

- exact and reliable detection of surface EMG signals (**ElectroMyoGraphy**)
- extremely high signal to noise ratio, high impedance
- active electrodes, no additional amplification needed
- recording EMG signals without any artifacts
- light weight
- can be directly connected to A/D-converters

- power supply: +/-2,5 ... +/-15V
- dimensions: 30 x 14 x 8 mm
- weight without cable: 12gr
- cable length: 0.5m ... 30m



## الکترومیوگرافی (EMG) و مطالعات هدایت عصبی (NCS)

EMG/NCS عمدتاً در ارزیابی دستگاه اعصاب محیطی (نورون حرکتی، گانگلیون ریشه دورسال، اعصاب محیطی، محل اتصال عصب به عضله و عضله) به کار می‌رود. EMG/NCS قادر به تعیین مشخصات این ضایعه است و این یافته‌ها در تشخیص، درمان و یا پیش‌آگهی کمک می‌کنند. به‌عنوان مثال نوروپاتی‌ها را می‌توان به انواع موضعی، مولتی‌فوکال یا جنرالیزه، حسی یا حرکتی، آکسونال یا دمی‌لینه تقسیم‌بندی کرد. EMG/NCS در تعیین محل و مشخصات نوروپاتی‌های موضعی سودمند است (مکان آن در طول عصب، بلوک آکسونال یا هدایتی، کامل یا نسبی بودن). (وجود فعالیت خودبه‌خودی و نوع آن در میوپاتی می‌تواند ما را به تشخیص و درمان رهنمون سازد. تعدادی از اختلالات EMG/NCS را هم می‌توان با EMG بررسی کرد (لرزش، آتاکسی، آستریکسی، میوکلونوس و دیس‌تونی).

### مطالعات هدایت عصبی

مطالعات هدایت عصبی در NCS اعصاب حرکتی و حسی میلیون‌دار بزرگ تحریک الکتریکی می‌شوند و به ترتیب پاسخ آنها در عضله و اعصاب حسی دیستال ثبت می‌گردد. تأخیر دیستال، طول مدت و سرعت هدایت پاسخ معمولاً یک دست بودن میلین را نشان می‌دهد. آمپلیتود امواج یک دست بودن آکسون‌ها را منعکس می‌کند. پاسخ‌های دیررس شامل امواج F و H هستند که اطلاعاتی در مورد هدایت پروگزیمال اعصاب حرکتی (امواج F) یا اعصاب حرکتی و حسی (امواج H) فراهم می‌کنند. امواج F خصوصاً در تشخیص زودرس نوروپاتی‌های التهابی مثل سندرم گیلن - باره (Guillain-Barre Syndrome) دارای اهمیت هستند. رفلکس‌های چشمک‌زدن هدایت شاخه‌های اعصاب تری‌ژمینال و فاشیال را ارزیابی می‌کند.

### تحریک مکرر

تحریک مکرر اعصاب حرکتی قادر است اختلالات محل اتصال عصب به عضله را تعیین و مشخصات آن را معلوم سازد. به عصب حرکتی تحریکی بیش از میزان حداکثر وارد می‌شود و فعالیت عضله در دو حالت استراحت و پس از فعالیت ثبت می‌شود. کاهش آمپلیتود پتانسیل عمل مرکب عضلات در میاستنی‌گراو و میاستنی مادرزادی دیده می‌شود. در سندرم میاستنی لامبرت - ایتون و بوتولیسیم افزایش آمپلیتود مشاهده می‌شود.

### الکترومیوگرافی

الکترومیوگرافی در EMG سوزنی را درون عضله اسکلتی قرار می‌دهند و فعالیت الکتریکی عضله را در حالت استراحت (فعالیت خودبه‌خود) و فعالیت (پتانسیل عمل‌های واحد حرکتی یا MUAPs) ثبت می‌کنند. عضله در حال استراحت به‌جز در صفحه انتهائی حرکتی فعالیت را نشان نمی‌دهد. فعالیت خودبه‌خودی غیر طبیعی - مثل پتانسیل‌های فیبریلاسیون و امواج مثبت - در جدا شدن عصب (Denervation) و انواع خاصی از میوپاتی دیده می‌شود. MUAPs هر عضله طول مدت و مرفولوژی مشخصه خود را دارد. MUAPs کوتاه‌مدت فرآیندی

میوپاتیک یا اختلال محل اتصال عصب به عضله را مطرح می‌کند MUAPs. طولانی‌مدت در نوروپاتی آکسونال و بیماری نوروپاتی حرکتی عرضه می‌گردد. الگوی فعال شدن (کاهش یافته یا سریع) به ترتیب فرآیندی نوروژنیک یا میوپاتیک را نشان می‌دهد .

## EMG تک‌فیبری

EMG تک‌فیبری روشی حساس ولی غیر اختصاصی برای اختلالات محل اتصال عصب به عضله است. در این روش تحریک یک جفت فیبر عضلانی از واحد حرکتی مشابه در عضله ثبت می‌گردد. تغییرات فاصله زمانی بین دو فیبر را جیتر (Jitter) و ناپدید شدن پتانسیل عمل فیبر عضلانی دوم را بلوک شدن (Blocking) می‌گویند. اختلالات محل اتصال عصب به عضله با افزایش Jitter و یا بلوک شدن همراه است .

[www.vista.ir](http://www.vista.ir)

(به انگلیسی) **Electromyography**: به صورت مخفف ای‌ام‌جی (EMG) تکنیکی است برای محاسبه و ضبط حالات عضلات بدن در مواقع انقباض و انبساط که از دستگاهی به نام ماهیچه‌نگار برقی (electromyograph) که به نتایج آن ماهیچه‌نگاشت (Electromyogram) گفته می‌شود.

ماهیچه‌نگاشت پالس‌های تولید شده از سلول‌های ماهیچه‌ای را در حالات انبساط و انقباض دریافت می‌کند.

الکترومیوگرافی (EMG) مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنال‌های الکتریکی تولید شده حین انقباضات عضلانی است. اغلب به طور نادرستی بوسیله پزشکان و محققان به کار گرفته می‌شود. در بیشتر موارد حتی الکترومیوگرافی‌ها با تجربه نیز نمی‌توانند اطلاعات کافی و جزئیات مورد نظر را از پروتکل به دست آورند و لذا محققان دیگر مجازند که کارهای آنها را تکرار کنند. این بخش برخی از این مشکلات را روشن می‌سازد و اساس لازم برای انجام مطالعات EMG به عنوان بخشی از تحقیقات بوسیله محققین را به خواننده می‌دهد. اندازه‌گیری سیگنال الکتریکی همراه با تحریک عضله است که می‌تواند شامل عضلات ارادی و غیر ارادی شود. وضعیت EMG انقباضات عضله ارادی به میزان کشش بستگی دارد. واحد عملکردی انقباض عضله یک واحد حرکتی (motor unit) است که متشکل است از یک نورون حرکتی آلفا منفرد و تمام فیبرهایی که از آن منشعب می‌شوند. وقتی پتانسیل عمل (impulse) عصب حرکتی که فیبر را تغذیه می‌کند به آستانه دپلاریزاسیون برسد فیبر عضله منقبض می‌شود. دپلاریزاسیون باعث ایجاد میدان الکترومغناطیسی می‌شود و این پتانسیل به عنوان ولتاژ اندازه گرفته می‌شود. دپلاریزاسیون که در طول غشا عضله منتشر می‌شود یک پتانسیل عمل عضله است. پتانسیل عمل واحد حرکتی (m.u) مجموع پتانسیل عمل‌های منفرد تمامی فیبرهای یک واحد حرکتی است. بنابراین سیگنال EMG جمع جبری تمام پتانسیل عمل‌های واحدهای حرکتی موجود در ناحیه ای است که الکتروود در آنجا قرار گرفته است. ناحیه قرار گرفتن الکتروود معمولاً شامل بیش از یک واحد حرکتی است زیرا فیبرهای عضلانی واحدهای حرکتی مختلف در تمام طول عضله در ترکیب با هم قرار دارند. هر بخش از عضله می‌تواند حاوی فیبرهای متعلق به حدود ۲۰ تا ۵۰ واحد حرکتی باشد. یک واحد حرکتی مستقل می‌تواند دارای ۳ تا ۲۰۰۰ فیبر عضله باشد. عضلاتی که پنج حرکت را در کنترل دارند از تعداد فیبر عضلانی کمتری به ازای هر واحد حرکتی برخوردارند. معمولاً کمتر از ۱۰ فیبر به ازای هر واحد حرکتی). در مقابل عضلاتی که محدوده وسیعی از حرکات را در کنترل دارند دارای ۱۰۰ تا ۱۰۰۰ فیبر در هر واحد حرکتی می‌باشند. در خلال انقباضات عضلانی ترتیب خاصی وجود دارد به این صورت که واحدهای حرکتی با فیبر عضلانی کمتر در ابتدا و سپس واحدهای حرکتی دارای فیبرهای عضلانی بیشتر منقبض می‌شوند. تعداد واحدهای حرکتی در عضلات در بدن متغیر است. دو نوع اصلی EMG داریم: بالینی (که گاهی مواقع EMG تشخیصی نامیده می‌شود) و Kinesiological . EMG تشخیصی که معمولاً به وسیله پزشک یا متخصص اعصاب انجام می‌شود. مطالعه مشخصات پتانسیل عمل واحد حرکتی از نظر مدت و دامنه است و برای کمک به تشخیص آسیب شناسی اعصاب انجام می‌شود با این روش همچنین می‌توان دشارژهای خودبخودی عضله در حال استراحت را ارزیابی کرد و یا فعالیت یک واحد حرکتی منفرد را ایزوله نمود. Kine Siological EMG نوعی EMG است که با تحلیل حرکت مرتبط است. این نوع از EMG رابطه بین عملکرد عضله با حرکت بخشهای مختلف بدن را ارزیابی می‌کند و زمان

بندی فعالیت عضله با حرکت را مورد بررسی قرار می دهد. به علاوه بسیاری از مطالعات در تلاشند تا قدرت عضله و نیروی تولید شده در عضله را بررسی کنند. رابطه ای بین EMG با بسیاری از متغیرهای بیومکانیکی وجود دارد. با در نظر گرفتن انقباضات ایزومتریک، رابطه ای مثبت در افزایش کشش عضله و دامنه سیگنال ثبت شده EMG وجود دارد. اگر چه یک زمان تاخیر وجود دارد و به این دلیل است که دامنه EMG به صورت مستقیم با build-up کشش ایزومتریک در تطابق نیست. برای تخمین قدرت تولید شده از روی سیگنال EMG می بایست دقت زیادی کرد چون اعتبار رابطه نیرو با دامنه وقتی تعداد زیادی عضله از یک مفصل منشعب شده اند یا یک عضله به مفاصل متعددی وصل است خیلی قطعی نیست. در بررسی فعالیت یک عضله با توجه به انقباضات Concentric و eccentric مشخص می شود که انقباضات eccentric نسبت به انقباضات concentric در مقابل نیروی وارده برابر فعالیت کمتری در عضله تولید می کنند. همراه با خستگی عضله، کاهش در میزان کشش عضله اغلب همراه با دامنه ثابت یا حتی بیشتر در فعالیت عضله مشاهده می شود. بخش پر فرکانس سیگنال همراه با خستگی فرد افت می کند و می تواند به صورت کاهش در فرکانس مرکزی سیگنال عضله دیده شود. در خلال حرکت رابطه ای تقریبی بین EMG و سرعت حرکت مشاهده می شود. رابطه ای معکوس بین قدرت انقباض تولید شده بوسیله انقباض Concentric و سرعت حرکت وجود دارد در حالیکه eccentric توانایی حمل وزنه بیشتر با سرعت بیشتری را دارد. به عنوان مثال اگر وزنه ای بزرگ و سنگین را به سرعت ولی با کنترل پائین ببرید آن وزنه را با استفاده از انقباض eccentric پائین برده اید. شما قادر نخواهید بود که وزنه را با همان سرعت پائین بردن، بالا ببرید (انقباض Concentric نیروی تولید شده لزوماً بیشتر نخواهد بود اما شما توانستید وزنه بیشتری را حمل کنید و فعالیت EMG در عضلات مورد استفاده کمتر بوده است. بنابراین رابطه ای معکوس برای انقباضات Concentric و رابطه ای مثبت برای انقباضات eccentric از نظر سرعت حرکت وجود دارد. از نقطه نظر ثبت سیگنال، EMG دامنه پتانسیل عمل واحد حرکتی به عوامل مختلفی بستگی دارد نظیر: قطر فیبر عضله، فاصله بین فیبر عضله فعال و محل آشکار سازی ( ضخامت چربی بافت ) و خصوصیات فیلترینگ خود الکتروود. هدف اصلی بدست آوردن سیگنالی بدون نویز است ( مثلاً آرتی فکت حرکتی، آرتی فکت 60 Hz و ... ) بنابراین نوع الکتروود و خصوصیات تقویت کننده نقش حیاتی در بدست آوردن سیگنال بدون نویز ایفا می کند. برای Kine Biological EMG دو نوع اصلی الکتروود وجود دارد: سطحی و سیستم باریک الکتروودهای سطحی خود به دو گروه تقسیم می شوند. گروه اول الکتروودهای فعال که در سطح آنها آمپلی فایر وجود دارد و امپدانس را بهبود می بخشد. ( برای این الکتروودها نیازی به استفاده از ژل نیست و این الکتروودها آرتی فکت حرکتی را کاهش و نسبت سیگنال به نویز را افزایش می دهند ). الکتروود دیگر، الکتروود غیر فعال ( Passive ) است که سیگنال EMG را بدون آمپلی فایر درونی آشکار سازی می کنند و لذا کاهش تمام مقاومت های پوست تا حد ممکن برای آن اهمیت می یابد ( لذا نیاز به ژل هادی و آماده سازی پوست دارند ). با الکتروود غیر فعال نسبت سیگنال به نویز کاهش یافته و بسیاری از آرتی فکت های حرکتی با تقویت سیگنال اصلی، تقویت می شوند. مزیت های الکتروود سطحی این است که کاربرد آنها بدون درد است، قابلیت تکرار بیشتری دارند، کاربرد آنها ساده است و برای کاربردهای حرکتی مناسب است. عدم مزیت الکتروودهای سطحی این است که ناحیه آشکار سازی آنها وسیع بوده و لذا پتانسیلهایی از عضلات کناری نیز ثبت می کنند. به علاوه این الکتروودها تنها برای عضلات سطحی کاربرد دارند . الکتروودهای سیم باریک برای ورود به درون عضله به یک سوزن نیاز دارند. مزایای الکتروودهای سوزنی ( سیم باریک ) Fine-wire عبارتند از: پهنای باند وسیع، ناحیه آشکار سازی اختصاصی تر، توانایی مطالعه عضلات عمقی، جداسازی بخشهای مشخص عضلات بزرگ و توانایی مطالعه عضلات کوچک که آشکار سازی آنها به دلیل اثر عضلات

کناری ( cross-talk ) با الکترودهای سطحی غیر ممکن است. عدم مزیت‌های این الکترودها اینها می باشند که فرو کردن سوزن باعث ایجاد ناراحتی می شود، ناراحتی باعث افزایش گرفتگی و سفتی در عضله می گردد، برخی مواقع گرفتگی عضله رخ می دهد، الکترودها تکرارپذیری کمتری دارند چون قراردادن مجدد سوزن و سیم نازک در همان محل قبلی در عضله مشکل است. به علاوه ممکن است که فرد برای تعیین دقیق محل الکترودها آن را تکان دهد و باعث افزایش ناراحتی بیمار شود. با این وجود برای برخی عضلات مشخص الکترودهای سوزنی تنها امکان برای بدست آوردن اطلاعات می باشند. تفاوت‌های موجود بین نتایج الکترودهای سطحی و سوزنی به دلیل تفاوت در پهنای باند آنهاست. الکترودهای سوزنی دارای فرکانس بالاتری هستند و فعالیت یک واحد حرکتی را نیز ثبت می کنند. پهنای باند آنها بین ۲ تا 1000 Hz است در حالیکه پهنای باند الکترودها سطحی بین ۱۰ تا 600 Hz می باشد. صرفنظر از نوع الکترودها مورد استفاده، برخی از طراحی‌های الکترودها می توانند به افزایش نویز ناخواسته کمک کنند. طراحی تک قطبی ساده ترین شکل ممکن است که در آن تنها یک الکترودها و یک زمین وجود دارد. با این وجود این طراحی سیگنال‌های ناخواسته بیشتری نسبت به سایر روشها جمع آوری می کند. طراحی دو قطبی روشی است که در تحلیل حرکت به طور شایعی به کار می رود. در این طراحی دو الکترودها و یک زمین وجود دارد. این روش به این صورت است که در آن سیگنال‌های مشترک بین دو الکترودها به عنوان نویز در نظر گرفته می شود و حذف می گردند و آنچه بین دو الکترودها متفاوت است به عنوان سیگنال مورد نظر نگهداری می شود. این روش به عنوان سیستم تقویت اختصاصی نامیده می شود و کمتر تحت تاثیر تداخل عضلات کناری یا عمقی قرار دارد. طراحی سوم ترکیب از دو سیستم اختصاصی است. در این سیستم سه الکترودها فعال و یک زمین وجود دارد. بنابراین در اینجا دو جفت سیگنال دو قطبی داریم که به صورت اختصاصی تقویت می شوند. این روش ناحیه آشکارسازی کوچک تری دارد و لذا نویز آن از روش دو قطبی کمتر است. این روش‌های طراحی الکترودها بسته به سیستم تقویت کننده خریداری شده منحصر به فردند و حداقل یک سیستم دو قطبی مورد نیاز است. بسیاری دیگر از خصوصیات تقویت کننده‌ها نیز می بایست مورد توجه قرار گیرند: اولین آنها نسبت سیگنال به نویز است. این نسبتی است بین سیگنال‌های مفید به سیگنال‌های ناخواسته و معیاری است بر کیفیت سیگنال تقویت شده هر چه این نسبت بیشتر باشد، کاهش نویز بیشتر بوده است. الکترودهایی که روی خود یک پیش تقویت کننده دارند دارای نسبت سیگنال به نویز بسیار بالایی می باشند. بهره تقویت کننده نیز مهم می باشد که عبارت است از مقدار تقویتی که به سیگنال اعمال می شود و می بایست آنقدر باشد که دامنه خروجی به یک ولت برسد. خصوصیت دیگر تقویت کننده پهنای باند است که به صورت محدوده فرکانس‌های قابل جمع آوری تقویت کننده تعریف می شود. پهنای باند می بایست هم آنقدر زیاد باشد که فرکانس‌های کم آرتی فکت حرکتی را حذف کند و هم آنقدر کم باشد که حداقل تضعیف سیگنال را داشته باشیم. به طور کلی به این معناست که باید در محدوده 0-600 Hz برای الکترودها سطحی و 0-1000 Hz برای الکترودها سوزنی باشد. استفاده از Nyquist theorem بدین معناست که فرد باید نمونه گیری را در حداقل 1200 Hz برای الکترودها سطحی و 2000 Hz برای الکترودها سوزنی انجام دهد تا از جمع آوری تمام سیگنال‌ها مطمئن شود. یکبار که سیگنال‌ها ثبت شدند سپس می توان از یک فیلتر بالا گذر ۱۰-۱۵ Hz ( High-Pass ) برای حذف آرتی فکت حرکتی استفاده کرد ( برخی ترجیح می دهند که از یک فیلتر آنالوگ در پایانه جلویی استفاده کنند ولی من ترجیح می دهم آرتی فکت حرکتی را پس از جمع آوری حذف کنم). می بایست این اطمینان فراهم باشد که تمام فیلترهای مورد استفاده دارای انتقال فاز صفر می باشند. توانایی آمپلی فایر اختصاصی در حذف سیگنال حالت عادی، نسبت حذف حالت عادی نامیده می شود. نسبت حذف حالت عادی هر چه بالاتر باشد، حذف سیگنال عادی ( نویز ) بهتر صورت می گیرد.

مقدار  $10000$  ( $80 \text{ dB}$ ) مورد نظر و مطلوب است. ورودی و امپدانس سیستم می بایست بیشتر از  $12 + 10$  اهم و جریان بایاس ورودی کم در حدود  $50$  میکروآمپر یا کمتر باشد. امپدانس ورودی بالا اجازه می دهد که سیگنالهای زیادی برای تقویت به تقویت کننده بروند. هر سیگنال ورودی کمتر از جریان بایاس ورودی تقویت نخواهد شد. با دانستن این مشخصات فرد قادر خواهد بود که تقویت کننده مناسب برای سیگنال  $EMG$  خریداری کند. همچنین امکان اشتباه ناشی از بورد آنالوگ به دیجیتال نیز وجود دارد. بیشتر بوردها تنها دارای  $12-10$  بیت بورد هستند و اگر سیستم امکان استفاده از تمام این محدود جمع آوری شده را ندهد مشکل به وجود می آید. این بدین معناست که اگر جمع آوری شما برای  $\pm 10$  ولت تنظیم شده و شما در حال انجام  $EMG$  هستید که محدوده آن بعد از تقویت  $\pm 1$  ولت است، سیستم شما در حالت بهینه عمل نمی کنند و شما دچار مشکل کمی سازی و نمونه گیری هستند. بنابراین فرد باید مطمئن باشد که نرم افزار و سخت افزار خریداری شده امکان بهینه بودن محدود ولتاژ جمع آوری با محدوده آنالوگ به دیجیتال ( $A-D$ ) را فراهم می کند. اپراتور  $EMG$  می بایست اطلاعات کاملی از آناتومی بدن انسان داشته باشد چون محل و درجاگذاری الکتروود بسیار مهم است. در ابتدا این فرد می بایست پوست را به خوبی تمیز نماید تا مقاومت پوست کاهش یابد. همین کار ساده می تواند مقاومت پوست را تا  $20\%$  کاهش دهد. برای بسیاری از کاربردهای بالینی،  $EMG$  بدنه عضله به عنوان محل قرار دادن الکتروود استفاده می شود. با این وجود برای اطمینان از تکرارپذیری نتایج محل خاص قرار گرفتن الکتروود، استفاده از نشانه های استخوانی ( $Land \text{ mark}$ ) ضروری است. کتابهای بسیار زیادی وجود دارند که محل های دقیق قرار دادن الکتروود را توضیح داده اند. روش شایع و پذیرفته شده دیگر برای قرار دادن الکتروودها استفاده از نقاط حرکت است. ( $motor \text{ point}$ ) با قرار دادن الکتروودها در بدنه عضلات، برخی از مقالات هستند که موقعیت نقاط حرکت معمول را به عنوان نقطه شروع آورده اند و لذا شما می توانید به راحتی با استفاده از یابنده نقطه حرکت، آن نقاط را پیدا کنید. بحث خاص دیگر می بایست در مورد فاصله داخلی الکتروود صورت پذیرد. بسیاری از الکتروودها دارای فاصله داخلی ثابت هستند. ولی برخی نیز دارای فاصله داخلی متغیر می باشند و لذا فرد می بایست از ثبوت این فاصله در تمامی مراحل کار اطمینان حاصل کند تا مطمئن شود که الکتروود بر روی همان فیبر عضله قرار دارد. منابع زیادی برای نویز وجود دارد. نویز: هر سیگنال ناخواسته ای که به همراه سیگنال های مورد نظر جمع آوری می شود. برخی از این منابع عبارتند از: میدان الکترواستاتیک (پوست)، میدان الکترومغناطیس (سیمهای برق)، آر تی فکتهای حرکتی ناشی از نقص الکتروود در سطح پوست یا نقص در سیم، واکنش های غیر ارادی ( $clonus$ ) و هرگونه وسیله الکتریکی دیگری که در هنگام انجام  $EMG$  در اتاق وجود دارد. بسیاری از این نویزها را می توان با چند روش ساده حذف کرد. یکی از این روشها تمیز کردن پوست است. اگر از الکتروودهای بدون پیش تقویت کننده استفاده کنیم، کارمان مشکل تر می شود. استفاده از سیستم تقویت دو قطبی یا دوگانه به حل این مشکل کمک می کند. اگر سیستم شما دارای امکان استفاده از باتری نیز می باشد مزیت بسیار مهمی است. قبل از آغاز جمع آوری اطلاعات می بایست از موارد زیر اطمینان حاصل شود. تماس کامل الکتروود، عدم وجود کشیدگی در سیمها و اینکه سیمها به خوبی به متصل کننده ها وصل هستند. وقتی الکتروودها در محل خود قرار گرفتند می بایست یک قسمت دستی انجام پذیرد تا مطمئن شویم که الکتروودها فعالیت عضله را به درستی ثبت می کنند. اگر مشخص شود که یکی از الکتروودها درست کار نمی کند می توان لیدهای مختلف الکتروودها را سوئیچ کرد البته در صورتیکه سیستم امکان چنین کاری داشته باشد و یا اینکه الکتروود را بین کانالهای مختلف سوئیچ کند تا ببیند آیا این الکتروود در کانال دیگر کار می کند یا خیر. اگر بعد از سوئیچ کردن همچنان سیگنال مشکل دارد باید الکتروودها را سوئیچ کرد و دید آیا خود الکتروودها مشکل دارند یا خیر. باید دانست که نسبت معکوس بین سیگنال

دریافتی و حجم بافت تحت بررسی وجود دارد. بنابراین داشتن سیگنالهای مفید در بررسی افراد چاق با استفاده از الکترودهای سطحی مشکل خواهد بود. یکی از عدم مزایای استفاده از سیستمهای جمع آوری کامپیوتری جدید این است که با این سیستمها فرد امکان دیدن یک سیگنال خام در همان لحظه به صورت ( real time نظیر یک اسیلوسکوپ ) را ندارد. دیدن سیگنال خام قبل از شروع کار ( بجز یک فیلتر ضد افزایش ) مهم است چون تشخیص بین سیگنال و نویز در سیگنال خام اغلب مشکل است و در صورتیکه هر گونه پردازش در EMG صورت گیرد این کار غیر ممکن می شود. یک بار محقق به سیگنال خام نگاه می کند می بایست تعیین کند که آیا فیلترینگ مورد نیاز است یا خیر. یک الکترومایوگرافر تازه کار ممکن است در تعیین مشکلات سیگنال خام دچار مشکل شود. خط پایه موج دار در اغلب موارد با آرئی فکتهای حرکتی کم فرکانس دیده می شود. به علاوه قله های تیز می تواند نشاندهنده حرکات ناگهانی الکتروود باشد. برخی موارد دیگر ممکن است شامل سیگنالهای یکسان بین تمام کانالها و یا سیگنال 60 Hz که روی بقیه سیگنالها می افتد باشد. اگر سیگنال خیلی تمیز نباشد ممکن است محقق بخواهد که اطلاعات را فیلتر کند ( برخی محققین می گویند همیشه باید اطلاعات را فیلتر کرد ). سه نوع اصلی از فیلترها در EMG استفاده می شوند: بالاگذر، پائین گذر و میان گذر. البته فیلترهای مختلف دیگری نیز وجود دارند مثل butter worth , cheby shev و ... در این آزمایشگاه استفاده از یک فیلتر دیجیتال بالاگذر butter worth با قطع در 15-10 Hz معمول است که البته به فعالیت تحت بررسی بستگی دارد ( 15 Hz برای قدم زدن و 10 Hz برای حرکات سریع ). در سوی دیگر طیف، ما یک فیلتر آنالوگ پائین گذر با قطع 600 Hz برای EMG سطحی و 1000 Hz برای EMG با الکتروود سوزنی به عنوان الکتروود ضد افزایش استفاده می شود. اگر مشخص شود که سیگنالهای 60 Hz روی بقیه سیگنالها می افتند می توان از یک فیلتر میان گذر که همه سیگنالهای 55-65 Hz را حذف می کند استفاده کرد. حال که ما سیگنالی تمیز داریم می توان به آن نگاه کنیم و اطلاعاتی در مورد عضلات از آن بدست آوریم. اولین اطلاعاتی که به دست می آید زمان روشن و خاموش است. در بیشتر موقعیتهای تحلیل حرکت فقط از سیگنال خام استفاده می شود هیچ پردازشی برای تمیز کردن سیگنال ( فیلترهای بالا و پائین گذر ) استفاده نمی شود. با این وجود برخی از روشهای پردازش سیگنال EMG انجام می شود. معمول ترین آنها عبارتند از :

یکسوسازی نیم موج ( حذف تمام بخشهای منفی سیگنال ), یکسوسازی تمام موج ( مقدار مطلق کل سیگنال ), envelope خطی ( فیلتر کردن پائین گذر سیگنال یکسو شده تمام موج ), ریشه مربع میانگین ( root mean square ) ( اساساً سیگنال را به توان ۲ می رساند، میانگین یک پنجره زمانی مشخص در حدود 100-200 ms را می گیرد سپس ریشه دوم را حساب می کند ). انتگرال ( EMG ناحیه زیر منحنی یکسو شده را می توان به عنوان فعالیت کامل و یا زمان پیش تنظیم یا مقدار دامنه تعیین کرد ) و تحلیل فرکانس ( معمولاً از طریق آنالیز سریع و بررسی طیف پودانسیتیه تعیین می شود ). بسته به کاربرد شما هر کدام از این روشهای پردازش ممکن است لزوم پیدا کند ولی هر کدام عدم مزایای خاص خود را دارند ، از جمله اینکه با انجام هر پردازش بخشهایی از اطلاعات مفید از بین می روند . برای مقایسه اطلاعات EMG میان افراد مختلف می بایست اطلاعات را در یک قالب کلی فراهم کرد. بنابراین روشهای مختلف نرمال سازی سیگنال از هر دو جنبه زمان و دامنه توسعه یافته اند. احتمالاً دو روش شایع تر نرمال سازی بر اساس زمان عبارتند از نرمال سازی به یک آزمون / سیکل یا به فازهایی در آزمون / سیکل . به عنوان مثال بیابید فرض کنیم که ما می خواهیم EMG عضلات پشت یک فرد را به صورت مداوم اشیایی را از روی زمین بر می دارد و در یک سبد قرار می دهد بررسی کنیم. ما می توانیم یک سیکل را به صورت زمان آغاز حرکت از زمانی که شی را از روی زمین بر می دارد تا وقتی که مجدداً می خواهد شی دیگر را بردارد در نظر بگیریم. حال می توان به



سادگی بر اساس زمان تقسیم بندی کرد به این صورت که کل زمان لازم برای انجام این کار را به تعداد کار انجام شده تقسیم کرد و درصد سیکل را محاسبه نمود. این کار برای بسیاری از کارهایی سیکلی به خوبی عمل می کند ولی اگر کار دارای بیش از یک فاز باشد دارای عدم مزایایی است. برای کارهای چند فازی تقسیم کردن بر اساس زمان به درصد فاز به خوبی عمل می کند. مثلاً در همان مثال قبلی. حال بیایید فاز بلند کردن را به صورت از لحظه برداشتن جسم تا وقتی که فرد کاملاً ایستاده باشد در نظر بگیریم. فاز دوم از لحظه ایستادن کامل تا لحظه ای که جسم در سبده قرار بگیرد خواهد بود و فاز سوم از لحظه قرار گرفتن جسم در سبده تا لحظه ای که فرد می خواهد جسم دیگری را بردارد است. هر فاز به عنوان یک اتفاق مجزا صورت می گیرد. بنابراین زمانی که لازم است تا فرد جسم را برداشته و به حالت ایستاده در آید می تواند به عنوان یک تقسیم کننده حساب آید و یک درصد فاز ایجاد کند. همین طور برای فازهای بعدی. این نوع از استاندارد سازی بر اساس زمان برای کارهایی که فازهای مشخص دارند خیلی مناسب است. در این مثال بیایید بگوییم که بیشترین فعالیت عضلات قبل از قرار دادن جسم در سبده صورت می گیرد. بسیار معنی دارتر خواهد بود اگر بگوییم بیشترین فعالیت EMG در ۹۵٪ فاز دوم صورت گرفته است تا اینکه بگوییم بیشترین فعالیت در ۵۵٪ کل کار صورت پذیرفته است. در نوع دوم شما باید برگردید و ببینید چه کاری در ۵۵٪ کار صورت می پذیرفته است. لذا آزمایشگاه ترجیح می دهد در صورت امکان از روش درصد فاز استفاده کند. در بسیاری از موارد دامنه سیگنال نرمال سازی می شود. معمولترین روش استاندارد سازی حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی ( MVIC) در عضله خاص مورد استفاده است. براساس مراجع منتشر شده در آزمایش دستی عضله، معاینه کننده سپس بر قسمتی از عضله تحت بررسی نیرویی آنقدر زیاد وارد می کند که عضله نتواند خود را در موقعیت ثابت حفظ کند. اینکه آیا همیشه قادر خواهیم بود MVIC درست به دست آوریم قابل بحث است. لذا روشهای مختلف دیگری توسعه یافتند. یکی از آنها استفاده از حداکثر سطح سیگنال در کل کار است. در مثال بلند کردن اجسام که قبلاً گفته شد، این بدین معنی است که حداکثر سطح EMG از هر عضله مشخص در خلال کل کار را در نظر بگیریم سپس به این مقدار نرمال سازی کنیم. بسیاری از افراد ترجیح می دهند از پیکهای مختلف (۵-۴) استفاده کنند و میانگین آنها را به عنوان حداکثر در نظر می گیرند تا از امکان استفاده از یک قله بلند اشتباه به عنوان حداکثر جلوگیری کنند. روش دیگر نرمال سازی استفاده از مقدار متوسط سیگنال در کل آزمایش است. اگر چه این روش از حساسیت کمتری به قله های سریع که در طول آزمایش رخ می دهند دارد و اگر عضله در بیشتر زمان آزمون در حال فعالیت نباشد اطلاعات را به شدت نامتجانس می کند. مشکلی که در طول استفاده از مقادیر حداکثر یا متوسط کل آزمون رخ می دهد این است که سیگنال EMG بسته به سرعت مفاصل در طول انقباض تغییر خواهد کرد. بنابراین تا وقتی که سرعت کار را استاندارد نکنیم این روش امکان مقایسه بین کارهای مختلف را نخواهد داشت. روش دیگر که مشابه استفاده از MVIC است استفاده از یک سطح مشخص نیرو است (مثلاً تقسیم به دامنه EMG وقتی ۲۰ پوند را با سرعتی مشخص بلند می کنیم). شکل دیگر این روش استفاده از دامنه EMG است وقتی نیروی مشخصی را در مقابل یک شی ثابت به کار می بریم لذا سرعت از معادلات حذف می شود. تمام این روشها دارای نکات مثبت و منفی هستند و همه روشهایی برای مقایسه دامنه بین عضلات و افراد مختلف می باشند. به علاوه اگر فرد مورد بررسی دارای شرایط پاتولوژیک باشد که عضله تحت بررسی را شامل شود، به صورت مجازی به دست آوردن MVIC صحیح غیر ممکن خواهد بود و لذا اینکه آیا سایر روشهای نرمال سازی ارزش دارند مورد سوال می باشد. صرفنظر از نوع نرمال سازی که براساس زمان است یا بر اساس دامنه، باید دانست که این کار باعث حذف اطلاعات می شود. حال که سیگنال را پاک کرده ایم و روشهای نرمال سازی را به کار بردیم، زمان بررسی سیگنال و تلاش برای تفسیر معنی آن

است. اول از همه باید بدانیم که خود سیگنال EMG دارای متغیرهای بزرگی است. مثلاً در یک فرد انجام یک کار با کار دیگر یا انجام یک کار بین افراد مختلف نتایج مختلفی ایجاد خواهد کرد چون ترکیبهای مختلف عضلات می توانند یک حرکت خاص را ایجاد کنند و این از ویژگیهای سیستم عضلانی - عصبی است EMG. از کاری به کار دیگر متفاوت خواهد بود و این به دلیل تفاوت در سرعت، ریتم و یا حتی تفاوتهای کوچک در الگوی حرکت حتی وقتی که در ظاهر مشابهند می باشد. محدوده طبیعی برای فازهای EMG وجود دارد ولی فرد باید هوشیار باشد و نقاطی مجزا را برای شروع و پایان هر بخش کار تعریف کند. این موضوع را در هنگام انجام EMG باید به یاد داشت. فاکتورهای دیگری نیز بررسی و تفسیر نتایج EMG را مشکل می سازند. تغییر سرعت یا ریتم، بروز خستگی و وجود درد همگی بر الگوهای EMG اثر گذارند. عامل مزاحم دیگر در تفسیر EMG پدیده Cross talk است. تداخل سیگنالهای EMG از عضلات کناری یا عمقی تر ناحیه آشکارسازی الکتروود است. راه حل ثابتی برای این مشکل وجود ندارد و اندازه بیمار لید الکتروود تاثیر زیادی بر کاهش و افزایش این اثر دارند. به عنوان مثال اگر سیستم شما دارای فاصله الکتروود فعال ثابت و بزرگ است و شما بر روی جمعیت بچه ها در حال مطالعه هستید باید مطمئن باشید که اطلاعات شما حاوی مقادیر زیادی از اطلاعات عضلات کناری و عمقی است که برای شما مطلوب نیست. بسیاری از محققین الکتروودهای سوزنی را بهینه کرده اند تا این مشکل را کاهش دهند. حال که وقت زیادی را صرف فیلترینگ و نرمال سازی اطلاعات کردیم وقت آن است که در مورد اطلاعات واقعی EMG بحث کنیم. زمان روشن و خاموش شدن عضله و افزایش و کاهش فعالیت آن دو پارامتر اصلی به دست آمده از EMG است. اطلاعات EMG نمی توانند به ما بگویند که عضله چقدر قوی است، یا یک عضله از عضله دیگر قوی تر است، یا انقباض از نوع Concentric است یا Eccentric یا حتی فعالیت عضله ارادی است یا غیر ارادی. قدرت عضله یا تعیین قوی تر بودن یک عضله نسبت به دیگری از مهمترین مواردی هستند که محقق به خاطرشان EMG انجام می دهد. نرمال سازی به MVIC، میانگین گیری یا استفاده از ماکزیمم همه تلاشهایی هستند برای ایجاد مکان مقایسه بین عضلات یک فرد یا عضلات افراد مختلف. این کار به صورت معمول انجام می پذیرد ولی فرد باید بداند که نتایج به دست آمده دارای مشکلاتی است که به صورت ذاتی در روشهای مورد استفاده وجود دارد و متغیرهای مختلفی در عضلات، افراد و کارهای مختلف وجود دارد. در کنار استفاده از EMG برای تعیین الگوهای (EMG زمان فعال شدن و زمان استراحت) بسیاری از محققین از آن برای تعیین تغییرات سیگنال در اثر خستگی استفاده می کنند. همه اینها استفاده های ارزشمند EMG در بیومکانیک شغلی هستند.