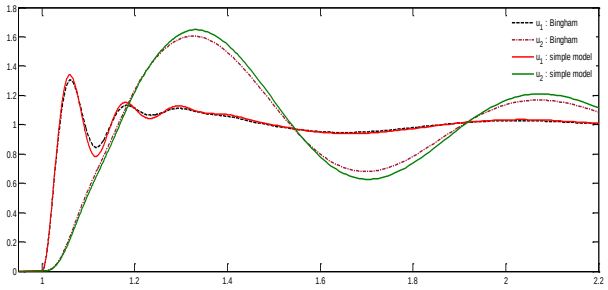


شکل۵: نمودار شبیه‌سازی پسماند نیرو برحسب سرعت در مدل بوکون

۳. نتیجه‌گیری

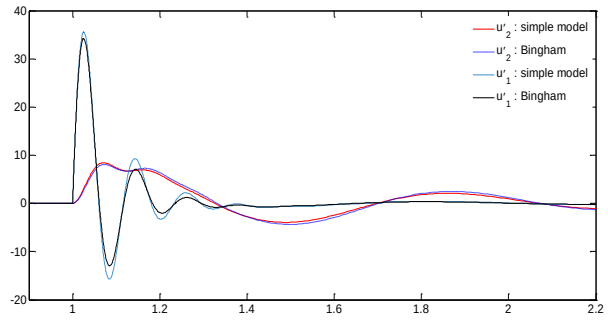
در مقادیر پارامترهای شبیه‌سازی بر اساس داده‌های تجربی برگرفته از تحقیقات اسپنسر و همکارانش است. ثابت-های مورد استفاده در مدل بینگهام عبارتند از K=650000، k=110000، C=800، c_0=5000، f_c=670، m_2=1300، m_1=250.

همچنین در «شـــکل ۶» مقایســـه‌ای بین ســـرعت‌های(مشـــتقات جابجایی) مدل بینگهام و مدل ساده انجام گرفته است که می‌بینیم با استفاده از مدل بینگهام در قیاس با مدل ساده، تغییرات سرعت کمتری ایجاد می‌گردد؛ در ضمن، زمان نشست در مدل بینگهام به نسبت مدل ساده، کمتر می‌باشد که با این وجود، یعنی سیستم زودتر همگرا می‌شود.



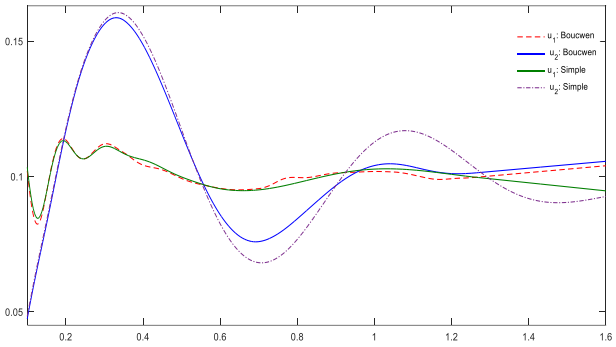
شکل۶: جابجایی در مدل ساده و بینگهام

مشابه مقایسه بین جابجایی‌ها و سرعت‌ها در مدل بوک‌ون و مدل ساده، قیاسی هم بین مدل بینگهام و مدل ساده انجام گرفته است. طبق شکل زیر، تحت به‌کارگیری مدل بینگهام نسبت به مدل ساده، تغییرات جابجایی بسیار کمتری وجود دارد که این مطلوب است؛ همچنین زمان نشست سیگنال در مدل بینگهام به نسبت مدل ساده، کمتر است و این بدان معنی است که سیستم زودتر به زمان همگرایی می‌رسد که این نیز مطلوب است.



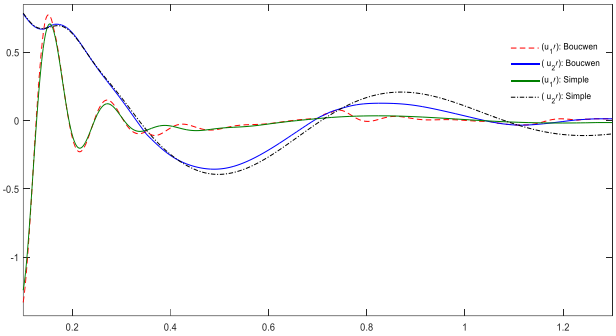
شکل۷: سرعت در مدل ساده و بینگهام

«شکل ۸» در مورد مقایسه بین جابجایی‌ها در مدل بوک‌ون و مدل ساده است؛ همان‌طوری که مشاهده می شود، با استفاده از مدل بوک‌ون به نسبت مدل ساده، تغییرات جابجایی کمتری وجود دارد؛ همچنین زمان نشست در مدل بوک‌ون به نسبت مدل ساده، کمتر است و این بدین معنی است که سیستم زودتر به زمان همگرایی خود می‌رسد.



شکل۸: مقایسه‌ای بین جابجایی‌های مدل بوک‌ون و مدل ساده

در «شکل ۹» مقایسه‌ای بین سرعت‌های(مشتقات جابجایی) مدل بوک‌ون و مدل ساده صورت گرفته است؛ همانطوری که قابل مشاهده است، با استفاده از مدل بوک‌ون به نسبت مدل ساده، تغییرات سرعت کمتری ایجاد می‌گردد؛ ضمنا زمان نشست در مدل بوک‌ون به نسبت مدل ساده، کمتر می‌باشد و این یعنی سیستم زودتر همگرا می‌شود.



شکل۹: مقایسه‌ای بین سرعت‌های مدل بوک‌ون و مدل ساده

در مقالات معتبر، کنترل‌گرهایی برای سیستم تعلیق خودرو و میراگر مغناطیسی به‌کار گفته شده است که از آن جمله می‌توان به کنترل‌کننده‌های فازی [۵-۷]، مد لغزشی[۸] اشاره کرد.

استفاده از حل‌کننده‌عددی مناسب نیز در شبیه سازی‌ها، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است؛ در این مقاله از حل‌کننده های عددی Ode23، Ode45، Ode23t استفاده شده است؛ در «جدول ۱»، نوع گام، مرتبه دقت و سختی حل‌کننده‌های عددی آورده شده است.

جدول۱: انواع حل‌کننده‌ها در شبیه‌سازی MATLAB

حل‌کننده عددی	نوع گام	مرتبه دقت	سختی
Ode1	ثابت	اول	N/A
Ode2	ثابت	دوم	N/A

Ode3	ثابت	سوم	N/A
Ode4	ثابت	چهارم	N/A
Ode5	ثابت	پنجم	N/A
Ode8	ثابت	هشتم	N/A
Ode45	تک گام	متوسط	خیر
Ode23	تک گام	کم	کم
Ode113	چند گام	متغیر	بله
Ode15s	چند گام	متغیر	بله
Ode23s	تک گام	کم	کم
Ode23t	تک گام	کم	کم
Ode23tb	تک گام	کم	کم
Ode14x	ثابت	زیاد	N/A
Discrete	N/A	N/A	N/A

بدیهی است که سیستم تعلیق در خودرو در آسایش سرنشینان از اهمیت بسیار زیادی برخوردار است؛ البته در قیمت خودرو هم تا حد زیادی موثر است. لازم به‌ذکر است که نحوه طراحی و همچنین ساخت سیستم تعلیق خودروها می‌بایست بسیار دقیق و موشکافانه انجام شود. می‌دانیم که وظیفه اصلی میراکننده‌ها، کاهش دادن ارتعاشات می‌باشد؛ فلسفه وجود میراگرها در خودرو نیز، کاهش لرزش‌ها و ارتعا شات و جابجایی‌ها و سرعت حرکت شا سی خودرو است. این بدین دلیل است که با کاهش ارتعاشات و لرزش‌ها و جابجایی‌ها و هچنین سرعت حرکت عمودی شاسی، سرنشین احساس آرامش و راحتی بیشتری می‌کند؛ باید کاری کنیم که تا حد امکان ناهمواری‌های جاده‌ها، توسط میراگر مطلوب، خنثی شود که حس آسایش سرنشین در داخل خودرو افزایش یابد.

۴. مراجع

[1] A. C. Wu, Y.C. Lin and D.S. Hsu, “PERFORMANCE TEST AND MATHEMATICAL MODEL SIMULATION OF MR DAMPER”, The 14th World Conference on Earthquake Engineering October 12-17, 2008.

[2] S.J. Dyke, B.F. Spencer Jr., M.K. Sain and J.D. Carlson, “Modeling and control of magnetorheological dampers of seismic response reduction”, Mechanical products division, lord corporation, cary, NC 27511

[3] Engelmann, B.; Hiptmair, R.; Hoppe, R. H. W.; Mazurkevitch, G.: Numerical simulation of electrorheological fluids based on an extended Bingham model. Preprint SFB-438– –9902, Sonderforschungsbereich 438, Techn. Univ. Munchen € – – Univ. Augsburg 1999. http://www-lit.mathematik.tu-muenchen.de/veroeff/html/SFB/992.76001.html.

[4] Butz, T.; von Stryk, O, “Modelling and Simulation of Electro- and Magnetorheological Fluid Dampers”, “ZAMM Z. Angew. Math. Mech. 82 (2002) 1, 3—20”

[5] Hyung-Jo Jung1,*,y, Kang-Min Choi2, Billie F. Spencer Jr.3 and In-Won Lee, “Application of some semi-active control algorithms to a smart base-isolated building employing MR dampers”, Struct. Control Health Monit.; 13:693–704,2006

[6] Kyle C. Schurter and Paul N. Roschke, “FUZZY MODELING OF A MAGNETORHEOLOGICAL DAMPER USING ANFIS”, IEEE International Conference on Fuzzy Systems • June 2000

[7] Kyle C. Schurter and Paul N. Roschke, “Neuro-Fuzzy Control of Structures Using Magnetorheological Dampers”, Proceedings of the American Control Conference Arlington, VA June 25-27, 2001

[8] Makoto Yokoyama, J. Karl Hedrick and Shigehiro Toyama, “A Model Following Sliding Mode Controller for Semi-Active Suspension Systems with MR Dampers”, Proceedings of the American Control Conference Arlington, VA June 25-27, 200

بیوسنسور تشخیصی برای ویروس zika

مهران کریمیان ریزی[۱]
مریم فریور[۲]
وحید رنجبر عین الدین[۳]
دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir
مربی سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران، Farivar.maryam@yahoo.com
دانشجو کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: ما یک بیوسنسور فعال با گرافن قابل انتقال برای شناسایی ویروس زیکا با یک آنتی بادی مونوکلونال غیرمتحرک توسعه داده ایم. اثرمیدانی بیوحسگر (FEB) با آنتی بادی های مونوکلونال که به صورت گرافیکی با هم ارتباط دارند، باعث تشخیص کمی از آنتی ژن های بومی ویروس زیکا (ZIKV) در زمان واقعی می شود. تغییر درصد ظرفیت در پاسخ به دوز آنتی ژن (ZIKV NS1) با سطوح اهمیت بالینی با تشخیص آنتی ژن در بافر در غلظت های ۴۵۰ pM معادل است. کاربرد های تشخیصی بالقوه با اندازه گیری آنتی ژن زیکا در سرم شبیه سازی شده انسان نشان داده شد. انتخاب پذیری توسط Encephalitis NS1، یک آنتی ژن ویروسی همولوگ و بالقوه متقابل اعتبارسنجی شد. علاوه بر این، پلتفرم گرافن می تواند به طور همزمان داده های پیشرفته ای از ابزارهای سینتیک بیوفیزیک غیر کلاسیک فراهم کند، و آن را برای هر دو تحقیق بالینی و کاربردهای تشخیصی سازگار کند. سرعت، حساسیت و انتخاب پذیری بیوسنسور زیکا فعال شده باگرافن برای اولین بار از نوع خود نامزدی ایده آل برای توسعه به عنوان یک تست تشخیصی پزشکی است.

کلیدواژه‌ها: بیوسنسور، زیکا، ***FEB***

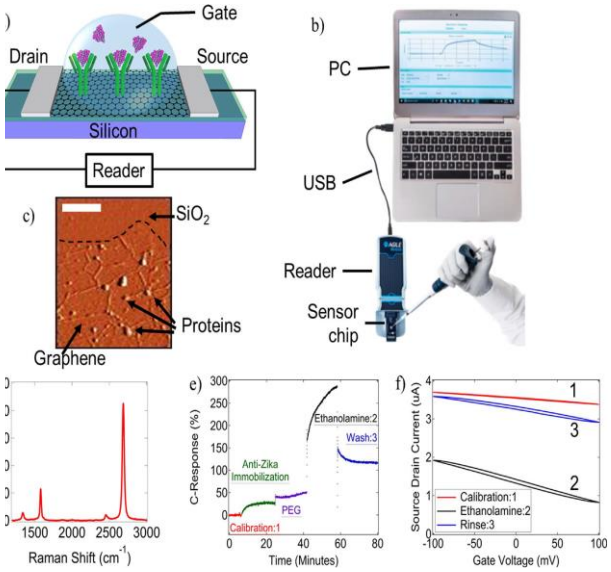
مقدمه

زیکا یک عفونت ویروسی حاملی است که در اواسط قرن بیستم در جنگل زیکا اوگاندا رخ داده است[۱]. از زمان کشف آن، چند شیوع مهم زیکا، اخیرا در سال ۲۰۱۵ در آمریکای شمالی و جنوبی از جمله ایالات متحده وجود دارد [۲]. اثرات درازمدت زیکا شامل نقایص شدید مغزی در جنین[۳] و سندرم Guillain-Barre در بزرگسالان است[۴]. به عنوان یک نتیجه، اپیدمی ویروس زیکا نگرانی رو به رشد در بهداشت عمومی در ایالات متحده است. بیش از ۴۱۰۰۰ مورد از عفونت ویروس Zika از ژانویه ۲۰۱۵ در ایالات متحده و سرزمین های آن گزارش شده است که ۳۴۶۱ مورد آن زنان باردار هستند [۵]. استانداردهای تشخیصی فعلی برای تشخیص Zika عبارتند از: RNA Nucleic Acid Testing (RNA NAT)، Trioplex rRT-PCR یا آنتی بادی Zika IgM آنتی بادی آنزیمی مرتبط با آنزیم مرتبط با ایمونوسوربنت (Zika MAC-ELISA) در ادرار، سرم یا مایع مغزی [۶]. با این حال، به دلیل واکنش پذیری متقابل با ویروس های cocirculating مانند دنگ[۲۸] و آنسفالیت[۲۹] ژاپنی (Sironi) [۷] میزان تایید نتایج مثبت پیش فرض کمتر از ۵۰٪ برای ELISA تست IgM تجاری [۸] هر دو قابلیت تشخیصی به موقع و دقیق فن آوری های در حال ظهور برای مبارزه با این تهدید بهداشت عمومی مورد نیاز است.

[۲۸] dengue

[29] encephalitis

نانومواد بسیار حساس به عنوان حسگرهای بیوسنسور، با محدودیت پایین تر تشخیص با انتخاب پذیری بهتر، نسبت به آزمایشات قدیمی نشان می دهد. یک نامزد بوسنسور امیدبخش، گرافن، یک ورقه دو لایه از اتم های کربن شش ضلعی است که ابتدا در سال ۲۰۰۴ به صورت آزمایشی جداسازی شدند [۹]. به عنوان یک ماده دوجانبه هدایت کننده، هر اتم در یک ورق گرافن، در تماس مستقیم با محیط آن قرار دارد و به نوسانات الکترواستاتیک پاسخ می دهد، و آن را نامزد ایده آل برای کاربردهای سنجش می کند [۱۰]. در واقع، گرافن در حسگرهای تمام انواع شامل سنسورهای فشار [۱۱]، سنسورهای بخار شیمیایی [۱۲]، حسگرهای نوری [۱۳] و سنسورهای مولکولی [۱۴] گنجانده شده است. اخیرا استفاده از یک تراشه گرافنی تجاری به عنوان یک حسگر بیوسنس را با استفاده از سخت افزار الکترونیکی قابل حمل اثبات کرده ایم ۲۰۱۶. [۱۵] گرافن به عنوان ماده پایه ای برای پلتفرم ما بر روی سایر نانومواد ها ؛ بخاطر تاریخ انتشار گسترده ای از دستگاه های حسگر همراه با دسترسی اخیر تراشه های بیوسنسور گرافن که از طریق فاکتورهای تجاری، بسته بندی و فرایندهای QA پردازش شده اند انتخاب شده است [۱۶]. استفاده از تراشه های بیوسنسور تجاری به جای چیپ های بیوسنسور ساخته شده در آزمایشگاه، ما را قادر به ارزیابی ویژگی های مواد و دستگاه با استفاده از تولید مقیاس نزدیک تر به آنچه که برای یک دستگاه تشخیصی بالقوه در مقایسه با یک دستگاه آزمایشگاهی ساخته شده است می نماید. این تراشه ها برای تشخیص حساس و خاص پروتئین غدد ساختاری ویروسی ZIKV NS1(Zika) در اینجا اصلاح شده است.



شکل ۱ (a) نمودار المان سنسور تراشه ی بیوسنسور گرافن. آنتی بادی ها با استفاده از یک لینک دهنده با طول صفر به گرافن بکر تبدیل می شوند. همراه با بلوک PEG، این آنتی بادی ها دی الکتریک را در یک ترانزیستور مجهز به یک کانال گرافن تشکیل می دهند. (b) تصویر کل سیستم تراشه سنسور، شامل تراشه سنسور، الکترونیک خواننده و کنترل دیجیتال و نرم افزار کنترل و ارائه اطلاعات در کامپیوتر است.(c) تصویر AFM گرافن پس از پیوستن پروتئین موفق، نوار مقیاس ۱ میکرومتر و ارتفاع Z 10 نانومتر است. (د) طیف رامان پس از ساخت دستگاه نسبت D / G کم، و گرافن با کیفیت بالا را نشان می دهد. (e) تغییر درصد ظرفیت خازنی در هنگام بی تحرک سازی هدف و خنک کردن روی سطح تراشه ی بیوسنسور گرافن. I-Vg (f) منحنی در مراحل مختلف بی تحرک سازی. تغییر چشمگیر شیب I-Vg نشان دهنده تغییر قابل ملاحظه در شیمی سطح و افزایش حساسیت بیوسنسور است.

۲- مواد و روش ها

۲-۱- ساخت بیوسنسور گرافن

تراشه های بیوسنسور در ریخته گری تجاری همانطور که قبلا شرح داده شد، ساخته شده است [17]. به طور خلاصه، فتوولیتوگرافی و CVD پلاسمایی با استفاده از گرافیت به

شکل گرافیتی و منعقد شدن با Ti / Pt بر روی ۶ "ویفر سیلیکون [۱۸] مورد استفاده قرار می گیرد. فیلم های گرافن تک لایه با کیفیت بالا از طریق CVD روی فویل مس (Alfa Aesar) رشد می کنند و از طریق انتقال حباب انتقال می یابند [۱۹]. قالب های فردی با استفاده از یک پردازنده تراشه بسته بندی شده و با اپوکسی انکپسوله می شوند تا به خوبی در معرض سطوح بالاتر از سطح بیوسنسور گرافن قرار گیرند.

۲-۲اندازه گیری بیوسنسور گرافن:

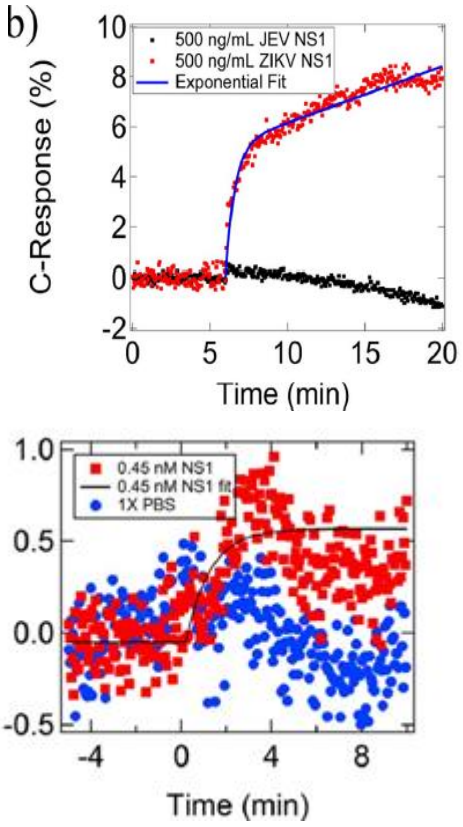
تراشه های بیوسنسور گرافن با استفاده از سیستم تجاری Agile R100 (Diagnostics Nanomedical)، که قبلا در جزئیات توضیح داده شده، خوانده می شود [۱۹]. با استفاده از این سیستم، تراشه های بیوسنسور گرافن به یک خواننده الکترونیکی وارد می شود که یک ولتاژ منبع تخلیه را در سراسر کانال گرافن و ولتاژ دروازه بین مایع اعمال شده و الکترود تخلیه گرافن اعمال می کند. ۲ کانال قابل خواندن موجود است: پاسخ-I[۳۰] (جریان از طریق کانال) و پاسخ-C[۳۱] (ظرفیت بیوسنسور به مایع). در این مطالعه، کانال پاسخ C استفاده می شود. کنترل سیستم و همچنین خواندن داده ها از طریق نرم افزار Agile Plus اجرا می شود که بر روی یک کامپیوتر متصل به سیستم از طریق USB اجرا می شود، همانطور که در شکل b۱ نشان داده شده است.

۲-۳عدم تحریک پروتئین

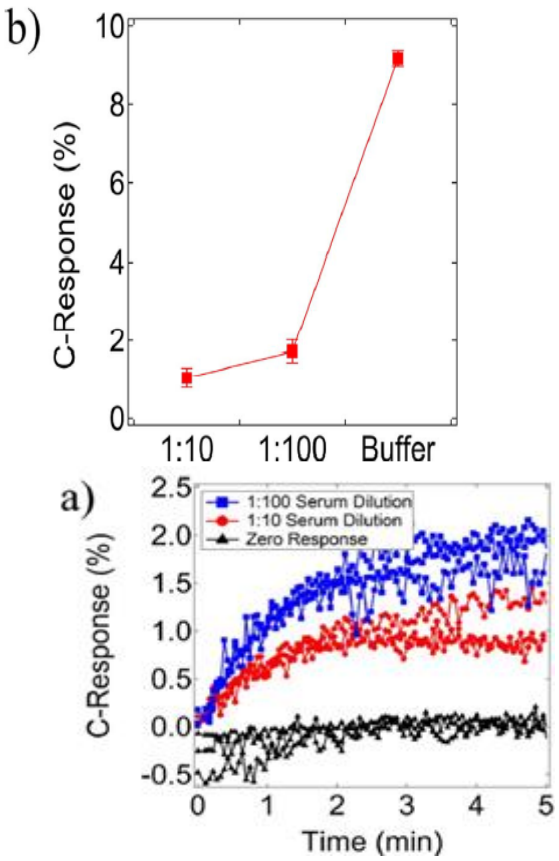
قبلا شیمی سطح NHS را برای ساخت تراشه های حسگر آماده برای پیوست پروتئین مورد استفاده توضیح داده ایم (افصحی و همکاران، ۲۰۱۷). سپس تراشه های بیوسنسور با هدف، موش ضدباکتری موسوم به anti-Zika NS1 موسوم به مراکز کنترل بیماری (CDC) توسعه یافت. Anti-Zika NS1 به یک غلظت کاری ۱۴,۶ nM در X۱ فسفات بافر شور (pH 7.4) PBS رقیق شد. در طی عدم تحرک و اندازه گیری، ۷۵ میکرولیتر از تمام محلول ها بر روی تراشه های بیوسنسور استفاده شد و مراحل انکوباسیون در دمای اتاق انجام شد. این نرم افزار به مدت ۶۰ ثانیه در ابتدا با pH 1/4 PBS pH 7.4 کالیبره شد. Anti-Zika NS1 با انکوباسیون به مدت ۱۵ دقیقه بر روی سطح قرار گرفت. پلی اتیلن گلیکول (PEG) قبلا نشان داده شده است که یک بلوک موثر در برابر تعاملات غیر اختصاصی به طور کلی و به طور خاص هنگامی که به صورت کششی به دستگاه های گرافن متصل می شوند می باشد [14]. بنابراین، ابتدا گروه های فعال NHS فعال با استفاده از ۳ میلی مولار آمینو PEG5 الکل (آمینو (PEG BroadPharm) pH 7.4) قبل از رفع نهایی با ۱ مولار اتانولامین pH 8.5 خنک شدند. هر مرحله به مدت ۱۵ دقیقه انجام شد و سپس چندین شستشو در ۱ X PBS pH 7.4 انجام شد. غلظت بالا PEG مورد استفاده در حین مسدود کردن منجر به PEG متصل بطور کووالانسی به سطح گرافن و جذب PEG به بقیه سطوح تراشه می شود.

[۳۰] I-Response

[۳۱] C-Response



شکل(A)2. سنسوگرام پاسخ C بیوسنسور گرافن برای 0.45 nM از ZIKV NS1در ۷,۴ X PBS pH۱می باشد. کنترل (آبی) استفاده مجدد از ۱ X PBS pH 7.4 است (b) .سنسوگرام پاسخ C در حین سنجش توسط ZIKV NS1 ۵۰۰نانوگرم بر میلی لیتر JEV NS1 در مقابل غلظت مساوی ZIKV NS1 . خط آبی نشان دهنده برازش نمایی منحصر به فرد برای منحنی پاسخ ZIKV NS1 می باشد.(برای تفسیر مراجع برای رنگ در شرح این شکل، خواننده به نسخه وب این مقاله ارجاع داده می شود).



شکل 3(A) پاسخ C از ۴ تراشه سنسور برای هر رقت ۱:۱۰ سرم بدون هیچ آنتی ژن spike in (پاسخ صفر)، رقت سرم با ۱:۱۰ با ۵۰۰ نانوگرم در میلی لیتر ZIKV spike-in NS1 و رقت سرم با ۱:۱۰۰ با ۵۰۰ نانوگرم در میلی لیتر .ZIKV NS1 spike-in (ب) تغییر در پاسخ C با فاکتور رقیق سازی .خطاها، انحراف استاندارد هستند.

این باعث ایجاد یک خاصیت ضد جذبی برای SiO2 و همچنین یک بلوک پایدار بر روی گرافن در مقابل تعاملات غیر خاص در سطح می‌شود. اندازه گیری ها در یک بافر ۱× PBS pH 7.4 یا محلول سرم شبیه سازی شده (Cellastim, InVitria)،برای اندازه گیری هایی درنسبت های ۱:۱۰ و ۱:۱۰۰ از سرم به ۱X PBS pH 7.4 انجام شد. بلافاصله پس از بی حرکت شدن و ثابت شدن، تراشه های بیوسنسور به مدت ۵ دقیقه در بافر مورد سنجش کالیبره شدند. آنتی ژن نوترکیب ZIKV NS1 (The Native Antigen Company) در بافر آزمون برای غلظت مورد نظر رقیق شد.

هر یک از غلظت ها برای تراشه های بیوسنسور به مدت حداقل ۵ دقیقه برای تولید پاسخ سنسوراعمال شد .کنترل منفی نیز با استفاده از 500ng/ml آنتی ژن ویروسی نوترکیب NS1 (JEV) التهاب حاد مغزی (JEV) ژاپنی (The Native Antigen Company) انجام شد که برای تراشه های سنسور با استفاده از پروتکل مشابه ZIKV NS1مورد استفاده قرار گرفت.

نتایج و بحث

کیفیت گرافن با نسبت D / G کم (<۰,۱) در طیف Raman نشان داده شده در شکل d۱ مشخص می شود. میکروسکوپ نیروی اتمی (AFM) نشان می دهد که عدم حرکت هدف در سطح گرافن با ضخامت ۱,۰ نانومتر (شکل S1) در چگالی بهینه proteins/µm2 ۵رخ می دهد و بنابراین تغییر در پاسخ C، پس از عدم تحرک پروتئین را تایید می کند (شکل 1c).

تراشه بیوسنسور گرافن به تکنولوژی Field Effect Biosensing (FEB)وابسته است، به این ترتیب ظرفیت الکتریکی کانال ها و دروازه های موجود یک ترانزیستور گرافینی اثر میدان مغناطیسی، زمانی که اهداف زیست محیطی مناسب به عنوان گیت دی الکتریک روی سطح ثابت می ماند، جا به جا می شود(شکل 1.a). گرافین Pristine برای اهداف موردنظر عاملدار می شود .سطح گرافن سپس برای کاهش تعاملات غیر اختصاصی، مسدود می شود.بیوسنسورها در طول این فرایند نظارت می شوند، همانطور که در شکل ۱ نشان داده شده است. بدیهی است که بی حرکت شدن آنتی بادی (نعی پروتئین خونی)موجب افزایش ۲۰٪ در پاسخ ظرفیت الکتریکی شد (شکل 1.e) . علاوه بر این، افزایش ۱۰۰٪ در پاسخ C بین مرحله شستشو و پایه کالیبراسیون دیده می شود (شکل 1.e) .این نشان می دهد که اصلاحات شیمیایی غیرقابل برگشت روی سطح انجام شده است، که به طور موفقیت آمیز بیوسنسورعاملدار شده است. Anti-Zika NS1تأثیر بیشتری بر ظرفیت الکتریکی ترانزیستورهای گرافن نسبت به مقاومت منبع تخلیه (source-drain)دارد، به همین دلیل کانال پاسخ Cدر این مطالعه مورد استفاده قرار گرفت.

هر کدام از مقادیر داده در شکل 1.e، مربوط به یک چرخه کامل ولتاژ گیت مایع از ۱۰۰- تا ۱۰۰ میلی ولت (Mv) و مشکی است .شکل 1f منحنی ولتاژ ورودی در مقابل جریان کامل را در طول کالیبراسیون، خاموش کردن و شستشو نشان می دهد .افزایش شیب I-Vg (هدایت انتقالی بالاتر)، حساسیت بیوسنسور گرافن را افزایش می دهد. در توسعه یک آزمایش تشخیصی بالینی، به حداکثر رساندن حساسیت بسیار مهم است .در حال حاضر شیوع عفونت زیکا ناشی از میزان بالای واکنش متقابل با دیگر پاتوژن های فلاویویروس (flavivirus) نا معلوم است .برای این منظور، تشخیص یک پروتئین ویروسی خاص با اپیتوپ های (epitope) منحصر به فرد را هدف قرار می دهند. ساختار بلوری ZIKV NS1 نشان می دهد که پروتئین-C terminalدارای ویژگی های الکترواستاتیک است که آن را از ویروس های عفونی مرتبط با آن متمایز می کند [14].این بارهای منحصر بفرد برای توسعه mAbs خاص با واکنش متقابل محدود شده در میان ویروس های مرتبط مانند .JEV اجازه می دهدحساسیت تشخیص ZIKV NS1بر روی یک تراشه بیوسنسور گرافن با استفاده از چندین غلظت آنالایزر تعیین شد .شکل 2a، برازش کالیبراسیون، پاسخ و سنسوگرام نمایی برای ۰,۴۵ nM ZIKV NS1نشان می دهد .سطح نویز RMS سیستم Agile R100 در حدود± ۰,۲٪ است .در کار قبلی ما برای اندازه گیری آنتیژن Zika در بافر، یک تشخیص محدودی از ۰,۴۱ nM ZIKV NS1در بافر را نشان می دهد، که در استفاده از سیستم آنتی بادی آنتی ژن برای تکنیک های عاری از برچسب دیگر مانند BLI بهبودچشمگیری دارد[۱۰].

برای نشان دادن انتخاب پذیری anti-Zika NS1که بر روی تراشه های بیوسنسور مبتنی بر گرافن ثابت شده است، ۵۰۰ نانوگرم بر میلی لیتر ZIKV NS1 یا JEV NS1 بر

روی تراشه های بیوسنسور منحصر بفرد عامل دار شده با anti-Zika NS1 به کار گرفته می شود.

JEV NS1دارای ۵۶,۵٪ آمینواسید اسید با ZIKV است و گونه های بالقوه متقابل واکنشی را نشان می دهد [15].هنگامی که از یک برازش نمایی برای نتایج سنسوگرام استفاده می شود (شکل b۲)، پاسخ c برای ZIKV NS1 ۸٪ بود .در مقایسه، JEV NS1 پاسخ حساسی قابل اندازه گیری در هنگام قرار گرفتن در معرض anti-ZIKV NS1 را نشان نداد انتخاب پذیری بالایی برای آنتی ژن ZIKV NS1 نشان داد. اندازه گیری های Spike-in در سرم شبیه سازی شده در دو رقت در چهارنسخه انجام شد تا پتانسیل بهینه سازی این آزمایش برای اهداف تشخیصی را نشان دهد. .سنسوگرام ها در شکل 3aنشان داده شده اند و پاسخ های متوسط پس از ۵ دقیقه با انحرافات استاندارد در شکل 3bنشان داده شده است.

رقیق سازی سرم سبب بهبود ضریب درصد تغییرات (CV%) با وجود کاهش پاسخ کلی سنسور می شود .به طور کلی، برامقدار CV٪ باید ≥ ۲۰٪ باشد، با مقدار CV≤ ۱۰٪، یک تست به عنوان یک آزمون قابل اعتماد محسوب می شود .با این حال این پارامترها بر اساس دقت سنجی در رابطه با خطای مجاز بالقوه (موسسه استاندارد های آزمایشگاهی بالینی، ۲۰۱۲) استوار است.

در دقت ۱:۱۰، مقدار CV در حدود ۱۹,۸۹٪ است، در حالیکه در دقت ۱:۱۰۰، CVبرابر با ۹,۱۷٪ (جدول تکمیلی S1 را ببینید)، که این امکان را برای یک ارزش تشخیصی در یک محیط بالینی فراهم می کند.

۴-نتیجه گیری

بیماری های واگیردار در حال ظهور مانند زیکا، پیشرفت هایی در بخش های پزشکی و تحقیقاتی به دنبال داشته است .تفسیرنتایج آزمایشات آنتی بادی ویروس زیکا (IgM)ممکن است به علت واکنش پذیری بالا در میان ویروس های مرتبط با ویروسی مانندJEV بغرنج باشد.

اتصالات کووالانتی anti-Zika NS1بر روی تراشه ی بیوسنسور گرافن باعث می شود تا هزینه های کم وحصول قابل انتقال از داده های اتصال سینتیکی در زمان واقعی از طریق فن آوری FEB فراهم شود .تراشه بیسنسور Agile R100با anti-Zika NS1عاملدار شد، ZIKV NS1 را در غلظت های کم ۰,۴۵ نانومتری تشخیص می دهد.

علاوه بر این، هنگامی که دستگاه با JEV NS1 مورد آزمایش قرار گرفت، هیچ واکنشی متقاطع قابل اندازه گیری وجود نداشت. LLOD و ویژگی آنتی ژن ZIKV NS1 فرصتی برای تشخیص مراحل اولیه بیماری های زودرس عفونیZika فراهم می کند .پلت فرم Agile R100 FEB یک پایه امیدوار کننده برای توسعه برنامه های کاربردی بالینی Zika و بهبود تست تشخیص در اوایل عفونت فراهم می کند.

۵- مرجع

[1] Afsahi, S.J., Locascio, L.E., Pan, D., Gao, Y., Walker, A.E., Barron, F.E., Goldsmith, B.R., Lerner, M.B., 2017. MRS Adv., 1–7.Centers for Disease Control, 2017. Zika Virus: Case Counts in the US [WWW Document].May 16, 2017.Clinical Laboratory Standards Institute, 2012. NCCLS Doc. EP15-A2 25.

[2] Esfandiar, A., Kybert, N.J., Dattoli, E.N., Hee Han, G., Lerner, M.B., Akhavan, O., Irajizad, A., Charlie Johnson, A.T., 2013. Appl. Phys. Lett. 103. Food and Drug Administration, 2016. FDA Warns Health Care Providers Against Relying Solely on Zika Virus Serological IgM Assay Results. Reminds them to Wait for Confirmatory Test Results Before Making Patient Management Decisions: FDA Safety Communication [WWW Document]. May 16, 2017.

[3] Gao, L., Ren, W., Xu, H., Jin, L., Wang, Z., Ma, T., Ma, L.-P., Zhang, Z., Fu, Q., Peng, L.-M., Bao, X., Cheng, H.-M., 2012. Nat. Commun. 3, 699. Gao, N., Gao, T., Yang, X., Dai, X., Zhou, W., Zhang, A., Lieber, C.M.,

2016. Proc. Natl. Acad. Sci. USA 113, 14633–14638.

[4] Geim, A.K., Novoselov, K.S., 2007. Nat. Mater. 6, 183–191. Huzly, D., Hanselmann, I., Schmidt-Chanasit, J., Panning, M., 2016. Eurosurveillance21.

[5] Kybert, N.J., Han, G.H., Lerner, M.B., Dattoli, E.N., Esfandiar, A., Charlie Johnson, A.T., 2014. Nano Res. 7, 95–103.

[6] Ladhani, S.N., O'Connor, C., Kirkbride, H., Brooks, T., Morgan, D., 2016. Arch. Dis. Child. 0, (archdischild–2016–310590).

[7] Lanciotti, R.S., Kosoy, O.L., Laven, J.J., Velez, J.O., Lambert, A.J., Johnson, A.J.,Stanfield, S.M., Duffy, M.R., 2008. Emerg. Infect. Dis. 14, 1232–1239.

[8] Lerner, M.B., Matsunaga, F., Han, G.H., Hong, S.J., Xi, J., Crook, A., Perez-Aguilar, J.M., Park, Y.W., Saven, J.G., Liu, R., Johnson, A.T.C., 2014. Nano Lett. 14, 2709–2714.

[9] Lerner, M.B., Pan, D., Gao, Y., Locascio, L.E., Lee, K., Nokes, J., Afsahi, S., Lerner, J.D., Walker, A., Collins, P.G., Oegema, K., Barron, F., Goldsmith, B.R., 2016. Sens. Actuators B Chem., 1–7.

[10] Liu, B., Huang, P.-J.J., Zhang, X., Wang, F., Pautler, R., Ip, A.C., Liu, J., 2013. Anal. Chem. 85, 10045–10050.

[11] Lu, Y., Goldsmith, B.R., Kybert, N.J., Johnson, A.T.C., 2010. Appl. Phys. Lett. 97.

[12] Lu, Y., Lerner, M.B., John Qi, Z., Mitala, J.J., Hsien Lim, J., Discher, B.M., Charlie Johnson, A.T., 2012. Appl. Phys. Lett. 100.

[13] Novoselov, K.S., Geim, A.K., Morozov, S.V., Jiang, D., Zhang, Y., Dubonos, S.V., Grigorieva, I.V., Firsov, A.A., 2004. Science 306, 666–669, (80-.).

[14] Peterson, L., Jamieson, D., Powers, A., Honein, M., 2016. N. Engl. J. Med., 1602113. Rasmussen, S.A., Jamieson, D.J., Honein, M.A., Petersen, L.R., 2016. N. Engl. J. Med.,1–7.

[15] Sikka, V., Chattu, V., Popli, R., Galwankar, S., Kelkar, D., Sawicki, S., Stawicki, S., Papadimos, T., 2016. J. Glob. Infect. Dis. 8, 3.

[16] Sironi, M., Forni, D., Clerici, M., Cagliani, R., 2016. PLoS Negl. Trop. Dis. 10, 1–18.

[17] Song, H., Qi, J., Haywood, J., Shi, Y., Gao, G.F., 2016. vol. 23, pp. 3–6.

[18] Xu, X., Vaughan, K., Weiskopf, D., Grifoni, A., Diamond, M.S., Sette, A., Peters, B., 2016. PLoS Curr..

[19] Zhu, S.E., Krishna Ghatkesar, M., Zhang, C., Janssen, G.C.A.M., 2013. Appl. Phys. Lett.

102.

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.

