طراحی و پیاده‌سازی بهینه شده محرک الکتریکی برای کاهش دردهای عضلانی و درمان آرتروز

بهرام رشیدی[1]

۱- استادیار- دانشکده مهندسی و مهندسی- آزمایشگاه تحقیقاتی میکروالکترونیک-دانشگاه آیت الله العظمی بروجردی (ره)- بروجرد- ایران

b.rashidi@abru.ac.ir

چکیده: امروزه تحریک الکتریکی به عنوان یک روش درمانی با ایجاد انقباض عضلانی به وسیله ایجاد تحریک‌های الکتریکی درونی یک روش برای کاهش دردهای عضلانی است. علاوه بر این برای درمان آرتروز مورد استفاده قرار می‌گیرد. هدف تحقیق حاضر مطالعه، طراحی و پیاده‌سازی سخت‌افزاری بهینه شده برای تحریک‌کننده‌های الکتریکی عضلات به منظور کاهش درد و درمان آرتروز است. در اینجا به طراحی سامانه بهینه با هزینه پیاده‌سازی به مراتب کمتر نسبت به کارهای موجود پرداخته شده است. در بین روش‌های مختلف برای ساخت این دستگاه هزینه تمام شده این دستگاه‌ها بسیار بالا است و تهیه آن توسط بیماران امکان پذیر نیست. در اینجا با ساخت مداری کم هزینه و بهینه که دارای ویژگی‌های لازم برای تحریک الکتریکی عضلات است می‌توان این مشکل را بر طرف کرد. در این ساختار با استفاده از دو پتانسیمتر می‌توان قدرت و فرکانس پالس-های اعمالی به بدن را متناسب با کاربردهای مختلف از تحریک عضلات تا درمان آرتروز کنترل کرد. استفاده از ترانزیستورهایی با قابلیت جریان-دهی مناسب و ایمن دستگاه برای کارهایی که نیاز به اعمال پالس‌های قوی‌تری نیز می‌باشند مناسب است. در ساختار ارائه شده فرکانس تحریک در محدوده 1 هرتز تا ۵۰ کیلو هرتز قابل تغییر می‌باشند که این امر باعث استفاده از دستگاه برای طیف وسیعتری از درمان‌ها در این حوزه می‌شود. بدین صورت که اعمال سیگنال‌هایی با فرکانس کمتر و جریان بیشتر باعث عمق نفوذ بیشتری در بدن شده و برای درمان آرتروز و تحریک بیشتر غضروف آسیب دیده مناسب است. برای ترانسفورماتور استفاده شده در مدار می‌توان از دو نوع ترانسفورماتور متداول ۲۲۰ ولت به ۱۲ ولت ۳۰۰ میلی آمپر و ۲۲۰ ولت به ۹ ولت ۳۰۰ میلی آمپر استفاده کرد. برای تحریک‌های ضعیف‌تر می‌توان از ترانسفورماتورهای با جریان دهی ۱۰۰ میلی آمپر نیز استفاده کرد. مدار پیشنهادی مورد آزمایش و بررسی روی افراد مختلف قرار گرفته و باعث کاهش درد عضلانی شده است.

واژه‌های کلیدی: تحریک الکتریکی- انقباض عضلانی- مولتی ویبراتور-آرتروز

نوع مقاله: پژوهشی

DOI: 10.52547/jiaeee.20.1.15

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۰/۰۲/۰۲

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۴۰۱/۰۶/۱۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۱/۰۷/۰۹

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر بهرام رشیدی

نشانی نویسنده‌ی مسئول: آزمایشگاه تحقیقاتی میکروالکترونیک-دانشگاه آیت الله العظمی بروجردی (ره)- بروجرد

۱- مقدمه

تحریک الکتریکی عضلات یا Electrical Muscle Stimulation (EMS) یعنی به روزترین روش ورزشی که در آن تمامی گروه‌های عضلانی تحت تاثیر قرار خواهند گرفت؛ اما اگر بخواهیم عمیق‌تر این موضوع را بررسی کنیم باید بگوییم که محرک‌های عضلانی الکتریکی EMS ابزارهایی هستند که برای تقویت انقباضات عضلانی، پالس‌هایی را به سمت عضلات فرد ارسال می‌کنند [۱]. تحریک عضلات الکتریکی از این پالس‌ها برای منقبض کردن عضلات استفاده می‌کند که به نوبه خود به تقویت عضلات فرد کمک می‌کند. بر همین اساس عضلات فرد به طور طبیعی در پاسخ به سیگنال‌های الکتریکی ارسال شده از جانب مغز منقبض می‌شوند که همین موضوع، در گذر زمانی کمتر به نسبت دیگر روش‌های ورزشی مناسب برای کاهش درد خواهد بود. در مطالعات تحریک عضلات الکتریکی نتایج شگرفی در کاهش دردهای ناحیه پشت و کمر، تقویت عضلات کف لگن، کاهش و جلوگیری از بی-اختیاری ادرار، تقویت عضلات تحلیل رفته بعد از عمل‌های جراحی و ریکاوری بعد از زایمان حاصل شده است. همچنین تحریک الکتریکی برای درمان آرتروز و بازسازی غضروف آسیب دیده بسیار کارامد است. در سال‌های اخیر تحقیقات زیادی در رابطه با تحریک الکتریکی برای کاربردهای درمانی و پزشکی [۲]-[۲۵] انجام شده است. در ادامه به مرور آنها می‌پردازیم. در [۲] به مقایسه بین نتایج درمان معمول فیزیوتراپی و ای پی اس تراپی بر روی کاهش درد و تورم و نیز پایایی این کاهش در مبتلایان به استئوآرتروز زانو پرداخته شده است. در [۳] یک محرک الکتریکی عضلانی موثر بر اساس اینترنت اشیاء (IoT) پیشنهاد شده است که ترکیبی از مقرون به صرفه بودن، ایجاد ایمنی بهتر برای جریان و کار با آن است. در [۴] یک محرک الکتریکی عضلانی با هزینه کم طراحی و تحقق یافته است. این ابزار برای تحریک عضلات و به دست آوردن پاسخ الکترومیوگرافی (EMG) مورد استفاده قرار می‌گیرد. بدین منظور دو مدار الکتریکی پیاده‌سازی شده است، اولین مدار مبتنی بر یک طبقه مدار قدرتی است که عضله را با تحریک الکتریکی تحریک می‌کند، و دومین مدار بر اساس سامانه جمع‌آوری اطلاعات سیگنال EMG برای اندازه‌گیری زمان پاسخ بین تکانه‌های تحریک است. در [۵] طراحی و پیاده‌سازی جعبه ابزار EMS با کانال-های چندگانه معرفی شده است. این جعبه ابزار کاربران را قادر می-سازد تا عرض پالس، فرکانس، مدت زمان خروجی و شدت جریان را برای هر کانال استفاده شده کنترل کنند. در [۶] اثرات تحریک الکتریکی عضله بر بدن، قدرت عضله و شکل ظاهری آن مورد بررسی قرار گرفته است. آتروفی و از بین رفتن عضلات از عوارض شایع در بیماران با تهویه مکانیکی طولانی مدت (PMV) است. مطالعات کمی وجود دارد که اثرات تحریک الکتریکی عضلات را در این جمعیت بررسی می‌کند. در [۷] تأثیر تحریک الکتریکی عضله برای جلوگیری از آتروفی عضلانی در بیماران با اختلال هوشیاری در بخش مراقبت‌های ویژه مورد بررسی قرار گرفته است. در این مطالعه، استفاده از EMS به عنوان یک گزینه جایگزین به نوع ورزش روی اندام تحتانی تأثیر بسیاری در پیشگیری از آتروقی عظلات را دارد. در [۸] ایده و نمونه اولیه سامانه EMS همراه ۲۰ کاناله را ارائه شده است که کنترل کاملی بر پارامترهای EMS ارائه می‌دهد. در مورد الزامات سامانه‌های EMS چند الکترود پوشیدنی بحث شده و طراحی و ارزیابی فنی نمونه اولیه را ارائه نموده‌اند. در [۱۰] یک همیار دویدن پوشیدنی، متشکل از یک دستگاه تحریک الکتریکی عضله (EMS) و یک کفی با مقاومت‌های سنجش نیرو معرفی شده است. این وسیله ضربه پاشنه را تشخیص می‌دهد و عضلات ساق پا را در مرحله پریدن فعال می‌کند تا زاویه پا را قبل از فرود کنترل کند. در [۱۱] تحریک الکتریکی عضله توسط یک نانو ژنراتور triboelectric لایه انباشته (TENG) از طریق یک الکترود عضلانی چند کانال انعطاف پذیر تأمین می‌شود. این الکترود عضلانی چند کاناله اجازه نقشه برداری از نورون‌های حرکتی را می‌دهد که به صورت پراکنده در بافت عضله توزیع می‌شوند. بنابراین تحریک عضلانی TENG با بازده بالا را امکان پذیر می‌کند، گرچه جریان اتصال کوتاه TENG فقط ۳۵ میکروآمپر است. در [۱۴] یک الکترود چند کاناله با لایه نازک جدید پیشنهاد و طراحی و آزمایش شده است که می‌تواند برای ضبط و تحریک عضله در کاشت‌های حاد استفاده شود. این سامانه بر روی یک لایه از پلی آمید ساخته شده است و شامل ۱۲ سایت ضبط و سه محل تحریک ساخته شده از پلاتین است. این سازه ۴۲۰ میکرومتر عرض، ۲۰ میکرومتر ضخامت دارد و تماس‌های ضبط و تحریک را در دو طرف پلی ایمید به طول تقریبی ۲ سانتی‌متر در خود جای داده است. در [۱۵] یک آستین الکترونیکی کاربرپسند (آستین الکترونیکی) با الکترودهای یکپارچه در یک آرایه برای مراقبت‌های بهداشتی پوشیدنی ارائه شده است. آرایه الکترود با استفاده از چاپ روی صفحه مستقیماً روی پارچه لباس روزمره چاپ می‌شود. خصوصیات پارچه و ساختارهای طراحی شده آستین الکترونیکی ارزیابی و از طریق تعامل با کاربران نهایی مورد استفاده قرار گرفته است. در [۱۶] اثر درمانی و سازوکار تحریک الکتریکی در بی اختیاری ادرار زنان در اثر استرس مورد بررسی قرار گرفته است. در [۱۷] جزئیات استفاده، اثر و سازوکار تحریک الکتریکی را در مدل‌های مختلف آزمایشی زخم پوستی پیش بالینی مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین در مورد پتانسیل نحوه استفاده از تحریک الکتریکی در دامپزشکی بحث شده است. در [۱۸] هدف بررسی تأثیر تحریک الکتریکی عضله بر عملکرد عضله و نتایج بستری در افراد مبتلا به PMV[۱] است. تحریک الکتریکی عضله، قدرت عضلانی را در افرادی که PMV دریافت می‌کنند، افزایش می‌دهد. تحریک الکتریکی عضله را می‌توان یک راهکار پیشگیرانه برای ضعف عضلانی در بیمارانی که PMV دریافت می‌کنند، دانست. در [۲۰] اثر تحریک الکتریکی صرف بر حجم و قدرت عضله آزمایش می‌شود. این مقاله توضیح می‌دهد که چگونه تحریک الکتریکی می‌تواند بر حجم عضله، اندازه عضله، تون

عضله (انقباض خفیف و پیوسته ماهیچه است که در ماهیچه‌های اسکلتی باعث حفظ وضعیت ظاهری بدن می‌شود و به بازگشت خون به قلب کمک می‌کند)، آتروفی عضله و قدرت عضله تأثیر بگذارد. در [۲۱] هدف مطالعه تعیین کمیت اثرات EMS بر روی توده عضلانی و تعادل در افراد مسن مبتلا به زوال عقل است. در [۲۳] به تحریک الکتریکی و عصب‌کشی عضلات پس از آسیب نخاعی پرداخته شده است.

دستگاه تحریک الکتریکی اعصاب دارای یک باتری (آدابتور ولتاژ) و کنترل‌کننده است که بوسیله‌ی پدهای الکتریکی به بدن متصل می‌شود. دستگاه از طریق این پدها، پالس‌های کوچک جریان الکتریکی ایمن را به سطح پوست می‌فرستد. این جریان از میان پوست، بافت‌ها و ماهیچه‌های فرد عبور می‌کند. با عبور جریان از پوست، به فرد حس وزوز یا خارش ملایم دست می‌دهد. از طریق کنترل کننده ی دستگاه تحریک الکتریکی اعصاب می‌توان فرکانس و قدرت پالس‌های ارسالی به بدن را تنظیم کنید. این دستگاه از طریق چند سازوکار می‌تواند در تسکین درد، پالس‌های ارسالی به بدن موجب جلوگیری از رسیدن سیگنال‌های درد به مغز می‌شود. پالس‌ها با تحریک‌کردن بدن فرد موجب آزاد شدن اندورفین بصورت طبیعی در بدن می‌شود. همچنین به کنترل کردن درد و کمتر شدن اضطراب کمک می‌کند. با توجه به نیاز بیماران دارای مشکلات درد عضلانی و آرتروز به یک دستگاه ارزان برای تحریک الکتریکی، لذا در این مقاله به پیاده‌سازی دستگاهی الکترونیکی برای اعمال سیگنال‌های الکتریکی برای کاهش درد، تحریک عضلات از کار افتاده و درمان آرتروز پرداخته شده است. در زیر مهم‌ترین ویژگی‌های ساختار پیشنهادی ارائه شده اند:

- ساختار مدار ارائه شده برای تحریک کننده الکتریکی در عین کارایی بسیار کم هزینه و بهینه است به طوری که تهیه آن برای طیف وسیعی از بیماران امکان پذیر باشد. همچنین از قطعات در دسترس و ساده استفاده شده است. در ساختار پیشنهادی گران‌ترین جز مدار در مقایسه با اجزا دیگر ترانسفرماتور می‌باشد که با توجه به متداول بودن آن با هزینه کمی قابل تهیه می باشد. این در حالی است که در بعضی از سختارها مانند کار [۳] از بردهای پردازنده آردوینو و مدارهای تغذیه مخصوص استفاده شده است که هزینه تمام شده را بالا می‌برند. این درحالی است که مدار پیشنهادی تنها با یک باتری ۹ ولت کتابی قابلیت کار کردن دارد.
- در این ساختار با استفاده از دو پتانسیمتر می‌توان قدرت و فرکانس پالس‌های اعمالی به بدن را متناسب با کاربردهای مختلف از تحریک عضلات تا درمان آرتروز کنترل کرد. استفاده از ترانزیستورهایی با قابلیت جریان‌دهی مناسب و ایمن دستگاه برای کارهایی که نیاز به اعمال پالس‌های قوی‌تری نیز می‌باشند مناسب است.
- با توجه به ساختار ارائه شده فرکانس تحریک‌های اعمالی از محدوده هرتز تا کیلو هرتز می‌باشند که این امر می‌تواند برای دامنه بیشتری از درمان‌ها در این حوزه مد نظر باشد. بدین صورت که اعمال سیگنال‌هایی با فرکانس کمتر و جریان بیشتر باعث عمق نفوذ بیشتری در بدن شده و برای درمان آرتروز و تحریک بیشتر غضروف‌های آسیب دیده مناسب است.

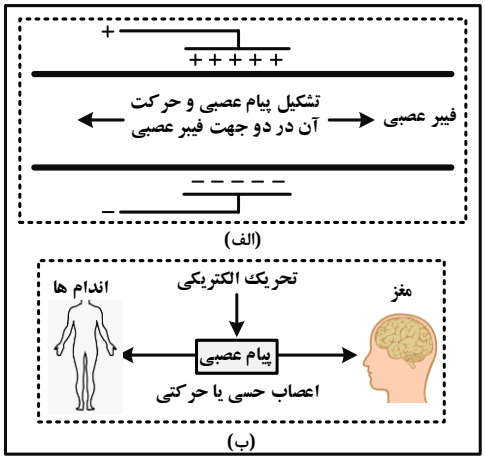
در ادامه مقاله در بخش دوم روش کار تحریک الکتریکی عضلات بیان می‌شود. در بخش ۳ روش و ساختار پیشنهادی بحث می‌شود. بحث و نتیجه‌گیری کار در بخش سوم ارائه شده است.

۲- تحریک الکتریکی اعصاب

امروزه تحریک الکتریکی اعصاب بعنوان یکی از ایمن‌ترین و موثرترین روش‌های تسکین درد شناخته شده است. کارشناسان مامایی این روش را بعنوان بخشی از برنامه‌ی تولد نوزاد پیشنهاد می‌کنند. محرک الکتریکی اعصاب اجازه می‌دهد که یک روش بدون دارو و کنترل شده ی تسکین درد را تجربه کنید. تحریک الکتریکی اعصاب به واسطه فناوری بسیار پیشرفته برای مصارف فیزیوتراپی و خانگی میسر است. دستگاه محرک الکتریکی اعصاب، ابزاری است که با کمک فناوری جدید و پیشرفته، امواجی را به نقاطی از بدن که پدهای این دستگاه متصل هستند، ارسال کرده و باعث کاهش درد و رفع گرفتگی عضلات خواهد شد. از مزایای استفاده از دستگاه محرک اعصاب می‌توان به مواردی همچون [۱۳]: ۱- برطرف نمودن دردهای کتف، پشت و کمر. ۲- رفع اسپاسم‌های عضلانی. ۳- ماساژ درمانی ۴- کاهش درد مربوط به دیسک کمر و گردن ۵- درمان آرتروز اشاره کرد.

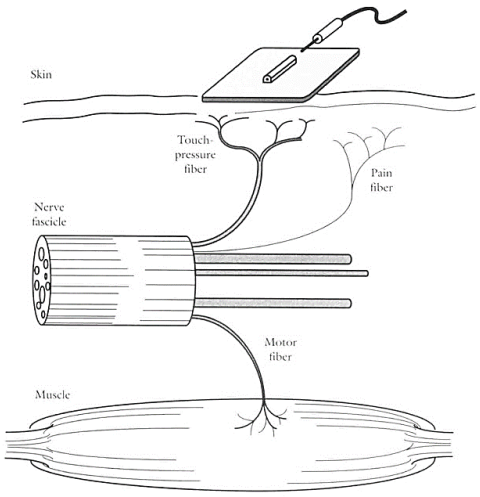
سازوکار تحریک الکتریکی بر اساس تشکیل و انتقال پیام‌های عصبی در سامانه عصبی بدن پایه‌ریزی شده است. پیام‌های عصبی بوسیله پتاسیل عمل (Action Potential) انتقال می‌یابد. پتانسیل عمل در اثر تغییرات سریع پتانسیل در غشاء سلول عصبی ایجاد می‌شود و به سرعت در طول غشای فیبر عصبی سیر می‌کند. هر پتاسیل عمل (تشکیل و انتقال پیام‌های عصبی) با تغییر ناگهانی پتاسیل طبیعی منفی (حالت استراحت) به پتاسیل مثبت (پتانسیل فعالیت) غشاء شروع می‌شود و فرآیند مذکور با بازگشت دوباره پتانسیل به حالت منفی (حالت استراحت) خاتمه می‌یابد. دوباره پتانسیل به حالت منفی (حالت استراحت) خاتمه می‌یابد. با توجه به مطالب فوق، اگر یک فیبر عصبی در میان دو قطب یک جریان الکتریکی قرار گیرد موجب نفوذ یونهای سدیم به داخل سلول‌های عصبی در قطب مثبت مدار و تغییر پتاسیل غشاء از منفی به مثبت و تشکیل یک پیام عصبی خواهد می‌شود [۲۶]. پیام تشکیل شده در دو جهت فیبر عصبی حرکت خواهد کرد. شکل ۱ (الف) این موضوع را نشان می‌دهد. با توجه به اینکه فیبرهای عصبی در دو گروه حسی و حرکتی طبقه‌بندی شده (شکل ۱ (ب)) و همه آنها از یک طرف به مغز و از طرف دیگر به اندام‌ها متصل هستند بنابراین اگر عصب تحریک شده، حسی باشد: پیامی که به سمت اندام حرکت می‌کند به انتهای آزاد اعصاب رسیده و هیچگونه تأثیری نخواهد داشت ولی پیامی که به سمت مغز حرکت می کند بطور مصنوعی موجب فعال شدن حس مورد نظر در مغز

خواهد شد. اگر عصب تحریک شده حرکتی باشد: پیامی که به سمت مغز می‌رود نمی‌تواند از اولین سیناپس عصبی عبور نماید زیرا سیناپس‌های اعصاب حرکتی مانند شیر یکطرفه عمل می‌کنند و فقط به پالس‌های صادره از مغز به سمت اندام، اجازه عبور می‌دهند ولی پیامی که به سمت اندام (عضله) می‌رود موجب تحریک و انقباض عضله مورد نظر شده و بطور مصنوعی، حرکت حاصل از انقباض آن عضله را در اندام ایجاد خواهد کرد [۱۳].



شکل (۱): تشکیل یک پیام عصبی (الف)، فیبرهای عصبی در دو گروه حسی و حرکتی طبقه‌بندی می‌شوند (ب)

شکل ۲ نحوه اعمال سیگنال الکتریکی به عصب برای تحریک عضله را نشان می‌دهد. در تحریک الکتریکی پالس‌های الکتریکی به موقع به عصب عضله هدف ارسال می‌شوند. این پالس‌ها به عنوان یک پیام عمل می‌کنند و به فیبرهای عضلانی دستور منقبض شدن می‌دهند. فیبرهای عضلانی تقریباً به همان روشی منقبض می‌شوند که گویی پیام از مغز رسیده است. در حالی که در انقباض معمولی عضلانی سیگنال‌های تحریک از ناحیه قشر حرکتی مغز ارسال می‌شود. این سیگنال‌ها در امتداد نخاع به پایین حرکت می‌کنند. سیگنال‌ها با استفاده از سامانه عصبی محیطی به عضله مورد نظر می‌روند. هنگامی که سیگنال به عضله می‌رسد، سیگنال‌ها منجر به فعال شدن/ انقباض عضله می‌شوند [۲۶]. در این حالت ما فقط مغز و نخاع را دور میزنیم و سیگنال‌ها را مستقیماً از طریق پد به عصب و عضله می‌فرستیم. سیگنال‌ها اعصاب را فعال می‌کنند و اعصاب عضلات را تحریک می‌کنند.

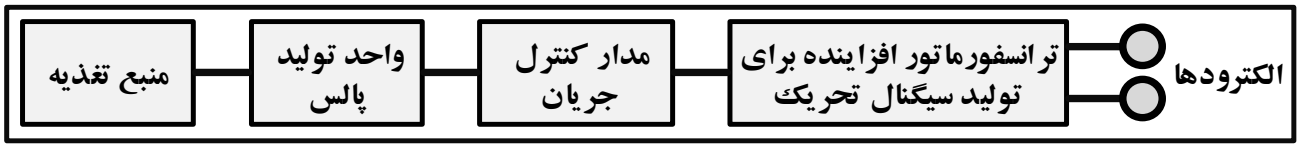


شکل (۲): :نحوه اعمال سیگنال الکتریکی به عصب برای تحریک عضله

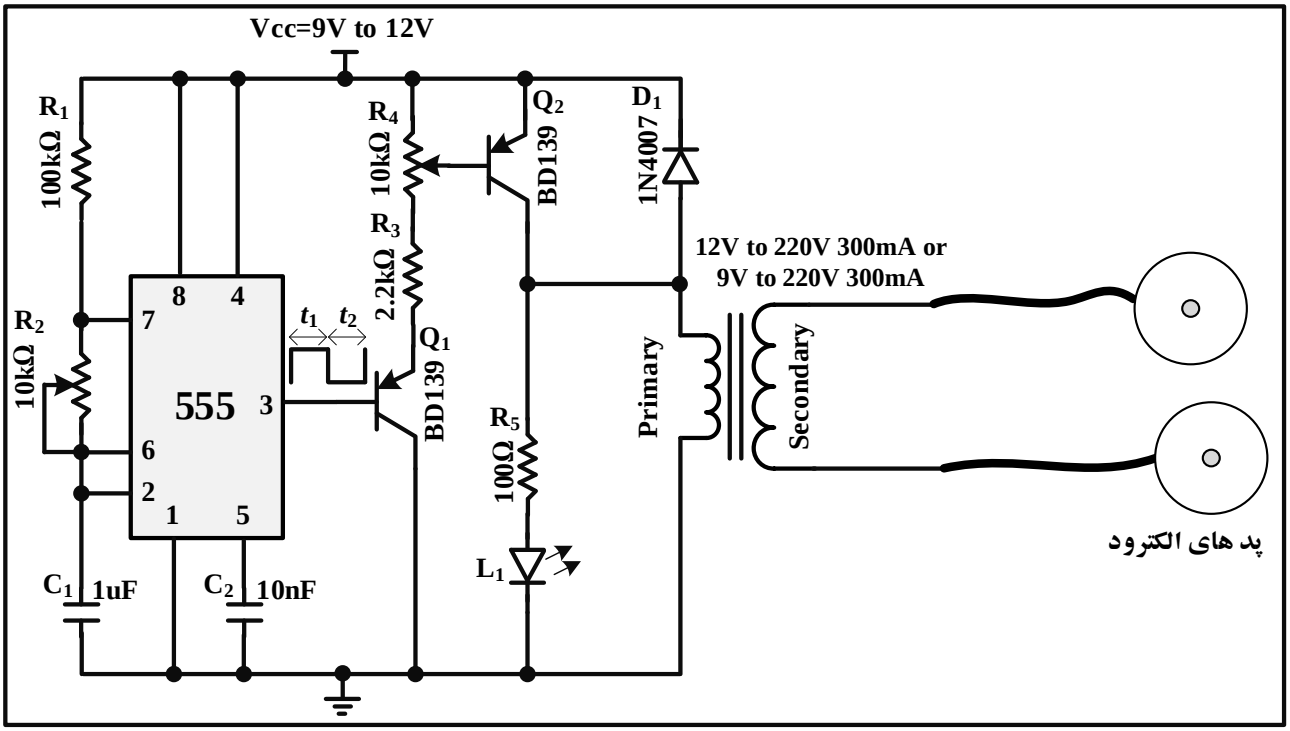
۳- ساختار مدار پیشنهادی برای تحریک الکتریکی

با توجه با هزینه بالای این دستگاه‌ها در این پروژه به دنبال پیاده‌سازی یک ساختار مناسب با هزینه پیاده‌سازی به مراتب کمتر نسبت به نمونه‌های موجود در بازار می‌باشیم. مدار پیشنهادی برای تحریک عصب‌های بدن که توسط الکترودهای آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. این مدار برای تسکین سر درد، دردهای عضلانی، درمان آرتروز و احیاء عضلات منقبض که حرکت را مختل می‌کنند مفید است. جریان‌های الکتریکی مورد استفاده در سیستم‌های الکتروتراپی مانند: جریان‌های متناوب[۲]، جریان‌های دیادینامیک (دکتر برنارد)[۳] ، جریان‌های روسی جریان تداخلی[۴] و غیره بسیار متنوع بوده و اهداف درمانی گوناگونی را دنبال می‌کنند. بر این اساس می‌توان با استفاده از جریان‌های الکتریکی گوناگون عضلات مورد نظر خود را بطور غیر ارادی تحریک و منقبض نموده و از آن در جهت درمان انواع بیماری‌های عضلانی-اسکلتی بهره گرفت. شکل ۳ ساختار کلی سامانه پیشنهادی مدار تحریک کننده الکتریکی را نشان می‌دهد. همان ط ور که می‌بینیم این سامانه از اجزای اصلی شامل منبع تغذیه (که می‌تواند یک باطری ۹ ولت یا یک آدابتور باشد)، واحد تولید پالس (این واحد دارای فرکانس و زمان وظیفه متغیر است)، مدار کنترل جریان، ترانسفرماتور افزاینده برای تولید سیگنال و الکترودهای بر چسبی است.

همان طور که می‌دانیم در کاربردهای الکتروتراپی فرکانس‌های متفاوت و زمان وظیفه‌های مختلف پالس کاربردهای درمانی مختلفی دارند. بنابراین این دو قابلیت در مدار تولید پالس وجود دارد به طوری که می‌تواند برای طیف گسترده‌ای از درمان‌ها استفاده شود. مدار کنترل جریان برای کاهش و افزایش میزان قدرت سیگنال‌های اعمالی به بدن مورد استفاده قرار می‌گیرد.



شکل (۳): ساختار کلی سامانه پیشنهادی مدار تحریک‌کننده الکتریکی



شکل (۴): مدار پیشنهادی تحریک‌کننده الکتریکی

ترانسفورماتور برای افزایش دامنه سیگنال متناوب تولید شده توسط مدار تولید پالس و جداسازی الکتریکی استفاده شده است. مدار سامانه پیشنهادی در شکل ۴ ارائه شده است.

این مدار بر اساس یک آی سی ۵۵۵ که به عنوان یک مولتی ویبراتور آستابل پیکربندی شده است ساخته می‌شود. در این ساختار از فرکانس در مرتبه هرتز تا فرکانس‌های چند کیلوهرتز را می‌توان تولید کرد. همان طور که می‌دانیم روابط مربوط به زمان‌های t_1 (زمانی که پالس مقداری غیر صفر دارد) و t_2 (زمانی که پالس مقدار صفر دارد) در مولتی ویبراتور آستابل به صورت زیر است:

$$t_1 = 0.693(R_1 + R_2)C_1, \qquad t_2 = 0.693R_2C_1$$

همچنین دوره تناوب و فرکانس خروجی مدار بر اساس روابط زیر است:

$$T = t_1 + t_2 = 0.693(R_1 + 2R_2)C_1$$

$$F = \frac{1.44}{(R_1 + 2R_2)C_1}$$

رابطه زیر مقدار زمان وظیفه (Duty cycle) را نشان می‌دهد.

$$Duty \quad Cycle = \frac{t_1}{t_1 + t_2} \times 100\% = \frac{R_1 + R_2}{R_1 + 2R_2} \times 100\%$$

در جدول ۱ مقادیر مختلفی برای فرکانس خروجی بر حسب مقادیر استاندارد مقاومت‌های R_1، R_2 و خازن C_1 آورده شده است.

جدول (۱): مقادیر مختلفی برای فرکانس خروجی بر حسب مقادیر استاندارد مقاومت‌های R_1، R_2 و خازن C_1

خازن C_1	R_2=10K R_1=1K	R_2=100K R_1=10K	R_2=1000K R_1=100K
1nf	68KHz	6.8KHz	680Hz
10nf	6.8KHz	680Hz	68Hz
100nf	680Hz	68Hz	6.8Hz
1uf	68Hz	6.8Hz	0.68Hz
10uf	6.8Hz	0.68Hz	0.068Hz

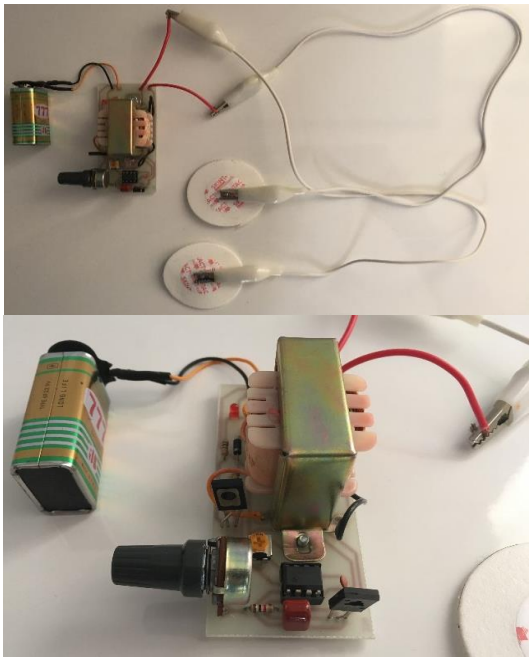
خروجی آی سی (پایه ۳) به ترانزیستور Q_1 PNP منتقل می‌شود. در این ترانزیستور پایه امیتر از طریق مقاومت R_3 و مقاومت متغیر R_4 به پایه بیس ترانزیستور Q_2 وصل شده است. پایه کلکتور ترانزیستور Q_2 به یکی از سرهای ثانویه ترانسفورماتور وصل شده است. همچنین سر دیگر ثانویه ترانسفورماتور به زمین وصل شده است. زمانی که آی سی شروع به نوسان می‌کند، ترانسفورماتور درایو می‌شود و خروجی خود (سر اولیه) ولتاژهای با دامنه بالایی ایجاد می‌کند. این ولتاژ از طریق الکترودهای جداگانه ای که به سرهای اولیه وصل می‌شوند به بدن

اعمال می‌شود. دیـود D_1 بـرای حفاظـت از ترانزیسـتور Q_2 در مقابـل ولتاژی با دامنه زیاد که ممکن است توسط ترانسـفورماتور ایجـاد شـود استفاده می‌شود. با استفاده از پتانسیومتر R_4 می‌توان شدت جریانی که توسط الکترودهای احساس می‌شود را کنتـرل کـرد. همچنـین سـطح روشنایی دیود نوری L_1 استفاده شده در مدار نیـز نشـان گـر دامنـه پالس‌های تولیدی می‌باشند.

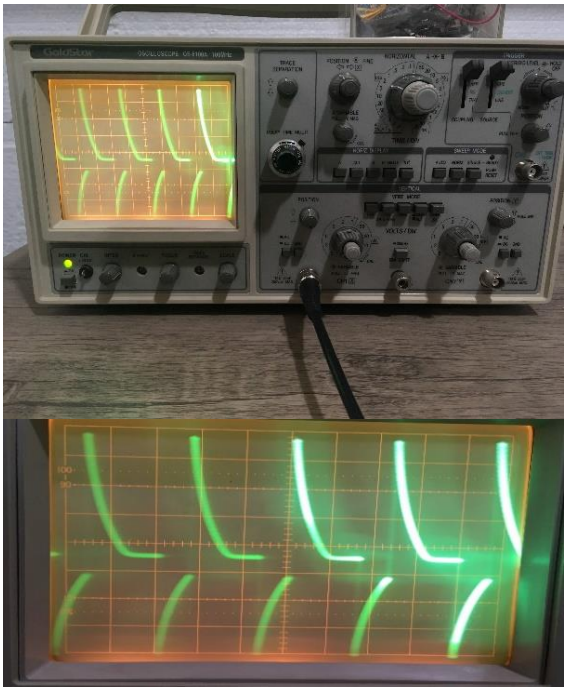
دامنه مجازی سیگنال‌های اعمـالی بـه بـدن ۵ ولـت تـا ۱۲۰ ولـت در محدوده جریانی ۱۰۰ میکروآمپر تا ۱۵۰ میلی آمپـر و محـدوده مجـاز فرکانسی ۰٫۱ هرتز تا ۱۰۰ کیلـو هرتـز [۴]،[۸]، [۱۴] مـی‌باشـند. در ساختار پیشنهادی با افزایش مقاومت متغیر R_2 می‌توان سطح شـدت جریان خروجی را افزایش داده همچنین با کاهش این مقاومـت متغیـر به مقادیر استانداری مانند (1.8K, 5.6K) می‌تـوان شـدت جریـان راه کـاهش داد. ترانسـفورماتور در مـدار مـی‌تـوان دو نـوع ترانسـفورماتور متداول ۲۲۰ ولت به ۱۲ ولت ۳۰۰ میلی آمپر و ۲۲۰ ولت بـه ۹ ولـت ۳۰۰ میلـی آمپـر اسـت. بـرای تحریـک‌هـای ضـعیف‌تـر مـی‌تـوان از ترانسفورماتورهای با جریان دهی ۱۰۰ میلی آمپر نیـز اسـتفاده کـرد. ترانسفورماتور برعکس در مدار بسته می‌شوند. بدین صورت کـه سـمت اولیه آن بـه الکتـرود وصـل مـی‌شـود و سـمت ثانویـه آن بـه کلکتـور ترانزیستور Q_2 و زمین وصل می‌شود.

برای استفاده از مدار از روشن کردن آن الکترودها را بـه محـل مـورد نظر وصل می‌کنیم. بعد از این مرحله دو پتانسیومتر موجود در مـدار را تغییر می‌دهیم تا فرد احساس سوزن سوزن شدن کند. در ایـن مرحلـه می‌توان بر حسب نیاز و روند درمان شدت جریان اعمالی به محل مورد نظر را با تغییر پتانسیومترها افزایش داد. باید به این نکته توجه داشـت که تغییر پتانسیومتر R_4 باید به آرامی صورت پذیرد تا از اعمال آسیب-های احتمالی به بدن جلوگیری شود. شکل ۵ مدار پیشنهادی سـاخته شده را نشان می‌دهد. همچنین شکل ۶ نمونه‌ای از سـیگنال خروجـی تولید شده را در اسیلوسکوپ نشان می‌دهد. البتـه در اینجـا بـه دلیـل محدودیت نمایش دامنه خروجی در اسیلوسـکوپ مـا دامنـه را توسـط پتانسیومتر کم کرده و حداکثر دامنه را نشان نداده‌ایم.

در شکل‌های ۷ و ۸ نمایی از آزمایش مدار بر روی فرد نشان داده شده-است. در این شکل‌ها نمای بدن در حین تحریک الکتریکی را می‌بینیم. همان طور که در این شکل‌ها دیده می‌شود در زمان تحریـک عضـلات منقبض می‌شوند. در جدول ۲ دامنه جریان، فرکانس سیگنال اعمـالی و دامنه ولتاژ در آزمایش‌های انجام شده گزارش شده اسـت. براسـاس آزمایش‌های انجام شده، اثرات انقباضی و عمق نفوذ سیگنال تحریک در فرکانس‌های پایین (۱ هرتز تا ۱۰۰ هرتز) بسیار بیشتر از فرکـانس-های بالا (بزرگتر از ۱ کیلو هرتز) می‌باشد. از طرفی در فرکـانس‌هـای بالا اثرات موضعی سیگنال تحریک بر عضلات نسبت بـه فرکـانس‌هـای پایین بیشتر می باشد.



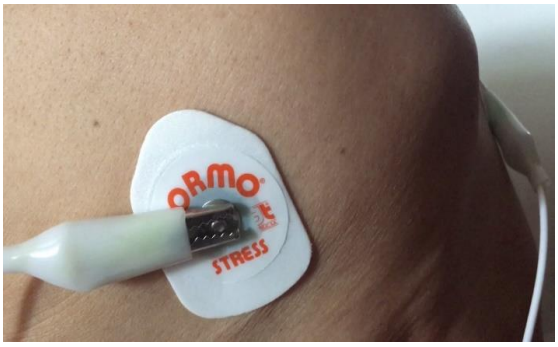
شکل (۵): مدار عملی پیاده شده تحریک کننده عضلانی



شکل (۶): نمونه ای از سیگنال خروجی تولید شده در اسیلوسکوپ

جدول (۲): دامنه جریان، فرکانس سیگنال اعمالی، دامنه ولتاژ در آزمایش‌های انجام شده

فرکانس (هرتز)	ولتاژ (ولت)	جریان (میلی آمپر)	آزمایش
10	۴۰	۲۵	فرکانس پایین
۲۵۰۰	۴۰	۲۵	فرکانس متوسط
۱۰۰۰۰	۴۰	۲۵	فرکانس بالا



(الف) قبل از اعمال تحریک

(ب) بعد از اعمال تحریک

شکل (۷): نمای از آزمایش عملی مدار

(الف) قبل از اعمال تحریک

(ب) بعد از اعمال تحریک

شکل (۸): نمایی از آزمایش عملی مدار

۴- نتیجه‌گیری

در این مطالعه طراحی و پیاده‌سازی سخت‌افزاری بهینه شده برای تحریک کننده‌های الکتریکی عضلات به منظور کاهش درد و درمان آرتروز مورد بررسی قرار گرفته است. امروزه تحریک الکتریکی به عنوان یک روش درمانی موثر برای کاهش دردهای عضلانی و درمان آرتروز است. در بین روش‌های مختلف برای ساخت این دستگاه هزینه تمام شده این دستگاه‌ها بسیار بالا است و تهیه آن توسط بیماران امکان‌پذیر نیست. لذا با ساخت مدارهایی کم هزینه و بهینه که دارای ویژگی‌های لازم برای تحریک الکتریکی عضلات است می‌توان این مشکل را بر طرف کرد. در این ساختار با استفاده از دو پتانسیمتر می‌توان قدرت و فرکانس پالس‌های اعمالی به بدن را متناسب با کاربردهای مختلف از تحریک عضلات تا درمان آرتروز کنترل کرد. استفاده از ترانزیستورهایی با قابلیت جریان دهی مناسب و ایمن دستگاه برای کارهایی که نیاز به اعمال پالس‌های قوی‌تری نیز می‌باشند مناسب است. با توجه به ساختار ارائه شده فرکانس تحریک‌های اعمالی از محدوده هرتز تا کیلو هرتز می‌باشند که این امر می‌تواند برای دامنه بیشتری از درمان‌ها در این حوزه مد نظر باشد. بدین صورت که اعمال سیگنال‌هایی با فرکانس کمتر و جریان بیشتر باعث عمق نفوذ بیشتری در بدن شده و برای درمان آرتروز و تحریک بیشتر غضروف مناسب است.

مراجع

[1] Pavlovic, R., Trkulja-Petkovic, D., Dragutinovic, D., "Electro-Muscle Stimulation - The Application in Practice", Electro-muscle stimulation - the application in practice, Vol. 10, 2016, pp. 49-55.

[۲] عباس رحیمی، فاطمه محمد حسین، مریم دلنواز، "بررسی مقایسه ای بین درمان معمول فیزیوتراپی و ای پی اس تراپی بر کاهش درد و تورم در استئوآرتروز زانو"، فصلنامه علمی طب توانبخشی، دوره اول- شماره اول، ۱۳۹۱، صفحات ۲۲-۳۴.

[3] Rahman, L., Alam, J., Rashid, N., Hassan Tithy, L., "IoT Based Cost Efficient Muscle Stimulator for Biomedical Application", IEEE Region 10 Symposium (TENSYMP), Dhaka, Bangladesh, 2020, pp. 1-5.

[4] Boukhenous, S., Touchen, A., Kourbeb, M., Raissi, Z., Attari, M., "A Low Cost Electrical Muscle Stimulation Device for Biomedical Applications", International Conference on Control, Engineering & Information Technology (CEIT'14), 2014, pp. 33-36.

[5] Kono, M., Ishiguro, Y., Miyaki, T., Rekimoto, J., "Design and Study of a Multi-Channel Electrical Muscle Stimulation Toolkit for Human Augmentation", Proceedings of the 9th Augmented Human International Conference, 2018, pp. 1-8.

[6] Porcari, J.P., Palmer Mclean, K., Foster, C., Thomas, K., Crenshaw, B., Swenson, C., "Effects of Electrical Muscle Stimulation on Body Composition, Muscle Strength, and Physical Appearance", Journal of Strength and Conditioning Research, 2002, Vol. 16, No. 2, pp. 165-172.

[7] Hirose, T., Shiozaki, T., Shimizu, K., Mouri, T., Noguchi, K., Ohnishi, M.., Shimazu, T., "The effect of electrical muscle stimulation on the prevention of disuse muscle atrophy in patients with consciousness disturbance in the intensive care unit", Journal of Critical Care, 2013, Vol. 28, Iss. 4, pp. 1-7.

[8] Duente, T., Pfeiffer, M., Rohs, M., "Zap++: A 20-Channel Electrical Muscle Stimulation System for Fine-Grained Wearable Force Feedback", Proceedings of the 19th International Conference on Human-Computer Interaction with Mobile Devices and Services, 2017, pp. 1-13.

[9] Lopes, L., You, S., Ion, A., Baudisch, P., "Adding Force Feedback to Mixed Reality Experiences and Games using Electrical Muscle Stimulation", Proceedings of the

2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems, 2018, pp. 1-13.
[10] Hassan, M., Daiber, F., Wiehr, F., Kosmalla, F., Kruger, A., "FootStriker: An EMS-based Foot Strike Assistant for Running", the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies, 2017, Vol. 1, No. 1, pp. 1-18.
[11] Wang, J., Wang, H., Thakor, N.V., Lee, C., "Self-Powered Direct Muscle Stimulation Using a Triboelectric Nanogenerator (TENG) Integrated with a Flexible Multiple-Channel Intramuscular Electrode", ACS Nano, Vol. 13, No. 3, pp. 3589-3599.
[12] Hwang, U.J., Jung, S.H., Kim, A.H., Kim, J.H., Kwon, O.Y., "Effect of Abdominal Electrical Muscle Stimulation Training With and Without Superimposed Voluntary Muscular Contraction on Lumbopelvic Control", Journal of Sport Rehabilitation, 2020, Vol. 29, pp. 1137-1144.
[13] Takeda, K., Tanino, G., Miyasaka, H., "Review of devices used in neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation", Medical Devices: Evidence and Research, 2017, Vol. 10, pp. 207-213.
[14] Muceli, S., Poppendieck, W., Hoffmann, K.P., Dosen, S., Benito-Leon, J., Barroso, F.O., Pons J.L., Farina, D., "A thin-film multichannel electrode for muscle recording and stimulation in neuroprosthetics applications", Journal of Neural Engineering, 2019, Vol. 16, pp. 1-11.
[15] Yang, K., Katie Meadmore, K., Freeman, C., Grabham, N., Hughes, A.M., Wei, Y., Torah, R., Glanc-Gostkiewicz, M., Beeby, S., Tudor, J., "Development of User-Friendly Wearable Electronic Textiles for Healthcare Applications", Sensors, 2018, Vol. 18, pp. 1-13.
[16] Min, J., Li, B., Liu, C., Hong, S., Tang, J., Hu, M., Liu, Y., Li, S., Hong, L., "Therapeutic Effect and Mechanism of Electrical Stimulation in Female Stress Urinary Incontinence", Urology, 2017, Vol. 104, pp. 45-51.
[17] Ashrafi, M., Alonso-Rasgado, T., Baguneid, M., Bayat, A., "The efficacy of electrical stimulation in experimentally induced cutaneous wounds in animals", Veterinary Dermatology, 2016, Vol. 27, Iss. 4, pp. 235-257.
[18] Chen, Y.H., Hsiao, H.F., Li, L.F., Chen, N.H., Huang, C.C., "Effects of Electrical Muscle Stimulation in Subjects Undergoing Prolonged Mechanical Ventilation", Respir Care., 2019, Vol. 64, No. 3, pp. 262-271.
[19] Akiyama, Y., Nakayama, A., Nakano, S., Amiya, R., Hirose, J., "An Electrical Stimulation Culture System for Daily Maintenance-Free Muscle Tissue Production", Cyborg and Bionic Systems, 2021, Vol. 2021, pp. 1-12.
[20] Azman, M.F., and Azman, A.W., "The Effect of Electrical Stimulation in Improving Muscle Tone (Clinical)", 6th International Conference on Mechatronics, 2017, pp. 1-13.
[21] Nishikawa, Y., Takahashi, T., Kawade, S., Maeda, N., Maruyama, H., Hyngstrom, A., "The Effect of Electrical Muscle Stimulation on Muscle Mass and Balance in Older Adults with Dementia", Brain Sci., 2021, Vol. 11, pp. 1-8.
[22] Dehail, P., Duclos, C., Barat, M., "Electrical stimulation and muscle strengthening", Annales de Readaptation et de Medecine Physique, 2008, Vol. 51, pp. 441-451.
[23] Chandrasekaran, S., Davis, J., Bersch, I., Goldberg, G., Gorgey, A.S., "Electrical stimulation and denervated muscles after spinal cord injury", Neural Regen Res., 2020, Vol. 15, No. 8, pp. 1397-1407.
[24] Enoka, R.M., Amiridis, L.G., Duchateau, J., "Electrical Stimulation of Muscle: Electrophysiology and Rehabilitation", Physiology, 2020, Vol. 35, pp. 40-56.
[25] Thomaz, S.R., Cipriano, G., Formiga, M.F., Fachin-Martins, E., Cipriano, G.F.B., Martins, W.R., Cahalin, L.P.," Effect of electrical stimulation on muscle atrophy and spasticity in patients with spinal cord injury - a systematic review with meta-analysis", Spinal Cord, 2019, Vol. 57, pp. 258-266.
[26] https://support.slendertone.com/hc/enus/articles/360011138612-How-does-Electrical-Muscle-Stimulation-EMS-work

زیرنویس‌ها

[1] Prolonged mechanical ventilation (PMV)
[2] Alternating currents
[3] Diadynamic currents (Bernard's currents)
[4] Interferential current