

فصل اول

کلیات الکترومایوگرافی

الکترومایوگرافی (EMG)^۱ یک روش تجربی در رابطه با ثبت، تجزیه و تحلیل سیگنال های عضلات است. این سیگنال ها توسط تغییرات فیزیولوژیک در غشای سلول های عضلانی ایجاد می شود. در واقع EMG ثبت عملکرد پتانسیل عمل واحدهای حرکتی است که از تخلیه نورو ن های حرکتی در طول یک عضله نشأت می گیرد.

در بررسی های نورولوژیک EMG، واکنش ماهیچه به یک تحریک الکتریکی خارجی مورد تجزیه و تحلیل قرار می گیرد؛ حال آنکه در بررسی های حرکت شناسی از انقباض داوطلبانه عضلات برای تحقیقات مختلف بهره می گیرند.

۱. کاربردهای الکترومایوگرافی

از الکترومایوگرافی در مطالعات پایه فیزیولوژی، بیومکانیک و حرکت شناسی به عنوان ابزار ارزیابی در تحقیقات مربوط به فیزیوتراپی و توانبخشی، آموزش های ورزشی و نیز به عنوان رابط انسان و ماشین در کاربرد های صنعتی استفاده می شود. به طور کلی کاربردهای اصلی و شایع الکترومایوگرافی در چهار دسته به صورت زیر طبقه می تواند طبقه بندی شود:

- تحقیقات پزشکی: ارتوپدی، جراحی، علوم اعصاب، تحلیل راه رفتن و ایستادن
- توانبخشی: پس از جراحی و عمل، توانبخشی های نورولوژیک، فیزیوتراپی و درمان های همراه با آموزش فعال
- ارگونومی: تجزیه و تحلیل نیازها، پیشگیری از خطرات، طراحی های ارگونومیک، صدور گواهینامه های محصول
- مهندسی ورزش: بیومکانیک، تجزیه و تحلیل حرکت، آموزش ورزشکاران، توانبخشی ورزشی

^۱ electromyography

۲-۱. مزایای EMG

ویژگی های منحصر به فردی در EMG وجود دارد که آنرا برای محققین جذاب می کند. مزایای استفاده از EMG عبارت است از:

- امکان بررسی مستقیم عضله
- امکان اندازه گیری عملکرد عضلانی
- امکان بررسی روند درمان قبل و بعد از عمل جراحی
- قابل ثبت به عنوان سند درمانی
- ایجاد امکان راهنمایی بهتر بیماران برای بازیابی قدرت عضلانی
- امکان تجزیه و تحلیل به منظور بهبود فعالیت های ورزشی

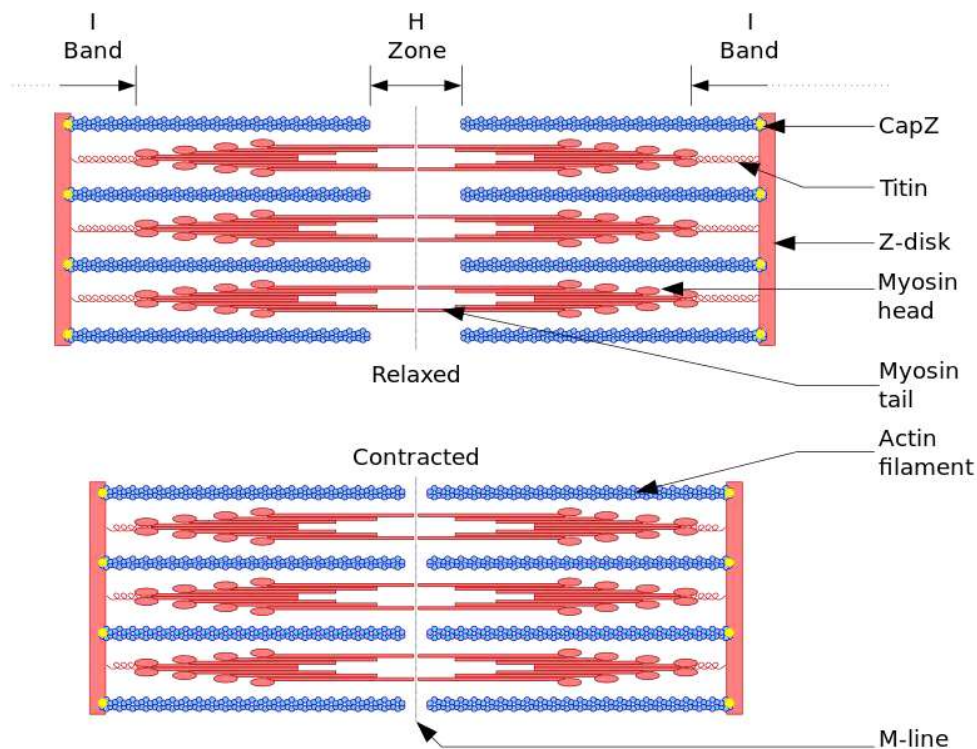
۳-۱. معرفی عضله

دستگاه ماهیچه ای از ماهیچه ها تشکیل می شود. ماهیچه ها برای حرکت بدن استفاده می شوند. ماهیچه ها انرژی شیمیایی مواد غذایی را به انرژی مکانیکی تبدیل می کنند، حرکت بدن از انقباض و انبساط ماهیچه ها حاصل می شود. ماهیچه ها به نسبت شکل و اندازه ای که دارند تقسیم بندی می شوند، در بدن سه نوع ماهیچه وجود دارد:

- ماهیچه های اسکلتی (مخطط) که در افراد معمولی حدود ۴۰٪ وزن بدن را تشکیل می دهد.
- ماهیچه های صاف مانند ماهیچه های خودکار دیواره رگ ها، روده و معده که حدود ۱۰٪ از بدن را تشکیل می دهد.
- ماهیچه های قلب ماهیچه قلب مخطط است ولی غیرارادی است. ما فقط یک ماهیچه مخطط منشعب و غیر ارادی در بدن داریم که ماهیچه قلب است.

با رسیدن پیام عصبی به سلول عضلانی یا همان sarcoplasm و غیر متعادل کردن غشای آن به نام sarcolemma از نظر بار الکتریکی، این عدم تعادل از طریق فرو رفتگی هایی در ساکرولما به نام tubule t به عمق ساکرولما و در محلی که رتیکولوم های ساکروپلاسمیک حضور دارند نفوذ می کند و سبب آزاد شدن یون های کلسیم از این رتیکولوم های ساکروپلاسمیک می شود. با افزایش آزاد شدن یون های کلسیم از Sarcoplasmic reticulum درون ساکرولما به درون تارچه یا میوفیبریل های عضلانی تعداد بیشتری از این یون ها به درون فضای ساکرومر در درون میوفیبریل می روند که در آنجا به پروتئین های troponin که بر روی رشته های tropomyosin که خود بر روی رشته های پروتئینی actin قرار دارند چسبیده و پس از واکنش با آنها منجر به حرکت کردن آنها از سر جایشان می شوند که این حرکت منجر به آزاد شدن محل اتصال رشته های پروتئینی myosin به اکتین می شود.

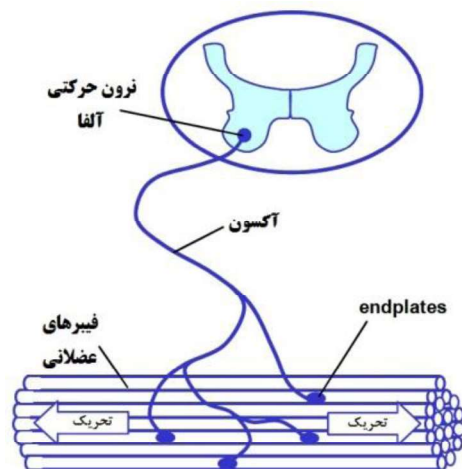
پس از آزاد شدن محل اتصال زائده‌های موی شکل bulbous head که بر روی رشته‌های پروتئینی مایوسین وجود دارند به درون محل‌های اتصال روی رشته‌های پروتئینی اکتین فرو رفته و اتصالی به نام cross bridge را تشکیل می‌دهند. این حرکت منجر به آزاد شدن فسفات‌هایی که بر روی زائده‌های مایوسین قرار داشته‌اند می‌شوند، با آزاد شدن فسفات‌ها آدنوزین دی فسفات (ADP) هایی که تا کنون در سر این زائده‌ها ذخیره شده بودند واکنش داده و انرژی مورد نیاز برای حرکت این زائده‌ها را در یک جهت و به میزان ۴۵ درجه را فراهم می‌آورند با حرکت این زائده‌ها رشته‌های اکتینی که به این زائده‌ها ی مایوسینی متصل هستند نیز حرکت می‌کنند. با حرکت رشته‌های اکتینی و با کوتاه شدن H band عضله منقبض می‌شود این زنجیره از فرآیندها تا حدی تکرار می‌شود که عضله به میزان انقباض لازم برسد. پس از هر حرکت یک آدنوزین تری فسفات (ATP) جدید به سوی سر زائده‌های مایوسینی آمده و در همین هنگام این زائده‌ها از رشته ی اکتین جدا می‌شوند. آدنوزین تری فسفات در سر زائده‌های مایوسینی توسط آنزیم atpase به آدنوزین دی فسفات و یک فسفر (Pi) تجزیه می‌شود، اکنون زائده‌های مایوسینی آماده برای انقباض بعدی عضلانی می‌باشند. پس از پایان یافتن هر انقباض یون‌های کلسیم به Sarcoplasmic reticulum در خارج از میوفیبریل که از آنها به هنگام رسیدن پیام عصبی آزاد شده بودند باز می‌گردند. (شکل ۱-۱)



شکل ۱-۱: فضای درون سارکومر

۴-۱. واحد حرکتی

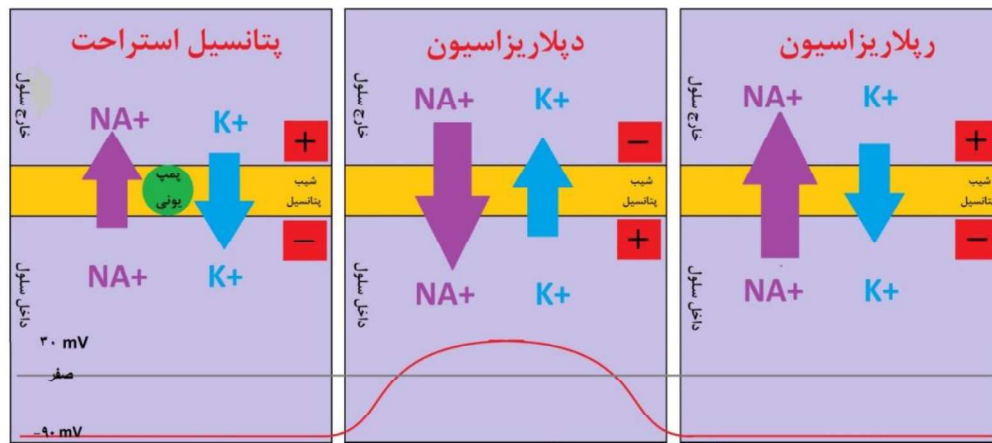
کوچکترین واحد عملکردی در توصیف کنترل عصبی روند انقباض عضلات واحد حرکتی نامیده می شود (شکل ۲-۱). واحد حرکتی را با صورت "سلولی از بدن و دندریت یک نورون حرکتی، شاخه های متعدد آکسون و فیبر عضلانی که توسط آن تحریک می شود" تعریف می کنند.



شکل ۲-۱: یک واحد حرکتی

۵-۱. تحریک پذیری غشاء سلول

تحریک پذیری فیبرهای عضلانی از طریق کنترل عصبی نشان دهنده یک عامل در فیزیولوژی ماهیچه است. این پدیده را می توان با یک مدل از یک غشای نیمه تراوا توضیح داد که بیانگر خواص الکتریکی سارکولما است. یک تفاوت یونی بین فضای درونی و بیرونی یک سلول عضلانی پتانسیل استراحت را در غشای فیبر عضلانی تشکیل می دهد که حدود ۸۰- تا ۹۰- میلی ولت است. حفظ این اختلاف پتانسیل توسط فرآیندهای فیزیولوژیک (پمپ یونی) که باعث یک بار منفی در داخل سلول نسبت به سطح خارجی آن می شود؛ صورت می گیرد. فعال سازی یک سلول حرکتی آلفا (ناشی از سیستم اعصاب مرکزی یا رفلکس) منجر به انتقال تحریک در طول عصب حرکتی می شود. پس از انتشار، نهایتاً این پیام به endplate می رسد. فیبرهای عضلانی توسط endplate عصب دهی شده اند. با توجه به ویژگی های انتشار در غشای فیبر عضلانی اصلاحاتی رخ داده و یون های Na^+ در آن جریان می یابد. این امر باعث ایجاد یک دپلاریزاسیون غشا می شود که بلافاصله با تبدلات در مکانیزم پمپ فعال یونی رپلاریزاسیون برای بازگشت به حالت اولیه اتفاق می افتد. مراحل فوق در شکل ۳-۱ آمده است.



شکل ۱-۳: تبادلات غشاء

۱-۶. پتانسیل عمل

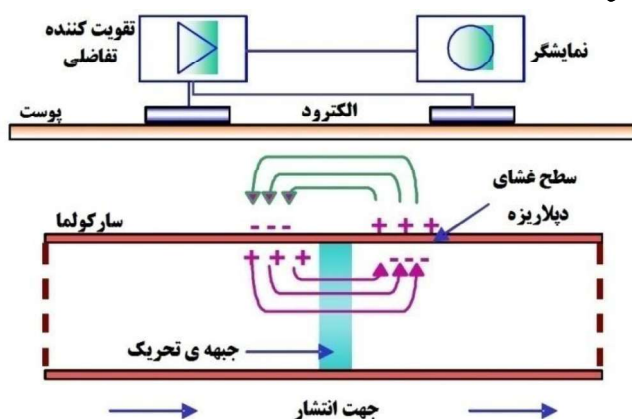
اگر ورود Na^+ بیش از یک سطح آستانه صورت بگیرد؛ دپلاریزاسیون غشا باعث می شود پتانسیل عمل از -۸۰ میلی ولت به سرعت به ۳۰ میلی ولت برسد (شکل ۱-۴). بلافاصله پس از آن فاز رپلاریزاسیون آغاز شده و پس از آن هایپرپلاریزاسیون غشا اتفاق می افتد. بدین ترتیب یک پتانسیل عمل در امتداد فیبر عضلانی و از محل endplate آغاز شده و در دو جهت فیبر عضلانی منتشر می شود. این تحریک منجر به انتشار یون های کلسیم در فضای داخل سلولی است. فرآیندهای شیمیایی مرتبط در نهایت باعث کوتاه شدن عناصر انقباضی در سلول های عضلانی می شود.



شکل ۱-۴: پتانسیل عمل

این مدل نشان دهنده ارتباط نزدیک تحریک و انقباض است. هرچند تحریک های ضعیفی وجود دارد که به انقباض منجر نمی شود ولی از نظر عملی، می توان فرض کرد که در عضله سالم هر نوع انقباضی توسط مکانیزم فوق قابل توصیف است.

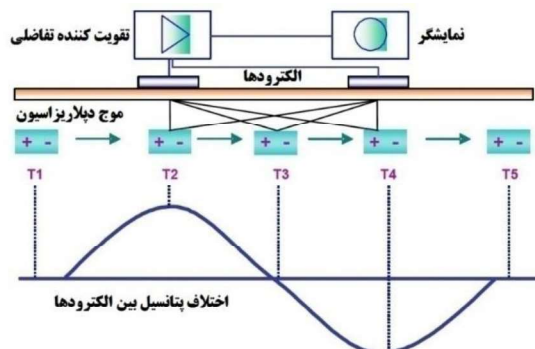
سیگنال EMG ناظر بر پتانسیل عمل غشا فیبر عضلانی ناشی از فرآیندهای دپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون است که در بالا توضیح داده شد. وسعت منطقه ی دپلاریزاسیون (شکل ۱-۵) در کتاب ها ۱ تا ۳ میلی متر مربع ذکر شده است.



شکل ۱-۵: محدوده دپلاریزاسیون در غشای فیبر عضلانی

۷-۱. یک مدل الکتریکی برای پتانسیل عمل

چرخه دپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون را می توان به شکل یک دو قطبی الکتریکی که در امتداد سطح یک فیبر عضلانی جریان پیدا می کند مدل کرد. به طور معمول از الکترودهای تک و دو قطبی برای تحقیقات استفاده می شود. برای فهم آسانتر در شکل ۱-۶ فرض کرده ایم تنها یک فیبر عضلانی داریم. بسته به فاصله مکانی بین الکترود ۱ و ۲، اختلاف پتانسیلی بین دو الکترود تشکیل می شود.

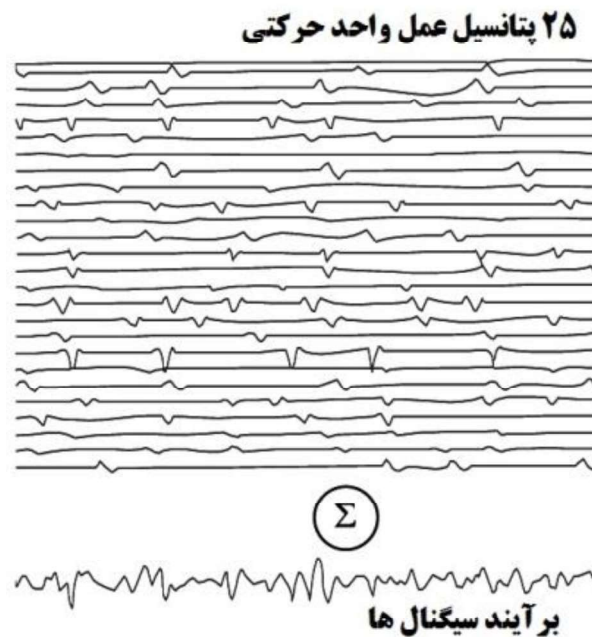


شکل ۱-۶: مدل دو قطبی الکتریکی در غشا فیبر عضلانی

بر اساس شکل ۵-۱، در زمان T1 پتانسیل عمل تولید می شود و در T2 به حداکثر می رسد. در محلی که دقیقاً وسط دو الکترود است اختلاف پتانسیل صفر می شود و مجدداً در T4 به بالاترین موقعیت خود می رسد. علت استفاده از سیستم دوقطبی در بررسی سیگنال این است که یک عضله شامل تعداد زیادی فیبر عضلانی است که جفت الکترودها بسته به فاصله مکانی و رزولوشن خود می توانند مقادیری از پتانسیل مجموعه فیبرها را دریافت کنند. پتانسیل عمل واحد های حرکتی که به اختصار ^۱MUAP نامیده می شود می تواند با توجه به شکل، اندازه، و جهت قرار گیری نسبت به الکترودها متفاوت باشد.

۸-۱. اصل برهم نهی MUAP ها

در مطالعات حرکت شناسی، پتانسیل عمل واحد حرکتی به صورت برآیندی از همه واحدهای فعال زیر الکترود قابل تشخیص است (شکل ۷-۱). این پتانسیل به صورت یک سیگنال دوقطبی با توزیع مثبت و منفی متقارن (با مقدار متوسط صفر) مشاهده می شود.

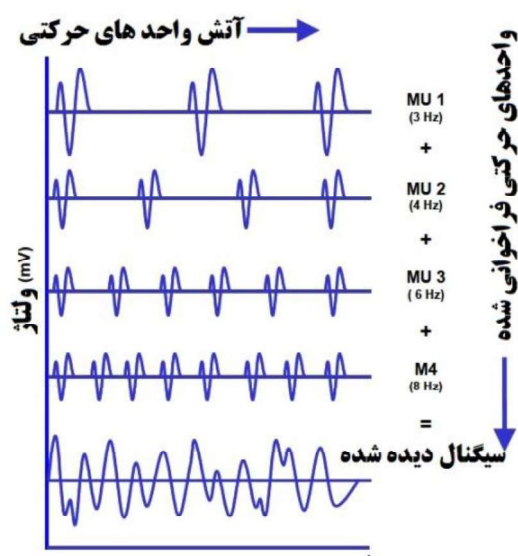


شکل ۷-۱: برآیند سیگنال MUAP ها که آنرا EMG می نامیم

^۱ Motor unit action potential

۹-۱. فراخوانی و فرکانس آتش

دو مولفه موثر و مهم در سیگنال EMG فراخوانی و فرکانس آتش است. این دو مورد مهم ترین استراتژی های کنترلی برای تنظیم فرآیند انقباض و تنظیم میزان نیروی عضله درگیر در عمل انقباضی است. از آنجا که لایه های بافت همبند و پوست انسان دارای اثر فیلتر پایین گذر بر روی سیگنال اصلی است؛ آنالیز فرکانس آتش از روی ویژگی های دریافت شده قابل انجام نیست. به بیان ساده تر، سیگنال EMG نشاندهنده فراخوانی مجموعه ای از واحدهای حرکتی تشخیص داده شده در داخل عضله است (شکل ۸-۱).



شکل ۸-۱: فراخوانی و نرخ آتش تک واحد های حرکتی و سیگنال دیده شده نهایی

۱۰-۱. سیگنال EMG خام

سیگنال تقویت شده و فیلتر نشده از برآیند MUAP ها را سیگنال EMG خام می نامیم. که در شکل ۹-۱ سیگنال خام مربوط به سه انقباض استاتیک از عضله دوسر بازویی آورده شده است.



شکل ۹-۱: سیگنال خام EMG، انقباض استاتیک عضله دوسر بازویی

زمانی که عضله در حالت استراحت است یک نویز کوچک دیده می شود که آنرا خط مبنا می نامیم. این نویز بستگی به عوامل بسیار از جمله: کیفیت تقویت کننده، نویز محیط و غیره دارد. با فرض عملکرد تقویت کننده به صورت مناسب، نویز نباید از ۵-۳ میکروولت بیشتر باشد. EMG سطحی خام می تواند حداکثر تا ± 5 میلی ولت دامنه داشته باشد و محدوده فرکانسی معمول بین ۶ تا ۵۰۰ هرتز را داراست که بیشترین قدرت فرکانسی در محدوده ۲۰ تا ۱۵۰ هرتز می باشد.

۱-۱۱. عوامل موثر بر سیگنال EMG

- سیگنال EMG در مسیر خود از غشا تا دریافت آن در الکترودها می تواند تحت تاثیر چندین عامل خارجی قرار گرفته و دچار تغییر ماهیت شود. از مهمترین این عوامل عبارتند از:
- مشخصات بافت: بدن انسان یک رسانای خوب است، اما متاسفانه هدایت الکتریکی در آن با توجه به نوع بافت، ضخامت و تغییرات فیزیولوژیک و دمای هوا تغییر می کند. این شرایط فرد به فرد یا حتی در یک فرد در زمان های مختلف تغییر می کند و امکان یک مقایسه مستقیم از پارامترهای دامنه در سیگنال خام EMG را از ما سلب می کند.
 - تداخلات فیزیولوژیک: عضلات مجاور محل قرار گیری الکترودها می تواند مقدار قابل توجهی سیگنال EMG تولید کرده و با سیگنال عضله مورد نظر ما مخلوط کند. این سیگنال ناخواسته می تواند ۱۰ تا ۱۵ درصد سیگنال ما را تشکیل دهد. همچنین سیگنال ECG^۱ تداخلی نیز می تواند روی سیگنال EMG وجود داشته باشد.
 - تغییرات در هندسه عضلات و محل قرار گیری الکترودها: هرگونه تغییر ناشی از حرکت مانند تنفس و غیره روی سیگنال EMG موثر خواهد بود چرا که فاصله بین مبدا سیگنال و محل الکترودها گذاری تغییر می کند.
 - نویز خارجی: بایستی سیگنال EMG در محیط کم نویز اخذ شود. نویز برق شهر و نویز تجهیزات الکترونیکی اطراف می تواند تاثیر نامطلوبی بر EMG داشته باشد.
 - کیفیت الکترودها و تقویت کننده: با استفاده از تقویت کننده هایی که توانایی بهتری در حذف نویز دارند و همچنین استفاده از الکترودها پس از آماده سازی دقیق پوست و بررسی شرایط اتصال صحیح الکترودها می توان تا حدود زیادی از نویزهای کار کاست.

۱-۱۲. تقویت کننده های EMG

تقویت کننده های EMG به صورت تفاضلی عمل می کنند و هدف اصلی از این کار حذف نویز است. تقویت تفاضلی تشخیص اختلاف پتانسیل بین الکترودها و حذف تداخلات را انجام می دهد. بدین ترتیب که نویز برای هر دو الکترودها به صورت یکسان وارد می شود و یک سیگنال مشترک بر روی هر دو الکترودها

^۱ electrocardiography

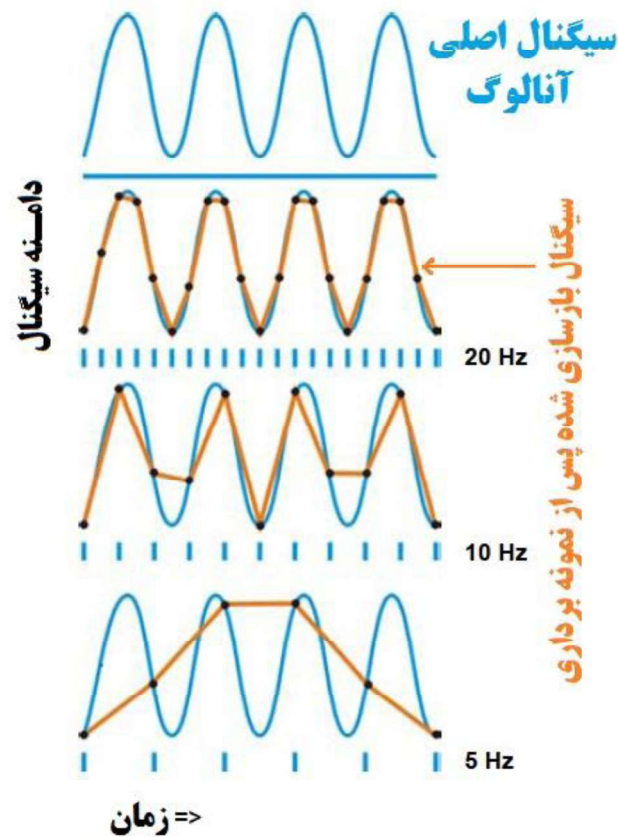
ایجاد می کند. اصطلاح نسبت حذف حالت مشترک یا $CMRR^1$ نشان دهنده میزان حذف حالت مشترک است و به عنوان یک معیار برای کیفیت تقویت کننده در نظر گرفته می شود. $CMRR$ بالا می تواند نقش زیادی در از بین بردن نویزها و حفظ کیفیت سیگنال ایفا کند. حداقل مورد قبول برای $CMRR$ حدود ۹۵ است. امروزه سعی می شود از پیش تقویت کننده هایی ریز که بر روی الکتروود قرار گرفته استفاده شود که به این نوع الکتروودها الکتروودهای فعال می گویند. بدین ترتیب که سیگنال دریافتی از الکتروود بلافاصله و بدون عبور از کابل هایی که می تواند نویز بسیاری دریافت کند با بهره ای در حدود ۵۰۰ بار تقویت می شود و سپس منتقل می شود. چرا که سیگنال با دامنه بالا حساسیت کمتری نسبت به نویزها دارد. امپدانس ورودی یک تقویت کننده بایستی بالا باشد تا حداقل جریان کشی را داشته باشد. منابع مختلف امپدانس ۱ تا ۱۰ مگا اهم را برای تقویت کننده EMG قابل قبول دانسته اند. محدوده فرکانس یک تقویت کننده باید حداقل از ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز باشد.

۱-۱۳. مبدل آنالوگ به دیجیتال

قبل از اینکه یک سیگنال بتواند ذخیره شود یا در رایانه تجزیه و تحلیل شود، لازم است از یک ولتاژ آنالوگ به یک ولتاژ دیجیتال تبدیل شود. برای این کار از مبدل های الکترونیکی آنالوگ به دیجیتال برای تبدیل سطوح ولتاژ در هر لحظه از زمان به یک عدد استفاده می کنیم. به این ترتیب که مثلاً یک مبدل ۱۰ بیتی می تواند سیگنال را در $2^{10} = 1024$ سطح، سطح بندی کند. پس با فرض اینکه ما از ولتاژ ۵ ولت به عنوان پیک دامنه استفاده کنیم. رزولوشن مبدل ما ۴/۸ میلی ولت خواهد بود. با بالارفتن تعداد سطوح مثلاً استفاده از مبدل های با تعداد بیت بالا رزولوشن بیشتر شده و می توان تغییرات خیلی کوچک را نیز ثبت کرد.

موضوع مهم دیگر در خصوص مبدل های آنالوگ به دیجیتال فرکانس نمونه برداری مناسب است. برای اینکه نمونه برداری از سیگنال به صورت صحیحی صورت بگیرد نرخ نمونه برداری باید حداقل دو برابر حداکثر فرکانس مورد انتظار باشد. نرخ نمونه برداری پائین می تواند موجب از دست رفتن اطلاعات در فرکانس های بالا شود. این امر در شکل ۱-۱۰ نشان داده شده است. با توجه به اینکه قدرت سیگنال EMG اکثراً در محدوده فرکانسی ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز است، پیشنهاد می شود که حداقل فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ و یا حتی ۱۵۰۰ هرتز باشد.

¹ Common mode reject ratio



شکل ۱-۱۰: تاثیر فرکانس نمونه برداری روی بازسازی سیگنال

۱-۱۴. آماده سازی پوست

کیفیت اندازه گیری در EMG تا حدود زیادی به آماده سازی پوست و موقعیت مناسب الکتروود بستگی دارد. استراتژی اصلی در آماده سازی پوست تماس با ثبات الکتروود و پوست و امپدانس کم پوست است. مدرن ترین دستگاه ها برای امپدانس بین جفت الکتروود در حدود ۵ تا ۵۰ کیلو اهم طراحی شده اند. گام های آماده سازی پوست عبارتند از:

- از بین بردن موها: برای اتصال بهتر الکتروود به پوست، لازم است موهای محل اتصال الکتروودها تراشیده شوند.
- تمیز کردن پوست:

روش الف) تمیز کردن از طریق ژل های مخصوص که سلول های مرده را

از روی پوست بر می دارد و خاک و عرق روی پوست را حذف می کند.

روش ب) استفاده از یک سنباده نرم آغشته به الک و حرکت دادن آن روی پوست به صورت کنترل شده به گونه ای که از ورود هرگونه آسیب به پوست جلوگیری شود.

روش ج) استفاده از یک حوله پارچه ای آغشته به الک و پاک کردن پوست به وسیله آن

پس از انجام موارد فوق الذکر پوست قرمز رنگ می شود که نشان دهنده شرایط خوب امپدانس پوست است.

۱-۱۵. الکترودها

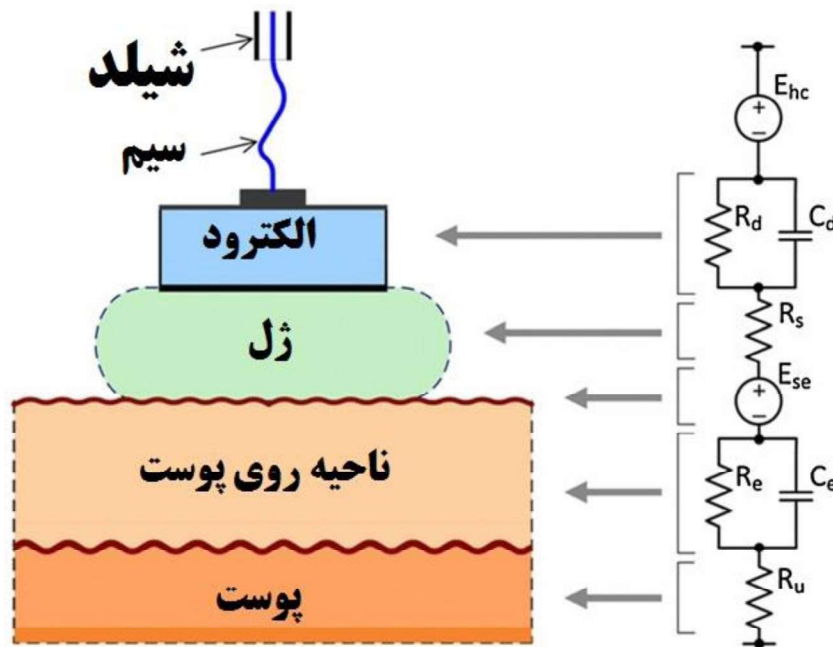
الکترودها از نظر تئوری دو نوع هستند: الکترودهای پلاریزه و الکترودهای غیر پلاریزه. این طبقه بندی به این نکته اشاره دارد که هنگامی که یک جریان از میان آن و الکترولیت عبور می کند چه اتفاقی برای الکترودها می افتد.

الکترودهای کاملاً پلاریزه الکترودهایی هستند که هنگام اعمال یک جریان، در آنها هیچ بار واقعی از واسطه الکترودها-الکترولیت عبور نمی کند. به عبارتی الکترودها به گونه ای عمل میکنند که گویا یک خازن است.

الکترودهای کاملاً غیر پلاریزه الکترودهایی هستند که در آنها جریان آزادانه از عرض واسطه الکترودها-الکترولیت عبور می کند و نیازی به هیچ انرژی برای انتقال وجود ندارد.

هیچ یک از این دو نوع الکترودها را نمی توان در عمل ساخت اما بعضی الکترودهای عملی می توانند به مشخصات آنها نزدیک شوند. الکترودهای ساخته شده از فلزات خالص رفتاری نزدیک به رفتار الکترودهای کاملاً پلاریزه دارند. از آنجایی که مواد این الکترودها نسبتاً خنثی هستند، اکسید شدن و حل شدن آنها مشکل است. به این ترتیب، جریانی که مابین الکترودها و الکترولیت عبور می کند، غلظت اولیه یون ها را تغییر می دهد، بنابراین قسمتی از فرایپتانسیل دیده شده در این نوع الکترودها، نتیجه V_c یا همان فرایپتانسیل غلظتی است.

مدار معادل یک الکترودها بیوپتانسیل که در تماس با یک الکترولیت است را می توان به صورت شکل ۱-۱۱ نشان داد. در این مدار معادل E_{hc} پتانسیل نیم پیل، R_d امپدانس الکترودها، C_d اثر پلاریزاسیون، R_s مقاومت سری در ارتباط با اثرات واسطه و به خاطر مقاومت الکترولیت می باشد.



شکل ۱-۱۱: مدار معادل الکتروود بیوپتانسیل در تماس با ژل و بر روی پوست

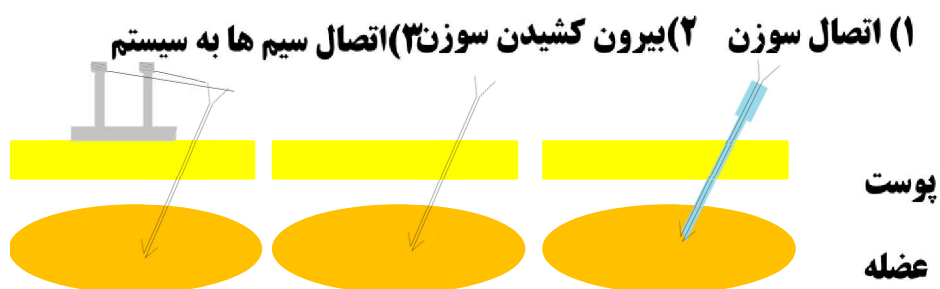
دو نوع اصلی الکترودهایی که در الکترومایوگرافی استفاده می شود عبارتند از:

۱-۱۵-۱. الکترودهای سطحی

با توجه به ویژگی های مناسب این نوع الکتروود از جمله غیر تهاجمی بودن، در اکثر موارد از این نوع الکتروود استفاده می کنیم. در کنار محاسن دیگر این نوع الکتروود مانند راحتی نصب و غیره، این نوع الکتروود صرفاً می تواند به عضلات سطحی دسترسی داشته باشد و برای عضلات عمیق تر نمی توان از این نوع الکتروود استفاده کرد. پس انتخاب نوع الکتروود به نوع تحقیقاتی که باید انجام شود بستگی دارد. برای الکترودهای سطحی از جنس نقره کلرید و اغلب به همراه ژل استفاده می شود. علاوه بر نصب راحت و سریع، استفاده از الکترودهای یکبار مصرف جنبه های بهداشتی را نیز رعایت می کند. قطر الکتروود در این روش باید کمتر از ۱ سانتی متر باشد. الکترودهای یکبار مصرف تجاری با عنوان الکترودهای مرطوب تولید می شود. به طور کلی الکترودهای مرطوب با ژل انتقال و شرایط امپدانسی بهتری از الکترودهای خشک دارند.

۱-۱۵-۲. الکترودهای سوزنی

برای تحقیقاتی که در لایه زیرین عضلات صورت می گیرد نیاز به الکترودهای تهاجمی نازک و منعطف داریم. این سیم ها به صورت زوج سیم یا تک الکتروود توسط سوزن های توخالی مطابق شکل ۱-۱۲ در محل مناسب خود قرار می گیرد.



شکل ۱-۱۲: مراحل نصب الکترودهای سوزنی به بافت عضلانی؛ بعد از بیرون کشیدن سوزن سیم ها متصل به عضله اند

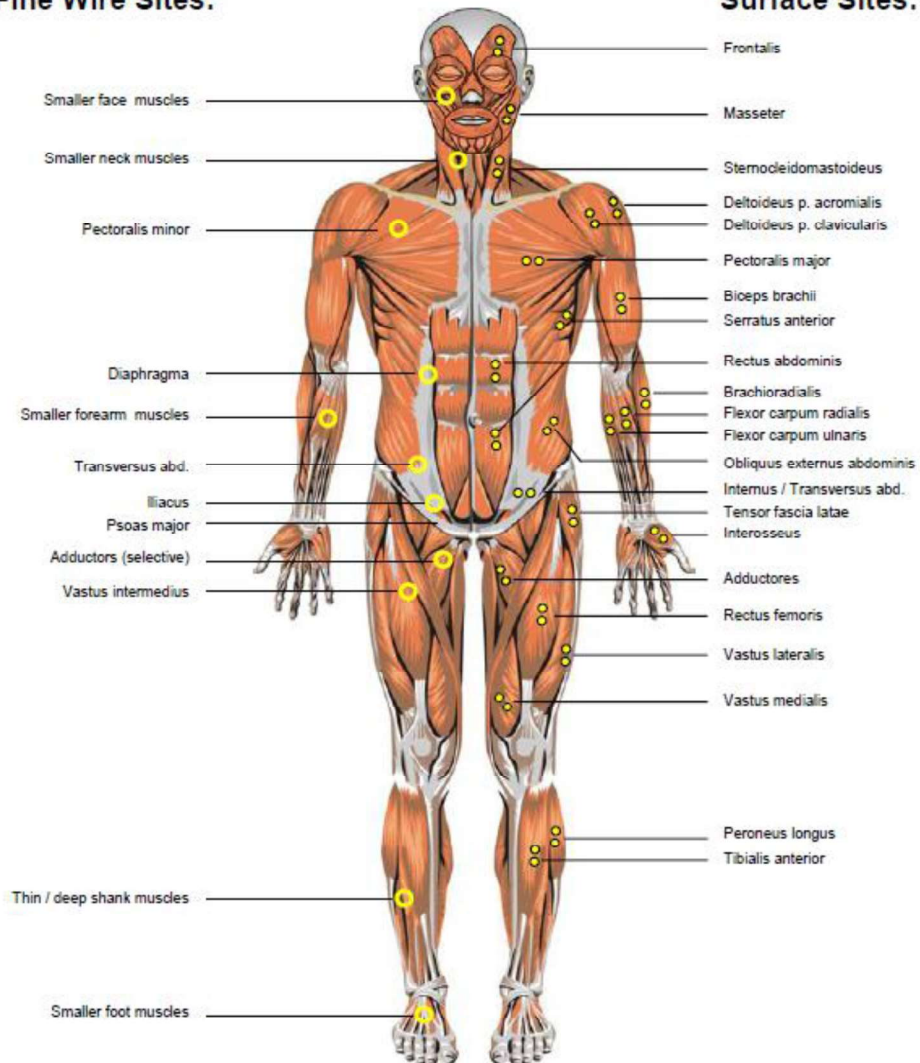
به غیر از الکترودهای مذکور انواع الکترودهای دیگر از جمله الکترودهای واژینال و الکترودهای مقعدی نیز موجود است.

۱-۱۶. محل قرارگیری الکترود

اکثر توصیه هایی که برای الکترودگذاری وجود دارد، مانند سایت SENIAM، بر مبنای نشانه های تشریحی بدن همانند استخوان ها، برجستگی ها و یا مشخصه های قابل لمس بدن به محل الکترودگذاری مناسب اشاره می کند. نمونه هایی از این نقاط در شکل ۱-۱۳ و ۱-۱۴ آمده است.

Fine Wire Sites:

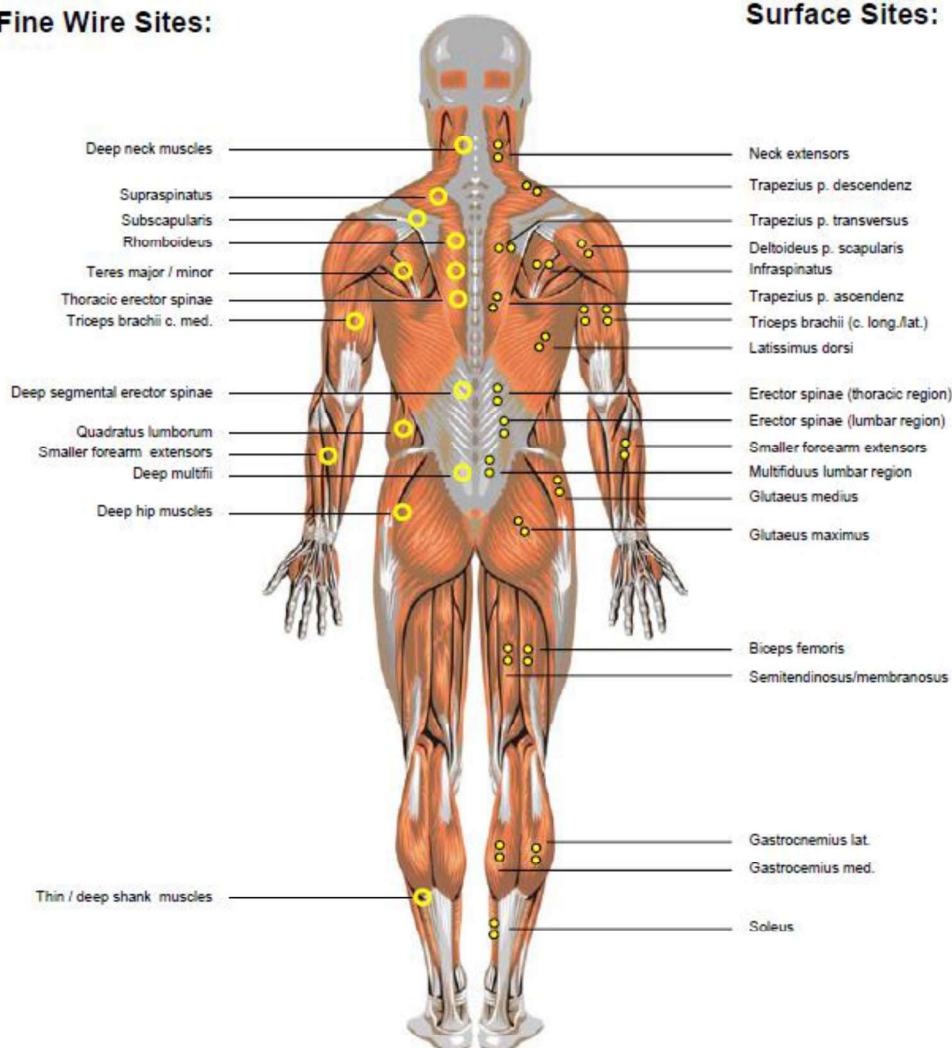
Surface Sites:



شکل ۱-۱۳ : سایت های قرارگیری الکتروود از نمای روبه رو برگرفته از کتاب *ABC of EMG*

Fine Wire Sites:

Surface Sites:



شکل ۱-۱۴ : سایت های قرارگیری الکتروود از نمای پشت برگرفته از کتاب *ABC of EMG*

۱-۱۷. الکتروود مرجع

حداقل یک الکتروود مرجع در هر سیستم الکترومایوگرافی باید قرار داده شود. به طور معمول باید یک منطقه بی تاثیر الکتریکی که در آن محل حداقل عضلات قرار دارد لازم است. مثلا مفاصل، مناطق استخوانی، پیشانی، استخوان ساق پا .

موضوع آماده سازی پوست برای الکتروود مرجع نیز باید انجام شود و حداقل قطر الکتروود بایستی ۱ سانتی متر باشد. یک اصل مهم در تحقیقات الکترومایوگرافی بررسی اعتبار و کیفیت سیگنال الکترومایوگرافی است. چند مرحله برای این کار داریم:

اعتبار سنجی سیگنال EMG:

ممکن است اتصالات به صورت اشتباهی صورت گرفته باشد. چک کردن تمام اتصالات می تواند در اعتبارسنجی کار مفید باشد. علاوه بر آن بایستی حساسیت های یک سایت الکتروود در حرکت کابل ها و نیز جنبش های عضله مورد بررسی قرار گیرد. وجود چربی زیر پوست ضخیم باعث می شود سیگنال الکترومایوگرافی به درستی دریافت نشود.

تست امپدانس:

اگر آماده سازی پوست به درستی انجام شود، پوست بایستی به رنگ قرمز روشن دربیاید که نشان می دهد امپدانس خوبی وجود دارد. علاوه بر مشاهده چشمی می توان از بررسی مقاومت الکتریکی بین دو سایت الکتروودی نیز استفاده کرد که این روش برای مبتدیان و مطالعات تحقیقاتی پیچیده توصیه می شود. به این منظور محدوده امپدانس پوست را می توان بدین ترتیب دسته بندی کرد:

جدول ۱-۱: امپدانس پوست زیر الکتروود

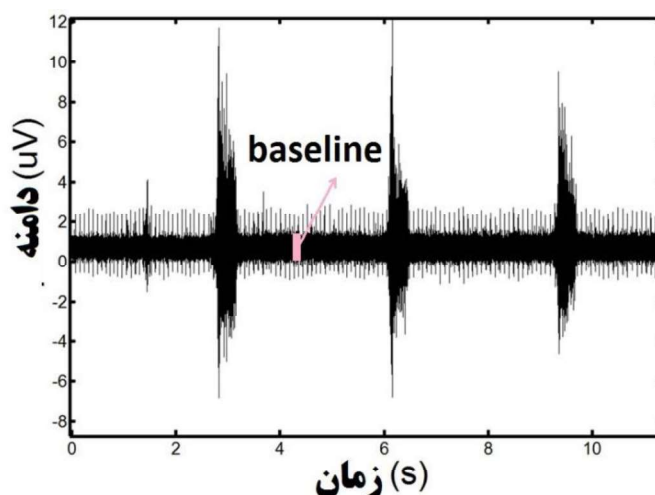
وضعیت	محدوده امپدانس (کیلو اهم)
شرایط خیلی خوب	۱-۵
خوب و توصیه شده	۵-۱۰
قابل قبول	۱۰-۳۰
کیفیت کم ، نیاز به دقت دارد	۳۰-۵۰
غیر قابل قبول	بالتر از ۵۰

بررسی Baseline در الکترومایوگرافی خام:

بررسی Baseline جزو مهم ترین مراحل در بازرسی از سیگنال است که با هیچ روش دیگری جایگزین نمی شود. پیش تقویت کننده های انتخابی ما دارای یک محدوده کوچک ورودی در حد میکروولت هستند و این محدوده ورودی می تواند توسط سیگنال منابع خارجی به راحتی تحت تاثیر قرار گیرد. برای آزمایش Baseline بایستی پس از اتصال الکتروود به فرد از وی بخواهید به طور کاملاً آرام و بدون انقباض در روی یک نیمکت بنشینند. بررسی Baseline باید روی دو عامل عمده انجام شود:

- نویز Baseline: اینکه ما بخواهیم واقعاً سیگنال بدون نویز ثبت کنیم امکان پذیر نیست. حضور سیگنال هایی نویزگونه که از ۵-۱۰ میکروولت بیشتر نیستند عادی است و اگر این مقدار را به ۳,۵ میکروولت برسانیم بسیار خوب است اما نبایستی این مقدار از حدود گفته شده تجاوز کند.

- Baseline offset: اکثر تقویت کننده ها بایستی یک سیستم تصحیح کننده خودکار برای جبران نویزها داشته باشند ولی ممکن است مشاهده شود که یک مقدار dc روی سیگنال به صورت دائمی حضور دارد و باعث شود که مقدار متوسط الکترومایوگرافی خام برابر صفر نشود. این موضوع در شکل ۱-۱۵ آمده است.



شکل ۱-۱۵: سیگنال الکترومایوگرافی به همراه baseline

فصل دوم

کاربردها و اصول اخذ الکترومایوگرافی با چگالی بالا

الکترومایوگرافی (EMG^۱) سطحی به طور گسترده ای در مطالعات حرکت شناسی استفاده شده است. با این حال بررسی فراخوانی واحدهای حرکت (MU^۲ ها) و همچنین عملکرد ماهیچه ها می تواند به وسیله الکترودهای سوزنی به صورت بهتری آشکار شود. به همین دلیل در برخی موارد از این نوع ثبت سیگنال استفاده می شود. استفاده از الکترودهای سوزنی امکان بررسی یک به یک MU ها را فراهم می کند. از طرفی این نوع الکترودها با مشکلاتی همچون تهاجمی بودن روبرو است. از طرفی سیگنال الکترومایوگرافی به عنوان یک سیگنال متغیر در زمان بوده و بایستی اطلاعات مکانی-زمانی آن را بدست آوریم که عملاً با استفاده از ثبت تک کاناله موضوع ویژگی های مکانی از دسترس خارج می شود.

در اوایل سال ۱۹۷۰ امکان تعیین نمودار مکانی برای الکترومایوگرافی سطحی (Gydikov A., 1973) فراهم شد. مزایای استفاده از EMG سطحی همانند غیر تهاجمی بودن، سهولت استفاده و قابلیت تکرار پذیری بالا باعث شد در سال ۲۰۰۳ یک گروه مطالعه بر روی EMG سطحی با چگالی بالا را شروع کنند (Zwarts M.J., 2003). در این روش یک آرایه ۱۲۸ تایی از الکترودها با فاصله ۳ تا ۶ میلی متر کنار هم چیده شد و توزیع الکتریکی فعالیت عضلانی در یک منطقه محدود بدست آمد. الکترودهای استفاده شده در این آزمایش از جنس نوک پروپ های مولتی متر بود که در شکل ۱-۲ آمده است.



شکل ۱-۲: آرایه ۱۲۸ عددی الکترودهای EMG سطحی (Zwarts M.J., 2003)

^۱ electromyography

^۲ Motor unit