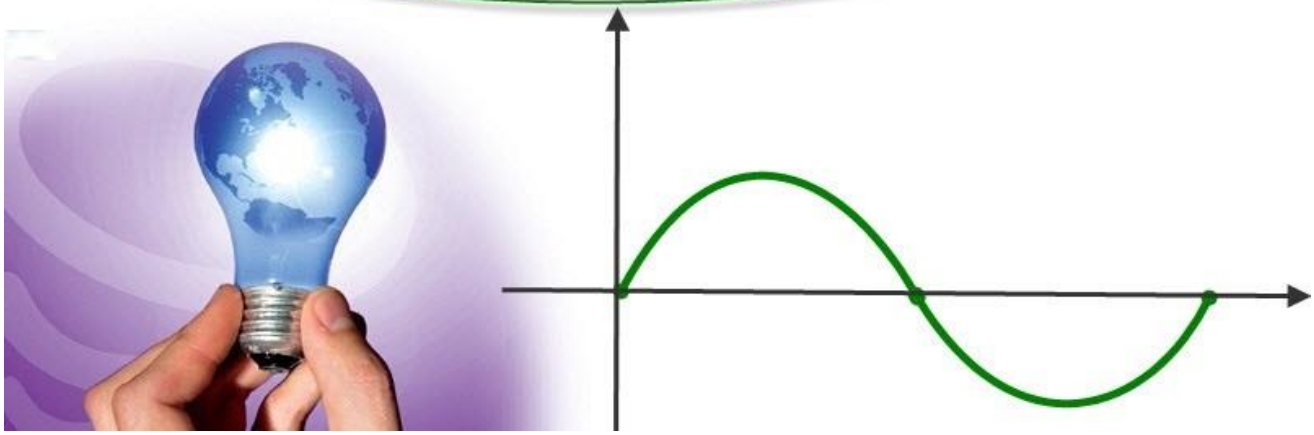
برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

بسم الله الرحمن الرحیم



برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

موضوع پروژه:

بررسی سیگنالهای الکترومایوگرافی در حرکت دست

WikiPower.ir

برای خرید فایل wordاین پروژه اینجا کلیک کنید.

(شماره پروژه = ۵۳۷)

پشتیبانی: ۰۹۳۵۵۴۰۵۹۸۶

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

چکیده :

الکترومایوگرافی (EMG) مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنال‌های الکتریکی تولید شده در حین انقبا ضات ع ضلانی ا ست که اندازه‌گیری آن همراه با تحریک ع ضله ا ست که میتواند شامل ع ضلات ارادی و غیرارادی شود این سیگنال به طور کلی به دو د سته‌ی بالینی و Kine Siological EMG تقسیم‌بندی می شود که خود دسته‌ی دوم باز دونوع سوزنی وسطحی را در خود جای می‌دهدکه هر کدام درجای خود بسته به نوع ماهیچه و بیماری مورد استفاده قرار می گیرند در الکترومایوگرافی آنچه از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است نوع طراحی الکترود است که در این مقاله به سه نوع طراحی الکترود اشاره شده است . برای اندازه‌گیری و ثبت سیگنال الکترومایوگرافی مکان قرار دادن الکترود بسیار مهم میباشد . الکترومایوگرافی موضوع تحقیقی بسیار گسترده‌ای می‌باشد و پرداختن به هر قسمت آن خود به زمان بسیار زیادی احتیاج دارد در اینجا به بررسی این سیگنال در حرکت دست می‌پردازیم . برای شناسایی سیگنال دست از طبقه‌بندی الگوی EMG استفاده می‌کنند که این طبقه‌بندی روش‌های گوناگونی از جمله swids ، هوش مصنوعی sofms و غیره می باشد که روش مورد بررسی در این تحقیق طبقه بندی الگوی EMG با استفاده از نقشه‌های خود سازمانده می باشد sofm یک شبکه رقابتی یادگیری بدونکنترلی ا ست که دارای الگوی طبقه‌بندی می‌با شد . گر چه طبقه بندی الگوهای EMG بسیار مشکل می‌باشد اما به حرکت دست کمک زیادی می‌کند بیشترین استفاده EMG برای نوسازی دست است نوسازی دست اصولاً با استخوان بندی کنترل شده انجام می‌شود . فعالیت

الکتریکی ماهیچه ها به ما این اجازه را می‌دهد که بدانیم آیا بیمار در ســـعی در تکان دادن انگشت‌ها می‌کند یا نه .

هدف از ارائه استخوان بندی خارجی برای این است که بیمار احساس استقلال بیشتری داشته با شد برای کنترل د ست‌های مصنوعی مدار آنالوگی طراحی شده ا ست که برای کمک به افراد مقطوع العضو مناسب است که ما در این جا همه این مباحث گفته شده را مورد تحلیل و بررسی قرار می‌دهیم .

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فهرست مطالب

عنوان **صفحه**

چکیده

مقدمه ۱

فصل اول : آشنایی با الکترومایوگرافی

۱-۱ مقدمه ۳

۱-۲ الکترومایوگرافی چیست ؟..... ۳

۱-۳ منشأ سیگنال EMG کجاست ؟..... ۷

۱-۳-۱ واحد حرکتی ۷

۱-٤ آناتومی عضله..... ۸

۱-٤-۱ رشته عضلانی واحد..... ۸

۱-٤-۲ ساختار سلول ماهیچه ۸

۱-٥ انقباض عضلانی ۹

۱-٦ تحریک‌پذیری غشاء عضله ۱۱

۱-۷ تولید سیگنال EMG..... ۱۲

۱-۷-۱ پتانسیل عمل ۱۲

۱-۸ ترکیب سیگنال EMG..... ۱٤

۱-۸-۱ انطباق واحدهای حرکتی ۱٤

۱-۹ فعال سازی عضله ۱۵
۱-۱۰ طبیعت سیگنال MMG..... ۱۶
۱-۱۱ فاکتورهای موثر بر سیگنال EMG..... ۱۸

فصل دوم :انواع سیگنال‌های الکترومایوگرافی و روشهای طراحی

۲-۱ انواع EMG ۲۱
۲-۲ الکترومایوگرافی سطحی : ردیابی و ثبت ۲۲
۲-۲-۱ ارتباطات کلی ۲۲
۲-۲-۲ مشخصه‌های سیگنال EMG..... ۲۳
۲-۳ مشخصه‌های نویز الکتریکی ۲۴
۲-۳-۱ نویزمحدود شده ۲۴
۲-۳-۲ آرتی فکت‌های حرکتی ۲۴
۲-۳-۳ ناپایداری ذاتی سیگنال ۲۵
۲-۳ بیشینه سیگنال EMG..... ۲۵
۲-۴ طراحی الکترود و آمپلی فایر ۲۶
۲-۵ تقویت تفاضلی ۲۶
۲-۶ امپدانس داخلی ۲۸
۲-۷ طراحی الکترودفعال ۲۹
۲-۸ فیلترینگ ۲۹

۲-۹ استقرار الکترود ۳۰
۲-۱۰ روش مرجح مصرف ۳۰
۲-۱۱ هندسه الکترود ۳۰
۲-۱۱-۱ نسبت سیگنال به نویز ۳۱
۲-۱۱-۲ پهنای باند ۳۲
۲-۱۱-۳ سایر ماهیچه نمونه ۳۲
۲-۱۱-٤ قابلیت cross talk ۳۳
۲-۱۲ بار موازی الکترود ۳۳
۲-۱۳ قرار دادن الکترود EMG ۳٤
۲-۱۳-۱ تعیین مکان و جهت‌یابی الکترود ۳٤
۲-۱۳-۲ نه روی نقطه محرک ۳۵
۲-۱۳-۳ نه روی نقطه محرک ۳٦
۲-۱۳-٤ نه در لبه‌ی بیرونی ماهیچه ۳۷
۲-۱٤ موقعیت الکترود نسبت به فیبرهای ماهیچه ۳۷
۲-۱۵ قرار دادن الکترود مقایسه ۳۸
۲-۱٦ پردازش سیگنال EMG ۳۹
۲-۱۷ کاربردهای سیگنال EMG ٤۰
۲-۱۸ الکترومایوگرافی سوزنی ٤۱
۲-۱۹ مزایا و معایب الکترودهای سطحی و سوزنی ٤۳

۲-۱۹-۱ مزیت‌های الکترود سطحی ٤٣
۲-۱۹-۲ معایب الکترودهای سطحی ٤٣
۲-۱۹-۳مزایای الکترودهای سوزنی ٤٣
۲-۱۹-٤ معایب الکترودهای سوزنی ٤٤
۲-۲۰ تفاوت موجود بین الکترودهای سطحی وسوزنی ٤٥
۲-۲۱ انواع طراحی ٤٥

فصل سوم :مفاهیم اساسی در بدست آوردن سیگنال EMG

۳-۱ مقدمه ٤٨
۳-۲ معرفی ٤٨
۳-۲-۱ نمونه‌برداری دیجیتال چیست ؟..... ٤٨
۳-۲-۲ فرکانس نمونه‌برداری ٤٩
۳-۲-۳ فرکانس نمونه‌برداری چقدر باید بالا باشد ؟..... ٤٩
۳-۲-٤ زیر نمونه‌برداری – وقتی که فرکانس نمونه‌برداری خیلی پائین باشد ٥٢
۳-۲-٥ فرکانس نایکوئیست ٥٣
۳-۲-٦ تبصره‌ی کاربردی DELSYS..... ٥٤
۳-۳ سینوس‌ها و تبدیل فوریه ٥٤
.....
۳-۳-۱ تجزیه سیگنال‌ها به سینوس‌ها ٥٥

۳-۳-۲ دامنه فرکانس ۵۷
۳-۳-۳ مستعارسازی – چطور از آن دوری کنیم ؟ ۵۹
۳-۳-٤ فیلترپارمستعاد ٦۱
۳-۳-۵نکته کاربردی DELSYS ٦۳
۳-٤ فیلترها ٦٤
۳-٤-۱ انواع فیلترهای ایده آل ٦۵
۳-٤-۲ پاسخ فاز ایده‌آل ٦۷
۳-٤-۳ فیلتر کاربردی ٦۸
۳-٤-٤پاسخ فاز غیر خطی ۷۱
۳-٤-۵ اندازه‌گیری ولتاژ – دامنه ، توان ودسی بل ۷۲
۳-٤-٦ فرکانس 3 Db ۷٤
۳-٤-۷ مرتبه فیلتر ۷۵
۳-٤-۸ انواع فیلتر ۷٦
۳-٤-۹ فیلترهایAnalog Vs – digital ۸۰
۳-٤-۱۰ نکته کاربردی Delsys ۸٤
۳-۵ رسیدگی به مبدل‌های آنالوگ به دیجیتال ۸۵
۳-۵-۱ کوانتایی سازی ۸۵
۳-۵-۲ رنج دینامیکی ۸۷
۳-۵-۳ کوانتایی سازی سیگنال EMG ۹۰

٤-٥-٣ مشخص ک ردن ویژگی‌های ADC..... ۹۲
٥-٥-٣ نکته کاربردی Delsys..... ۹۵
٦-٣ نتیجه‌گیری ۹۵

فصل ۴: بکارگیری مناسبت نیروی grip مبنی بر سیگنال EMG

٤-١ مقدمه ۹۸
٢-٤دید کلی پایه‌ای یک سیستم ۹۸
٤-٣ منطقی برای تولید نیروی گریپ ۹۹
٤-٤ دستاورد ۱۰۲
٤-٥ نتیجه ۱۰۳

WikiPower.ir

فصل پنجم : طبقه‌بندی سیگنال EMG برای شناسایی سیگنال دست

٥-١ مقدمه ۱۰۵
٥-٢ سیگنال‌های EMG و سیستم اندازه‌گیری ۱۰۷
٥-٣ طرح ویژگی خود سازمان دهی ۱۰۷
٥-٤ روش طبقه بندی سیگنال EMG پیشنهادی ۱۰۹
٥-٥ نتیجه‌گیری ۱۱۷

فصل ۶: ارتباط بین نیروی ماهیچه‌ای ایزومتریک و سیگنال EMG به عنوان هندسه بازو

۶-۱ مقدمه ۱۱۹
۶-۲ نتایج ۱۲۱
۶-۳ بحث ۱۲۳
۶-۳-۱ ارتباط EMG- Force ۱۲۷
۶-۳-۲ رابط نیروی MF ۱۲۹
۶-۳-۳ رابطه‌ی درصد نیروی DET ۱۳۱
۶-۳-۴ نتایج ۱۳۱
۶-۴ روش تجربی ۱۳۲
۶-۴-۱ اشخاص ۱۳۲
۶-۴-۲ مجموعه تجربی ۱۳۲
۶-۴-۳ مدارک EMG و نیرو ۱۳۳
۶-۴-۴ تحلیل‌های EMG غیر خطی ۱۳۵
۶-۴-۵ تحلیل‌های آماری و پارامترها ۱۳۶
۶-۵ نتیجه‌گیری ۱۳۶

فصل ۷: طبقه‌بندی سیگنال EMG برای کنترل دست مصنوعی

۷-۱ مقدمه ۱۳۸

۷-۲ روش‌ها ۱٤۰
۷-۳ آزمایش و نتایج ۱٤۱
۷-۳-۱ نتیجه‌گیری ۱٤۲

فصل ۸ : یک استخوان‌بندی کنترل شده توسط EMG برای نوسازی دست

۸-۱ مقدمه ۱٤٤
۸-۲ سیستم اصلاح دست ۱٤۸
۸-۲-۱ استخوان‌بندی خارجی ۱٤۸
۸-۲-۲ الکترونیک و نرم افزار ۱٤۹
۸-۳ پردازش EMG ۱۵۱
۸-٤ تستهای اولیه دستگاه ۱۵۳
۸-٤-۱ نتیجه‌گیری ۱۵۵
۸-٤-۲ کارهای آینده ۱۵٦

فصل نهم : یک مدار آنالوگ جدید بر ای کنترل دست مصنوعی

۹-۱ مقدمه ۱۵۸
۹-۲ چکیده‌ای از سیستم ۱٦۰
۹-۳ پیاده‌سازی مدار ۱٦۳
۹-٤ نتایج شبیه سازی ۱٦٦

۵-۹ نتیجه‌گیری ۱۶۸

نتیجه‌گیری کلی ۱۶۹

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فهرست تصاویر

فصل ۱

شکل ۱ : نمونه‌ای از سیگنال EMG..... ۷

شکل ۲: واحد حرکتی ۸

شکل ۳: مدل آناتومی عضله ۹

شکل ٤: اکتین و میوزین و باندهای مربوط به آن ۱۱

شکل ٥: پروسه انقباض عضله ۱۲

شکل ٦: شماتیک تصویری سیکل دپلاریزاسیون / پلاریزاسیون درون غشاهای تحریک شونده ۱۳

شکل ۷: نمودار پتانسیل عمل ۱۳

شکل ۸: ناحیه‌ی دپلاریزاسیون در غشاء فیبرعضلانی ۱٤

شکل ۹: پتانسیل عمل واحدهای حرکتی متعدد ۱٤

شکل ۱۰: بکارگیری و فرکانس شروع واحدهای حرکتی نیرو..... ۱٥

شکل ۱۱: ثبت سیگنال خام سه انقباض برای عضله سه سر ۱٦

شکل ۱۲: سیگنال خام EMG با تداخل سنگین ECG..... ۱۹

فصل ۲

شکل ۱ :طیف فرکانسی سیگنال EMG آشکار شده جلوی ماهیچه ۲۳

شکل ۲: طرح‌های شکل تقویت کننده تفاضلی ۲۸

شکل ۳: ارائه طرح کلی بارو ترکیبات مدور بر الکترود ۳٤

شکل ٤: مکان مرجع الکترود بین تاندون و بخش حرکتی ۳۵

فصل۴

شکل ۱: سیگنال آنالوگ کشف شده توسط الکترود $DE_{2.1}$ ٤۹

شکل ۲: A) نمونه‌برداری از سینوس ۱ ولت ، ۱ هرتز در ۱۰ هرتز ۵۱

B) بازآفرینی سینوس نمونه‌برداری شده در ۱۰ هرتز ۵۱

شکل ۳: A) نمونه‌برداری یک سینوس ۱ ولت ، ۱ هرتز در ۲ هرتز ۵۲

B) بازآفرینی سینوس نمونه برداریشده در ۲ هرتز ۵۲

شکل ٤: A) نمونه‌برداری یک سینوس ۵۳

شکل ۵: تجزیه‌ی فوریه‌ی یک پتانسیل عمل واحد حرکتی نمونه‌برداری شده ۵٦

شکل ٦ : هیستوگرام دامنه ۱۰ سینوس شکل ۵ ..... ۵۸

شکل۷: طیف موج فرکانسی سیگنال نمونه در شکل ٦..... ٦۰

شکل ۸ : مستعار سازی نویز ۱۳ ..... ٦۱

شکل ۹ : پاد مستعارسازی ٦۲

شکل ۱۰: انواع فیلترها ٦٦

شکل ۱۱: طرح فاز یک فیلترایده آل ٦۸

شکل ۱۲: خصوصیات فیلترهای کاربردی ۷۲

جدول ۱: فاکتورهای تضعیف وگین نمونه ۷٤

شکل ۱۳: فیلتر پائین گذر مرتبه اول و دوم ۷۶
شکل ۱٤: اندازه ومقایسه انواع فیلترهای بالاگذر ۷۹
شکل ۱۵: فیلتر پائین گذر تک قطبی ۸۲
شکل ۱٦: نمونه‌برداری و فیلتر دیجیتالی سیگنال آنالوگ..... ۸۳
شکل ۱۷: مراحل کوانتایی سازی مبدل آنالوگ به دیجیتال ۸٦
شکل ۱۸: تحلیل رنج A/D ۸۹

فصل ۴

شکل ۱: بلوک دیاگرام دستگاه ۹۹
شکل ۲: سطوح و شماتیک‌ها ۱۰۰
شکل ۳: نیروهای گریپ ۱۰۲

WikiPower.ir

فصل ۵

شکل ۱: بلوک دیاگرام سیستم اندازه‌گیری سیگنال EMG..... ۱۱۰
شکل ۲ : موقعیت الکترودها..... ۱۱۰
شکل ۳: بلوک دیاگرام روش های پیشنهادی ۱۱۱
شکل ٤: سیگنال‌های دست برای کاراکترهای کره ای ۱۱۲
شکل ۵: نرون‌های خروجی ۱۱۳
شکل ٦: بلوک دیاگرام ترتیب آزمایشگاهی ۱۱٤

شکل ۷: عکس وضعیت آزمایش ۱۱٤
شکل ۸: سیگنال EMG اندازه‌گیری شده و سیگنال داخلی قابل استفاده ۱۱٥
شکل ۹: نرون‌های خروجی $sofm_1$ بعد از مرتب کردن ۱۱٥
جدول ۱: نرون‌های خروجی بعد از یادگیری ۱۱٦
جدول ۲: نتایج آزمایش ۱۱٦

فصل ۶

شکل ۱ : مقادیر میانگین نیروهای ارادی ماکزیمم در ANT و POST ۱۲۳
شکل ۲ : رابطه‌ی نیروی EMG ۱۲٤
شکل ۳: رابطه‌ی نیروی MF ۱۲٥
شکل ٤: رابطه‌ی درصد نیروی DET ۱۲٦
شکل ٥: دیاگرام‌های ارتباط بین فرکانس متوسط و DET ۱۲۷

فصل ۸

شکل ۱: طرح هندسی سیستم توانبخشی دست ۱٤٦
شکل ۲: نمای سیستم توانبخشی دست ۱٤۷
شکل ۳: نمای جانبی استخوان‌بندی بیرونی ۱٤۸
شکل ٤: دست‌مجازی وواسط درمان ۱٥۰
شکل ٥: محل قرارگیری الکترود سطحی ۱٥۱

شکل ٦: سیگنال EMG یکسو شده ۱۵۲

فصل ۹

شکل ۱: بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی ۱٦۰
شکل ۲: دیاگرام حالت کنترل حالات مختلف دست با استفاده از EMG..... ۱٦۱
جدول ۱: حالات دست وسیگنال‌های مربوطه ۱٦۱
شکل ۳: بلوک دیاگرام پردازش سیگنال ۱٦۲
شکل ٤: بلوک دیاگرام تحلیل گر EMG..... ۱٦۳
شکل ٥: شماتیک مدار پردازش سیگنال ۱٦٤
جدول ۲: اندازه‌ی تراتریستورها ۱٦٥
شکل ٦: سیگنال‌های داخلی شبیه‌سازی شده‌ی تحلیل‌گر سیگنال EMG..... ۱٦٦
شکل ۷: مجموعه‌ی سیگنال‌های EMG وپاسخ خروجی ماشین حالت ۱٦۷
شکل ۸: پاسخ‌های شبیه‌سازی شده برای تغییرات انگشتان مختلف..... ۱٦۷

مقدمه

مـشکلات عـصبی وحرکتی همواره محققان را وادا شته تا بدنبال یافتن رو شهایی برای رفع این مـشکلات برایند .ا ستفاده از الکترومایو گرافی یکی از این روش ها میبا شد .الکترو مایو گرافی در لغت به معنی برق نگاری ماهیچه ای است.واز نظر علمی روشی تجربی در زمینه بسط ،ثبت وانالیز سـیگنالهای الکتریکی عضـله می باشـد ،که این سـیگنال ها بوسـیله دگرگونی های فیزیولوپیکی در غشا فیبر عضلانی شکل می گیرد .این تحقیق ابتدا به بررسی این سیگنال انواع ان ومفاهیم ا سا سی در به د ست اوردن ان وس÷س به برر سی این سیگنال در حرکت د ست می÷ردازد،در اینجا ما سعی کده ایم مطالب را به گونه ای ساده وقابل فهم تو ضیح دهیم.هدف از این کار ا شنایی مختصری با ا ستفاده از الکترونیک در علم پز شکی میبا شد.همانطور که در این تحقیق خواهیم خوتند این سیگنال کمک بسیاری به حرکت دست های مصنوعی وکسانی که مقطوع العـضوند می کند .دنیای الکترومایو گرافی دنیای بـسیار گـستر دهای می با شد وما در اینجا مختصری از ان را بیان کرده ایم ،امیدواریم که توانسته باشیم مطالب را به گونه ای مفید ارائه کرده باشیم .

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل اول

آشنایی کلی با سیگنال الکترو مایو گرافی

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

1-۱مقدمه

الکترو ما یو گرافی رو شی تجربی در زمینه ی بسط ، ثبت وانالیز سیگنال های الکتریکی عضله است . سیگنال های الکتریکی عضله بوسیله ئگرگونیهای فیزیو لو ژیکی در غشا فیبر عضلانی شکل می گیرند. الکترو مایو گرافی شامل ردیا بی ثبت ، تقویت ،انالیز وتفسیر جهت سیگنال های ایجاد شده توسط عضله اسکلتی ،هنگام فعالیت برای تولید نیرو است.اهداف کلی در این فصل معرفی جامع سیگنال الکترومایو گرافی،وهم چنین منشا ایجاد سیگنال میباشد برای فهم کامل این موضوع شرح مختصری از اناتومی عضله اورده شده ا ست.هم جنین در مورد فاکتور های موثر بر سیگنال تو ضیح مختصری داده شده که در فصل های اتی به انها پرداخته می شود.به طور کلی در این فصل هدف درک کامل EMGبرای کاربرد درست ان در زمینه های مختلف می باشد،که ما در این تحقیق به بررسی ان در حرکت دست می پردازیم.

WikiPower.ir

۲-۱الکترومایو گرافی چیست؟

الکترو مایو گرافی مطالعه عملکرد عضله از طریق تحلیل سیگنال های الکتریکی تولید شده در حین انقباضات عضلانی است .EMGاغلب به طور نادرستی به وسیله ی پزشکان ومحققان به کار گرفته می شود.در بیشتر موارد حتی الکترو مایو گرافر های با تجربه نیز نمی توانند اطلا عات کافی وجزییات مورد نظر را از پروتکل به دست اورند و لذا محققان دیگر مجازند که کارهای انها را تکرار کنند.

الکترومایو گرافی اندازه گیری سیگنال الکتریکی همراه با تحریک عضله است که می تواند شامل عضلات ارادی وغیر ارادی شود.وضعیت EMG انقباصات عضله ارادی به میزان کشش بستگی دارد.واحد عملکری انقباض عضله یک واحد حرکتی است که متشکل از یک نورون الف منفرد وتمام فیبر هایی که از ان منشعب می شوند.وقتی پتانسیل عمل عصب حرکتی که فیبر را تغذیه می کند به استانه ی دپلاریزاسیون برسد فیبر عضله منقبض می شود .دپلاریزا سیون با عث ایجاد میدان الکترو مغناطیسی می شود واین پتانسیل به عنوان ولتاژ انداره گرفته میشود .دپلاریزاسیون که در طول غشا عضله منتشر می شود یک پتانسیل عمل عضله ا ست .پتاذ سیل عمل واحد حرکتی مجموع پتاذ سیل عمل های منفرد تمامی فیبر های یک واحد حرکتی است .بنابراین سیگنال EMG جمع جبری تمام پتانسیل عمل های واحد های حرکتی موجود در ناحیه ای است که الکترود درانجا قرار گرفته است.ناحیه ی قرار گرفتن الکترود معمولا شامل بیش از یک واحد حرکتی است زیرا فیبر های عضلا نی واحد های حرکتی مختلف در تمام طول عضله در ترکیب با هم قرار دارند . هر بخش از عضله می تواند حاوی فیبرهای متعلق به حدود ۲۰ تا ۵۰ واحد حرکتی باشد.یا واحد حرکتی مستقل می تواند دارای ۳ تا ۲۰۰۰ فیبر عضله باشد. عضلاتی که پنج حرکت را در کنترل دارند از تعداد فیبر های عضلانی کمتری به ازای هر واحد حرکتی بر خوردارند (معمولا کمتر از ۱۰ فیبر به ازای هر واحد حرکتی).در مقابل عضلاتی که محدودی وسیعی از حرکات را در کنترل دارند دارای ۱۰۰ تا ۱۰۰۰فیبر در هر واحد حرکتی می با شند . در خلال انقبا ضات عضلانی ترتیب خا صی وجود دارد به این صورت که واحد های حرکتی با فیبر عضلاتی کمتر درابتدا وسپس واحد های حرکتی دارای فیبر های عضلانی بیشتر منقبض می شوند .تعداد واحدهای حرکتی

درعضلات بدن متغیر است .رابطه ای بین EMGبا سایر متغیر های بیو مکانیکی وجود دارد . با در نظر گرفتن انقباضات ایزومتریک ،رابطه ای مثبت در افزایش کشش عضله و دامنه سیگنال EMGوجود دارد . اگرچه یک زمانتاخیر وجود دارد و به این دلیل است که دامنه EMGبه صورت مستقیم با build – up کشش ایزو متریک در تطابق نیست .برای تخمین قدرت تولید شده ازروی سیگنال EMG می بایست دقت زیادی کرد چون اعتبار رابطه ی نیرو با دامنه وقتی تعداد زیادی عضله از یک مفصل منشعب شده اند یا یک عضله به مفاصل متعددی وصل است قطعی نیست .در بررسی فعالیت یک عضله با توجه به انقباضات Concentricو eccentricمشخص 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 ی 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 وسنگین را به سرعت ولی با کنتر ل پایین ببرید ان وزنه ر ابا استفاده از انقباض eccentric پایین برده اید. شما قادر نخواهید بود که وزنه را با همان سرعت پایین بردن ،بالا ببرید (انقباض concentric).نیروی تولید شده لزوما بیشتر نخواهد بود امام شما تواناستید وزنه بیشتر ی را حمل کنید و فعالیت EMGدر 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 ومحل اشکار سازی (ضخامت چربی بافت) .هدف اصلی بدست اوردن سیگنال بدون نویز است.بنابراین نوع الکترود و خصوصیات تقویت کننده نقش حیاتی در بدست اوردن سیگنال بدون نویز ایفا میکند.

WikiPower.ir

۳-۱منشا ء سیگنال EMGکجاست؟

۱-۳-۱واحد حرکتی

واحد حرکتی کوچکترین واحد عملی اســـت که می تواند برای تشـــریح کنترل عصـــبی روند انقباض عضلانی بکر رود . واحد حرکتی شامل یک فیبر عصبی (تنه ی سلولی نورون حرکتی ،دندریتها ، اکسون و شاخه های متعدد ان) وتمام فیبر های عضلانی ا ست که به انها عصب رسانده شده است.

واژه واحدها پیرامون رفتار حرکتی اســت . تمام فیبر های عضــلانی واحد حرکتی بصــورت متحد عمل میکنند .

در حین فعالیت عصـــبی ماهیچه ها \هر موتو ر حرکتی کامل ،فعال یا غیر فعال اســـت .هر ماهیچه شامل چندین واحد حرکتی ،از تعداد اندک تا چند هزار می باشد.

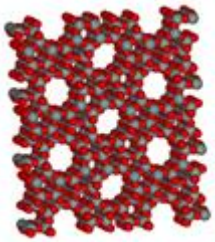
شکل ۱:نمونه ای از سیگنال EMG

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۴-۱ آناتومی عضله

۴-۱-۱رشته عضلانی واحد

هر رشته عضلانی واحد، حاوی دسته ای از تارهای ریز راه راه بنام فیبریلهاست. بدلیل خطوط روی این فیبریلها این نوع ماهیچه، ماهیچه راه راه نیز خوانده می شود. هرگاه ر شته عضلانی پیامی را از مغز (از طریق دستگاه عصبی) دریافت کند، فیبریلهای آن همگی منقبض می شوند و رشته عضلانی را کوتاهتر می کنند. این امر بنوبه خود موجب عمل کششی کل ما هیچه بر روی استخوان می شود.

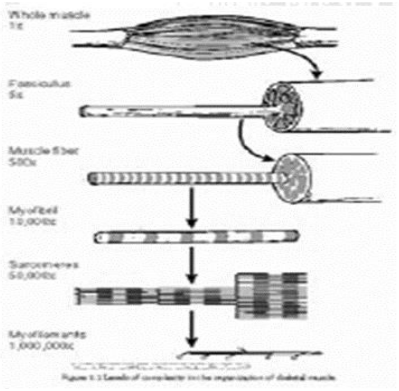


شکل ۲:واحد حرکتی

۴-۱-۲ساختار سلول ماهیچه

درون سارکوپلاسم سازه های بلند نازک روشن و تیره ای به اسم تارچه ماهیچه (فیلامان) در امتداد طولی قرار گرفته اند که به همین دلیل یک شکل راه راه پدید می آورند. هر تارچه شمال واحدهای متعددی به اسم سارکومر است . سارکومرها کوچکترین واحدهای قابل انقباض در یک فیبر عضلانی هستند. هزاران سارکومر یک زنجیره طولانی در هر تارچه ماهیچه تشکیل می دهند. غشاء Z نشانه مرز بین هر دو

سارکومر با هم میباشد. طرح خطوط روشن و تیره به خاطر دو نوع تارچه پروتئینی طولی است. میوزین(فیلامان ضخیم تر) که منحصر به باند تیره A و منطقه Hاست و آکتین (فیلامان نازکتر) که در باند روشن I و بین میوزین در سرهای باند تیره A قرار دارد .



شکل ۳:مدل اناتومیکی عضله

۵-۱انقباض عضلانی

وقتی ماهیچه منبسط می شود همه باندهای آن دیده می شود، در حالیکه در ماهیچه منقبض باند I رو شن، باریک و بعد ناپدید می شود . زیرا تارچه های نازک آکتین در بین تارچه های ضخیم میوزین بطرف داخل، کشیده تر می شوند . رمز فرآیند انقباض ماهیچه در روی هم قرار گرفتن تارچه های ضخیم میوزین و تارچه های نازک آکتین است. تارچه های نازک آکتین از دو زنجیره از پروتئینهای گلبولی تروپومیوزین و تروپونین تشکیل شده اند. رشته های تروپومیوزین دور تارچه های نازک آکتین پیچیده اند و تروپونین در فاصله های منظم به تروپومیوزین متصل است .

در حالت انبساط ، تروپونین تروپومیوزین را در حالتی نگاه می دارد که محل های تماس میوزین را بر روی تارچه های آکتین مسدود می کند .

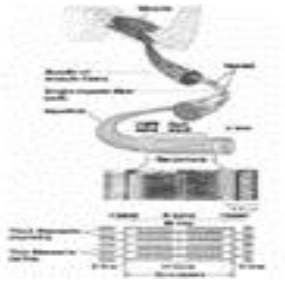
هنگامیکه سیگنال عصبی به سلول ماهیچه می رسد، شروع به آزادسازی یونهای کلسیم Ca++از ذخیره های خاص حفره های T در شبکه سارکوپلاسمی می کند . تروپونین تمایل زیادی به یونهای کلسیم دارد و هنگامیکه یونهای کلسیم به تروپونین می چسبند، شکل مجتمع تروپونین-تروپومیوزین عوض می شود تا مناطق فعال را بر روی تارچه های آکتین آشکار سازد .

یونهای کلسیم با آشکار ساختن مناطق فعال بر روی تارچه های آکتین، ماهیچه را به انقباض تحریک می کنند .در همان حال، سرهای تارچه میوزین بوسیله ATP فعال می شوند ATP .وقتی به ADP و فسفات آزاد تجزیه می شود، مقدار زیادی انرژی آزاد می کند .رهای میوزین خود را به منطقه های منتخب بر روی تارچه های آکتین مجاور می چسبانند تا رشته های آکتین – میوزین را که معمولاً پل عرضی نامیده می شوند، تشکیل دهند.

WikiPower.ir

بلافاصله بعد از آن ، پل های عرضی باز می شوند و سرهای میوزین دوباره به محل های آکتین بعدی وصل می شوند و به همین ترتیب ادامه می یابد .

پیامد کلی این فرآیند این است که تارچه های آکتین کشیده می شوند و از تارچه های میوزین می گذرند، بطوریکه لبه ها بیش از زمان انبساط روی هم قرار می گیرند و بنابراین سارکومر را کوتاه می کنند. فرآیند ذکر شده در شکل ٥ به تصویر در آمده است .



شکل ٤:اکتین ومیوزین وباند های مربوط به ان

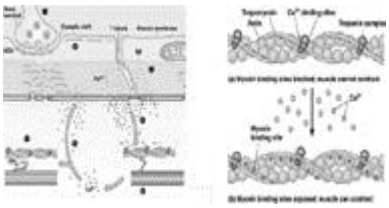
۶-۱تحریک پذیری غشاء عضله

تحریک پذیری فیبرهای عضلانی، در کنترل عصبی نشان دهنده عامل عمده فیزیولوژی عضله است. این پدیده می تواند تحت عنوان مدل نیمه تراوا شرح داده شود که توصیف کننده خواص الکتریکی سارکولم است . یک موازنه یونی بین فضای درونی و بیرونی یک سلول ماهیچه ای، یک پتانسیل استراحت ساکن را در غشاء فیبر عضله شکل می دهد. (زمانی که در انقباض نیست یعنی در محدود ۸۰- تا ۹۰- میلی ولت). این اختلاف پتانسیل که با روندهای فیزیولوژیکی حفظ شده (پمپ یونی) منجر به بار منفی درون سلول نسبت به خارج سطح سلول می شود.

فعال سازی یک سلول شیپوری قدامی موتور آلفا (که بوسیله سیستم عصبی مرکزی تحریک شده) منجر به هدایت تحریک در طول عصب حرکتی می شود. با آزاد شدن مواد انتقال دهنده

در صفحه انتهایی واحد حرکتی، یک پتانسیل صفحه انتهایی در فیبر عضلانی که بوسیله این واحد حرکتی پی داده می شود، شکل می گیرد. مشخصه های انتشار غشاء فیبر عضلانی بطور مختصر تعدیل شده و یون های +NA سرازیر می شوند.

این روند منجر به دپلاریزاسیون غشاء می شود که فوراً با تبادل رو به عقب یونها در مکانیسم پمپ یونی (رپلاریزاسیون) جایگزین می شود .



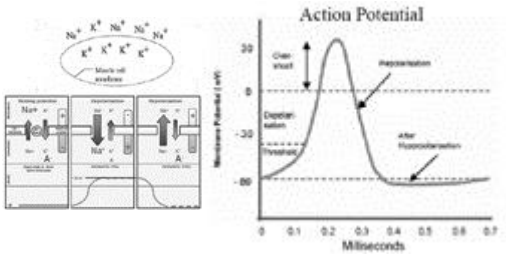
شکل ۵:پروسه انقباض عضله

WikiPower.ir

۷-۱تولید سیگنالEMG

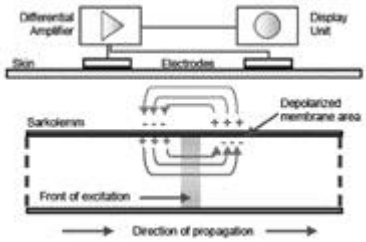
۱-۷-۱پتانسیل عمل

اگر نفوذ ++Naاز آستانه مشخصی تجاوز کند، دپلاریزاسیون غشاء باعث پتانسیل عملی می شود که پتانسیل غشاء سریعا از -۸۰ میلی ولت به بالای +۳۰ میلی ولت برسد. سپس یک از هم پا شیدگی الکتریکی تک قطبی سریعا با فاز رپلاریزا سیون جایگزین می شود و درپی آن یک دوره هایپرپلاریزا سیون غ شاء رخ میدهد. پتان سیلهای عمل با شروع از صفحه انتهایی غشاء در طول فیبر عضلانی درهر دو جهت و درون فیبر عضلانی از میان یک سیستم لوله مانند پخش می شوند .



شکل ٦:شماتیک تصویری سیکل دپلاریزاسیون /پلاریزاسیون درون غشاهای تحریک شونده

این تحریک منجر به آزاد شدن یونهای کلسیم در فضای درون سلولی می شود. فرآیندهای شیمیایی مرتبط (کوپلینگ الکترومکانیکی) در نهایت المانهای منقبض شونده سلول ماهیچه ای را کوتاه می کنند .این مدل که انقباض و تحریک را به هم متصل می کند، نشاندهنده یک ارتباط با همبستگی بالا می باشد. (هرچند تحریکهای ضعیفی وجود دارند که می توانند منجر به انقباض نشوند.) از نقطه نظر عملی می توان فرض را بر این دانست که در یک عضله سالم هر انقباض عضلانی از مکانیسم فوق تبعیت می کند .سیگنال EMG بر پایه پتانسیل های عمل غشاء فیبر عضلانی است که از روند دپلاریزاسیون و رپلاریزاسیون شرح داده شده منتج می شوند.شکل ۷: نمودار پتانسیل عمل(بر حسب میلی ولت)



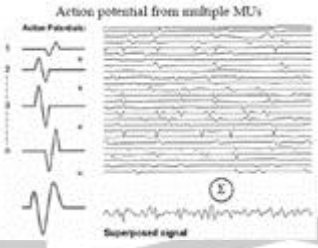
شکل ۸: ناحیه دپلاریزاسیون در غشاء فیبر عضلانی

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۸-۱ترکیب سیگنال EMG

۱-۸-۱انطباق واحدهای حرکتی

در مطالعات کینزیولوژیکی، پتانسیل های عمل واحد حرکتی تمامی واحدهای حرکتی فعال و قابل ردیابی در زیر ناحیه الکترود، از نظر الکتریکی منطبق هستند و بصورت یک سیگنال دوقطبی با توزیع متقارن دامنه های مثبت و منفی (با میانگین صفر)مشاهده می شوند که به آن الگوی تداخلی می گویند .



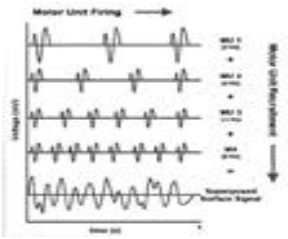
شکل ۹: پتانسیل عمل واحدهای حرکتی متعدد

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۹-۱فعال سازی عضله

پنج مشخصه عضلات اسکلتی در بر دارنده هم خواص الکتریکی (قابلیت تحریک و رسانایی) و هم خواص مکانیکی(قابلیت انقباض، قابلیت انبساط و کشسان بودن یا الاستیسیته) هستند .سه تا از مهمترین مشخصه های عضله عبارتند از تحریک پذیری، رسانایی و قابلیت انقباض . بنابراین در نتیجه فعال سازی نورونی هم پاسخ مکانیکی و هم پاسخ الکتریکی وجود دارد .دو مورد از مهمترین مکانیزم های موثر در بزرگی و چگالی سیگنال رویت شده، بکار گیری واحدهای حرکتی و فرکانس شروع آنها ست .اینها ا ستراتژی های ا صلی کنترلی برای میزان کردن روند انقباض و مدوله کردن نیروی خروجی عضلهٔ درگیر است .از آنجاییکه بافت متصل کننده و لایه های پوست، اثر فیلتر پایین گذر را در سیگنال اصلی دارند، فرکانس شروع آنالیز شده برای مثال EMG سطحی، نشاندهنده مشخصه های شروع بنیادی و دامنه سیگنال نیست.به عبارت ساده تر می توان گفت که سیگنالEMG ، بطور مستقیم بازتابنده مشخصه های شروع و بکار گیری واحدهای حرکتی ردگیری شده درون ماهیچه مورد اندازه گیری می باشد .



شکل ۱۰ : بکار گیری و فرکانس شروع واحدهای حرکتی نیروی خروجی را مدوله کرده در سیگنال EMG منطبق شده بازتابانده می شود .

کل ماهیچه شامل بافت ماهیچه و بافت متصل کننده است و معمولا به یک تاندون چسبیده است .

-ماهیچه

-دسته فیبر ها

- فیبر ها

-فیبریل ها

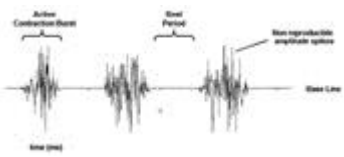
-فیلامانها

تنها بافتهای ماهیچه ای در سیگنال EMG شرکت دارند. بنابراین بافت متصل کننده می تواند نیروی انفعالی ایجاد کند ولی پاسخ الکتریکی ایجاد نمی کند .

۱۰-۱طبیعت سیگنال EMG

به سیگنال فیلتر نشده (به استثنا تقویت کننده میان گذر) و پردازش نشده ای که MUAP های منطبق را رد یابی می کند، سیگنال EMGخام می گویند.

در شکل نمونه زیر ثبت یک سیگنال EMGسطحی خام برای سه انقباض استاتیک عضله دوسر انجام شده است:



شکل ۱۱ : ثبت سیگنال خام سه انقباض برای عضله دوسر

هنگامی که عضله در وضعیت استراحت قرار دارد، Baseline EMGبدون نویز، کم و بیش دیده می شـود. نویز Baseline EMG به فاکتورهای زیادی از جمله کیفیت تقویت کننده، نویز محیطی و کیفیت شـرایط رد یابی بسـتگی دارد. با فرض تقویت کنندگی مناسـب و آماده سازی مناسب پوست، Baselineنویز بیشتر از از ۳ تا ۵ میکروولت نمی شود. هدف معمولا ۱ تا ۲ میکروولت است .

عضله سالمی که در وضعیت استراحت قرار دارد، با توجه به نبود دپلاریزاسیون و پتانسیل عمل، هیچ فعالیت EMG خاصـی نشـان نمی دهد. بطور طبیعی تیزی های سـیگنال های EMGخام اَشکالی تصادفی هستند. این بدین معنی است که یک ثبت نمی تواند دوباره عیناً بازسازی شود . این مسئله این حقیقت را عیان می سازد که یک دسته واحد های حرکتی بکار گرفته شده بطور ثابت در ماتریس و یا قطر واحدهای حرکتی موجود تغییر می کنند. اگر گاهاً دو یا تعداد بیشتری واحد حرکتی در یک زمان شروع به فعالیت کنند و در مجاورت الکترودها قرار داشته باشند، تولید یک تیزی شدید منطبق می کنند. با اعمال یک الگوریتم هموار کننده و یا انتخاب یک پارامتر دامنه مناسـب، مقادیر غیر قابل بازسـازی سـیگنال حذف می شـوند و یا اینکه به حداقل می رسند .

EMG سطحی خام در بازه ۵۰۰۰ ± (برای ورز شکاران) قرار دارد و فرکانس مقادیر آن نوعاً بین ٦ تا ۵۰۰ هرتز می باشد که نشاندهنده بیشترین قدرت فرکانسی در بازه ۲۰ تا ۱۵۰ هرتز می باشد .

۱-۱۱فاکتورهای موثر بر سیگنالEMG

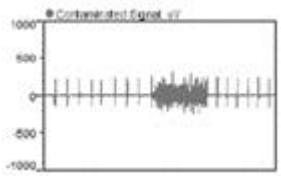
سیگنال EMG در طول مسیرش از غشاء عضله تا الکترودها تحت تاثیر عوامل محیطی مختلفی قرار دارد که شکل و مشخصه آن را تغییر می دهند. این عوامل بطور اساسی به این گروه ها تقسیم بندی می شوند:

a) مشخصه های بافت

بدن انسان رسانای خوب الکتریکی است ولی این رسانایی با توجه به نوع بافت، ضخامت، تغییرات فیزیولوژیکی و دما تغییر می کند. این شرایط از موضعی به موضع دیگر بشدت تغییر می کنند و مانع مقایسه کمی پارامترهای محاسبه شده دامنه سیگنال EMG پردازش نشده می شوند .

b) Cross Talk

عضلات مجاور هم، مقدار قابل توجهی سیگنال EMG تولید می کنند که در محل الکترود، ردیابی می شود. بطور معمول این Cross Talk از ۱۰ تا ۱۵ درصد مقادیر کل EMG تجاوز نمی کند و یا اصلاً موجود نیست. با این وجود باید موارد احتیاطی برای تنظیمات دقیق داخل گروه عضلات رعایت شود. تیزی سیگنال ECG می توانند در ثبت EMG تداخل ایجاد کند خصوصا هنگامی که EMG ، مربوط به اندام فوقانی و شانه ها باشد. این اثرات به آسانی قابل رویت هستند و الگوریتم های جدیدی برای از بین بردن آنها وجود دارد .



شکل ۱۲: سیگنال EMG خام با تداخل سنگین-ECG

c)تغییرات در هندسه بین بطن عضله و محدوده الکترودها

هرگونه تغییر فاصله بین مبدا سیگنال و محدوده ردیابی، خواندن سیگنال را تحت تاثیر قرا می دهد. این مـسئله یکی از مـشکلات ا صلی در مطالعات حرکت دینامیک می با شد و می تواند از فشار خروجی تاثیر گرفته باشد .

d).نویز خارجی

در محیط هایی که نویز زیاد دارند باید احتیاط لازم رعایت شـود. بیشـترین نویز بر اثر زمین کردن نادرست و یا تجهیزات خارجی دیگر به وجود می آید .

e)الکترود و تقویت کننده ها

کیفیت الکترودهـا و نویز داخلی تقویت کننـده هـا ممکن اسـت مقـداری سـیگنـال بـه Baseline EMGاضافه کنند. نویز داخلی تقویت کننده نباید از ٥ ولت rms تجاور کند . بیشـتر این عوامل با آماده سـازی دقیق و چک کردن شـرایط آزمایش قابل کنترل و به حد اقل ر سیدن هـ ستند.در فـصل اینده به برر سی انواع الکتر مایو گرافی ،معایب ومزایا وروش های طراحی خواهیم پرداخت.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل دوم

انواع سیگنال های الکترو مایو گرافی و روش های طراحی

WikiPower.ir

۱-۲انواع EMG:

دونوع اصلی الکترومایوگرافی داریم:

۱.بالینی.که گاهی اوقات EMGتشخیصی نامیده میشود.

۲.kine siological EMG و به وسیله ی پزشک یا متخصص اعصاب انجام می شود

Kine Siological EMG مطالعه مشخصات پتاسیل عمل واحد حرکتی از نظر مدت وطول دامنه است وبرای کمک به تشخیص اسیب شناصی اعصاب انجام می شود با این روش هم چنی ن می توان د شارژ های خود بخودی عضله ی در حال ا ستراحت را ارزیابی کرد و یا فعالیت یک واحد حرکتی منفرد را ایزوله نمود. این نوع از EMG رابطه بین عملکرد عضله با حرکت بخشهای مختلف بدن را ارزیابی می کند و زمان بندی فعالیت عضله با حرکت را مورد بررسی قرار می دهد. به علاوه بسیاری از مطالعات در تلا شند تا قدرت عضله و نیروی تولید شده در عضله را بررسی کنند.

برای Kine Siological EMG دو نوع اصلی الکترود وجود دارد:

این تقسیم بندی براساس ساختمان فیزیکی انها میباشد:

۱.الکترومایوگرافی سطحی(چون به و سیله الکترودهااندازه گیری میشودبه ان الکترود سطحی هم میگویند)

۲.الکترومایوگرافی سوزنی(الکترود سوزنی)

الکترودبه مبدل یاتراسدیوسرهایی گفته میشودکه فعالیت الکتریکی ارگانهای زنده رادریافت وثبت میکنند.

الکترودهای سطحی خود به دو گروه تقسیم می شوند. گروه اول الکترودهای فعال که در سطح آنها آمپلی فایر وجود دارد و امپدانس را بهبود می بخشـــد. (برای این الکترودها نیازی به استفاده از ژل نیست و این الکترودها آرتی فکت حرکتی را کاهش و نسبت سیگنال به نویز را افزایش می دهند). الکترود دیگر, الکترود غیر فعال (Passive) است که سیگنال EMG را بدون آمپلی فایر درونی آشکارسازی می کنند و لذا کاهش تمام مقاومتهای پوست تا حد ممکن برای آن اهمیت می یابد (لذا نیاز به ژل هادی و آماده سازی پوست دارد.)

با الکترود غیر فعال نسبت سیگنال به نویز کاهش یافته و بسیاری از آرتی فکتهای حرکتی با تقویت سیگنال اصلی, تقویت می شوند.

۲-۲الکترومایوگرافی سطحی:ردیابی وثبت

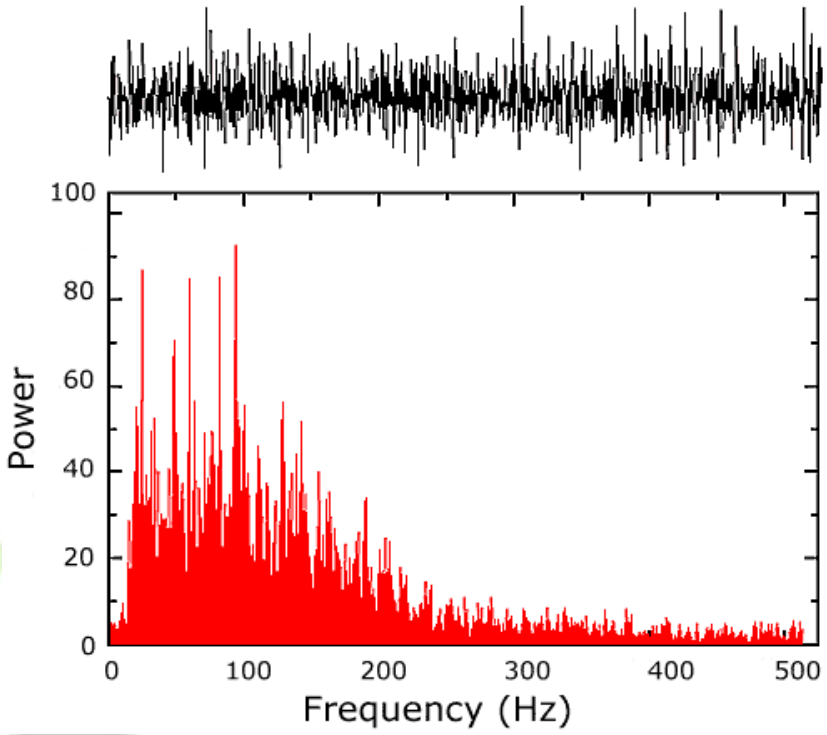
۱-۲-۲ارتباطات کلی

هنگام ردیابی وثبت سیگنال EMG دو مو ضوع مهم مرتبط وجود دارد که بر صحت سیگنال تاثیر میگذارد.نخستین نسبت سیگنال به نویز است .که نسبت انرژی درسیگنال EMGبه انرژی در سیگنال نویز.درحالت کلی به عنوان سیگنال الکتریکی که قسمتی از سیگنال خواسته شده نیست تعریف میشود.بعبارت دیگر اعوجاج سیگنال است.

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۲-۲-۲مشخصه های سیگنال EMG

ثابت شد ه ا ست که دامنه سیگنال الکترومایو گرافی درحالت طبیعی بصورت Randomا ست ومیتوان با ا ستدلال با تابع توزیع گوسین ان را نشـــان داد.دام نه ســـیگ نال میتوا ند از ۰تـا mv ۱۰ (p-p)یـا



0تا(rms)1.5mvتغییرکند.انرژی قابل اسـتفاده درمحدوده فرکانسـی 0تا500hzمحدودشـده اسـت. تبرخلاف عمده انرژی موجود دررنج تغییراتی 50تا150hz.سـیگنالهای قابل اسـتفاده انرژیبالاترازسـطح نویز الکتریکی دارند.یک مثال ازطیف فرکانسـی سـیگنال EMGدرشـکل ۱نشان داده شده است .

شکل ۱.طیف فرکانسی سیگنال EMGاشکار شده ازجلوی ماهیچه

۳-۲مشخصه های نویزالکتریکی

نویزالکتریکی ممکن است از منابع مختلفی ناشی شودازقبیل:

-نویز ذاتی دراجزای الکترونیکی دراشکارسازی وثبت تجهیزات

همه تجهیزات الکترونیکی نویز الکتریکی تولید میکنند.این نویز مولفه های فرکانسی دارد که تغییر میکنندار 0تاچندین هزارهرتز.این نویز نمیتواندحذف شود.تنها میتواند بااستفاده از اجزای الکترونیکی باکیفیت بالا,طراحی مدارات هوشمندوتکنیکهای ساخت کاهش یابد.

۱-۳-۲-نویزمحدودشده

این نویز ازمنابع تابش الکترومغناطیسی سرچشمه میگیرد,ازقبیل ارسال رادیویی وتلوزیونی,سیم برق,لامپهای روشن,لامپهای فلوروسنتوغیره.درحقیقت هروسیله الکترومغناطیسی نویزتولید میکندوممکن است کمک کندبه ان.سطوح بدن مادائماتحت تاثیرتابش اشعه الکتریکی-مغناطیسی استوواقعانمیتوان ازمعرض این اشعه ها ان را دور کرد.سیگنال نویزمحدودممکن است دامنه ای یک تاسه برابر بزرگترازمقداردامنه سیگنال EMGداشته باشد.

-۲-۳-۲آرتی فکتهای حرکتی

دو منبع اصلی ارتی فکت وجود دارد:یکی از سطح مشترک بین سطح اشکارسازی الکترود وپوست.دیگری ازحرکت کابل متصل به الکترود تا امپلی فایر.هریک ازاین منابع میتوانند به طور اساسی با طراحی مناسب مدارهای الکترونیکی کاهش یابند.سیگنالهای الکتریکی هردو منبع نویز بیشترین انرژیشان را درمحدوده فرکانسی0تا20HZدارند.

۳-۲-۲ناپایداری ذاتی سیگنال

دامنه سگنال EMGدر حالت عادی شبه تصادفی است .مولفه های فرکانسی بین0تا20HZمخصوصا ناپایدارندزیرا انهابوسیله ماهیت شبه تصادفی نرخ گرمایش واحدهای حرکتی که دربیشترین شرایط دراین ناحیه فرکانسی گرماتولید میکنند.بواسطه ی ماهیت ناپایدار این مولفه های سیگنال قابل توصیه است که انه به عنوان نویز ناخواسته در نظرگرفته شده واز سیگنال زدوده شوند.

۳-۲بیشینه ی درستی سیگنالEMG

مطلوبست بدست اوردن یک سیگنالEMGشامل ماکزیمم مقدار اطلاعات از سیگنال EMGومینیموم مقدارناخالصی ازنویزالکتریکی.بنابراینباید ماکزیمم نسبت سیگنال به نویز باکمترین مقداراعوجاج درسیگنال EMGداشته باشیم.بنابراین مهم است که هروسیله ی اشکارسازی وثبت سیگنال رابه طورخطی پردازش کند.درواقع سیگنال نباید برش خورده باشدبعبارت دیگرپیک نباید ازشکل طبیعی افتاده شده بادونه غیرضروری است فیلتربایدانجام شود.

چونکه تابش خط انتقال توان (50یا60HZ)یک منبع برجسته ی نویز الکتریکی است طراحی وسایلی که یک فیلترتله ای دراین فرکانس دارند اغواکننده است.ازلحاظ فرض علمی این نوع فیلتراینوع فیلتر دما یل دارد تذها فرکانس های ناخواسته ی خط انتقال توان رابرطرف کند.درهرحال پیاده سازی علمی گذشته از این اجزای مولفه های فرکانسی نزدیک به هم را برطرف میکند.برای اینکه انرژی برتر سیگنال EMGدرمحدوده 50تا100HZواقع شده است استفاده از فیلترهای تله ای مقرون به صلاح نیست زمانی که روشهای دیگررفتار با تابش خط انتقال توان وجود دارد .

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

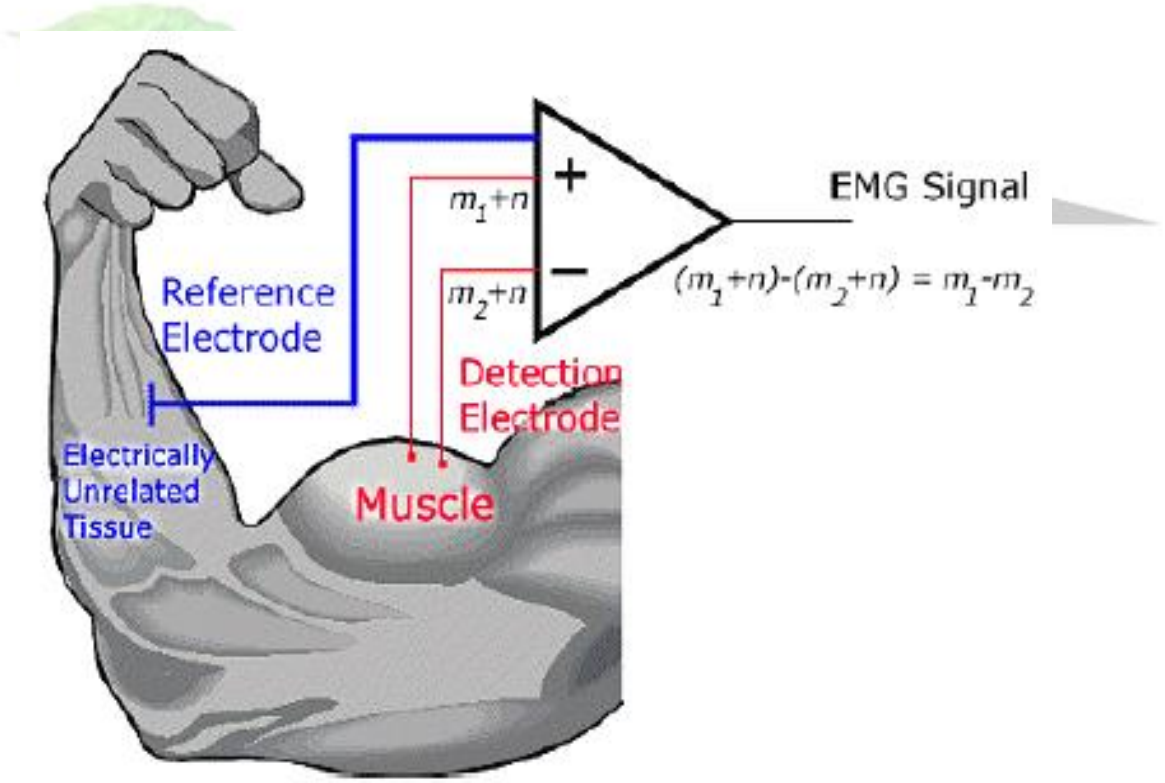
۴-۲طراحی الکترودوامپلی فایر

طراحی بخش الکترود مهمترین جنبه ی لوازم الکترونیکی ا ست که برای بد ست اوردن سیگنال استفاده خواهد شد.صحت سیگنال اشکار شده توسط الکترودتحت تاثیر همه رفتار های بعدی سیگنال قرار دارد.تقریباغیرممکن است اصلاح صافی ونسبت سیگنال به نویز کمی دورترازاین نقطه.بنابراین ساخت د ستگاه الکترودی که کمترین اعوجاج با بالاترین ذ سبت سیگنال به نویز رامهیامیکندمهم ا ست.درزیر مشخصه هایی که برای د ستیابی به این امرمهم لازم ا ست اورده شده است:

۵-۲تقویت تفاضلی

برای اینکه عامل خیلی بزرگتر سیگنال نویز از منابع خط انتقال توان حذف شود یک ترکیب اشکارساز تفاضلی بکار گرفته میشود.تکنیک تقویت تفاضلی بطورخلاصه درشکل ۲نشان داده شده است.اساس بحث ساده است.سیگنال دردو نقطه اشکارسازی شده است مدارات الکترونیکی دوسیگنال را ازهم کم میکنندوسپس اختلاف راتقویت میکند.درنتیجه هرسیگنال مشترک بین دو نقطه ا شکار سازی شده حذفخواهد شدو سیگنالهایی که مختلف هستند دردو مکان تفاضلی خواهند داشت که تقویت خواهدشد هرسگنیالی که دورترازمکان های اشکارسازی سرچشمه بگیردبعنوان یک سیگنال مشترک ظاهرخواهدشد چون سیگنالها درمجاورت خیلی نزد یک سطوح اشکارسازی اختلاف خواهندداشت ودایماتقو یت خواهندشد.بنابراین سیگنال نویز نسبتا فاصله دار حذف خواهندشدسیگنالهای نسبتا مو ضعی(محلی)تقویت خواهند شد.این شرح وتفسیر به یک کاهشگربادقت بالا نیازدارد.درعمل

حتی با استفاده از مدارات الکترونیکی شگفت انگیزامروزی کم کردن سیگنالها کاملا بدون عیب خیلی مشکل است.درجه دقت بااین تقویت کننده تفاضلی میتواند سیگنالهای اندازه گیری شده بوسیله نسبت عدم پذیرش مد مشترک(CMRR)راکاهش دهد.یک کاهشگربی عیب یکCMRRبا مقدارنامحدود خواهدداشت.یک CMRR 32000یا90DB برای از بین بردن نویز های الکتریکی خارجی کاملا کافیست.تکنولوژی رایج برای CMRR ۱۲۰DBا جازه میدهد.اما دستکم سه دلیل برای نگرفتن CMRRوجود دارد تامحدود شود:۱.این قبیل و سایل گران هستند۲.برای نگهداری از پایداری الکتریکی دشوارندبرسند به دوسطح اشکارساز درفازوبنابراین انهادرمفهوم مطلق سیگنالهای مدمشترک نیستند.



شکل۲:طرح کلی شکل یک تقویت کننده تفاضلی.سیگنال EMGباmوسیگنال نویزباnنشان داده شده است.

۶-۲امپدانس داخلی

امپدانس منبع دراتصال پوست وسطح اشکارسازی ممکن است رنجی از چندین هزاراهم تاچندین مگااهم برای پوست خشک دارد.به طوری که از تضعیف واعوجاج سیگنال اشکارشده به علت اثرات بار داخلی جلوگیری میکند,امپدانس داخلی تقویت کننده تفاضلی بدون ایجاد عوارض معین درکارکرد تقویت کننده تفاضلی به اندازه کافی باید بزرگ باشد.لوازم الکترونیکی امروزه به اسانی امپدانس داخلی درحدود 1012ohmدرموازات با 5pfتهیه میکند(میسر میسازد).علاوه بر مقدار امپدانس داخلی امپدانس متعادل (هم تراز)بین دومکان اشکارسازی نیزامپدانس بزرگی است.این رسیدگی نیاز به طرای مدارات دقیق دارد.

۲-۷طراحی الکترود فعال

نیاز به یک امپدانس داخلی بالایک مشکل معروف به عنوان ظرفیت کوپلینگ درداخل امپلی فایر تفاضلی معرفی میکند.یک ظرفیت کوچک خازنی بین سیمهای هادی داخل امپلی فایروخط انتقال توان به عنوان سیگنال نویز خط انتقال توان مطرح میشود.این پدیده مشابه است به انچه باعث میشود سگنال قوی تلوزیونی افزایش یابد زمانی که جاهایی دست نزدیک میشود به انتن داخلی اما تماس پیدانمیکند.راه حل این است که تا حدممکن امپلی فایر تفاضلی درسطح اشکارسازی الکترود بسته با شد.این راه حل معرفی میشود بعنوان الکترودفعال.یکی دیگراز فوایداین ترکیب این است که امپدانس خارجی امپلی فایر میتواند خیلی کوچک ساخته شودحدود10ohm.بنابراین هرحرکت کابل ازخارج الکترودتولیدنخواهدکردسیگنال نویز مهم یا حتی برجسته درکابلی که داخل امپلی فایر بعدی را تغذیه میکند.

۲-۸فیلترینگ(فیلترکردن)

حتی با رسیدگی های بالا سیگنال emgبه مقداری نویزالوده است.نیبت سیگنال به نویز میتوا ند به وسیله فیلترینگ حساب شده بین 20-500hzافزایش یا بد با یک ا فت ارام12db/oct.(طراحی محکم مشخصه ها میتواند400hzرابه عنوان فرکان قطع بالادرنظربگیرد.مقدار 500HZرا برای یک حاشیه ایمنی درطراحی مدارتصویب میکند.).این فیلترینگ معمولا انجام میشود درطبقه امپلی فایر واقع دربیرون الکترودفعال.

۹-۲استقرارالکترود

زمانی که یک الکترودروی پو ست قرارمیگیرد سطوح ا شکار سازی ثبت میکنندمحل تماس رابا الکترولیتهای درپوست.یک واکنش شیمیایی رخ میدهد که نیاز دارد به زمان کمی تاثابت شود,بطورنمونه درحدودثانیه های خیلی کم اگرالکترود بدرستی طراحی شده است.امامهمتراینکه واکنش شیمیایی باید درطول ثبت session(جلسه)ثابت باقی بماندو اگرمشخصه های الکتریکی پوست دراثر تغییرات رطوبت وتعریق تغییرکند نباید تغییرقابل توجهی داشته باشد.

۱۰-۲روش مرجح(برگزیده) مصرف

ارایه کارایی بالا وسایز کوچک الکترونیک مدرن امروزی میسر ساخته است طراحی الکترودفعال که نیازهای بالارابدون نیاز به تهیه هرگونه پاک کننده پوست وبرداشتن مو جبران میکند.

۱۱-۲هندسه الکترود

درطول تاریخ الکترومایوگرافی شکل ولایه ی بیرونی سطح ا شکار سازی الکترودتوجه زیادی دریافت نکرده است .محتمل برای اینکه پایان یافته کاربران الکترومایوگرافی که فقط درجنبه های کیفی سیگنال EMG علاقه داشته اند.ظهورتکنیک های پردازش جدید برای استخراج

اطلا عات کیفی ازســـیگنال EMGنیاز به مرکزتو جه(کانون) بزرگتری بررو ترکیب الکترود دارد.نکات اصلی(اما نه همه) به صورت زیر درنظرگرفته میشوند:

۱)نسبت سیگنال به نویز سیگنال اشکار شده

۲)پهنای باندسیگنال

۳)سایزمهیچه ی نمونه برداری

٤)قابلیت مکالمه متقابل (کراستاک)

۱-۱۱-۲نسبت سیگنال به نویز

نســـبت ســـیگنال به نویز تابع برهم کنش شـــیمیا یی پیچیده بین الکترولیتهای درون پوســـت وفلزسطح اشکارسازی الکترود است.این یک موضوع پیچیده وفراترازمیدان دید این توضیحات اســت.همین قدرکافیســت که چندین راه برای کاهش نویز وجود دارد از قبیل اســتفاده از ســطح بزرگتری برای ســطح اشــکارســازی ,بکارگیری الکترولیتهای رســانا برای بهتر شــدن تماس با پو ست وبردا شتن پو ست مرده ازروی سطح پو ست.از طرق ازمون وخطا تشخیص دادیم که سطوح ساخته شده از نقره خالص(99.5%)درشکل میله های ۱سانتی متر درطول و۱میلی متر در عرض سطح متوسط خوب کافی برای سطح اشکارسازی فراهم میکند.

دامنه سیگنال EMGمستقیما با فا صله ی بین سطوح ا شکار سازی متنا سب ا ست.بنابراین این ففا صله باید بیشینه با شد.اما افزایش این فا صله مشخصه های ناخوا سته(نامطلوبی)درطراحی الکترود مطرح میکند.بنابراین الکترودبزرگتر میشود,ان وزین میشود ونمیتواند در اشکارسازی ســیگنالهای EMGازهمســایگی کوچک اســتفاده شــود ماهیچه هایی ازاین قبیل دردســت یافت میشودساعدو ساق پا.بطور اضافی بعنوان مثال افزایش فا صله مشخصه های فیلترینگ تقویت

تفا ضلی میکاهد درپهنای باند.(تو ضیح این نکته ی محرمانه ممکن ا ست درفصل ۲ muscles Alive(1985)توسطBasmajian وDe Luca)بنابراین یک مصالحه لازم است.

۲-۱۱-۲پهنای باند

پهنای باند سیگنال EMGبافاصله گذاری سطوح اشکارساز داخلی وسرعت رسانایی پتانسیل های فعال درامتداد فیبرهای ماهیچه تغییرمیکند.ترکیب تفا ضلی دارار یک فیلترفا صله ای ا ست که به طور برجسته نشان میدهد که میتواند به صورت یک فیلتر میان گذردرناحیه ی طیف فرکانسی سیگنال EMGعمل کند.یکباردیگربه کتاب Muscle alive(ماهیچه های زنده) صفحات50-46برای دریافت جزییات مراجعه کنید.برای سرعت متوسط رسانایی 4m/sسطح ا شکار سازی داخلی بافا صله ی1cmفرکانس عبور200hz ونقطه ی صفر 400hzا ست.این پهنای باندتمام فرکانسهای طیف سیگنال EMGرامیگیردونویز را در فرکانسهای بالاتر ازبین میبرد(متوقف میکند).

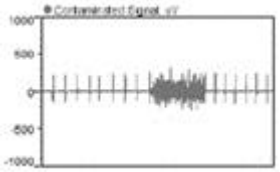
۳-۱۱-۲سایزماهیچه نمونه

سایز ماهیچه ی نمونه نیاز نیدست بزرگ با شدزیرابخش های حرکتی فیبرهای ماهیچه تماما درمقطع عر ضی پخش شده اند .بنابراین ضروری نیست که بخش بزرگی از ماهیجه با سطح ا شکارساز الکترود پو شانده شود برای بدست اوردن نمونه ای که بیانگر سیگنال EMGبرای یک بخش خاص واحدحرکتی فعال است.

۴-۱۱-۲قابلیت Cross-talk

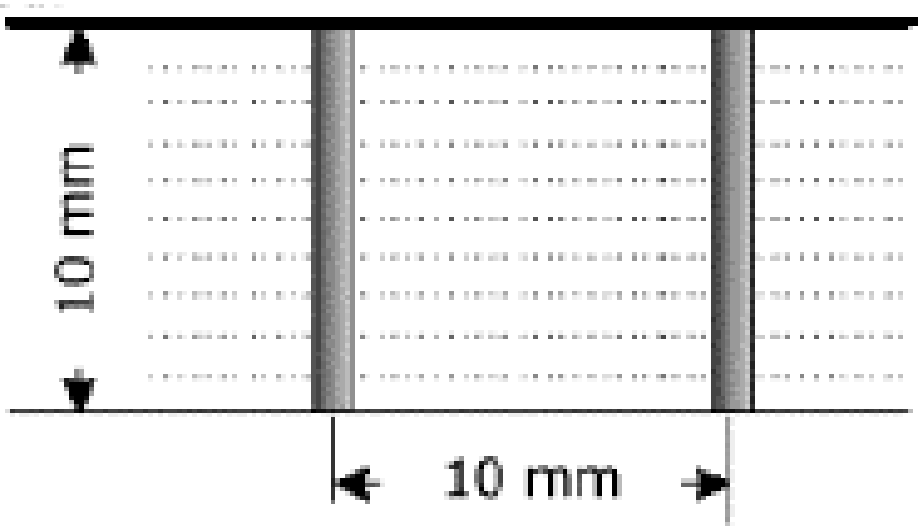
عضلات مجاور هم، مقدار قابل توجهی سیگنال EMG تولید می کنند که در محل الکترود، رد یابی می شود. بطور معمول این Cross Talk از ۱۰ تا ۱۵ درصد مقادیر کل

EMGتجاوز نمی کند و یا اصـــلاً موجود نیســـت. با این وجود باید موارد احتیاطی برای تنظیمات دقیق داخل گروه عضـلات رعایت شـود. تیزی سـیگنال ECG می توانند در ثبت EMGتداخل ایجاد کند خصـوصـا هنگامی که EMG ، مربوط به اندام فوقانی و شـانه ها با شد. این اثرات به آ سانی قابل رویت ه ستند و الگوریتم های جدیدی برای از بین بردن آنها وجود دارد .



۱۲-۲بارموازی الکترود

ازبحث بالا پیداست که طراحی یک الکترود همه منظور تنها با توافق بر روی اندازه وشکل سطح ا شکار سازی الکترود و سطح ا شکار سازی داخلی فا صله دار میتواند تحقق یابد.ازمایش ماررا سوق داده ا ست تا از بارهای موازی (1cmطول و1mmعرض)با فا صله 1cmکنارهم چنانکه درشکل زیر نشان داده شده است .



شکل ۳:ارایه طرح کلی باروترکیبات مدور بر الکترود

علاوه برجبران بیشترین نیاز های بالا این ترکیب همچنین تعدادی مزیتها ی کاربردی :

۱)میتواند به قدر کافی کوچک وکم وزن ساخته شود بطوریکه مزاحم اشیا نباشد.

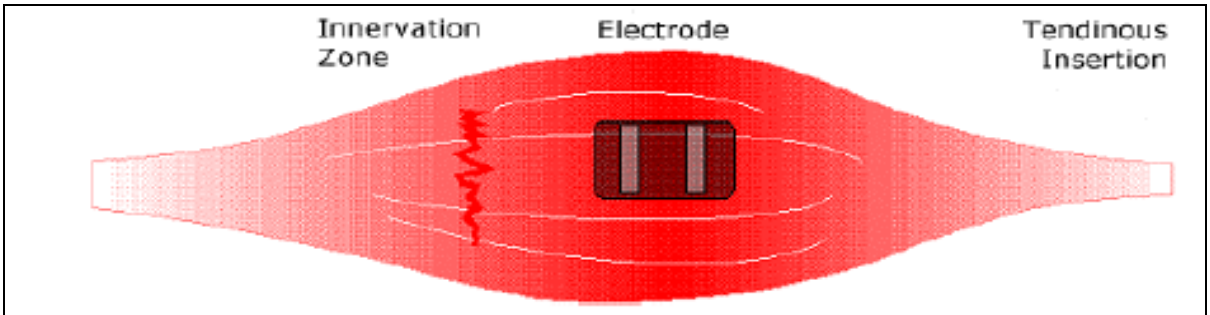
۲)فا صله ی 1cmبین سطوح ا شکار سلزی بقدرکافی بزرگ ا ست برای اینکه از اتصال کوتاه الکتریکی وقتی پوست عرق کرده است جلوگیری نکند.

WikiPower.ir

۱۳-۲قرار دادن الکترود EMG

۱-۱۳-۲تعیین مکان وجهت یابی الکترود

الکترود باید بین نقطه ی حرکتی و تعبیه ی تاندون یا بین دو نقطه ی حرکتی درامتداد خط میانی طولی ماهیچه قرار داده شود.خط محور الکترود(که درطول هر سطح اشکارسازی میگذرد)باید دریک ردیف موازی با طول فیبرهای ماهیچه قرار بگیرد.شکل ٤نمایش طرح کلی مکان مرجح الکترود رادراختیارقرار میدهد.



شـــکل٤:مکان مرجح الکترود بین بخش حرکتی وتعبیه ی تاندون (زردپی) اســـت با ســـطوح اشکارسازی شده

۲-۱۳-۲نه روی یا نزدیک به تاندون(زردپی)ماهیچه

چنانچه فیبرهای ماهیچه به فیبرهای تانتدون فیبرهای ماهیچه نازکتر وکمتر میشـوند ودامنه ی ســـیگنال EMGکاهش می یابد.همچنین در این ناحیه اندازه ی فیزیکی ماهیچه بطور قابل ملاحظه ای کاهش میبابد بتعبیری تعیین موقعیت الکترود احتمالا مـ شکل ا ست و ا شکار سازی سیگنال را حـ ساس به کرا ستاک (crosstalk)میـ سازد بوا سطه نزدیکی احتمالی ماهیچه های مجادله ای(agonistic).

۳-۱۳-۲نه روی نقطه ی محرک

در طی نیم قرن گذشته تعلیم داده شده است که بمنظور اشکار سازی سیگنال EMGالکترود باید روی نقطه ی محرک ماهیچه قرار بگیرد.نقطه ی محرک نقطه ای در ماهیچه است جایی که ورود جریان خیلی کوچک سبب یک انقباض ناگهانی قابل درک سطح فیبر های ماهیچه میشود.این نقطه معمولا،نه همیشه،با ان بخش محدوده ی عصبی درماهیچه که بیشترین تراکم عصبی را دارد ،مربوط به ناهمسا نگردی(الوتوروپی) ماهیچه دراین ناحیه درارتباط است.احتمالا،نقاط محرک به عنوان راهنما استفاده شده اند زیرا انها قابل شناسایی بوده اند و یک راهنمای اناتومیکال(تشریحی) ثابت را فراهم کردند.متاسفانه از نقطه نظر پایایی سیگنال،بدترین مکان را برای اشکار سازی سیگنال EMGفراهم میکند.درمحدوده ی یک نقطه ی محرک ،حرکت caudallyوrostrallyپتانسیل های حرکت درطول فیبر های ماهیچه دارند،بدینسان فازهای مثبت ومنفی پتانسیل های حرکت (اشکار شده بوسیله یترکیب تفاضلی) با اختلاف فازهای کوچکترجمع وتفریق خواهند شد تا نتیجه سیگنال EMG مولفه های فرکانسی بزرگتری داشته باشد.در محدوده زمانی ،سیگنالبهمان اندازه ناهموارتر وبا قله های تیز تر اشکار میشود.نبود پایداری از این امر رخ میدهد که یک تغییر مکان کوچک (1mm) بطور غیر قابل پیش بینی برمیزان تغییر درمشخصه های فرکانسی سیگنال تاثیر خواهد گذاشت.

یک یادداشت توجه درباره نقاط محرک ونواحی تحریک عصبی.بیشترین ماهیچه ها چندین ناحیه ی تحریک عصبی درطول ماهیچه دارند.انها میتوانند با به کار بردن تحریک الکتریکی در روی پوست درسطح ماهیچه یا با روش دیگرپیچیده(ازلحاظ فنی) تکنیک های نگاشت سطحی

شنا سایی شوند.اگر هیچیک از روش ها راحت نیست،الکترود را درمنطقه ی میانی ماهیچه بین نقطه ی شروع و محل درج قرار بدهید.

۴-۱۳-۲نه درلبه ی بیرونی ماهیچه

دراین ناحیه الکترود حساس به اشکار سازی سیگنالهای القایی ماهیچه های مجاور است.این تجربه ی خوبی است تا از این محل دوری کرده واستفاده نکنیم.برای برخی کاربرد ها ،سیگنال های القایی ممکن است نامطلوب باشد.

۱۴-۲موقعیت الکترود نسبت به فیبر های ماهیچه

محور طولی الکترود (که درطول هر سطح اشکار سازی میگذرد)باید به موازات طول فیبرهای ماهیچه همتراز شود.وقتی اینچنین مرتب شد،هر یک از سطوح اشکار سازی بیشتر فیبرهای مشابه ماهیچه را تقسیم خواهد کرد.بنابراین ،مشخصه های طیفی سیگنال EMG مشخصات مجموعه ثابت فیبر های ماهیچه در محدوده الکترودرا منعکس خواهد کرد.همچنین ،طیف فرکانسی سیگنالEMG از هر عامل مثلثاتی که سرعت هدایت را اشتباه تخمین بزن مستقل است.مقدارناشی سرعت هدایت بر سیگنال EMGبوسیله ی تغییرات زمانی مشخصات سیگنال EMGوهمچنین طیف فرکانسی ان تاثیر گذار است.

۱۵-۲قرار دادن الکترود مقایسه

الکترود مقایسه (سابقا الکترود زمین نامیده میشد)برای ایجاد یک مقایسه ی عمومی تفاضل داخلی امپلی فایر و اکترود لازم است.برای رسیدن به این هدف ،الکترود مقایسه باید تا حد امکان دورووری بافت های طبیعی مانند برق قرار بگیرد .(مثلا روی یک برجستگی

اســـتخوانی).اغلب این ارایش ناجور اســـت زیرا تفکیک رابط های برق الکترود اشـــکارســـازی ومقایسه نیاز به دو سیم بین الکترود ها و امپلی فایر نیاز دارد.

این ضـــروری اســـت که الکترود مقایســـه تماس الکتریکی خوبی با پوســـت بوجود اورد.بنابراین الکترود باید بزرگ باشـــد(2cm*2cm).اگر کوچکتر باشـــد،مواد باید رســـانایی بالاتری داشـــته باشند وخصوصیات چسبندگی قوی داشته باشندکه بااستحکام مکانیکی قابل توجهی ان را در پو ست محکم خواهد کرد.ژلهای ر سانا ی الکتریکی مخصو صا برای این ر سیدن به این منظور خوب میباشـــند.اغلب ،نویز تداخلی خطوط انتقال توان ممکن اســـت باجایگذاری حســـاب شـــده الکترود زمین کاهش یابد.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱۶-۲پردازش سیگنال EMG

به مدت چندین دهه به طور عادی پذیرفته شده ا ست که روش برگزیده برای پردازش سیگنال EMGمحاسبه ی سیگنال یکسوشده مجتمع میباشد.این کار بوسیله راستگردی (یکسوسازی)سیگنال EMG(به تعبیری سیگنال گردش یک قطبیتی دارد)،انتگرال گیری سیگنال روی بازه زمانی معین ومتعقبا شکل گیری رشته زمانی مقدارهای مجتمع.این روش همگانی شد وساخت این محاسبات را به مقدار کمی درست وکم هزینه با تکنولوژی الکترونیکی گذشته میسر ساخته بود.پیشرفت ساخت درقطعات الکترونیکی که درطول دهه های گذ شته ساخته شده اند، هدایت و محاسبه درست (rms)ریشه ی مربعات ومقدار متوسط یکسوسازی (avr)سیگنال EMGمیسر ساخته است. اگرمحاسبات بطور درست وبا دقت انجام شود، مقدار avrمشابه مقدار یکسو شده مجتمع ا ست.اما این متغییرها اندازه گیری زیر سطح سیگنال را فراهم میکند (مقرر میکند)اما معنی فیزیکی علمی ندارد.از طرفی دیگر ،مقدار rmsاندازه گیری توان سیگنال ا ست ،بنابراین معنی فیزیکی وا ضحی دارد.به این دلیل ،مقدار rmsبرای بیشتر کاربردها ترجیح داده میشود.

۱۷-۲کاربردهای سیگنال EMG

معمولا *سه کاربرد عمومی برای سیگنال EMG* وجود دارد ،عبارتند از :

-تعیین زمان فعال شـــدن ماهیچه،به عبارت دیگر ،زمانی که تحریک ماهیچه شـــروع میشـــود وپایان میابد.

-تخمین *نیروی* تولید شده توسط ماهیچه.

-بدســت اوردن یک شــاخص ســرعت در یک ماهیچه ی خســته در طول انالیز طیف فرکانســی سیگنال .

در اینده ای نه چندان دور ،ما میتوانیم منتظر کاربردهایی درتشـــخیص بیماریهای عصـــبی که برطبقه بندی فیبر یا ناحیه ی سطح مقطع فیبر ماهیچه اثر میگذارد.

رابطه بین نیروی تولید شده بو سیله ی ماهیچه ودامنه سیگنال EMGمـ ستلزم شرح بی شتر ا ست.در طول پنج دهه ی گذ شته ،مطبوعات علمی یک مباحثه ی وا ضح ذر این زمینه منت شر کرده اســت.برخی گزارشــات رابطه ی نســبتا خطی را توصــیف میکنند،درحالیکه دیگر مقالات رابطه ی غیر خطی نســبی رابا دامنه ســیگنال EMGافزایشــی بزرگتراز نیرو شــرح میدهند.در حقیقت هر دو حالت صحیح میباشند و این مباحثه (جدال)ساختگی است.این نشان میدهد که در ماهیچه های کوچک جایی که ســـرعت گرمایش واحدهای محرک رنج دینامیکی بزرکتری دارد وواحد محرک مستلزم محدودیت شده است تا از بیشترین مقدار نیرو کمتر با شد،رابطه نسبتا خطی اســت.در حالیکه در ماهیچه های بزرگتر جایی که واحد محرک مســتلزم بیشــتر از رنج نهایی نیرو است، سرعت(نرخ) گرمایش رنج دینامیکی کمتری دارد،رابطه نسبتا غیر خطی است.

۱۸-۲الکترومایو گرافی سوزنی

برای مطالعه ی اعصاب وعضلات از الکترو مایو گرافی سوزنی استفاده می شود ،البته روش دیگری به نام مطالعات هدایت عصبی(NCS) نیزبرای انجام این امر وجود دارد .

در تست EMGپزشک با وارد کردن الکترود سوزنی در عضلات مورد نظر فعالیت الکتریکی را ثبت وانالیز می کند.EMG استفاده از الکترود های سوزنی داخل عضلاتی است که واحد های محرک را (شامل مجموعه ی سلولی شاخ قدامی واکسون هایش ،محل اتصال عصبی عضلات وتمام فیبرهای عضلاتی مربوط به ان اکسون) را مورد ارزیابی قرار میدهد.

پتاسیل الکتریکی که منعکس کننده ی فعالیت الکتریکی یک واحد حرکتی منفرد اناتومیک می باشد پتانسیل الکتریکی واحد حرکتی (MUAP=motor unit action potential) نامیده می شود.

اکثر مطالعات EMGبه منظور ارزیابی دنروا سیون انجام می شود ، پتا سیل های دنروا سیون شامل,پتاذ سیلهای دنروا سیون شامل پتاذ سیلهای فیبریلا سیون وامواج تیزمثبت میبا شد.این پتانسیلهانشانه ی تخلیه خودبه خودی غیرطبیعی یک فیبرعضلانی منفرد میباشدوبه علت تحریک پذیری بیش ازحدغشایی ایجادمی شود.

پتانسیل های دنرواسیون ممکن است درمیوپاتیت های التهابی (مثل پلوموزیت)وتقریبا هرمیوپاتیت دیگر(به استثنای میوپاتی مزمن استروئیدی ویا میوپاتی تیروئیدی)بیماریهای محل اتصال عصبی عضلانی (مثل میاستنی گروا),ضایعات نرون محرک فوقانی (نظیر سکته مغزی وا سیبهای طناب نخاعی),ترومای مستقیم عضله ودرتزریقات ویا خونریزیهای داخل عضلانی دیده میشوند.

به طور کلیMUAPsدرنرو پاتیها به صـــورت افزایش دامنه مدت زمان وتعداد فاز ها همراه باکاهش الگوی به کارگیری(recruitment pattern)ظاهرشـــده ولی درمیوپاتیهابه صـــورت کاهش دامنه ومدت زمان همراه افزایش تعداد فازهاوالگوی به کارگیری تســـهیل شـــده تعریف میشـــود.دربیمـاریهـای محـل اتصـــال عصـــبی عضـــلانی MUAPsکـاملاشـــبیـه بـه میوپاتیهاظاهرمیشوند.

به طورخلاصـــه الکترومایوگرافی میتواند به منظورتعیین فعالیت الکتریکی غیرعادی غضـــلاتی دربســـیاری از بیماریهانظیرویســـتروفی عضـــلانی ,التهاب عضـــلات,اعصـــاب محیطی تحت فشار,میاستنی گروا,اسیب اعصاب محیطی,بیماریALS هرنیاسون دیسک و...بکاررود.

EMGاغلب زمانی به کار میرودکه بیمار ضعف عضلانی توجیه نشده داشته باشد ضمنا این تکنیک به افتراق مشـــکلات بامنشـــاعضـــلانی ازموارد عصـــبی کمک کرده ونیز ضـــعف واقعی راازضعف ناشی از عدم کاربرد عضو افترق میدهد.

مطالعات هدایت عصـــبی(MUAPs)اغلب همراه با EMGبه منظور تشـــخیص یا رد بیماریهای عضلانی بکار میرود.

۱۹-۲مزایا ومعایب الکترودهای سطحی وسوزنی

۱-۱۹-۲مزیت های الکترود سطحی :

۱ – کاربر د انها بدون درد است.

۲ – کاربرد انها ساده است.

۳ – قابلیت تکرار بیشتری دارن.

٤ – برای کاربردهای حرکتی مناسب است.

۲-۱۹-۲ معایب الکترودهای سطحی

۱.ناحیه ی ا شکار سازی انها و سیع ا ست ولذا پتانسیل هایی از عضلات کناری را نیز ثبت می کنند.

۲.این الکترود ها تنها برای عضلات سطحی بکار می روند.

۲-۱۹-۳ مزایای الکترودهای سوزنی(سیم باریک)

۱.پهنای باند وسیع.

۲.ناحیه ی اشکار سازی اختصاصی تر

۳.توانایی مطالعه ی عضلا ت عمقی.

٤.جدارسازی بخش های مشخص عضلات بزرگ .

٥ .توانایی مطالعه ی عضلات کوچک که ا شکار سازی انها به دلیل اثر عضلات کناری(cross-talk)با الکترود های سطحی غیر ممکن است.

۲-۱۹-۴معایب الکترود های سوزنی

۱.فرو کردن سوزن با عث ایجاد ناراحتی می شود.

۲.ناراحتی باعث افزایش گرفتگی وسفتی در عضله می گردد.

۳.برخی مواقع گرفتگی عضله رخ می دهد.

٤.الکترود ها تکرار پذیری کمتری دارند،چون قراردادن مجدد سوزن وسیم نازک در همان محل قبلی در عضله مشکل است،بعلاوه ممکن است که فرد برای تعیین دقیق محل الکترود ان را تکان دهد وبا عث افزایش ناراحتی بیمار شود.

با این وجود برای برخی عضلا ت مشخص الکترود های سوزنی تنها امکان برای بدست اوردن اطلاعات می باشد.

WikiPower.ir

۲۰-۲تفاوت موجود بین الکترود های سطحی وسوزنی

تفوت های موجود بین الکترود های سطحی وسوزنی به دلیل تفاوت در پهنای باند انها است .الکترود های سوزنی دارای فرکانس بالاتری هستند وفعالیت یک واحد حرکتی را نیز ثبت می کنند.پهنای باند انها بین ۲تا ۱۰۰۰هرتز ا ست درحالیکه پهنای باند الکترود های سطحی بین ۱۰ تا ۶۰۰ هرتز می باشد.

۲۱-۲انواع طراحی

صرف نظر از نوع الکترود مورد استفاده ،برخی از طراحی ها ی الکترود ی می توانند به افزایش نویز ناخواسته کمک کنند.

طراحی تک قطبی ساده ترین شکل ممکن است که در ان تنها یک الکترود ویک زمین وجود دارد .با این وجود این طراحی سیگنالهای ناخواسته ی بیشتری را نسبت به سایر روش ها جمع اوری میکند.

طراحی دو قطبی روشی است که در تحلیل حرکت به طور شایعی به کار می رود،در این طراحی در الکترود ویک زمین وجود دارد .این روش به این صورت ا ست که دران سیگنالهای مشترک بین دو الکترود به عنوان نویز در نظر گرفته می شودوحذف وی گردندوانچه بین دو الکترود متفاوت است به عنوان سیگنال مورد نظر نگهداری می شود.این روش به عنوان سیستم تقویت اختصاصی نامیده می شود وکمتر تحت تاثیر تداخل عضلات کناری یا عمقی قرار دارد.

طراحی سوم ترکیبی از دو سیستم اختصا صی ا ست .در این سیستم سه الکترود فعال ویک زمین وجوددارد ،بنابراین در اینجا دو جفت سیگنا دو قطبی داریم که به صورت اخت صا صی

تقویت می شـــوند،این روش نایه اشـــکارســـازی کوچکتری دارد ولذا نویز ان از روش دوقطبی کمتر است.

این روش طراحی الکترودها بســـته به ســـیســـتم تقویت کننده ی خریداری شـــده منحصـــر به فردندوحداقل یک سیستم دو قطبی مورد نیاز است.

در فصل اینده به بررسی مفاهیم اساسی دراکتساب الکترو مایو گرافی خواهیم پرداخت.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل سوم

مفاهیم اساسی دربدست اوردن سیگنا لEMG

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱-۳مقدمه

تحقیق در رشته ی الکترومایو گرافی درسالهای گذشته با سرعت زیادی رواج پیدا کرده است .درک تصاعدی از بدن انسان ،اگاهی زیاد در کشف منافع مطالعات میان رشته ای ،امتیازات تکنولوژی حس گر وافزایش توانی درتوانایی محا سبات کا مپیوترها ،فاکتورهایی جهت تو سعه تحقیق EMGهستند.با اطلاعات فراوان واهداف مختلف تحقیقی ،اغلب صرف نظر کردن از چشم انداز ،صحت ودقت درکیفیت سیگنال های EMGاسان میشود.

در این فصل مفاهیم مربوط به اکتساب داده انالوگ به دیجیتال با اهداف مخصوص ثبت کیفیت سیگنال های EMG بیان میشود.مفاهیم به روش شهودی به همراه مثالهای گویا بیان میشود.اقتباس های ریاضی ونظری در حد مینی موم استفاده شده با این فرض که خواننده ارایه را به مفاهیم وادراک پردازش سیگنال محدود کرده است.

WikiPower.ir

۲-۳.معرفی

۱-۲-۳نمونه برداری دیجیتالی چیست ؟

در واقع تمامی تحلیل ها وکاربردهای هم زمان سیگنال الکترومایو گرافی سطحی با الگوریتم های اجرا شده کامپیوتری صورت گرفته اند .طبیعت این الگوریتم ها و ضروریات کامپیوتری به این است که سیگنالها با ترتیب عددی بیان میشوند .

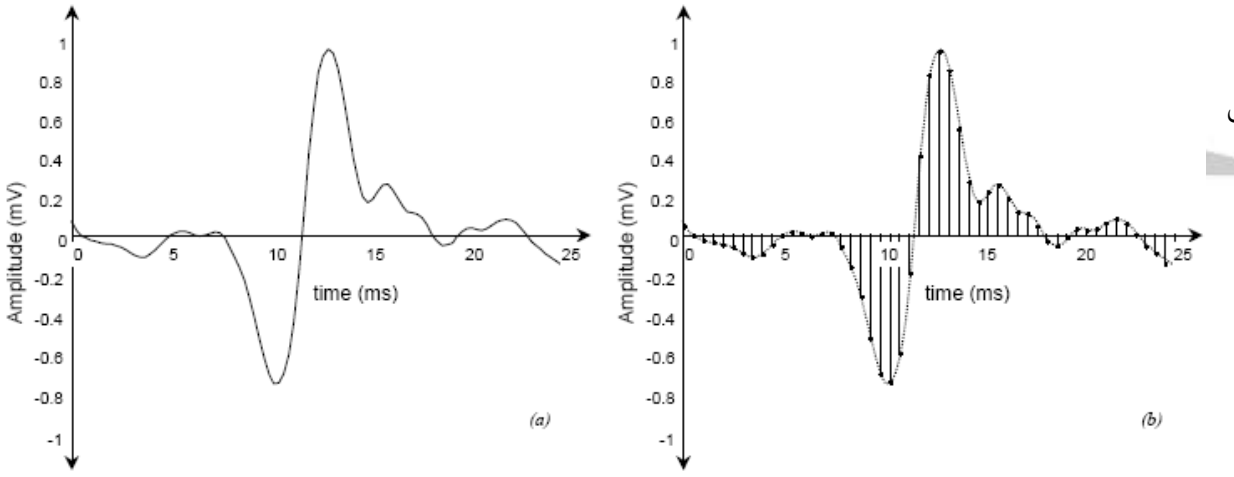
به پرداز شی که سیگنالهای کشف شده به این ترتیب عد دی (شمار شی)برگردانده شدند که توسط کامپیوتر قابل فهم است ،تبدیل انالوگ به دیجیتال گفته میشود .سیگنال های انالوگ

سیگنالهایی هستند که به سیگنالهای فیزیکی ارایه شده شبیه هستند.دامنه این سیگنالها به صورت پیوسته در رنجشان درحال تغییر هستند.

پردازش تبدیل انالوگ به دیجیتال تعدادی اعداد را تولید کرده که هر عدد دامنه سیگنال انالوگ را دریک لحظه از زمان بیان میکند.عدد بدست امده سیگنال دیجیتالی نامیده شده وگفته می سود از سیگنال انالوگ نمونه برداری شده است.

پردازش در شکل ۱نشان داده شده است،با یک پتانسیل فعال واحد حرکتی نمونه اندازه گیری شده با الکترودDE-2.1

شکل



a:۱)سیگنال انلوگ کشف شده توسط الکترود DE2.1

b)نتیجه ی دنباله ی دیجیتالی از نمنه برداری سیگنال در شکل a،در در فرکانس ۲هرتز،(هر ۵.میلی ثانیه)

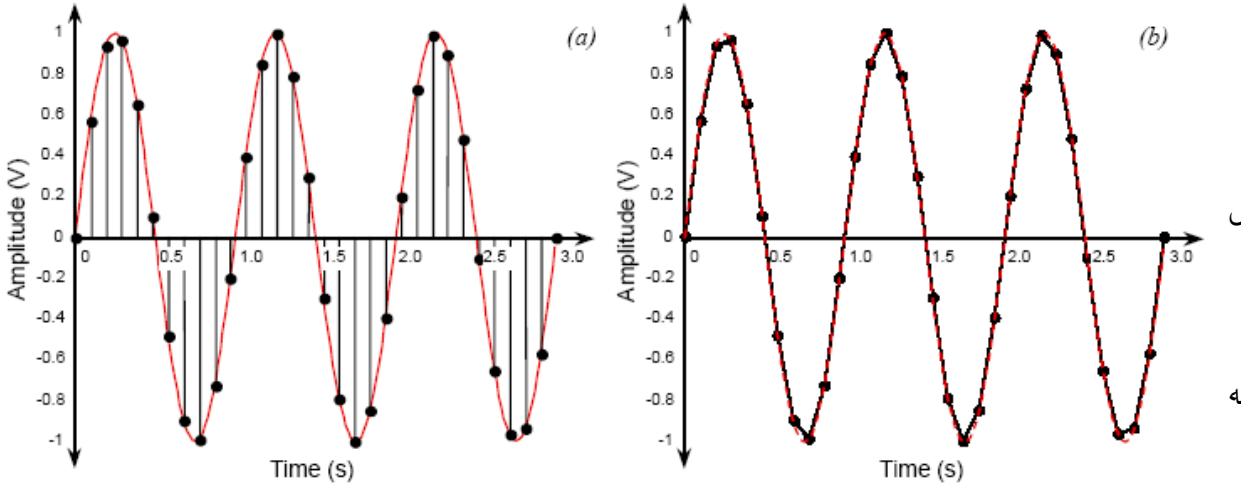
۲-۲-۳فرکانس نمونه برداری

پردازش دیجیتالی کردن سیگنا ل با مفهوم فرکانس نمونه برداری تعریف شده است .شکل ۱(b)نمونه برداری یک سیگنال انالوگ را در یک مقطع زمانی (.5ms) مقدر نمایش میدهد.یک روش جایگزین جهت بیان این اطلاعات این است که بگوییم در یک فرکانس ۲۰۰۰نمونه بر ثانیه (samples/sec) نمونه برداری شده است.

این مقدار توسط معکوس کردن فاصله زمانی بدست امده ونوعا در هرتز (HZ)بیان میشود.بعد فرکانس نمونه برداری باید ۲KH شود.این پارامتر نقش بحرانی را در تصدیق در ستی وتکثیر سیگنال نمونه برداری شده ایفا میکند.

۳-۲-۳فرکانس نمونه برداری چقدر باید بالا باشد؟

دانستن این مطلب که حداقل فرکانس نمونه برداری یک سیگنال قابل قبول برای تولید مجدد اطلاعات انالوگ اصلی چقدر باشد مهم است.اقتباس(استنتاج) ریاضیاتی پاسخ به این سوال را درکتابهای پردازش سیگنال مقدماتی میتوان پیدا کرد.مابا یک دید شهودی توسط نمونه برداری یک سینوس ساده همان طور که در شکل زیر نشان داده شده است به پاسخ این سوال نزدیک میشویم



شـــکل (a:۲ نمونـه برداری از سینوس ۱ولت ،۱۰هرتزدر ۱۰ هرتز

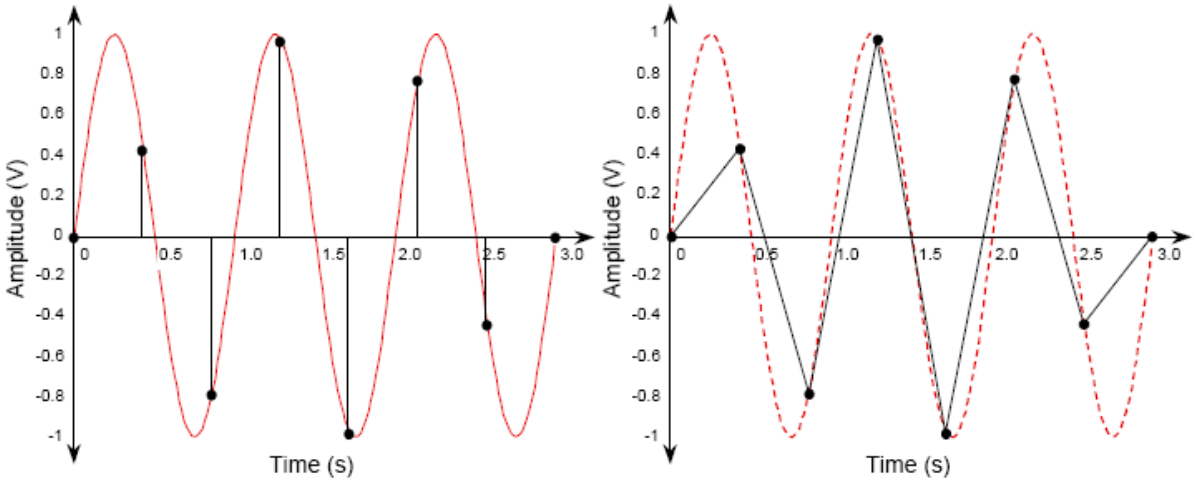
b)باز افرینی سینوس نمونه برداری شده در ۱۰ هرتز

این نمودار سینوسی دقیق با دامنه ۱ولتی وفرکانس ۱هرتز خودش میتواندتوضیح داده شود.

نمونه برداری این این ســـیگنال با فرکانس ۱۰ هرتز،نقاطی از داده ها را که خیلی به ســـینوس های اصلی شبیه هستند ،وقتی که توسط یک خط به هم وصل میشوند را تولید می کند.(شکل ۲).نکته ی مهم این اســـت که ســـینوس فرکانس پایین قادر به ترســـیم تمامی نقاط نمونه گیری است که موج ۱ولت ،۱۰هرتز اولیه هستند.

حال به شـکل ۳توجه کنید اینجاهمان سـینوس ۱ولت ،۱۰هرتز درکمترین فرکانس ،تقریبا ۲هرتز نمونه برداری شـده اسـت..در ارتباط دادن گروهی از نتایج داده ها با خطوط ،تصـویر بصـری سینوس ا صلی دوباره تولید نمی شود (شکل۳(b)).اگر این طور فرض شود که دنباله ی نقاط باید با پایین ترین فرکانس ممکن تطبیق داده شود ،تنها موج سینوسی ممکن که با این اطلاعات تو ضیح داده می شود ، سیگنال ا صلی ۱ولت ویک هرتز ا ست.اطلاعات ا صلی در دنباله نمونه برداری شده از نقاط حفظ می شوند.

شـــکل

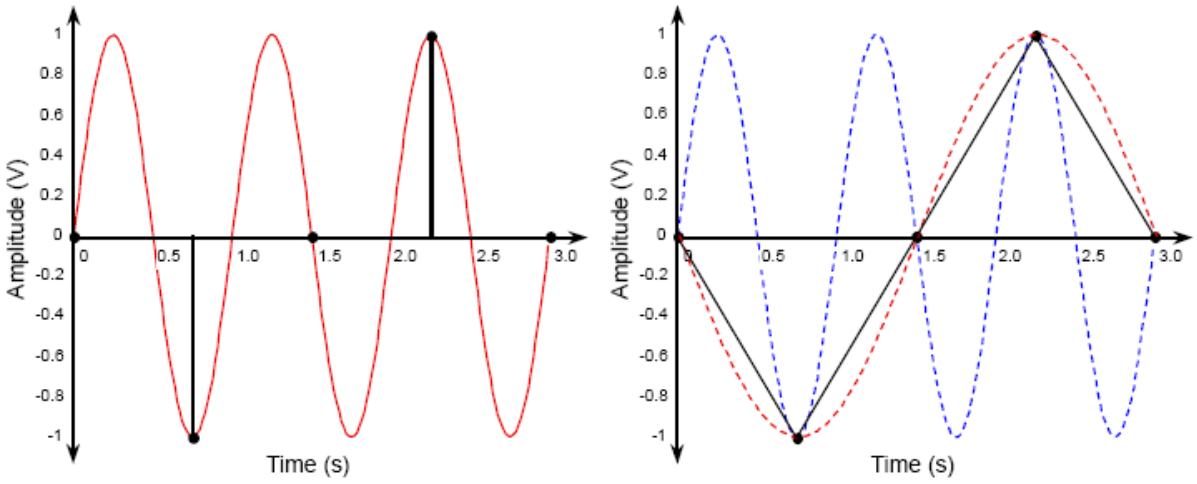


a:۳)نمونه برداری یک ســـینوس ۱ولت ،۱هرتزدر حدود۲هرتزb)باز افرینی ســـینوس نمونه برداری شده در ۲هرتز

۴-۲-۳زیر نمونه برداری _وقتی که فرکانس نمونه برداری خیلی پایین باشد

زمان پایانی را باهمان ســـینوس ۱ولت و۱هرتز در نظر بگیرید،این مرحله هر ۰,۷۵ ثانیه (٤/۳هرتز)نمونه گیری شده ،برخلاف دو مورد قبلی بازده سینوس فرکانس پایین که از تمامی این دنباله نقاط می گذرد یک سینوس ۱هرتز نیست ولی تقریبا موج سینوسی ۱,۳ هرتز است با این مثال مشخص میشود که سیگنال اصلی زیر نمونه برداری شده است ولی نه به اندازه ای که تمام جزییات کامل از اطلاعات جمع شده را داشته باشد.به این شرایط زیر نمونه برداری گفته میشود که ناشی از مستعار سازی است.

شـــکل



a:٤)نمونه برداری یک سینوس ۱ولت ،۱هرتزدر٤/۳هرتز

b)بازافرینی سینوس نمونه برداری شده در ٤/۳هرتزحاصلش سیگنال قرمزدر ۱/۳هرتز است.

سیگنال ۱هرتز اصلی زیر نمونه برداری شده است .

۵-۲-۳فرکانس نایکوئیست

به کمک تصاویر بالا تشخیص این نکته که یک سینوس تنها زمانی میتواند مجددا تولید شود که کمتر از دوبار فرکانسش نمونه برداری نشود مهم ا ست.این قانون به عنوان قاعده نایکوئیست شناخته شده ا ست .نقص این قاعده منجربه تولید یک نمونه نادر ست از سیگنال می شود با رجوع به مستعار سازی که بعدا تو ضیح داده میشود.گرچه این مثالها با شکل های سینو سی ساده ن شان داده شده اند قاعده ی نایکوئیست برای تمامی سیگنال های پیچیده که در بخش های زیرین نشان داده شده اند ،صدق میکند.

۶-۲-۳تبصره کاربردی Delsys

اجزای delsys EMG جهت کمک به کاربردراجرای ثبت وضبط سیگنال با کیفیت بالا طراحی شده است .نرم افزارکاربردی EMGامتیازات واضحی را زمان ارتباط با ابزار ضبط Delsysپیشنهاد میکند.واسط (رابط)کاربر Delsysهمیشه فرکانس نمونه برداری بهینه را که دراماده سازی ازمایشی استفاده می شود ،اظهار میکند که قاعده ی نایکوئیست همیشه تکمیل است.هنگام استفاده از نرم افزار ;کاربردی EMGبا سخت افزارد سته ی سوم ،این مسئولیت کاربر است که به حداقل فرکانس لازم نمونه برداری دست پیداکند.بخش های زیر کاربر را راهنمایی میکند تا این تخمین ها درست وموثر باشند.

۳-۳.سینوس ها وتبدیل فوریه

مثال بالابا سیگنال های سینوسی نشان داده شده است چون انها مفهوم خاصی از علم پردازش سیگنال را در بر دارند.این گونه میتواند نشان داده شود که هر سیگنال متناوب واقعی به عنوان یک جمع بی نهایت سینوس وزن دار بیان می شود .این مجموعه از سینوس یک سری فوریه نامیده میشود مشتق وخصوصیات هر کدام فراتر از کحدوده این تحقیق است .بیان مثلثاتی برای این سری به شکل زیر امده است

تساوی۱:

$$x(t) = A + \sum_{n=1}^{\infty}(B_n \cos(fn \,.\, t) + c_n \sin(fn \,.\, t))$$

تساوی۲:

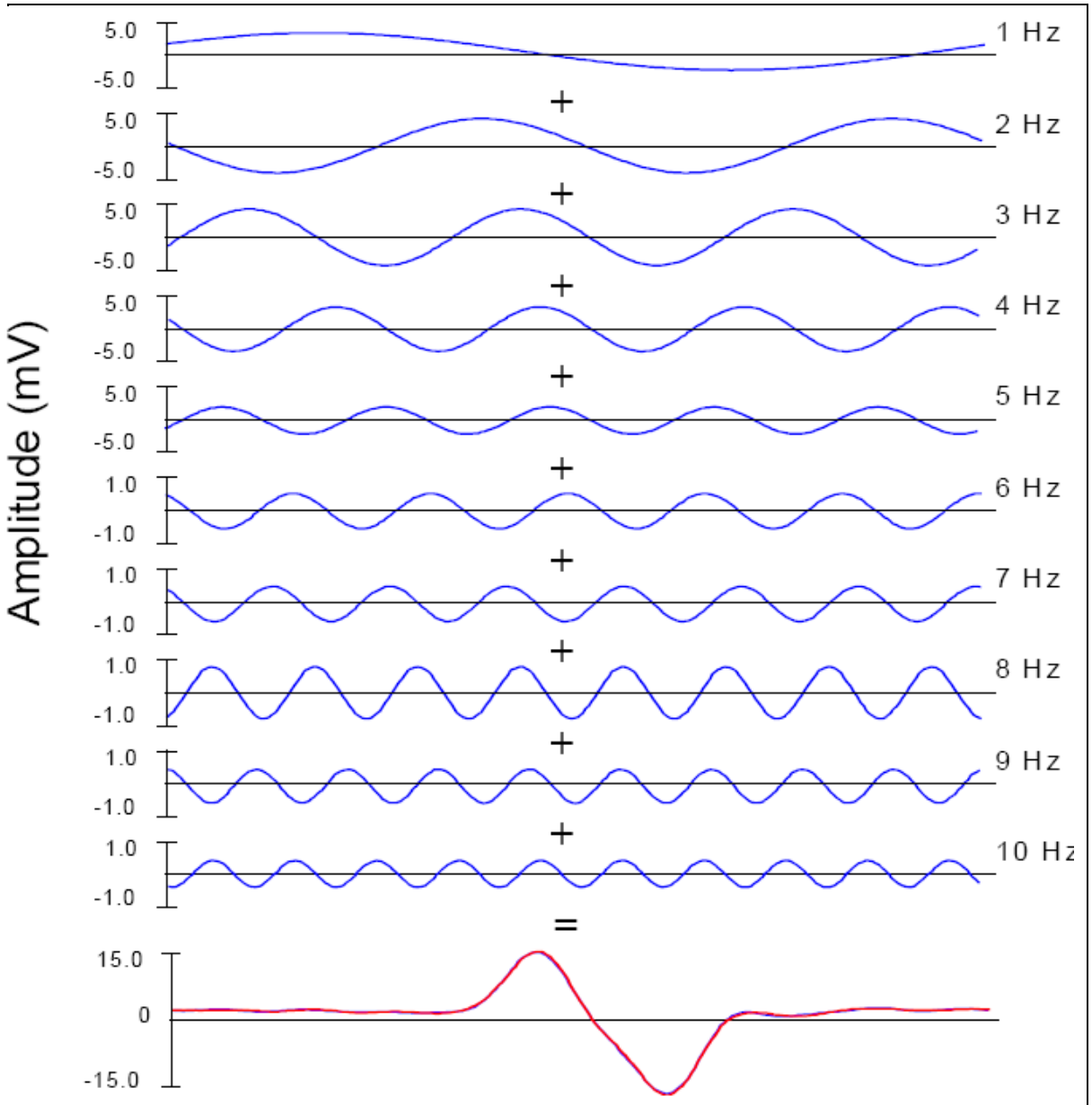
$$X(t)=A+B\cos(f1.t)+C1\sin(f1\ .t)+B2\cos(f2\ .t)+C2\sin(f2.t)\ldots$$

ضریبAهر جز سیگنال dcکه سیگنال ممکن است داسته با شد را ارایه می دهد،(یعنی متوسط غیر صـفر) ،CnوBn،ضـریب واحدی برای دامنه هر واحد sinوcosدر حالیکه fnفرکانس واحد هر sinو cosرا ارایه میدهد.

۱-۳-۳تجزیه سیگنال ها به سینوس ها

بیایید یک سیگنال نمونه را که در ظاهر شبیه به MUAP ثبت شده ی سطحی نشان داده شده در اثرقرمز در پایین شـکل ٥ اسـت را در نظر بگیریم.این شـکل(اثر) می تواند به یک سـری از سینوس های مشتق شده از سری فوریه که در بالا توضیح داده شد ،تجزیه شود .۱۰ سینوس اولیه ی حاصل شده در شکل ٥ نشان داده شده اند. . مجموع این ۱۰ سینوس در شکل ابی در پایین اثر شرح داده شده اند .با مقایسه ی این اثر با اثر قرمزوا ضح ا ست که یک تولید مجدد صادقانه ی سیگنال میتواند تنها توسط ۱۰ سینوس انجام شود.درواقع صحت سیگنال مجد د تولید شده به عنوان سینوس های فرکانسی بالاتر افزایش میابد.

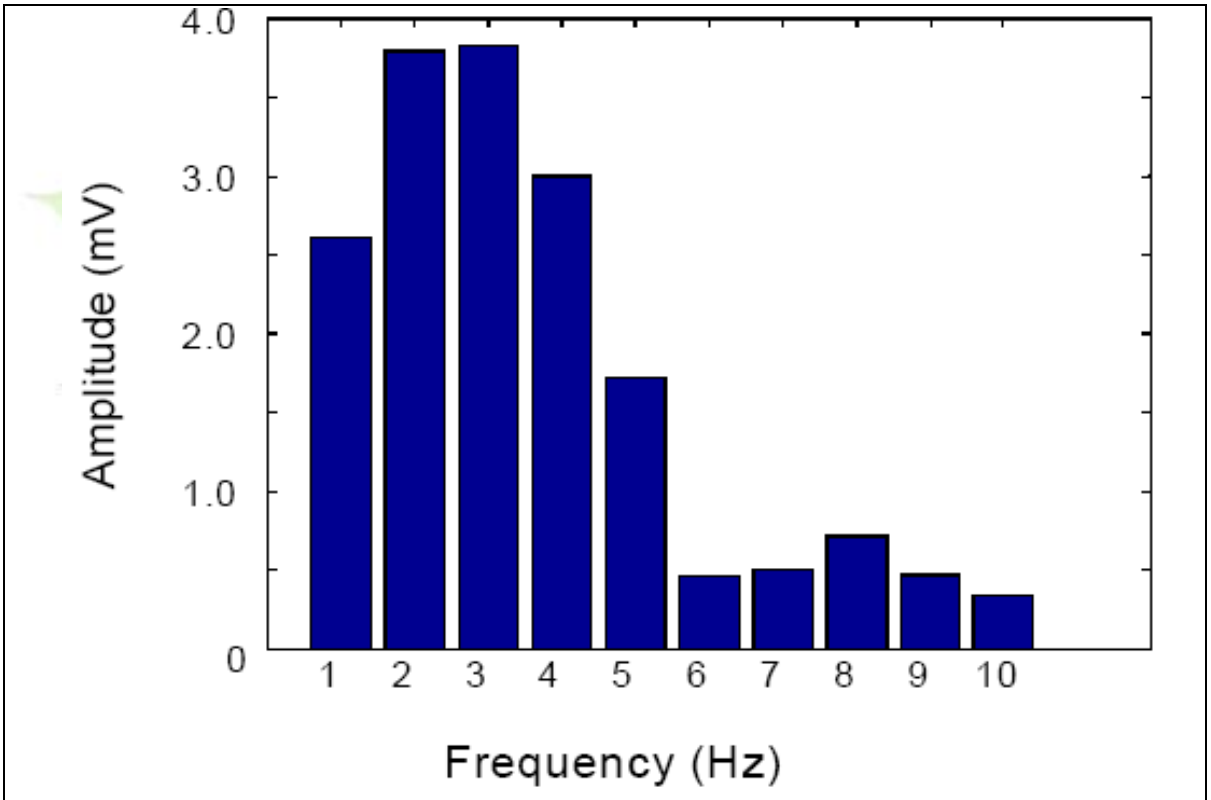
برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل ۵:تجزیه ی فوریه یک پتانسیل عمل واحد حرکتی نونه برداری شده(MAUP) ثبت شده با استفاده از یک الکترودDE1.2.سیگنال اصلی در شکل قرمز نشان داده شده است.

۲-۳-۳ دامنه فرکانس.

اطلاعات نشان داده شده در شکل ٥ می تواند متناوبا با یک روش مناسب توسط کشیدن یک هیستوگرام دامنه برای هر سینوس بیان شود.این مفهوم در شکل ٦ ،فرکانسی سینوسی را بر محور Xودامنه متناظرش را بر روی محور Yنشـــان می دهد .در این روش ،توضـــیح پیاده سازی کامل سینوسی که سیگنال های الکتریکی را میسازد ،ممکن است.



شکل٦:هیستوگرام دامنه ی ۱۰ سینوس نشان داده شده در مثال بالا شکل ٥.توجه داشته باشید که با این روش نشان دادن دامنه براحتی می توان اجزای فرکانسی قوی موجوددر سیگنال را نشان دادکه بین ۱و ٥ هرتز است.

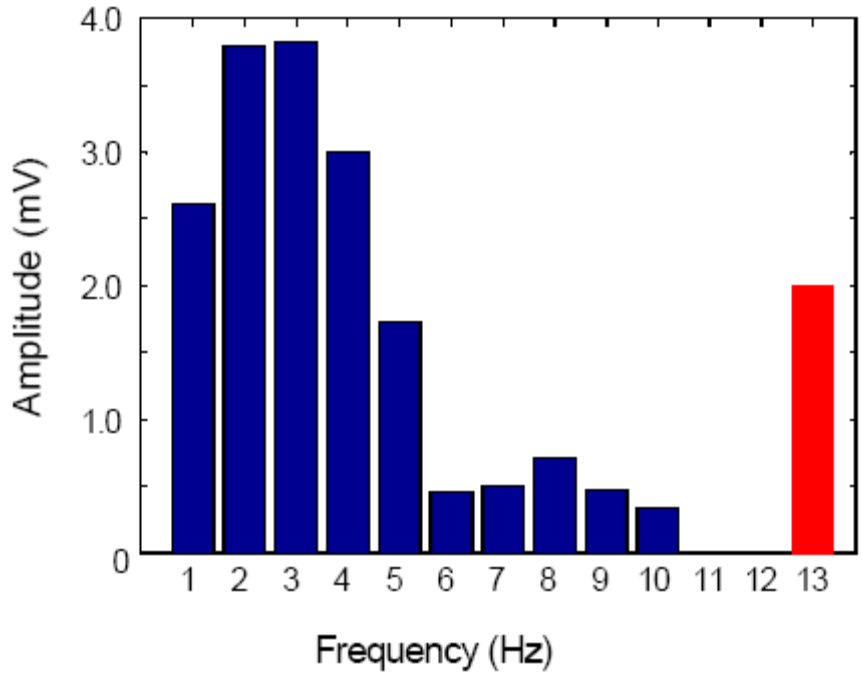
اثر اصلی نشان داده شده در شکل ٥،گفته شده که از زمانی که یک سیگنا ل ولتازی رابه عنوان تابعی از زمان بیان میکند،درحوزه ی زمانی بیان می شود.شکل ٦ همان سیگنال را در حوزه ی فرکانس شرح می دهد از زمانی که دامنه فرکانس ها را توضیح میدهد.این نوع از گراف عموما طیف موج فرکانسی ویا طیف برق نامیده میشود.الگوریتم ها وتکنیک های بیشماری ،سالها برای استخراج اطلاعات فرکانسی از سیگنال های مختلف زمانی درست شده اند.

رایج ترین واصلی ترین الگوریتم برای انجام این کار ،تبدیل سریع فوریه یا FFTاست.به درک کامل شرایط ،فرض واخطا رFFTوالگوریتم های مشابه ،قبل از تداخل انها در تحلیل داده ،توصیه شده است.

۳-۳-۳مستعارسازی-چطور از ان دوری کنیم؟

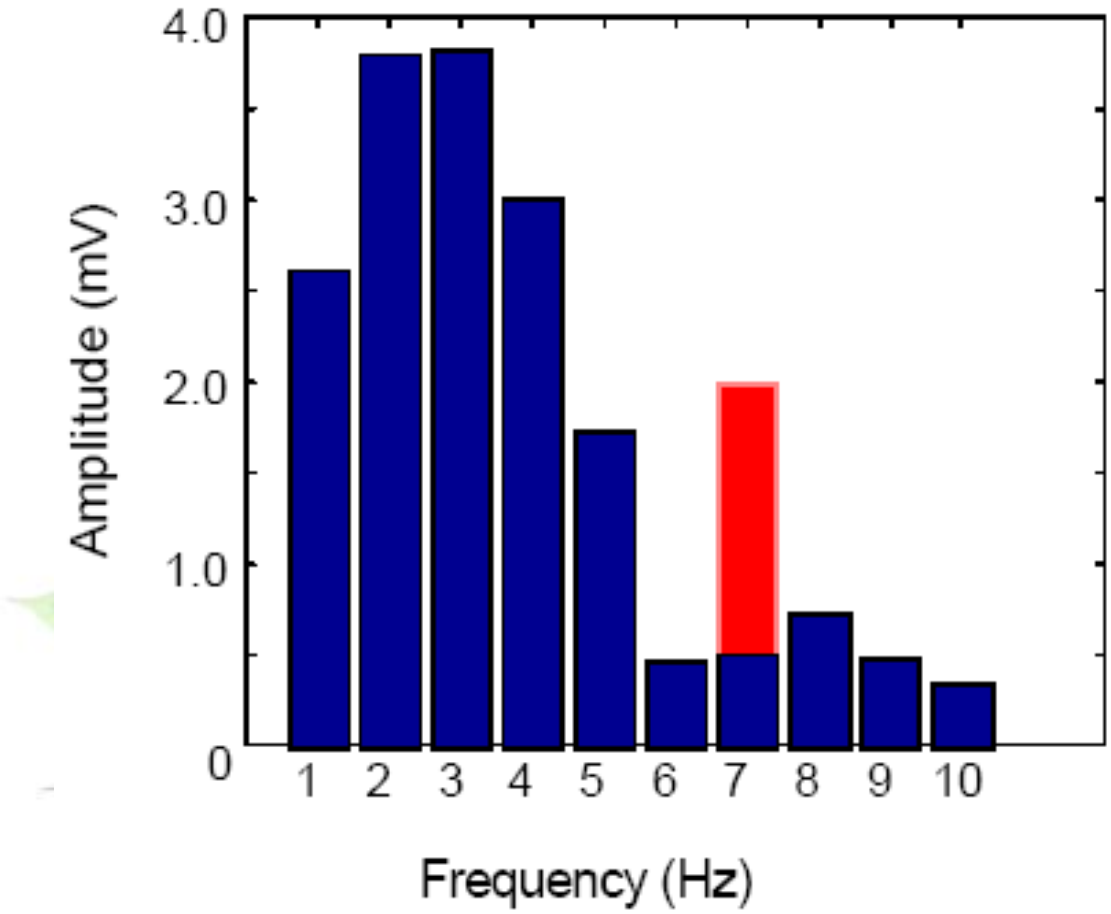
بحث بالا ن شان داد که برای د ستر سی صحیح یک سیگنال سینو سی ،نرخ نمونه گیری باید حداقل ۲ بار با شد که از فرکانس سیگنال ا ست.از زمانیکه همچنین تو ضیح داده شد که تمامی سیگنالهای انالوگ پیو سته(متوالی) به عنوان یک مجموعه از سینوس ها میتواند بیان شود،این موضوع بیان میکند که فرکانس نمونه برداری برای هر سیگنال باید حداقل دو مرتبه از بالا ترین جزء فرکاذ سی در سیگنال با شد.با رجوع به مثال تو ضیح داده شده در شکل ٦ ،حداقل فرکانس نمونه برداری قابل قبول برای د ستر سی به تمامی اطلاعات مرتبط به این سیگنال ۲۰ هرتز است چون که ،بالاترین جزء فرکانس ۱۰ هرتز است.

سیگنال توضیح داده شده در شکل ٦ را به اضافه یک نویز ناخواسته ۱۳ هرتز در نظر بگیرید. این مورد با فرکانس قرمز در شکل ۷ نشان داده شده است.



شکل۷:طیف موج فرکانسی سیگنال نمونه که در شکل ٦ با موقعیت بالای یک فرکانس خارجی که در سیگنال اصلی وجود ندارد ،با رنگ قرمز نشان داده است.این جزءفرکانسی با ۱۳هرتز ظاهرشده وبه عنوان نویز در نظر گرفته میشود.

برای درست دیجیتالی کردن تمامی اطلاعات این سیگنال ،نمونه برداری ان با یک فرکانس ۲۷ هرتز ضروری است.این کار صورت نگرفته وسیگنال در ۲۰ هرتز زیر نمونه برداری شده است واطلاعات به صورت اشتباه طبق شکل ۸ بدست امده است .به خاطر داشته باشید که فرکانس های زیر ۱/۲نرخ نمونه برداری بدرستی بدست امده اند اما مولفه ی ۱۳هرتز مستعار ساز است و به عنوان مولفه(جزء) اتصال کوتاه در فرکانس ۷ هرتز ظاهر شده ودامنه اصلی این مولفه را تغییر میدهد.

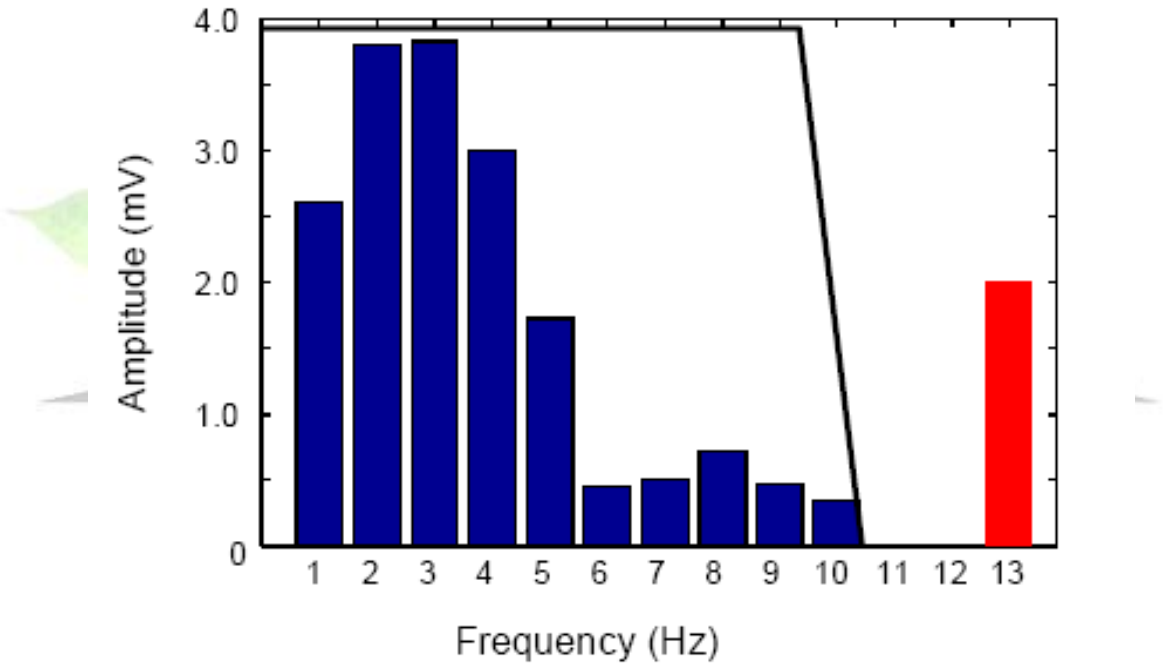


شکل ۸:مستعار سازی نویز ۱۳هرتز که در بالا نشان داده شده است ،بعلت زیر نمونه برداری سیگنال دریک فرکانس ۲۰ هرتزی است .به یاد داشته باشید که نویز در یک فرکانس اشتباه ۷ هرتزی ظاهر می شود که گفته می شود این مولفه مستعار ساز شده است.

۴-۳-۳فیلتر پادمستعار

جهت دوری ازاثرات ناخوشایند مستعارسازی ،یک فیلتر پاد مستعار قبل از اینکه سیگنا ل نمونه برداری شود بکر گرفته می شود .مهم است بدانیم که پهنای باند سیگنال برای اجرای

درست این وظیفه را انجام می دهد.برای مثال یک فیلتر پاد مستعار با یک پهنای باند ۱۰ هرتزی می تواند برای سیگنال در مثال بالا بکار گرفته شود .که به طور موثر نویز ۱۳ هرتزی را از بین میبرد.زمانی که این مرحله تکمیل شد،سیگنال می تواند در ۲۰ هرتز بدون هیچ نتیجه ی منفی نمونه برداری شود.



شکل ۹:برداشت نویز ۱۳هرتزی با استفاده از یک فیلترنیز با قطع جریان ۱۰ هرتز می تواند .فیلتر استفاده شده جهت رد کردن هر فرکانسی نه در رنج نمونه برداری یک فیلتر پاد مستعار نام دارلد.

روش جایگزین جهت نمونه برداری تمامی اطلاعات نشان داده شده در شکل ۹ برای اماده کردن فیلتر پاد مستعار به قطع جریان بعد از ۱۳ هرتز ونمونه برداری سیگنال در ۲۷ هرتز ی

است که این به تمامی اطلاعات حاضر شامل نویز که می تواند توسط یک فیلتر دیجیتال در نقطه بعدی در زمان از بین برود دسترسی دارد.

استفاده از فیلتر پاد مستعار ، در زمان نمونه برداری هر سیگنال اهمیت بسیار زیادی دارد.اثرات مستعار سازی نمی تواند ناتمام بماند همان طور که وقوع وتکرار انها نیز همیشه کشف نمیشود .در هر سیستم کشف A/D،فیلتر پاد مستعار فرکانس قطع جریان باید همیشه کمتر از نصف فرکانس نمونه برداری باشد.این تضمین میکند که هیچ مستعارسازی اتفاق نمی افتد.

۵-۳-۳نکته کاربردی Delsys

پهنای باند کامل سیگنال EMG سطحی تا ۵۰۰ هرتز را احاطه می کند.تمامی اجزای ا ستاندارد Delsysطراحی وپیکر بندی شده اند برای کشف بهینه ی طیف کامل سیگنال EMG.همه ی سیستم ها فیلترهای پاد مستعار توکار با پهنای باند بالاتر ۵۰۰ هرتز دارند.

در این اوضاع ،سیگنال S EMG کشف شده شامل انرژی کوچک بالای ٤۰۰ هرتز بوده ،گرچه توصیه شده که نمونه برداری سیگنال EMGحداقل در ۱۰۰۰ هرتز انجام شده ،همان طور که توسط قضیه ی نایکوئیست نوشته شده اشت.

نمونه برداری خروجی سیستم EMGبا نرخ کمتراز ۱۰۰۰ نمونه بر ثانیه ،ممکن است که به طور جبران ناپذیری ،سیگنال را به دلیل مستعار سازی ،تحریف میکند .حداقل نرخ نمونه برداری شده ی پیش فرض سیگنال EMGونرم افزار تحلیل گر ،۱۰۲٤ هرتز است.

نهایت دقت باید در جهت نگهداری بی نقص سیگنال در زمان شناسایی پارامترهای پیش فرض نرم افزار یا سخت افزار صورت گیرد.

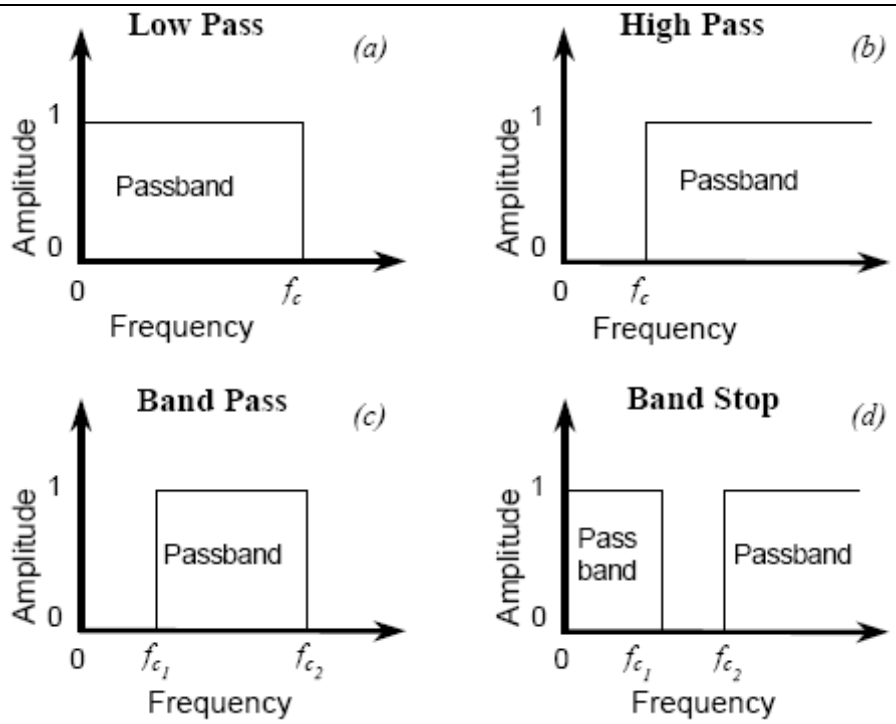
۴-۳.فیلترها

فیلتر پاد مســـتعار به عنوان یک مورد خاص فیلتر پایین گذر معرفی شـــده اســـت،در واقع یک قســـمت اصـــلی وبنیادین هر پردازش دیجیتالی در عمل ،بیش تر مواقع که ذیگر انواع فیلتر ها ،بعضی ها شامل شرایط سیگنالی مناسب (اشاره به استفاده از فیلتر های انالوگ)وبقیه که برای تحلیل داده ها لازم بوده ودیجیتالی شـده اند (فیلترهای دیجیتالی) لازم اسـت.مطالعه ی تئوری فیلتر ها وکاربرد هایِ شان،درحوزه ی خود علمی ا ست که مو ضوع بـ سیاری از متون بوده که درباره شان بحث شده است .بحث زیر ارایه ی بعضی فیلتر های پایه است (که اغلب به اشتباه درک می شـــود)،در باره ی مطالعه ی الکترو مایو گرافی اســـت که بار دیگر به دلیل پیچیدگی موضوع خواننده مجبو ر به مرور منابع می شود.

WikiPower.ir

۱-۴-۳انواع فیلتر های ایده ال

یک فیلتر قطعه ای ا ست که جهت تـضعیف بازه های مـشخـصی از فرکانس ها طراحی شده در زمانی که به بقیه اجازه ی عبور ودر بعضـــی از روش های طیف فرکانس یک ســـیگنال ،محدودیتی ایجاد می کند.بازه های فرکانسی که تضعیف شده اند stopbandوبازه ای که انتقال داده شده ا ست ،passbandنامیده میشود.وضعیت فیلترها تو سط یکی از ٤ تابع نمایش داده شده در شکل ۱۰ توصیف می شود :پایین گذر،بالاگذر،passband،stopband



شـکل ۱۰:چهار نوع فیلتر های پایه ،فرکانس جایی که دامنه واکنش فیلتر ها یک اسـت،به عنوان ناحیه ی passbandودر جاییکه دامنه صـفر اسـت ،به عنوان ناحیه ی stopbandشـناخته ومعرفی می شـود.فرکانس قطع جریان با fcمشـخص می شـود.a) فیلتر پایین گذر –تمامی فرکانس های بالاتر از fcبه صـفر تبدیل شـده اند.b) فیلتر بالا گذر – تمامی فرکانس های زیر fcبه صـفر رسـیده اند.c) band- pass – تمامی فرکانس های بالا تر از fc2به صـفر رسـیده اند.d)band-stop– تمامی فرکانس های بالاتر از fc1و پایین تر از fc2به صفر رسیده اند.

تعریف شـکل ۱۰ ،ارائه ی خصـوصـیات فیلتر های ایده ال بوده که که به پاسـخ های brick-wallمنسوب شده که وضعیت زیر را نشان می دهد.

۱.پا سخ دامنه pass-band،به طور پیو سته به ارزش ۱ یکنواخت ا ست .فرکانس هایی که اجازه ی عبور در میان فیلتر را دارند کاملا از حالت انحراف خارج می شوند.

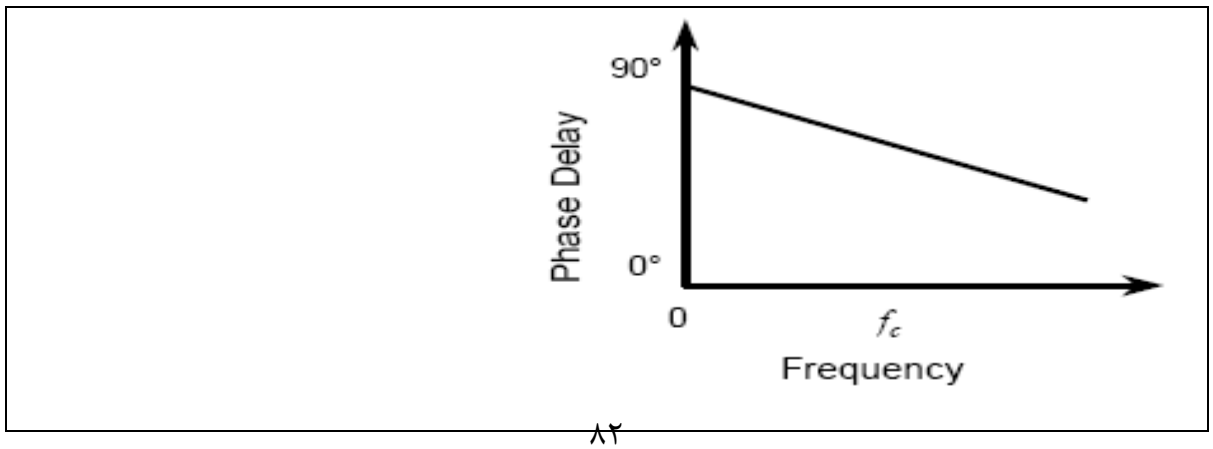
۲.پاسخ دامنه stopband،یکنواخت با ارزش صفر است .فرکانس های نامطلوب کاملا متوقف میشوند.

۳.انتقال بین passbandوstopbandفورا اتفاق می افتد.

۲-۴-۳پاسخ فاز ایده ال

پاسخ های brick wall فیلتر های ایده ال در شکل ۱۰ ،تنها به توضیح تغییرات در مقدار سیگنا ل ها به عنوان یک تابع فرکانسی میپردازند.از زمانیکه سینوس ها کاملا توسط دامنه شان وزاویه ی فاز شان تو ضیح داده شدند،مشخصات کامل یک فیلتر باید شامل پا سخ فازی اش باشد.تمامی فیلتر های بی ثبات ،موقعی که فورا نمی توانند برروی سیگنال ورودی کار بکنند،یک زمان تاخیری را در خروجی معرفی میکنند.

یک زمان تاخیر ایده ال مستقل از فرکانس است .قابل ذکر است که فیلتر فاز هر جزء فرکانسی را که وارد سیستم می شود دقیقا به همان روش اصلاح می کند(تغییر می دهد).این وضعیت با طرحی که در شکل ۱۱ نشان داده شده است،مشخص شده است.



شـــکل ۱۱:طرح فاز یک فیلتر ایده ال .به خاطر داشـــته باشـــید که تمامی فرکانس ها تحت تاثیر تاخیر ی مشابه قرار گرفته ودرنتیجه هیچ انحراف فازی اتفاق نمی افتد.

پیاده ســـازی کاربردی فیلتر ها چه در شـــکل دیجیتال وچه انالوگ تنها می تواند به وضـــعیت توضیحی توسط خصوصیات ایده ال نزدیک شود به علاوه فیلترها اغلب جهت افزایش وضعیت ایده ال یکی از این خصوصیات طراحی شده اند.برای دسترسی بهتر برای این سبک و سنگین ها لازم است تا درشرایط واقع بین تری به توضیح پاسخ فیلتر بپردازیم.

۳-۴-۳فیلتر کاربردی

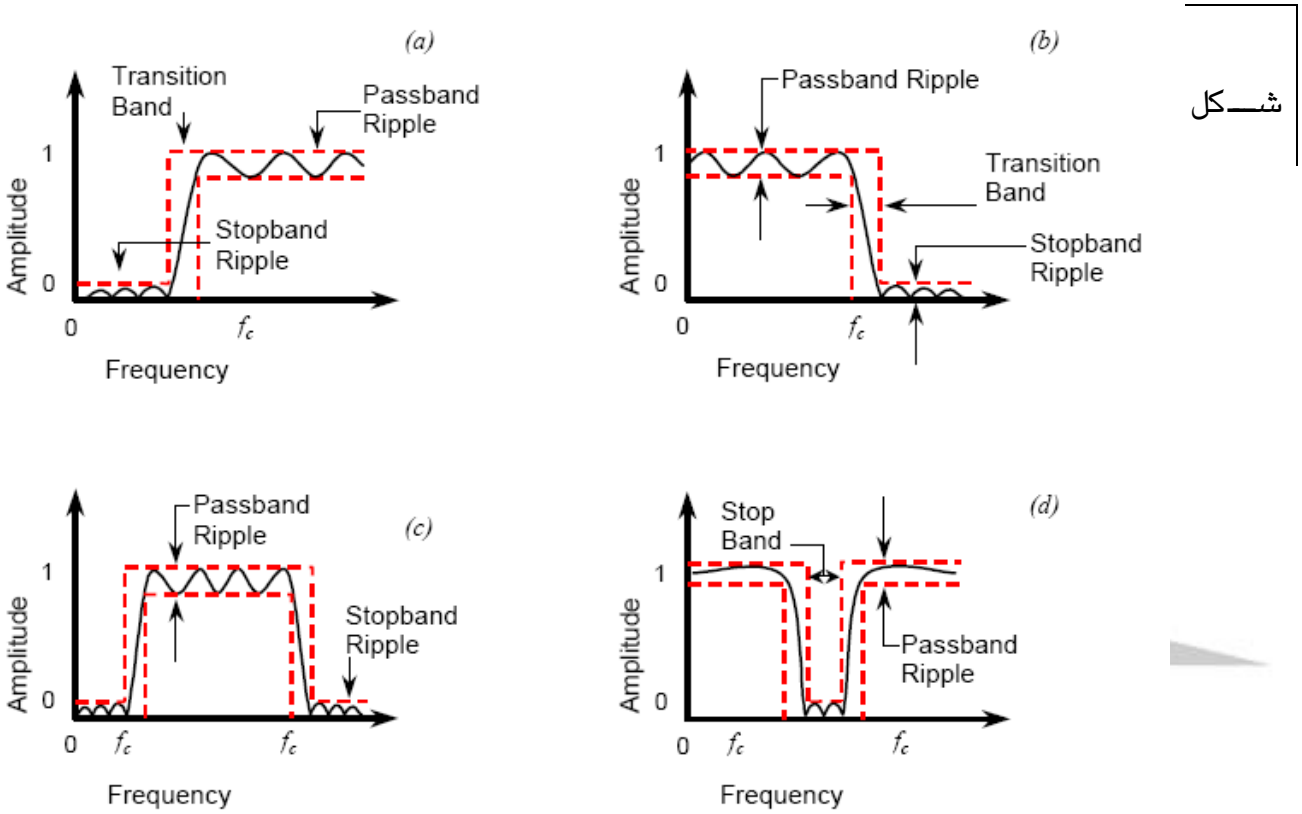
مدل های فیلتر های ایده ال ارایه شـــده در شـــکل ۱۰ می تواند پارامترهایی رابا دقت بیشـــتر به توضـــیح فیلتر های قابل تشـــخیص معرفی کند(که ممکن اســـت در واقع انالوگ یا دیجیتال باشد).پهنای مربوط به pass- bandوstop- bandمی توانند با فاکتور های موج دار که ماکزیمم ومینی موم انحراف مقدار ایده ال را مـ شخص میکنند،تو ضیح داده شوند.به علاوه ویژگی های انتقال یک فیلتر نمی تواند بین stop- bandوpass- band به طوری که در پاســـخ brick wall تو ضیح داده شد ،تغییر کند.یک ناحیه ی انتقال ناحیه ای را که در ان انتقال پهنای باند درانتقال سیگنال ازpass- bandبهstop- band ویا بر عکس است نشان می دهد.

طبیعتا ناحیه ی گذر باریکتر فیلتر ایده ال تری اســـت.کمبود یک گوشـــه ی تیز(corner)درناحیه ی گذر (انتقال) ،توصـــیف فرکانسcorner را که به صـــورت بصـــری در فیلتر پاســـخ brick

wallتعریف شده است ،ایجاب می کند.این خصوصیت فیلتر،به عنوان فرکانس در جاییکه توان خروجی فیلترنصف توان ورودی است ،تعریف شده است.

.

شـــکل



۱۲:خصوصیات فیلترهای کاربردی:a)پایین گذر b) بالا گذر c)passband stopband(d

به خاطر داشته باشید که تعیین انحراف دامنه برای تمامی نواحی stop- bandوpass- bandها بخوبی تعریف یک ناحیه ی گذر با یک corner frequency(fc)وگاهی شیب باند انتقال میابد.

شیب نسبی ناحیه ی گذر فیلتر با مرتبه ی فیلتر توصیف شده است،بازده فیلتر های مرتبه بالاتر ،نواحی گذر را باریک میکنند.به یاد داشته با شید که ناحیه ی stop band فیلتر ،هیچ وقت درا ین بازه اجزای فرکانسی حذف نمی کنند.مشخص کردن حداقل فاکتورهای تضعیف برای

کاربردهای خاصی از فیلتر ها مهم است.بازه ی فاکتورهای ۲۰db-تا۱۰۰dبست یافتنی هستند.

۴-۴-۳پاسخ فاز غیر خطی

پیاده سازی بسیاری از فیلتر های کاربردی از پا سخ فاز غیر خطی رنج می برندودر این گونه موارد،تاخیر فاز فیلتر به عنوان یک تابع از فرکانس ورودی تغییر میکند.قابل ذکر است که فرکانس های مختلف که توسط مقادیر مختلفی تاخیر میابند ،درداخل سیگنا ل باعث انحراف فاز می شوند.به خاطر دا شته با شید که سیگنالEMG سطحی،انطباقی از بسیاری از پتانسیل های عمل است.انطباق اطلاعات فاز ارائه شده ی هر پتانسیل عمل از بسیاری از همسایه هایش غیر قابل تشخیص است.به علاوه تغییر لحظه ای در فیبر ماهیچه ای،نرخ گرمایش واحد حرکتی وموقعیت اتصال الکتریکی الکترود ممکن است باعث تغییرات مهم در خصوصیات فاز شده که منجر به ناسازگاری بین ثبت شده ها وحتی در یکی از انها شود.به دلیل بی اهمیت بودن اطلاعات فازی در سیگنال EMG،خصوصیات فاز فیلتر هایی که در الکترومایو گرافی استفاده می شود،در مقایسه با خصوصیات پاسخ دامنه ،با جزییات مطر ح نشد.

۵-۴-۳اندازه گیری ولتاژ –دامنه ،توان ودسی بل

فیلتر نشـان داده شـده در شـکل ۱۰ و۱۲ ،دامنه ی تقریبی ۱ برای باندهای انتقال فیلتر وصـفر برای فیلتر stopbandرا نشان می دهند.این دامنه مقدار تابع انتقال رابیان می کند(یعنی گین).یک پارامتر اسـتفاده شـده جهت شـناسـایی فیلتر ها گین اسـت که به عنوان نرخ ولتاژ خروجی به ولتاژ ورودی تعریف می شـود،با این توضـیح که ولتاژها ممکن اسـت به عنوان توابع مختلف زمانی بیان شوند:

تساوی۳:

$$\text{Gain(v)}filter = vout/vin$$

در فرمول بالا ،زمانی که ولتاژ خروجی فیلتر با ورودی برابر اسـت ،گین تابع انتقال فیلتر برابر یک است وهنگامی که ولتاژ خروجی صفر است ،صفر میشود.

روش معمول برای تو ضیح خ صو صیت گین فیلتر،تو سط واحد های الگوریتمی د سی بل بیان می شود.یک گین ولتاژ فیلتر در دسی بل به صورت زیر محاسبه شده است:

تساوی٤:

$$G(v)\text{filter} = 20\log(\text{vout/vin})db$$

توجه دا شته با شید که اگر نرخ دامنه ولتاژ خروجی فیلتر به ورودی اش ۱ با شد،گین فیلتر در واحد دسی بل ،صفر دسی بل است.

تساوی ٥: $Gain(v)\ filter = 20log(1)\ dB$

تساوی٦: $Gain(v)\ filter = 0\ dB$

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

برای مثال یک فیلتر با گین ۱۰۰در ناحیه یpassbandدر نظر بگیرید.برای این باند فرکانسی گین در واحد دسی بل به این صورت میباشد:

$Gain(v)\ filter = 20log(100)\ dB$ تساوی ۷:

$Gain(v)\ filter = 40\ dB$ تساوی ۸:

در مقایسه همان فیلتررا با دامنه ۱/۱۰۰درناحیه ی stopbandدر نظر بگیرید.برای این باند فرکانسی گین به این صورت است:

تساوی۹

$Gain(v)\ filter = 20log(0.01)\ dB$:

تساوی ۱۰

$Gain(v)\ filter = -40\ dB$:

WikiPower.ir

جدول ۱ گین های نمونه ومیرایی را به صورت نسبت ودر واحد دسی بل شرح می دهد.

Ratio of v_{out}/v_{in}	$20log(v_{out}/v_{in})$ (dB)		Ratio of v_{out}/v_{in}	$20log(v_{out}/v_{in})$ (dB)
0.000001	-120		1,000,000	120
0.00001	-100		100,000	100
0.0001	-80		10,000	80
0.001	-60		1,000	60
0.01	-40		100	40
0.1	-20		10	20
0.5	-6		2	6
0.707	-3		1.413	3
1	0		1	0

جدول ۱:فاکتور ها ی تضعیف وگین نمونه را در واحد دسی بل شرح داده .توجه داشته باشید مقادیر دسی بل کمتر از صفر بیانگر تضعیف ومقادیر مثبت بیانگر تقویت است.

می توان اینگونه نشـان داد که توان در درجه دوم به به دامنه سـیگنالش بسـتگی دارد.بنابراین توان تابع انتقال فیلتر به صورت زیر بیان میشود :

تساوی۱۱:

$$PowerGain\ v\ (\ )=vout\hat{}2/vin\hat{}2\ :$$

۶-۴-۳فرکانس ۳db

بخش قبل ،پا سخ brick wall ویژگی های فیلتر ایده ال را به دلیل محدودیت های پیاده سازی کاربردی ارائه کرد.یکی از مـ شخ صه های مهم فیلتر های فرکانس محدوداز فرکانس گو شه که ناحیه ی passbandوstopbandرا تعیین میکند تشکیل شده ا ست.در بسیاری موارد این مقدار به عنوان فرکانسـی در جایی که خروجی سـیگنال فیلتر،۱/۲ورودی ان اسـت تعریف شـده ا ست.فرکانس گو شه در جایی که ولتاژ خروجی ۷۰۷/ مقدار ورودی ا ست،مـ شخص وتعریف شده است.در واحد دسی بل فرکانس نقطه ی ۳dbنامیده می شود.

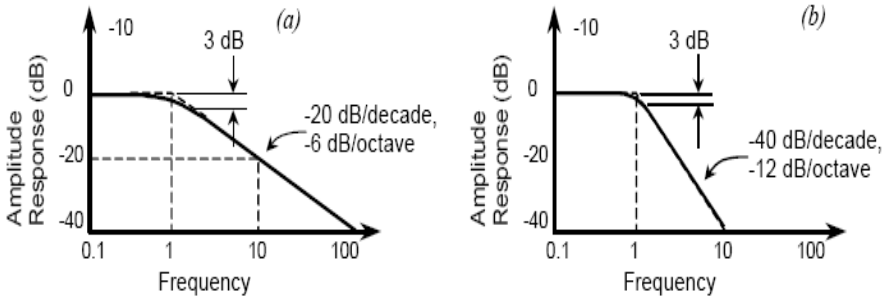
$$Gain(v)_{f_{3dB}} = 20\log(v_{out}/v_{in})\ \text{dB}$$

$$Gain(v)_{f_{3dB}} = 20\log(1/(\sqrt{2}))\ \text{dB}$$

$$Gain(v)_{f_{3dB}} = -3\ \text{dB}$$

۷-۴-۳مرتبه ی فیلتر

مـشخصه ای که جهت تو صیف حالت یک فیلتر ا ست ،پهنای ناحیه ی گذر ا ست .پیچیدگی های فیلتر توسط مرتبه ی فیلتر مشخص شده است .ساده ترین طراحی ،فیلتر دسته ی اول است.باند انتقال این فیلتر ، سیگنا ورودی را ت ضعیف میکند که در فیلتر مرتبه اول این مفهوم ن شان داده شده است.با توجه به این که ۲۰db برابر کاهش توسط فاکتور ۱۰ است که فیلتر دامنه سیگنا ل ورودی زا با ۱/۱۰th کم میکند.شیب دامنه متناوبا db/octaveاست که در اینجا ۲،octaveبرابر یک فرکانس اســـت.زمانی که اجرای طرح قبلی از طرح قبل ترش ،۲برابر شـــد،دارای پیچیدگی بیشتری شده وفیلتر مرتبه دوم متشکل از دو مرحله سری های فیلتر مرتبه اول است.



شـــکل ۱۳:فیلترپایین گذر مرتبه اول.فرکانس های ورودی بالای fcبا افزایش فرکانس با یک فاکتور ۱۰ تضعیف شدند.با توجه به اینکه ۲۰db- مربوط به کاهش دامنه

توسط یک فاکتور ۱۰ است که به طور هم ارز به عنوان ٦db/octave- بیان شده که ۲octaveبرابر یک فرکانس میشود .مقدار واکنش فرکانس فیلتر به راحتی توسط محور لگاریتمی ر سم شده که که می توانند با طرح های خطی ارائه شوند(b).فیلتر پایین گذر مرتبه دوم :شیب این طرح نشان میدهد که تضعیف فرکانس های ورودی ۲ برابر فیلتر در aاست.

۸-۴-۳ انواع فیلتر

حالا که ویژگی های اولیه فیلتر ها ارائه شده، به درک وبررسی خصوصیات برجسته ی انوا ع فیلتر هایی که به طور مشترک مورد ا ستفاده قرار گرفته اند،می پردازیم .هر گونه پارامتر های مخصوصی داشته که به خصوصیات فیلتر ایده ال نز دیک شده است ولی متاسفانه فیلتری که براحتی بتواند به تمام خصوصیات یک فیلتر ایده ال برسد وجود ندارد.

الف) فیلتر butter worth(باترورث)

این فیلتر بهترین مورد جهت حداکثر پاسخ در passbandوکم کردن موج(ریپل) در passbandاست. همان طور که در شکل مشاهده می شود butter worth ایده ال،همان گونه که مرتبه Nافزایش میابد،نزدیک میشود.با مشخص کردن ماکزیمم خطا در PASSBANDمی توانیم کمترین فرمان لازم جهت دست یابی به پاسخ مورد نظر را تعیین کنیم.

این فیلتر مناسب ترین فیلتر جهت درخواست برای حفظ ونگهداری دامنه در ناحیه ی passbandاست.این خصوصیت باعث می شود که فیلتر butter worth یک فیلتر ایده ال برای سیگنال EMGباشد.fcاین فیلتر به شکل ۳dbهمان طور که در بخش های قبلی توضیح داده

شد ،مـشخص شده ا ست .توجه دا شته با شید که فاز این فیلتر خطی نی ست.این فیلتر تو سط حداکثرگین passbandوفرکانس قطع ومرتبه ی فیلتر مشخص شده است.

ب)فیلتر چبی شف(the chebyshev filter)

همانند فیلتر butter worth ،این فیلتر می تواند با طراحی مرتبه بالا به افت ارام (roll off) دسترسی داشته باشد.این فیلتر در باند انتقال ،تضعیفbutter worth را با همان طراحی ،بهتر انجام می دهد .گرچه این مزیت درناحیه ی ریپل دار passband قابل توجه اســت .بیشــترین وکمترین تعداددر passband،برابر با مرتبه فیلتر اســت.برخلاف فیلتر butter worth فرکانس قطع این فیلتر ،در نقطه ی ۳dbمـشخص نشده است ،ولی نسبتا در مرکانسی که ماکزیمم ریپل passbandاز حد خود تجاوز کرده اسـت انجا مشـخص اسـت.همانند فیلتر butter worth ،این فیلتر کاملا توسط ماکزیمم گین passband،فرکانس قطع،ومرتبه ی فیلتر تعیین شده است.

ج) فیلترElliptic

در مقایسه با فیلتر های butter worthوchebyshev،فیلتر Ellipticبیشترین شیب قطع جریان را برای پایین ترین مرتبه ی فیلتر نگه میدارد.گرچه در هر دو ناحیه passbandوstopbandاز ریپل در امن نیست .با افزودن شیب ها با بریدگی ها در نواحی stop bandبه قطع جریا با شیب تندی می رســیم.این شــکاف ها یا بریدگی ها انتقال صــفر را در نواحی انتخاب شــده معرفی میکنند.

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

علاوه بر ماکزیمم گین passbandوfc،کاملترین خصوصیا ت این فیلتر شامل مرتبه وریپل stop band اش می باشد. پیچیدگی این فیلتر ،معمولا استفاده از کامپیوترراردر زمان طراحی الزامی میکند.توجه داشته باشید که پاسخ فازی ای فیلتر معمولا غیر خطی است.

د) فیلترBesselیاThompson

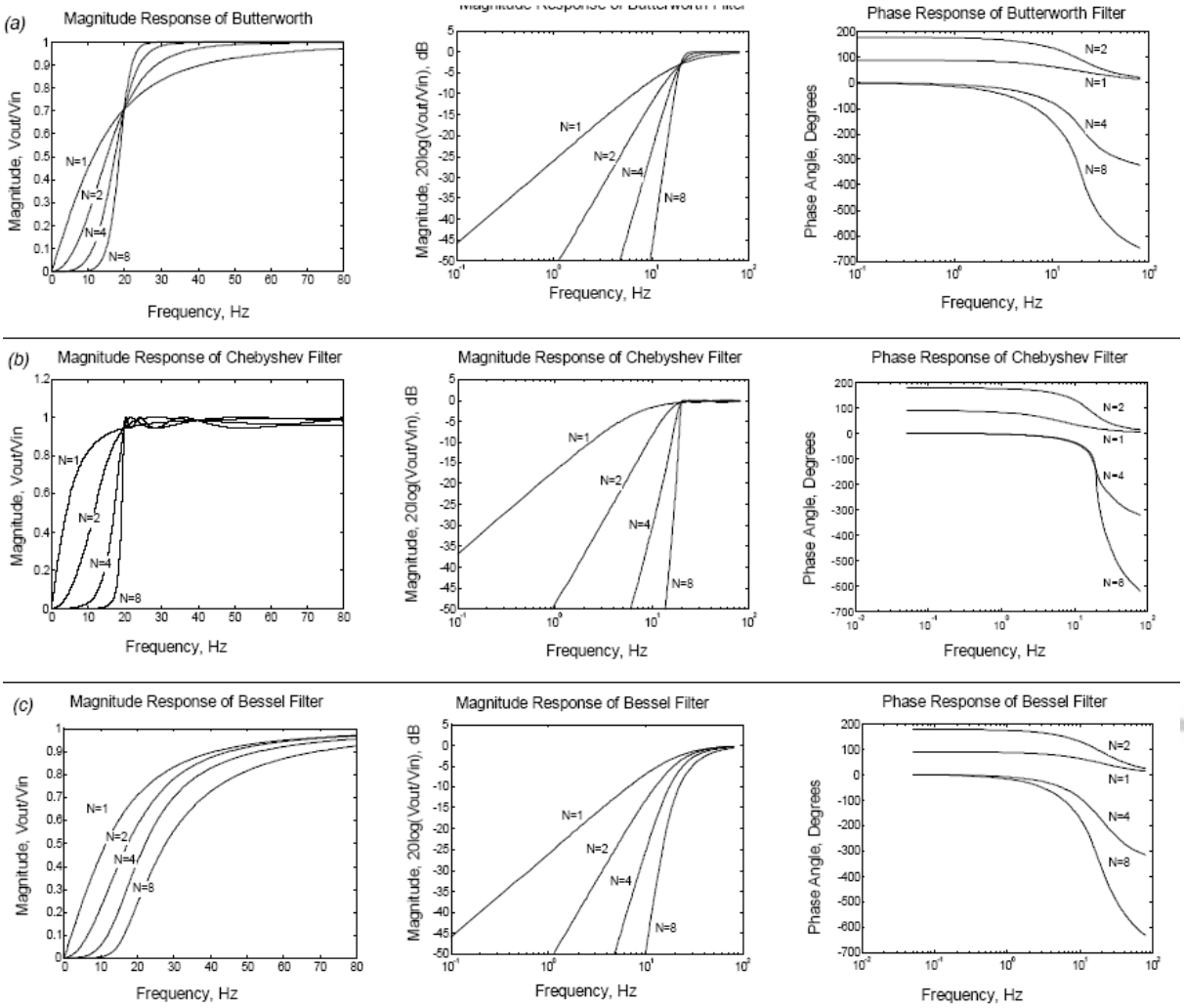
اندازه پاسخ این فیلتر ،یکنواخت بوده ودر باند انتقال ویا stopbandهیچ ریپلی ندارد.هر چند که roll off(افت ارام)این فیلتر ،شیب کمتری نسبت به قبلی ها دارد.مهم ترین مزیت این فیلتر

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

،اســتثنا فازش خطی اســت.این نگهداری از فاز هم چنین نوســان ولرزشــی که توســط ورودی

بوجود امده است را کوچک میکند.



شـــکل ۱۴:ا ندازه ومـقایســـــه ی انواع فیلتر بالا گذر با قطع جر یان ۲۰هرتز ومتغییر های (۸و۴و۲و۱=n)(a)فیلتر (b) butter worth فیلترchebyshev (c) فیلتر (d) Bessel فیلتر Elliptic.توجه داشـته باشـید که بیان لگاریتمی ،الگوهای وضـعیت خاص را در تضـعیف های بالا،ا شکار می کند.این مثال ها ،ویژگی های مهمی از هر فیلتر را ن شان داده همانند حالت طولی stop band،passband،پاسخ های فازی همانند قطع جریا ن نسبی

۹-۴-۳ فیلتر های Analog vs.Digital

در بخش قبلی ،وضعیت وحالت وخصوصیات فیلتر های متعددی را توضیح دادیم .این فیلتر ها حتی در نواحی سیگنال انلوگ ویا دیجیتال پیاده سازی می شوند.

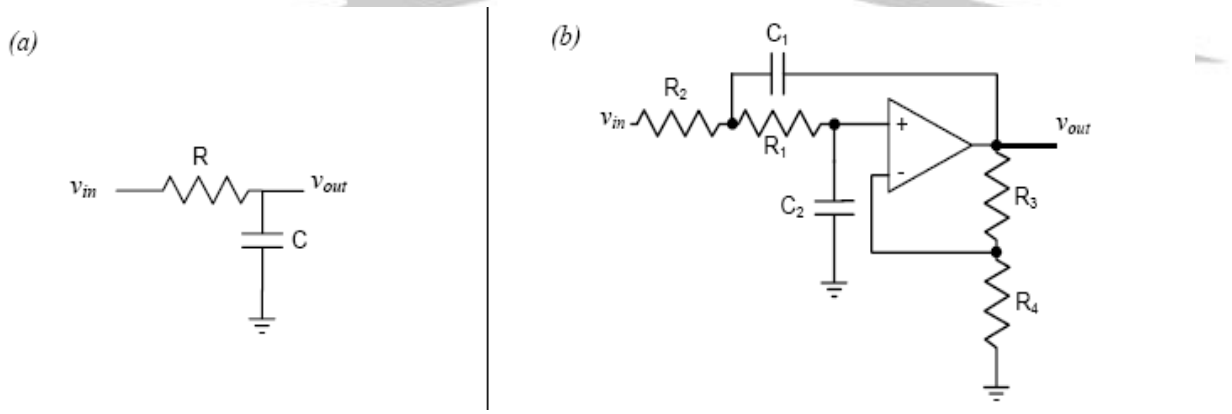
الف) فیلترهای انالوگ

فیلتر های انالوگ معمولا توسـط مدارهای الکتریکی با اسـتفاده از ۳ جزءاصـلی پیاده سـاری میشـوند :مقاومت ها ،خازن هاو القاگرها.با مرتب کردن این اجزا در یک پیک بندی ،سـازگاری وانطباق کارایی فیلتر جهت احتیاجات خاص ممکن می شـود.به علاوه تقویت کننده ها معمولا جهت کارایی بالاتر این فیلتر ها اسـتفاده میشـوند.نکته مهم این اسـت که فیلتر ها معمولا قبل از این که هر دیجیتالی کردنی اتفاق بیفتد،در مراحل اماده سـازی سـیگنال مورد اسـتفاده قرار میگیرد.که این اماده سازی سیگنال به تشخیص یک سیگنا ل جهت اسان تر کردن تعامل با دیگ اجزا ،مدارات وسیستم ها صورت می گیردکه ممکن است شامل حذف نویز های ناخواسته ویا کاهش پهنا ی باند برای سـاده کردن تحلیل های سـیگنال ویا پردازش باشـد. کارایی فیلترهای انالوگ مسـتقیما به کیفیت اجزای اسـتفاده شـده وطراحی مدار بسـتگی دارد .موارد ی از جمله

تحمل اجزا ،مصـــرف توان ،تکنیک های طراحی واغلب ســـایر فیزیکی اجزای،همگی در تصـــدیق محدودیت های کاربردی فیلتر های انالوگ نقش مهمی را ایف میکنند.

ب) فیلتر های دیجیتال

دیجیتالی کردن سیگنال های الکتریکی به تعدادی از اعداد،باعث ریاضیاتی شدن این سیگنال ها می شود .سیگنال های ولتاژی که به عنوان اعداد بیان شد،می تواند به سادگی در ضرب عددی یاoffset،با ا ضافه کردن ثابت عددی ،قیاس شود وتو سط عملگر مقادیرمطلق یا تغییر تو سط ضرب سیگنال ها اصلاح می شوند.ناحیه ی دیجیتالی فرصت های نامحدودی را جهت شرایط وپردازش سیگنال ،ایجاد میکند.این شاخه از دانش ،یه عنوان پردازش سیگنال دیجیتالی شناخته شدهاست.



شـــکل a:۱۵)فیلتر پایین گذر تک قطبی .این ســـاده ترین فیلتر انا لوگ ممکن با یک مقاومت ویک خازن اســـت .roll offاین طرح اولیه ۲۰db/decad،با یک فرکانس گوشـــه ای که به صـــورت 1/RCمحاسـبه میشـود.b)فیلتر پایین گذر دو قطبی. طرح اصـلی اتصـال ابشـاری دو فیلتر تک قطبی ، با ا ستفاده از یک اپ امپ ا سان مید شود.ترکیب در ست مقادیر RوCمنا سب میکند این فیلتر ها تا پاسخ های مختلفی داشته با شن از قبیل فیلتر های butter worth وchebyshev که قبلا شرح داده شد.فیلتر های مرتبه بالاتر با اتصال ابشاری تعداد بیشتر فیلتر های RCبدست می اید.

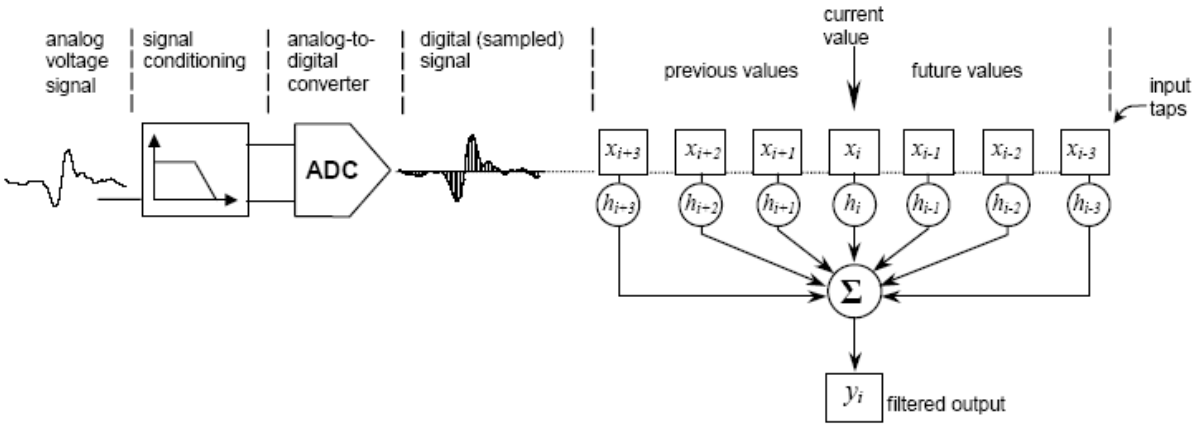
پیاده سازی فیلتر ها که در بخش قبل تو ضیح داده شد تو سط میانگین های وزن دار مختلفی صورت گرفت.به عنوان مثال با یک سیگنال ولتاژ انالوگ که با یک ADC،دیجیتالی شده ،شروع می شـود .طبق نمونه برداری ،سـیگنال توسـط تعدادی دامنه ولتاژ در نمونه خاصـی از زمان مشـخص شـد.یک پنجره nاز ورودی tapsتولید شـده که هر ضـربه ،یک مقدار از داده نمونه برداری شده را نگه می دارد.مقادیر ضربه منحصر به فرد با فاکتور وزن دار مخصوص ضرب می شوند.خروجی فیلتر ،yi،با جمع تمامی مقادیر ضربه ورودی محاسبه میشود:

تساوی ۱۸:

$$y_i = \sum_{k=i-n}^{i} h_k x_k$$

وقتی kشـاخص جمع ،iشـاخص مقدار نمونه ،nتعداد ضـربه های فیلتر ،xمقدار ورودی فیلتر hوزن ضربه وyخروجی فیلتر است.

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل ۱۶:نمونه برداری و فیلتر دیجیتالی یک سیگنا انالوگ.انتقال سیگنا ل در شکل از چپ به را ست.با یک سیگنال ولتاژانالوگ شروع می شود ابتدا دیجیتالی شده سپس فیلتر می شود .توجه داشته باشید خروجی فیلتر،yiمی تواند تابعی از مقادیر قبلیXi+k باشد واگر مطلوب بود مقادیر بعدی Xi+k (k>0).ترکیب فیلتر های دیجیتالی از مقادیربعدی استفاده میکنند *non-casual* نامیده میشوند

با توجه به شکل ۱۶ یک خصوصیت جالب این فیلتر اشکار می شود :yiخروجی فیلتر می تواند براساس خروجی فیلتر yiمی تواند برا ساس مقادیر قبلیXi+k(k<0) ،همچنین مقادی بعدی X i+k(k>0) با شد.به علاوه فیلتر های دیجیتالی جهت ا ستفاده از خروجی محا سبه شده قبلی طراحی می شوند.فیلتر دیجیتال با داشتن جزءفید بک (yi_1)استفاده شده جهت تعیین خروجی yiدر نظر گرفته می شود.این فیلترها عموماIIRویا بازگشتی نامیده می شوند.در مقایسه ،فیلتر هایی که از خروجی های قبلی استفاده نمی کنند FIR نامیده می شوند.عمو ما فیلتر های IIRبیشتر از فیلتر های با تعداد ضربه های ورودی یکسان FIRبه rolloffدسترسی دارند. اما

جهت تضـــمین فید بک در فیلتر ،بایدنظارت ومراقبت شـــود.فیلتر های FIRاغلب ثابت بوده اما برای رسیدن به نتایج یکسان احتیاج به ضربات بیشتری نسبت به IIRدارند.

۱۰-۴-۳نکته کاربردی Delsys

سیستم های Delsys EMG جهت پادمستعار سازی سیگنا ل ومدیریت نویز اجزا ،شامل فیلتر های انالوگ با کارایی بالا ی است.همه ی فیلتر ها جهت زیاد کردن حالت خطی passbandهمانند خطی بودن فاز ،طراحی شـــده اند .باندهای انتقال ســـیســـتم های EMG،db۸۰-،با ریپل ٪۵/ passbandهستند.فیلترهای موجود در سیستم EMG،به محض درخوا ست تعیین شده ونباید حذف شده ویا مانع از سیستم شوند .فیلتر های انالوگ موجود در سخت افزار برای بد ست اوردن پهنای باند کامل ســـیگنال EMGطراحی شـــده ، در ارتباط با ثبت EMG به خوبی هر سیگنال کمکی استفاده شده.زمانیکه سیگنال ها ،دیجیتالی شده ودر کامپیوتر ثبت میشوند ،فیلتر اضـــافی می تواند بر ســـیگنال ها در نرم افزار EMG،تاثیر بگذارد.این فیلتر کردن به تعریف دیجیتالی FIRیاIIRدر ضریب ورودی ضربه ،احتیاج دارد.

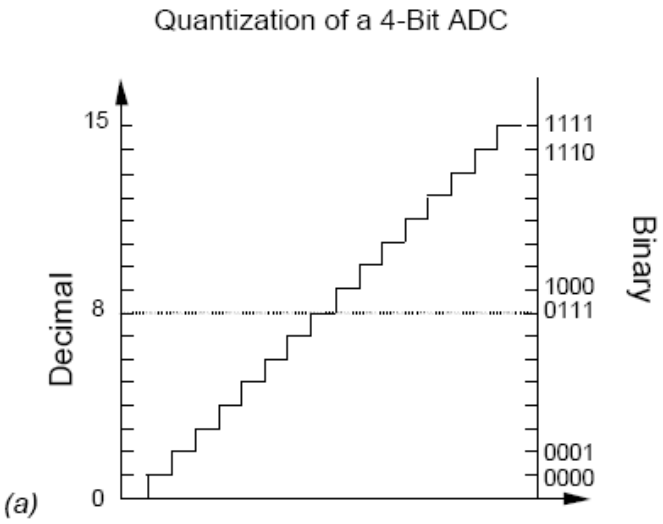
۵-۳.رسیدگی به مبد ل های انالوگ به دیجیتال

پردازش دیجیتالی ســـیگنال انالوگ که با یک قطعه اجرا شـــده ،به عنوان یک مبدل انالوگ به دیجیتال شـــناخته شـــده اســـت .این قطعات ،اجزای معمول محصـــولات الکترونیکی مدرن بوده واســـتفاده ی گوناگون زیاد وگســـترده ای داشـــته واین نکته که هر درخواســـت یا رســـیدگی به امتیازات ومحدودیت های ADC،تععین می شود ،مهم است.

۱-۵-۳کوانتایی سازی

مفهوم کوانتایی ســازی زمانی که مقادیر داده تنها توســط تعدادمحدودی عدد ارائه می شــود معرفی می گردد.این مقادیر با اررقام باینری تو ضیح داده شده وبا عنوان بیت ،خلا صه شده اند.تمامی مبدل های انالوگ به دیجیتال تعداد ثابتی بیت برای تعیین ســیگنال ولتاژ در ورودی دارند.رایج ترین اضافه شدن ها ی رقمی با دقت ۸و۱۲یا۱٦بیت کوانتایی سازی می شوند.توجه دا شته با شید که ٤بیت،١٦ مقدار منحصربه فردرا بیان میکند .تعداد مقادیر تو صیفی تو سط n-bitبا فرمول زیر محاسبه می شود.

$$Range\ of\ n\text{-}bit\ ADC = 2n\ values$$ تساوی ۱۹:



Quantization Ranges of Different-Length Binary Words

Number of Bits	Unique Values
2	4
4	16
8	256
12	4096
14	16384
16	65535

شــکل ۱۷:مراحل کوانتایی ســازی مبدل انالوگ به دیجیتال ٤بیتی .مراحل از ۰ تا ۱۵ برای ارائه ولتاژ کامل ورودی قیاس شده اند.(برای مثال زمانیکه مقدار ورودی ،زمانیکه بیت ها از صفر تا

۷ ،بازه ولتاژ منفی را نشـــان می دهد ،۱۷v±اســـت وبیت های ۸ تا ۱۵ بازه ولتاژ مثبت رابیان میکند.)توجه داشته باشید که که دقت ممکن با جمع هر بیت با طول کلمه ،دو برابر می شود.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۲-۵-۳ رنج دینامیکی

دیجیتالی کردن یک سیگنال ولتاژ انالوگ در یک بازه ی خاص ،تعیین میشود .قابل ذکر است که ولتاژ ورودی maxیاminجایی که باید حالت تدریج اتفاق بیفتد ،تعریف شده است.با تعریف این بازه برای کوانتایی سازی n-bit ،دقت یارزولو شن مبدل انالوگ به دیجیتال باید باید با معادله زیر مشخص شود:

تساوی ۲۰:

$$Vresolution = Vrange/(2^n)$$

برای مثال ،یک سیستم A/D۱٦بیتی ،در بازه ی بین ٥- و٥+ ولت ،رزولو شن به شکل زیر در میاید:

تساوی ۲۱:

$$Vresolution = 10V/(2^16)$$
$$= 1.53x10\text{-}4\ V$$
$$= 153\ \mu$$

دراین مورد پردازش دیجیتالی ،قادر به حل نوسان های ولتاژ ورودی که کمتر از ۱٥۳uvهستند نیست که به ان خطای کوانتایی سازی درپردازش اندازه گیری می گویند.تضمین این مورد که پیغام خطای کوانتایی سازی تاثیری بر سیگنال اندازه گیری نمی گذارد،مهم است.با زه های عمومی برای ADC۱,۲٥±،٥,۲±،۱۰± ولت هستند.در مثال بالا ۱٦adc بیتی برای بازه ی ٥± ولت دقت ۱٥۳uvخواهد داشت.همان ADCبرای ۱/٤ان بازه،در ۱,۲٥± ولت،دقت ۳۸uvرا

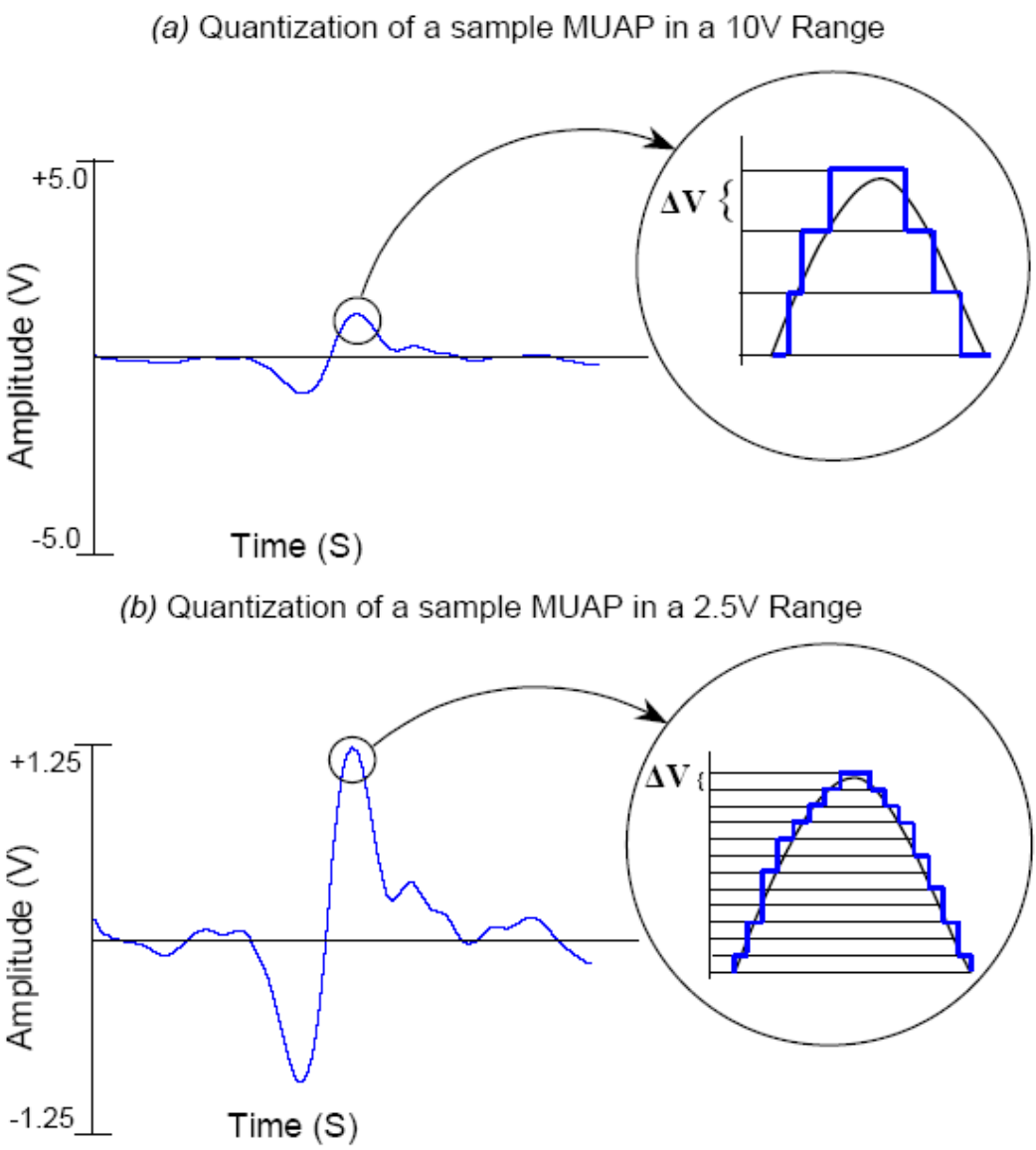
خواهد داشت.مطمعن باشید که محدوده ی ADCشامل دوره ی کاملی از ورودیولتاژ در زمان نگهداری حداقل دقت لازم است.

اگر دقت لازم جهت تغییر ولتاژ ورودی داده شده نباشد،استفاده از یک ADCبا تعداد بیشتر ی بیت های کوانتایی سازی لازم است.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شـــکل



۱۸:تحلیل vs. رنجa.A/D)سیگنال نمایش داده شده با دامنه پیک تو پیک ۲,۵v±از روی یک رنج ۵v±نمونه برداری شده ا ست.برای یک مبدل دیجیتالی ۱۶ بیتی ،b.۱۵rme.Δv همان سیگنال نمونه برداری شـــده از روی رنج ۱,۲۵±ولت .برای همان ۱۶ADC بیتی نتیجه تا چها ر تا افزایش میابد یعنی ۳۸ میلی ولت میشود.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۳-۵-۳کوانتایی سازی سیگنال EMG

زمان انتخاب یک ADCبرای دیجیتالی کردن سیگنا لهای EMG،در نظر گرفتن سه فاکتور تعامل مهم است:

الف).بهبود بهره ی سیستم

ب).نویز ورودی سیستم

ج).ماکزیمم ولتاژخروجی سیستم

ذرک این مطلب که چگونه این ۳مورد در تعیین خصوصیات مهم سیستم مبدل انالوگ به دیجیتال مربوط هستند ،مهم است.

الف) بهبود سیستم

دا شتن تقویت کل سیستم ،جهت ارتباط سیگنال های خروجی به سیگنال های ورودی کشف شده لازم است.

زمانیکه دامنه ی سیگنال های خروجی بر بهره ی سیستم تقسیم شود ،برای بد ست اوردن دامنه ی ورودی گفته می شود که به ورودی رجوع شده وبا r.t.iخلاصه شده اند .که این رویه ی مفیدی جهت مدل کردن ومقایسه کردن خصوصیات سیگنال ونویز است.

ب) نویز سیستم

نویز می تواند به عنوان هر قسمت سیگنال خروجی که ناخواسته بوده وممکن است باعث پنهان شدن سیگنال واقعی شود تعریف شود.نویز می تواند منابع وتفسیر زیادی داشته باشد که می تواند توسط منابع پراکنده ی خارجی تولید شود.ومی تواند به دلیل اختلالات درون محیط تولید شودوهم چنین به صورت ذاتی در قطعات ثبت شده باشد.طراحی تجهیزات EMG،ایجاد نویز

محیطی ،متولوژی برای استفاده از ابزار EMGدقیقا باید مورد توجه قرار گیردجرا که سیگنال EMGممکن است با پایداری بالایی ثبت شده ونرخ سیگنال به نویز افزایش یابد.

در بیشتر موارد ،چه در منابع نویز پراکنده خارجی ومنابع نویز محیطی که بر سیگنال کشف شده تاثیر میگذارد ،می تواند به طور گسترده ای توسط کاربرومتولوژی ثبت ،کنترل شود .گر چه ویز درونی تجهیزاتEMG،تحت کنترل کاربر بوده و با طرح وساختمان تجهیزات مشخص میشود . اجزای الکتریکی وطرح ابزار Delays ،جهت پیشرفت های اخیر در تکنولوژی های سیستم با نویز پایین ،به روز رسانی شده اند.در این مورد،Delays موفق به نگهداری وحفظ سیستم با نویز کم ۵uvدر هرکانال شده است ،که توسط اتصال ورودی الکترود EMGبه پتا نسیل منبع ،اندازه گیری شده است.این بدین معنی است که اگر خروجی یک کانال با هیچی سیگنال EMGثبت نشده باشد،یک نویز با میانگین دامنه ی ۵ میکرو ولت مشاهده می شود.

WikiPower.ir

ج) محدوده ی سیگنال

بازه ی سیگنال یک سیستم به عنوان ماکزیمم ولتاژ خروجی دستگاه ،قادربه نگهداری است.خروجیولتاژ سیستم EMG،دربازه ی ۵v±تعیین شده است.این بدین معنی است که حتی در وضعیت نامطلوب ،زمانی که تقویت کننده ها اشباع شده اند ویا در دقت بیش از حد نویز های زیاد ،خروجی سیستم هرگز از ۵v±فراتر نمی رود.

۴-۵-۳مشخص کردن ویژگی های ADC

با توضیحات قبلی ،بیان ویژگی های ADCممکن می شود.نکات زیرباید در نظر گرفته شود:

الف) مجموعه ی رنج ADC

منطقی است که بگوییم رنج ADCباید با ولتاژ خروجی انالوگ سیستم EMG،v±۵برابر شود .یک بازه ی ورودی بزرگتر از ۱۰ ولت هیچ مزیتی نداشـــته ،همانطور که از لحاظ فیزیکی قادر به خروج سـیگنال ها نیسـت.یک بازه ی کوچکتر از خروجی باعث افزایش دقت در کل سـیگنال شده ولی باید با در نظر گرفتن امکان اشباع ورودی ADC،مورد استفاده قرار بگیرد.

ب) مجموعه ی گین

انتخاب گین برای یک سیگنال تو سط محدوده ی دامنه سیگنال های ورودی وبازه ی سیگنال خروجی سـیسـتم مورد نظر مشـخص شـده اسـت.بازه ی دامنه ی ورودی از ۲۰±میکرو ولت برای ضـعیف ترین سـیگنال تا۲±میکروولت برای قوی ترین سـیگنال اسـت.یک فاکتور تقویت کننده ۱۰۰۰ می تواند براحتی سـیگنال EMGرا دربازه ی ۲۰±میکروولت تا۲±میکرو ولت قرار دهد.اگر سیگنال کشف شده به طور غیر عادی بزرگ فرض شود ،به طور مثال ۲۰±میکرو ولت ،دران صورت گین ۱۰۰ می تواندمورد ا ستفاده قرار بگیرد.اگر مجموعه ی گین انتخابی،در ست انتخاب شـود،در ان صـورت بازه ی سـیگنال خروجی با مرحله ی بعدی الکترونیکی سـازگار بوده که این کلید اصلی یک سیگنال مناسب است.

نکته ی مهم دیگر درزمان انتخاب گین سیستم،تاثیر غیر خطی بودن خروجی سیگنال است که اکثرا مواقعی اتفاق می افتد که ســیگنال ورودی خارج از حد مورد نظر وایده ال اســت . برای مثال اگر فاکتور تقویت ۱۰۰۰ا ستفاده شده ا ست و سیگنال ورودی سیستم ۱میلی ولت ا ست ،خروجی مورد نظر باید ۱۰ ولت با شد.گرچه اگر سیستم تنها قادر به خارج کردن سیگنال با بازه ی ۵ ولت است ،سیگنال خروجی کوتاه خواهد شد.و ان وقت سیگنال ثبت شده،حالت خطی درســتی جهت ارائه ی ســیگنال ورودی نخواهد بود.موارد غیر خطی دیگر توســط اجزائی که

جهت حفاظت الکتریکی ا ستفاده شده اند،معرفی می شوند.تمامی زیر سیـ ستم های تنها با زه های مخصوص به خود دارند وان موقع پتانسیل سیگنال برای از بین رفتن است.

سیستم های Delsys EMG،گین های انتخاب شده ۱۰۰،۱۰۰۰،۱۰۰۰۰ را دارند.بیشترین مورد پیشنهادی ۱۰۰۰v/vاست .همان طور که توضیح داده خواهد شد استفاده از ۱۶A/D بیتی ،تمام سـیگنال EMGرا تسـخیر میکند .هم چنین عملیات دربازه ی خطی مبدل های هر سـیسـتم را تضمین می کند.

WikiPower.ir

ج) حداقل دقت:

یک خصوصیت مهم جهت معرفی کمترین دقت سیگنال است .با نویز ۵uv±دیجیتالی کردن سیگنال با بیت های کافی نیاز است که یک سیستم ۱۶بیتی انالوگ به دیجیتال ۵v±دقت ۱۵۳uv/رابرای یک سیستم با گین ۱۰۰۰ دارد این بدین معنی است که می تواند با حداقل ۵ بیت برطرف شود .که برای فعالیت های EMGدقت بالایی را اورده که از سطح baselineهم بالاتر خواهد بود.در مقابل یک سیستم ۱۲A/Dبیتی با همان پارامترها ،دقت ضعیف تری دارد.(۲/۴۴۱)که اگر یک گین ۱۰۰۰۰استفاده شود ،تا ۲۴۴میکرو ولت می تواند پیشرفت کند.

یک سیستم دیجیتالی ۱۶ بیتی با یک گین ثابت ۱۰۰۰،برای حداقل دقت سیگنال انتخاب شده است.

Range	Number of Bits								
	8			12			16		
	G=100	G=1k	G=10k	G=100	G=1k	G=10k	G=100	G=1k	G=10k
±10 V	781 µV	78.1 µV	7.81 µV	48.8 µV	4.88 µV	488 nV	3.05 µV	305 nV	30.5 nV
±5 V	391 µV	39.1 µV	3.91 µV	24.4 µV	2.44 µV	244 nV	1.53 µV	153 nV	15.3 nV
±2.5 V	195 µV	19.5 µV	1.95 µV	12.2 µV	1.22 µV	122 nV	763 nV	76.3 nV	7.63 nV
±1.25 V	97.7 µV	9.77 µV	977 nV	6.10 µV	610 nV	61.0 nV	381 nV	38.1 nV	3.81 nV

جدول ۲:نتایج موفقیت امیز به عنوان تابعی از بیت های قابل استفاده برای مجموعه ی رنج ADCوگین سیستم.همه ی محاسبات به ورودی ارجاع داده می شود.(r.t.i).توجه داشته باشید که سیستم های Delsys یک نویز baseline ،۵uvدارند.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۵-۵-۳نکته کاربردی Delsys

کل دستگاه DelsysEMGبا قابلیت داده ی ۱۶ بیتی تامین می شوند .این سیا ست ،حداقل دقت سیگنال را به خوبی بازه ی دینامیکی ۵v±تضمین می کند این پیکربندی چند کاره بوده همانطور که برای گارانتی دقت سیگنال های EMGبا ولتاژ بسیار پایین زمان احاطه ی سیگنال های ولتاژ بالا ،ایده ال هستند .سیستم های بدست امده ی داده با کمتر از ۱۶ بیت در هنگام تحلیل EMGسطح پایین ،محدودیت هایی را ایجاد کرده ،زمانی که افزایش دقت درADCبیشتر از ۱۶ بیت اضافی است وبراورد هزینه بیشتری دارد.

۶-۳ نتیجه گیری

در این فصل با مواردی که در کسب سیگنال EMGمورد نیزاست اشنا شدیم با به کارگیری نکات گفته شده در این دو فصل می توان سیگنال EMGدلخواه را بدست اورد.در فصل بعد به بررسی نیرویی به نام gripبر مبنای سیگنال EMGمی پردازیم تا با کاربرد این سیگنال بیشتر اشنا شویم.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل چهارم

بکارگیری مناسب نیروی grip مبنی برسیگنال EMG

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

د ست انسان درانجام کارهای روزمره نقش خیلی مهمی دارد.ا شیا بااوزان مختلف نیاز دارد به گریپ مختلف د ست برای نگهداری دارد.برای مثال عد سی ترموکپل به نیروی خیلی کوچکینیاز داردتاان را نگهدارد.درصورتی که اشیا سنگین به همان نسبت به نیروی بزرگتری نیاز دارد تا به پایین نلغزد,کنترل نیروی گریپ کارایی برتر,بهره وری بیشتروفشاروخستگی ذخیره شده کمتری راتضمین میکند.دراین بخش تکنیک جدیدی برای کنترل نیروی گریپ دست ارایه میشود.سیگنال EMGازخستگی باقیما نده درون ماهیچه بر مبنای قدرت ان ثبت وانالیزمیشود.گشتورموتور DCمتناسب با کنترل نیروی نیروی گریپ اجرا شده به وسیله دست مصنوعی کنترل میشود.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱-۴مقدمه

بسیاری ازکارگران صنعتی دستشان را از دست میدهندباتصادفات عجیبی هنگام انجام کارهای مختلف ما شینی درکارخانه.به طورمشابه خیلی ازافرادنظامی به اجبار در طول جنگ قطع شدن دستشان رامتحمل شدند.دست قطع شده شان بایک دست مصنوعی به منظور نوتوتن کردن انها جایگزین میشـــود.این بیماران وســـیله ای میخواهندکه به طورعادی هم جنبه تزیینی وهم وظایف دســـت راامکان پذیرکند.این ایجاب میکندپیشـــرفت به یک دســـت کاملا مشـــابه دســـت واقعیمان ,که خصوصیاتی مانندنیروی گریپ داردکاملا راحت وطبیعی کارانجام میشود.فعالیت کلی ممکن اســـت باجمع ســـیگنا EMGازخســـتگی باقیمانده در ماهیچه وبرمبنای قدرت انجام شود.نیروی گریپ باتغییر نیروی گشتاورموتور تولید میشود.

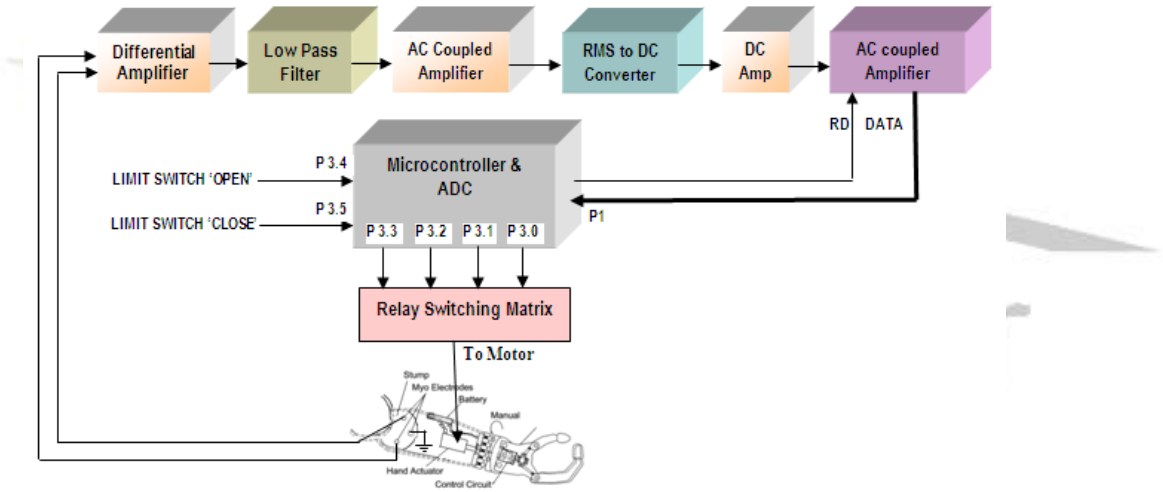
۲-۴.دید کلی پایه ای یک سیستم

ســیکنالemgبه وســیله ماهیچه درطول انقباض یااســتراحت تولید میشــوداین فعالیت الکتریکی ازدرون ماهیچه میاید. سیگنال تفا ضلی EMGخام درحدود میکروولت ا ست تقویت مي شود به وسیله ی تقویت کننده ی تفاضلی وسپس فیلتر میشودتاوسیله مصنوعی را بلندکند. تضعیف با این فیلتر به وســـیله یک امپلی فایر کوپل ACجبران شـــده وبا یک مبدل RMSبهDC میانگین گیری میشود. سطح خروجی مبدل درحالت ا ستراحت د ست پایین ا ست وهنگامی که د ست باز میشـــود افزایش میابد.بارســـیدن به شـــکل یکســـان درســـطح خروجی ســـیگنال dcگین متغییری درامپلی فایر dc تامین مي شود. سیگنال dcبه و سیله یک ADC۸بیتی کدگذاری مي شود. سیگنال کدشـــده با یک میکروکنترلر خوانده میشـــود.این میکروکنترلر ورود های خود را از کلید های

محدود نوری OPENوCLOSEمیگیردتاموتور را درانتهامتوقف ســـازدمتعاقبا جهت ان را تغییر بدهد.همچنین مبدل A/Dورله های مورد اســـتفاده برای بکارگیری نیروی گزیپ متغیررا کنترل میکند.

۳-۴.منطقی برای تولید نیروی گریپ

سیستم های سوئچینگ رله شامل سوئیچ های رله ای,مقادیرمختلفی از مقاومت وموتور همگی دریک ماتریس مربع گذا شته شده اند.دو رله برای باز وبسته کردن سوئیچ های محدود ودوتا ی دیگر برای اجرای گریپ کنترل شده ی تابع منط



شکل۱.بلوک دیاگرام دستگاه

این تابع وابســـته به فعالســـازی ســـوئیچ های رله ای خاص در زمانهای مختلف لحظه ای طبق دســـتورالعملی از میکرو کنترلر اســـت.منطق مجموعه ای با ســـه ســـطح مختلف نیرو اســـت.وقتی کمترین ســـطح منطقی ثبت میشـــود اذگاه کمترین گر یپ فراخوا نده بعنوان گر یپ ۱ فعال میشود.گریپ ۲ برای سطح منطقی متوسط وگریپ ۳برای سطح منطقی بالا است.

P3.0 = 0 P3.1 = 0 Grip 1 = Lowest Grip	P3.2 = 0 ⇒ Motor 'ON' P3.2 = 1 ⇒ Motor 'OFF'
P3.0 = 1 P3.1 = 0 or P3.0 = 0 P3.1 = 1 Grip 2 = Medium Grip	P3.3 = 0 ⇒ Direction for 'OPEN' set P3.3 = 1 ⇒ Direction for 'CLOSE' set or P3.4 = 0⇒ 'OPEN' Limit Switch reached P3.4 = 1⇒ 'OPEN' Limit Switch not yet reached
P3.0 = 1 P3.1 = 1 Grip 3 = High Grip	P3.5 = 0⇒ 'CLOSE' Limit Switch reached P3.5 = 1⇒ 'CLOSE' Limit Switch not yet reached

شکل ۲.سطوح وشماتیکها

بر مبنای سیگنال emg بکاربرده شده بوسیله ی کاربر,مقاومت های مختلف بوسیله ی یک ماتریس رله ای که جریان را در کل موتورتغییر دهدوبعلاوه کنترل گریپ دست باتغییرجریا درسراسر موتور.

بیت پورتهای میکروکنترلرهای مختلف به شرح زیر مورد استفاده هستند:

زمانی که powerروی onگذاشته میشود,جریان حالت دست به وسیله میکروکنترلر دریافت میشود وبرگردانده میشود به حالت پیش فرض یعنی حالت بسته.اگرد ست پیش از این بسته باشد انگاه ان بسیار اماده است.برر سی راادمه میدهد برای فرمان باز شدن از کاربر.هنگامی که EMG بوسیله کاربر اغازمیشودان باز خواهد شدوپس ازان پردازشGRIPاغاز خواهد شد.اگران باز است پردازش گریپ فوراغازمیشوددرنتیجه دست بانیروی گریپ دقیق بکاربرده شده,وگریپ های مقصود مبنی برسطح سیگنال EMGبسته میشود.

مورد۱:د ست درابتداب سته ا ست,درایندە باز مي شود آیا نیروبکاربرده شده؟مقدارADC؟بیمار تلاش میکند تاان راباز کند .گریپ ۳ بکار برده شده است.موتورروی ONگذاشته میشود.مسیر برای برای باز شدن دست اماده است.دست باز میشود.

این باز بودن ادامه میابداگر نیرو باقی بمانددرکل پردازش تازمانی که کلیدمحدود openکار میکند.اگردر بین پردازش باز بودن نیرو افت پیدا کند,احتمال داده میشـــود که بیمار گریپ مقصـــود راخواســـته ومیخواهد دســـت را ببند.موتورمتوقف میشـــود .پردلزش گریپ پس ازان شروع میشود.اگرکلید های محدود openکارمیکند,پردازش گریپ پس از ان شروع میشود.

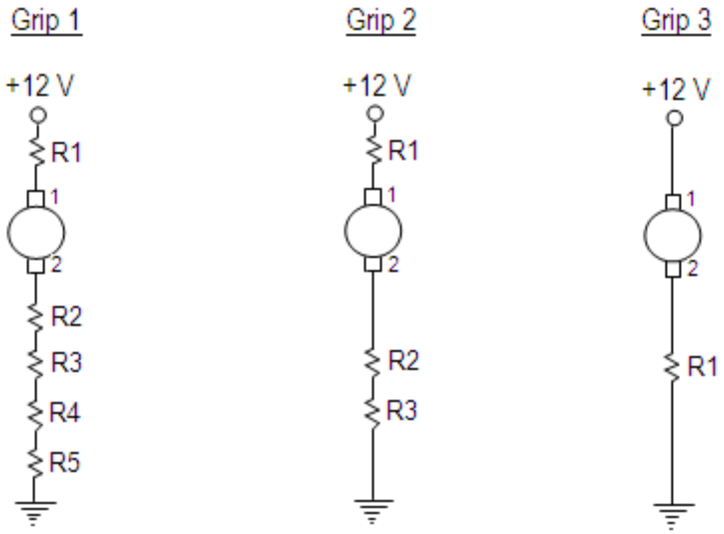
مورد۲:دســـت درابتدا بســـته اســـت,درایندە باز خواهدشـــد-پردازش گریپ بوســـیله ترکیب رله ها,موتور روی onگذاشـــته میشـــودومســـیر برای بســـته شـــدن اماده اســـت.کاربر مجبور اســـت emgاز ماهیچه رابکارببردبرای نیرویگریپ لازم برای کمتراز ۲ثانیه و سپس شل کردن.د ست شـــروع به بســـته شـــدن میکند با ان نیروبرمبنای ســـطح ســـیگنال EMG.طرح کلی برای این ســـه مورد در شکل زیر نشان داده شده است:

بنابراین جریانهای مختلفی درکل موتور جریان میابد که کمک کند به گریپ مورد نیاز دردست.

مورد۳:دست بسته;بازخواهد شد- شی ازاد شده

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

این عینا مشابه مورد ۱ است.



۴-۴.دست اورد

ازمایش درازمایش گاه بخوبی انجام شده ا ست ومقدار منا سب برای سه سطح نیروی گریپ دردست شناسایی شده است.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۵-۴.نتیجه

برای صافی بیشتر گریپ دست ,سطح شاید افزایش یابد.برای دقت بیشتر میکرو کنترلر میتواند استفاده شودتاکنترل کند نیروی گشتاور موتوربطور دقیق بوسیله نیروی گریپ دست همچنین میتواند کنترل شود برای عمل صافی .

در این فصل با تولید واندازه گیری نیروی grip مبنی بر سیگنال EMGدر سه سطح اشنا شدیم ودر فصل اینده به طبقه بندی سیگنال EMGبرای شناسایی سیگنال دست می پردازیم. در انجا ما یکی از روش های طبقه بندی را که روشی بنام SOFMمیباشد بکار میگیریم که در فصل بیشتر با این روش اشنا خواهیم شد.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل پنجم

طبقه بندی سیگنال EMG برای شناسایی سیگنال دست

WikiPower.ir

طبقه بندی الگوی EMG با استفاده از SOFM جهت شناسایی سیگنال دست

۱-۵مقدمه

در فصـــلول گذشـــته در مورد ســـیگنال EMGدر حالت کلی بحث کردیم در این فصـــل وفصلهای اینده به بررسی این سیگنال در حرکت دست خواهیم پرداخت.

از زمانیکه electroencephalogram را در سال ۱۹۲٤ اندازه گیری کرد ، تحقیقات بر روی سیگنال های بدن زنده ، منجر به توسعه electromyorganm و electrooculogram شد . اینها نشان دهنده وضعیت بدن انسان جهت تشخیص پزشکی و تحقیقات منابع سیگنال برای قطعات واسط است . از جمله سیگنال های EMG ، ظهور الکتریکی فعالیت های عصبی ماهیچه های منقبض هستند که می توانند در سطح پوست نزدیک ماهیچه ها با یک سطح الکترود ، به طور مناسبی اندازه گیری شوند .

سیگنال های EMG یک ساختمان عضلانی سالم بدن جهت شناسائی فرمان های حرکت برای کنترل قدرت مصـنوعی خارجی ، اسـتفاده شـده اند . گر چه با پیچیدگی های سـیگنال EMG ، داشتن ساختاری دقیق و یا مدل محاسباتی را که سیگنال های اندازه گیری شده فرمان حرکت را اندازه گیری می کند ، مشکل است .

بعضـــی عملیات دیگر بر روی کنترل بازوی مصـــنوعی ، کنترل بازتابی توســـط Lyman الگو توسـط Swidis اسـت . Gottlieb و Brown و Karst حرکت بدن را توسـط زمان سـیگنال EMG ، دامنه و فرکانس ، با موفقیت پیاده ســـازی کردند . افراد دیگری بر روی پیکر بندی و پیگیری دســـت توســـط قدرت ماهیچه با ســـیگنال EMG ، کار کردند . اخیراً تلاش های زیادی

جهت استفاده هوش مصنوعی برای شناسائی الگوی EMG انجام شده است . بیش ترین این دستاوردها به پیش پردازی جهت توسعه زمان سیگنال های EMG ، دامنه و اجزای فرکانس قبل از محاسبه قدرت عضلانی احتیاج دارند . که هر ۲ مورد زمان محاسبه و زمان تأخیر را افزایش می دهد .

در این بخش ما یک روش طبقه بندی الگوی سیگنال EMG را با استفاده از نقشه های خود سازمانده ، پیشنهاد و ارائه می کنیم که روش ساده ای جهت درخواست به نظر می آید . سیگنال های EMG مستقیماً به عنوان ورودی های SOFMs بدون هیچ پیش پردازشی استفاده شده اند . SOFM یک شبکه رقابتی و یادگیری بدون کنترلی است که دارای الگوی طبقه بندی می باشد . یک شبکه SOFM ابتدا یک نرون پرنده را با استفاده از لایه رقابتی نشان می دهد . بعد در طی یادگیری ، بردارهای وزن همه نرون ها در یک همسایگی خاص از نرون پرنده با قانون kohonen ، به روز رسانی شده اند . جهت مشخص کردن سودمندی روش پیشنهادی ، یک آزمایش را جهت شناسائی سیگنال دست از الفبای کره ای اجرا می کنیم .

۲-۵سیگنال های EMG و سیستم اندازه گیری

سیگنال های EMG ظهور الکتریکی فعالیت فعالیت ماهیچه ای نرون ها با انقباض ماهیچه ها هستند که عموماً بین ۱۰ تا ۲۰۰۰ هرتز و μu ۱۰ تا mu ۱۵ هستند . معمولاً تحلیل های سیگنال در ناحیه ۵۰۰-۱۰ هرتز صورت می گیرد . سیگنال های EMG به دست آمده توسط الکترود های Ag/Agcl تقویت و در بین فیلترهای بالا گذر و پائین گذر ، تقویت عبور داده شدند .

۳-۵طرح ویژگی خود سازماندهی

SOFM پیشنهاد شده توسط kohonen در سال ۱۹۸٤ یک الگوریتم بدون کنترل ، تشکیل شده از لایه رقابتی است . یک شبکه SOFM در ابتدا نرون پرنده را مشخص کرده و بعد بردارهای وزن تمامی نرون ها در همسایگی نرون پرنده با استفاده از قانون kohonen ، به روز رسانی شده است .

وقتی بردار P ارائه شد ، وزن نرون پرنده و همسایه هایش به طرف P حرکت می کنند . نتیجه اش این است که نرون های همسایه ، بردارهای یکسانی خواهند داشت . اجرای شبکه به شکل همسایه ها ، حساس نیست . SOFM ، از شبکه دو بعدی و منظمی تشکیل شده است . الگوریتم پیشنهادی Kohonen شامل مراحل زیر می باشد .

مرحله ۱ : مقدار اولیه t=0 ، w_{jj} بردارهای وزن از N ورودی به M خروجی ، مقادیر رندومی کوچک و همسایگی اولیه را مشخص می کند .

مرحله ۲ : بردار ورودی $\theta x(t) = [x_1(t),...]$ به نود ورودی وصل می کند .

مرحله ۳ : فاصله های بین بردار ورودی x(t) و هر نود خروجی j محاسبه می شوند

$\min(d_1,d_2,\ldots d_u)=dj$ را که کمترین فاصله را دارد ، انتخاب می کند . jمرحله ٤ : نرون برنده

مرحله ٥ : بردار وزن نرون های j و نودهای همسایه اش با معادله داده شده ، به روز ر سانی شده اند.

$$Wij(t+1)= Wij(t)+ \eta(t)(Xi(t) - Wij(t))$$

$$\forall j \in NEj(t) , \quad i= 1,\ldots\ldots,N \qquad j= 1,\ldots\ldots..,M$$

$NEj(t)=$ نرون های مجاور

$\eta(t) \quad 0<\eta(t) \leq 1 =$ نرخ یادگیری

مرحله ٦ : Set t=t+1 ، اگر الگوریتم همگرا نشد از مرحله ۲ دوباره تکرار کنید .

WikiPower.ir

۴-۵روش طبقه بندی سیگنال EMG پیشنهادی

روش های طبقه بندی الگوی EMG قراردادی در ابتدا از سیگنال EMG که بعداً به عنوان سیگنال ورودی استفاده می شود ، فرکانس ، طیف قدرت ماهیچه را دریافت می کند . این روش ها به پیش پردازش احتیاج ندارند روش پیشنهادی ساده است زیرا سیگنال های EMG مستقیماً به عنوان ورودی های SOFM بدون هیچ پیش پرداز شی ا ستفاده شده اند . ما طبقه

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

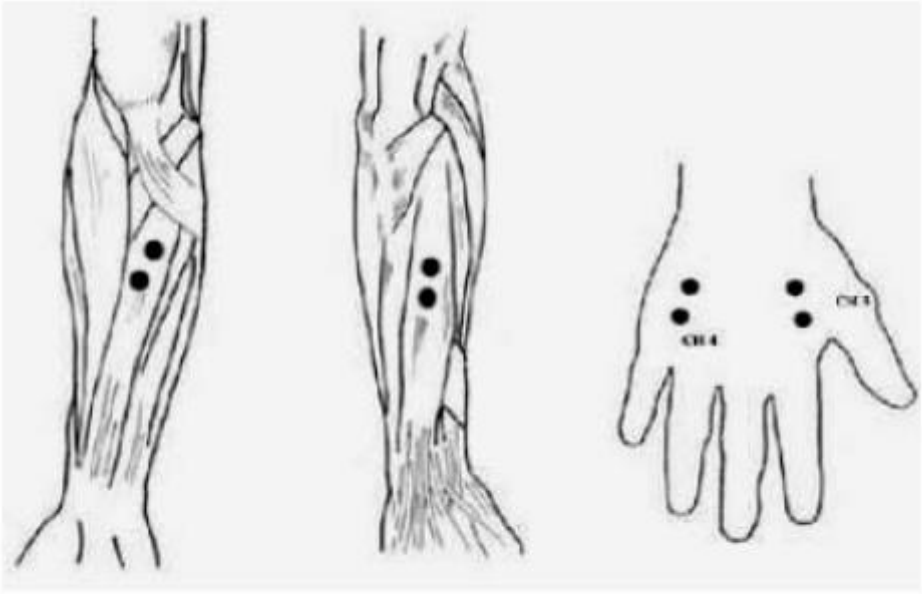
بندی الگوی EMG را با استفاده از سیگنال دست الفبای کره ای نشان می دهیم و ٤ کانال سیگنال های EMG که در ٤ محل ثابت اندازه گیری شده اند و آنهائی که جهت آموزش SOFM اندازه گیری شده اند ، شرکت می دهید . سیگنال های EMG به سادگی توسط الکترودهای پوست جمع آوری شده اند . ٤ مکان الکترود استفاده شده در این تحقیق ، از پوست جدا و توسط پدهای چشبنده ، وصل شده اند. SOFM به تنهایی سیگنال های EMG را طبقه بندی می کند . بعد طبقه بندی نهایی سیگنال دست ارائه شده را تولید می کند . سیگنال های EMG در ٤ کانال به عنوان ورودی SOFM استفاده می شوند . هر SOFM از ۱۰۰ نرون خروجی تشکیل شده و شعاع همسایگی با d=1 , set شده است . سیگنال های کانال های ۱ ، ۲ ، ۳ و ٤ جهت آموزش SOFM1, SOFM2, SOFM3, SOFM4 بکار می روند .

می خواهیم به توصیق روش های پیشنهادی برای طبقه بندی الگوی EMG سیگنال های دست بپردازیم . ثبت مجموعه سیگنال های EMG با بیش تر از ۲ ثانیه به وجود آمدند در حالیکه حرکت دست طبیعی و واقعی در ۰/۷ ثانیه کامل می شود . ما قسمت های غیر ضروری سیگنال های اندازه گیری شده برای تهیه سیگنال های ورودی SOFM هر کدام با ۷۰۰ مورد نمونه گیری حذف کردیم . این مجموعه متشکل از ۱٤۰۰ نمونه از هر کانال ، ۱۰ هزار بار صورت گرفته .

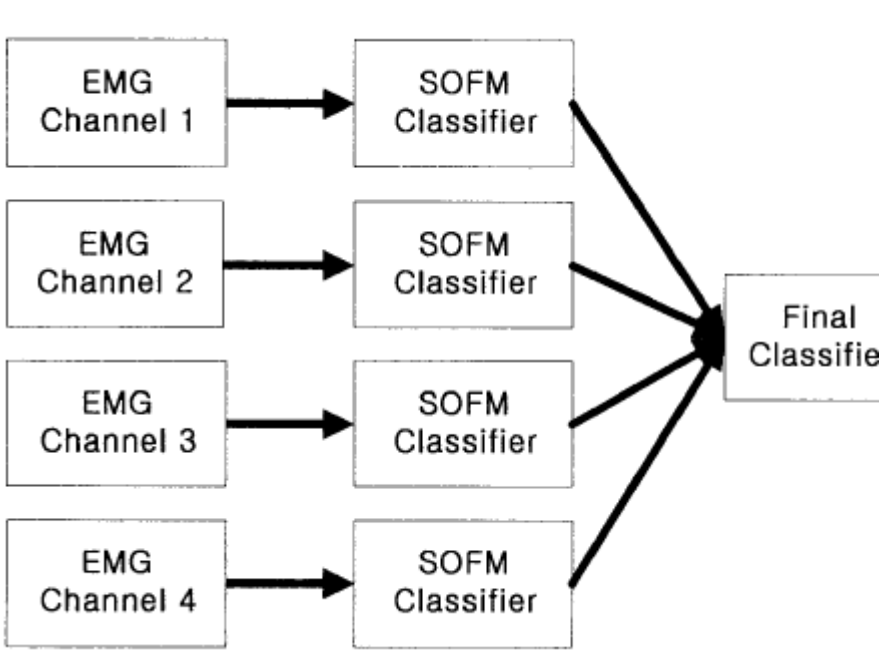
شکل ۱:بلوک دیاگرام سیستم اندازه گیری سیگنال EMG

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شکل



۲:موقعیت الکترود ها

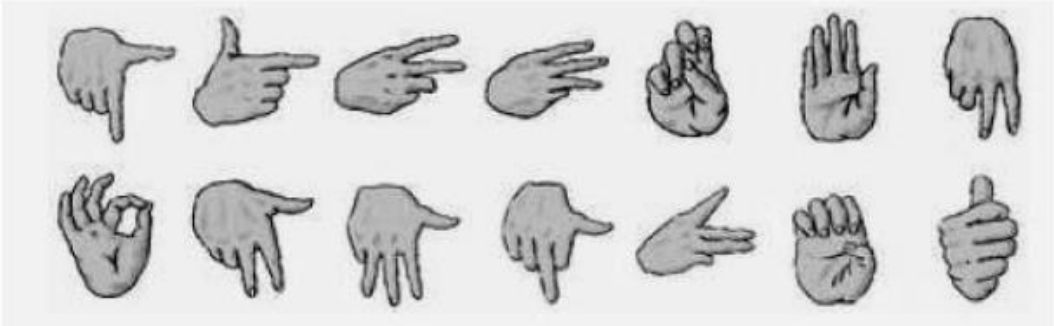


شکل ۳:بلوک دیاگرام روش های پیشنهادی

نقشـــه انتخابی یک توپولوژی ۲ بعدی با ۱۰۰ نرون برای هر کانال می باشـــد . فاصـــله بین بردارهای ورودی و بردارهای وزن با استفاده از Euclidean محاسبه شده اند . هر SOFM همســـایه ای به شـــعاع d-1 ، نرخ یادگیری ۰/۱ و یادگیری ۱۰ هزار بار صـــورت گرفت . بعد از آموزش ، SOFM جهت تست شناسائی الگوی سیگنال های دست EMG استفاده می شوند . اندازه گیری سیگنال های EMG هر حرکت دست ۲۰ مرتبه تکرار می شود . مجموعه تست ها شـــامل ۲۸۰ ســـیگنال برای هر کانال هســـتند و این ســـیگنال ها به عنوان ورودی های SOFM برای طبقه بندی حرکت های دست استفاده می شوند . تجربه نشان داد که سیگنال های EMG توسط حرکت های دست با سیستم SOFM پیشنهادی با موفقیت نرخ حدوداً ۹۰٪ تولید شده اند .

WikiPower.ir

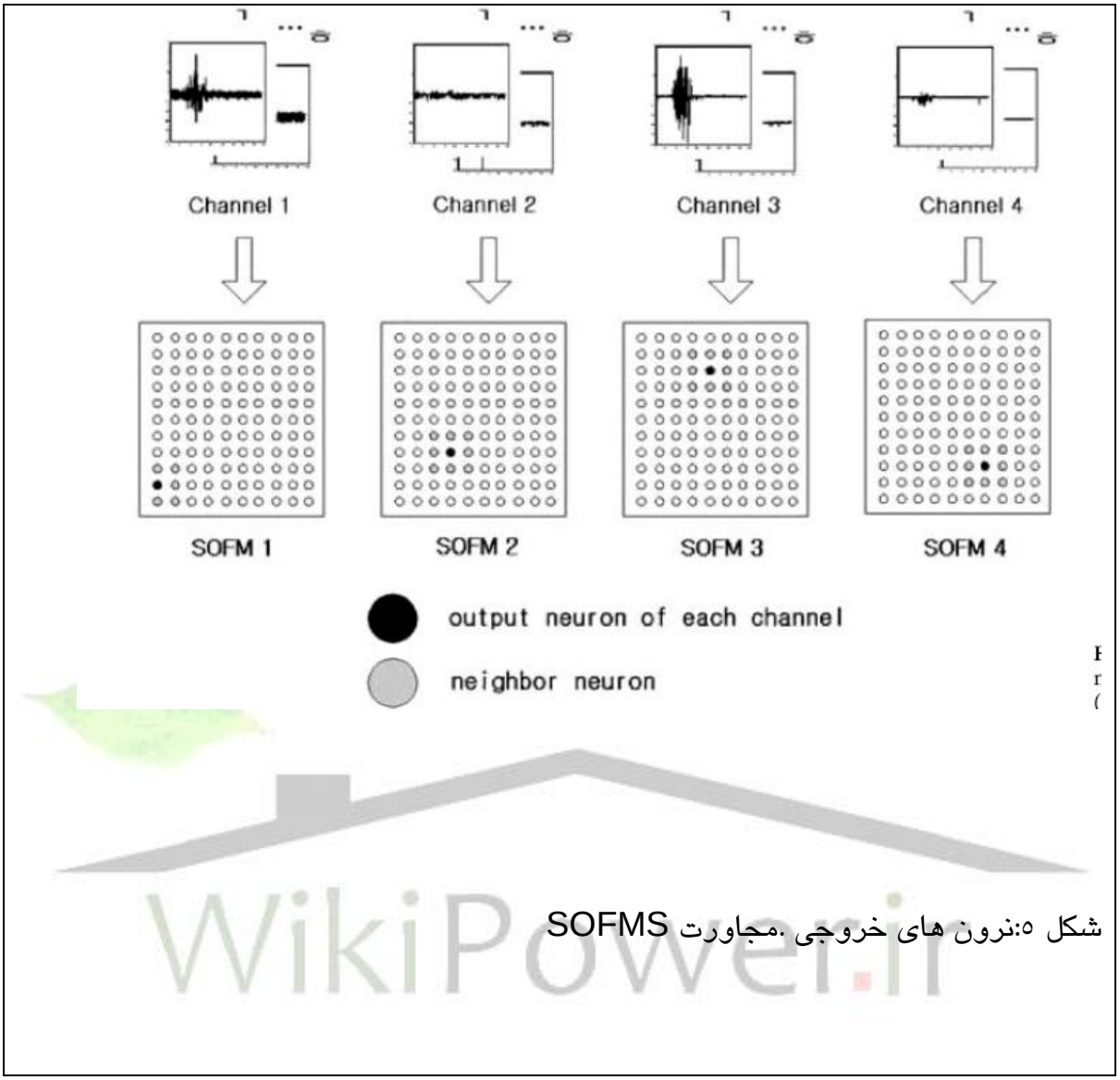
برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل ٤:سیگنال های دست برای کاراکترهای کره ای

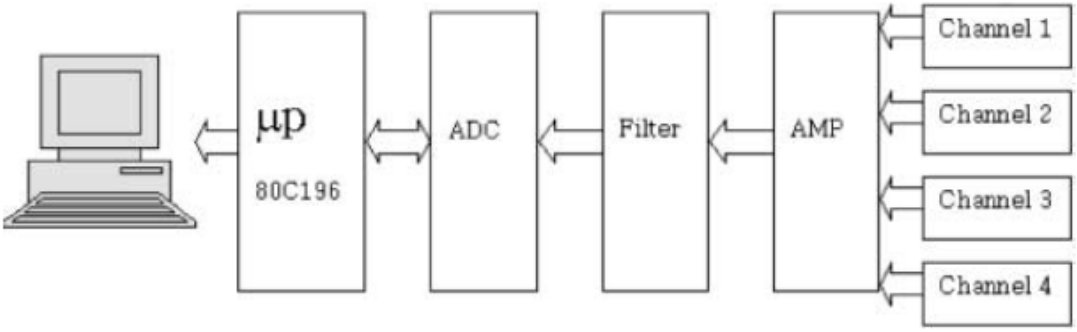
WikiPower.ir

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

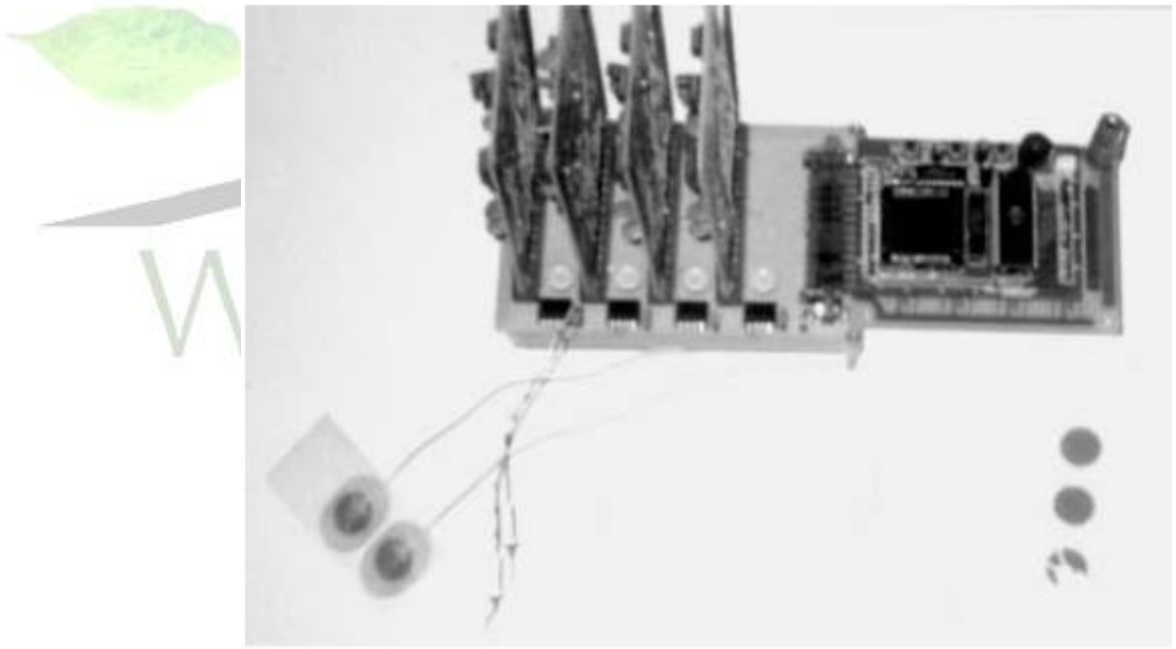


شکل ۵:نرون های خروجی .مجاورت SOFMS

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

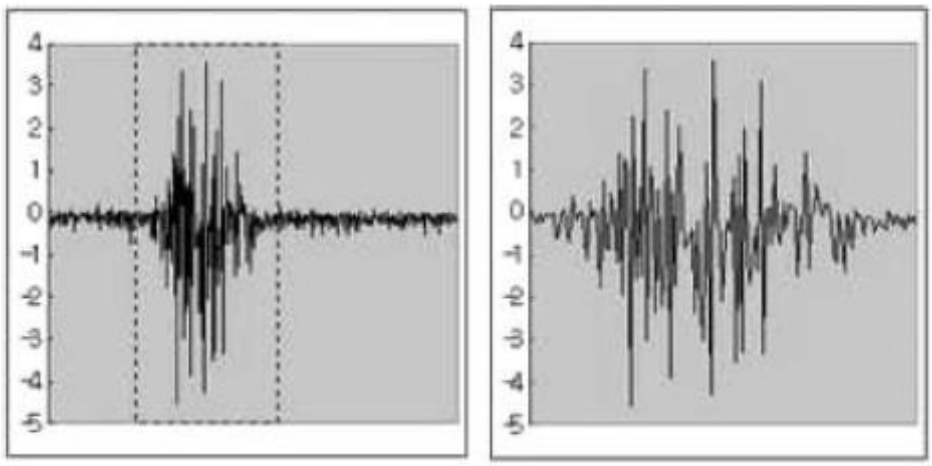


شکل ٦:بلوک دایاگرام ترتیب ازمایشگا هی

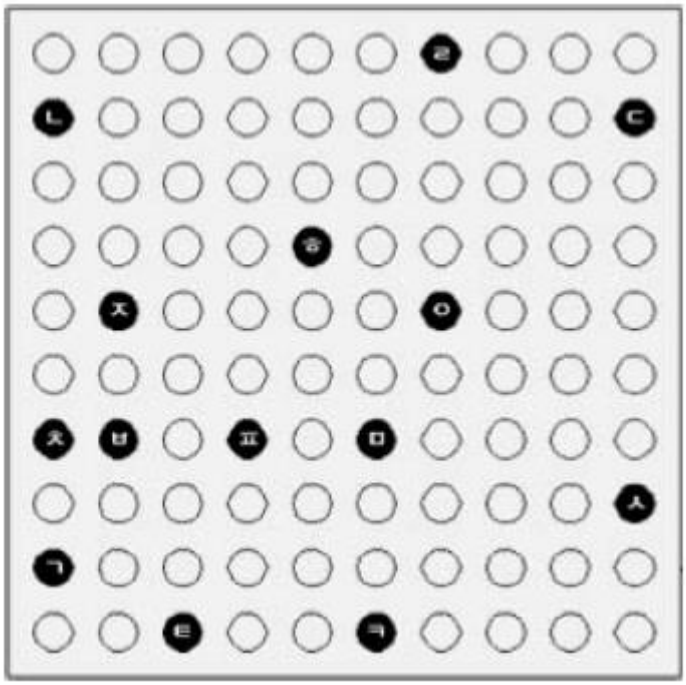


شکل ۷: عکس وضعیت ازمایش

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل ۸: سیگنال EMGاندازه گیری شده وسیگنال داخلی قابل استفاده



شکل۹:نرون های خروجی sofm1بع از مرتب کردن

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

	Channel 1	Channel 2	Channel 3	Channel 4
ㄱ	81	64	25	77
ㄴ	11	7	16	66
ㄷ	20	33	60	97
ㄹ	7	15	91	81
ㅁ	66	10	23	42
ㅂ	62	91	21	59
ㅅ	80	49	87	86
ㅇ	47	51	3	100
ㅈ	42	37	1	68
ㅊ	60	68	37	1
ㅋ	96	75	51	47
ㅌ	93	95	10	18
ㅍ	64	100	44	74
ㅎ	35	1	5	45

جدول۱:نرون های خروجی sofmبعد از یادگیری

	# times presented	# times classified	Success rate (%)
ㄱ	20	18	90
ㄴ	20	17	85
ㄷ	20	19	95
ㄹ	20	19	95
ㅁ	20	18	90
ㅂ	20	18	90
ㅅ	20	17	85
ㅇ	20	19	95
ㅈ	20	17	85
ㅊ	20	18	90
ㅋ	20	18	90
ㅌ	20	18	90
ㅍ	20	17	85
ㅎ	20	19	95

جدول ۲:نتایج ازمایش

۵-۵نتیجه گیری

به این دلیل که سیگنال های EMG استفاده شده مستقیماً به عنوان ورودی SOFM بدون هیچ پیش پردازشی استفاده می شوند روش پیشنهادی ، روش ساده ای می باشد . جهت مشخص کردن سودمندی روش پیشنهادی ، با استفاده و ارائه الفبای کره ای طبقه بندی الگوی EMG سیگنال های دست را تجربه و آزمایش کردیم . این آزمایشات نشان داد که نرخ موفقیت این طبقه بندی حدود ۹۰ درصد است . تأثیر سیگنال EMG طبقه بندی شده که توسط حرکت دست با سیستم SOFM تولید شدند . مشخص شد . حال پس از طبقه بندی سیگنالEMGدر فصل اینده به ارتباط این سیگنال با نیروی بین ماهیچه ای ایزومتریک خواهیم پرداخت .

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل ششم

ارتباط بین نیروی ماهیچه ای ایزومتریک وسیگنالEMG

به عنوان هندسه ی بازو

WikiPower.ir

ارتباط بین نیروی ماهیچه ای isometric و EMG سطحی در ماهیچه های دست طبیعی به عنوان تابعی ازهندسه(ژئومتریک) بازو

۱-۶مقدمه

علائم واختصارات:

%DET	Percentage of determinism
ADM	Abductor digiti minimi muscle
ANT	Anterior position
EMG	Elecromyography
Mf	Median frequency
MUAP	Motor unit action potential
MU	Motor unit
MVC	Maximum voluntary contraction
POST	Posterior position
RMS	Root mean square
RQA	Recurrence quantification analysis

WikiPower.ir

سیگنال الکترومایو گرافی سطحی(EMG)، شامل مجموع پتانسیل های عمل واحد حرکتی (MUAP) از واحدهای مختلف حرکتی (MUS)، درون بازه ضبط شده الکترود است. در بسیاری از موارد فرض می شود که EMG حاصل از پردازش خطی، در واقع جبری و مجموع سلسله پتانسیل های عمل مختلف است که توسط MUS(واحدهای حرکتی) فعال، به وجود آمده است.

ت صدیق post-hoc این مفهوم در ماهیچه های soleus به د ست آمده ا ست. شدت سیگنال های فیزولوژی اعصاب تنها بستگی به واحدهایی که فعال هستند ندارد بلکه به نرخ های تخلیه الکتریکی و زمان مربوط به فعالیت در سرتاسر جمعیت نیز وابسته است.

رابطه بین نیروی ایزومتریک و دامنه EMG سطحی، موضوع تحقیقی وسیعی بوده است. برای ماهیچه های کوچک بارنج نیروی واحد حرکتی کم تر، مانند ماهیچه های دست طبیعی، مشاهدات مربوط به ارتباط نیرو و EMG سطحی به صورت خطی مطرح شده است. برای ماهیچه های بزرگتر بارنج بیش تر واحد حرکتی، مانند پای مجاور و ماهیچه های بازو، رابطه غیر خطی گزارش شده است.

رابطهMuap-twitch ، گروه بندی، سرعت انتقال فیبر ماهیچه ای، موقعیت Mu درون ماهیچه، تنظیم فیبرهای ماهیچه ای و ضخامت بافت های زیر پو ستی ، همگی فاکتورهای کمک کننده در شکل گیری نیروی دامنه EMG هستند.

اخیراً ثابت کرده ایم که و ضعیت شانه احتمالا از طریق سیگنال های مختلف نا شی از گیرنده های خارجی بر خاصیت هسته ای حرکتی عضو جلو وماهیچه های دست تأثیر می گذارد. برای مثال ظرفیت تولید نیروی عضله انگشت کوچک (ADM) در POST توسعه یافته،به طور چشمگیری کمتر است و ماهیچه های دست با توجه به موقعیت مفصل شانه در صفحه افقی ، به عبارتی دیگر زمانیکه شانه در POST قرار میگیرد ، نرون های ADM جهت فرمان ارادی، کمتر در دسترس هستند.

مطلب ارائه شده جهت آزمایش رابطه نیروی EMG درتو ضیح م شخص شدن ظرفیت تولید نیرو توسط موقعیت مختلف در مفصل شانه، طراحی شده بود. نیروی ماهیچه ای، میانگین مربع ریشه EMG (RMS)، فرکانس میانه (MF) طیف قدرت و تعریف بازگشت فیبر خطی، درصد جبری EMG را که در طی ۱۰ سطح ثابت انقباض ADM ثبت شده بود، تحلیل می کند.

برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۲-۶ نتایج

در طی۳(ماکزیمم انقباض ارادی)MVC هم اندازهADM، حداکثر نیروی مطلق برابر با ۱۲/۳۲ نیوتن(N) می باشـــد. قدرت تولید حداکثر نیرو در post، ۰/۷۹ ANT و حداکثر RMS در هر موقعیت بازو ۰/۳٦mu^2 و mu^2 ۰/۳۲ در ANT و post بود. حداکثر دامنه EMG در post ۰/۱۲ پایین تر از ANT بود.

شکل A.2 ارتباط بین نیروی هم اندازه و RMS با افزایش سطح نیرو نـ شان می دهد. مقادیر نیرو با N بیان شده، در حالی که دامنه RMD با $MU^{۲}$ در هر دو موقعیت شانه، رابطه نیروی EMG، خطی بود. در post حداکثر مقدار RMS با ۰/۳۰ کمتر از ANT قابل دسـترسـی بود. شیب بازگشت خطی داده آزمایشی ۲٪ ± ۹۵٪ و ۵٪ ± ۱/۲۹ را در ANT و post بود. تفاوت در دامنه RMS –EMG بین دو موقعیت در ۰/۲۰ MUC برای داده های آزمایشـــی، اهمیت پیدا کرد. مقدار RMS میانگین، mu^2 ۰/۱٤ وmu^2 ۰/۱۷ در ANT وpost تخمین زده شد.

شکل۳B رابطه بینmf(فرکانس میانی) و افزایش سطوح نیرو در ۲ موقعیت بازو را نـ شان می دـ هد. مـقادیر MF، ۷٦,٤۲و و ۸۲,۵۱ در ANT وpost هســـتند که تـفاوتشـــان خیلی مهم اسـت(t=۲/٦۹۹ ; p=۰/۰٦). با اسـتفاده از مناسـب ترین معادله، ۲ فاز مختلف مشـخص شـدند شـیب معادله خطی فازهای سـطح MF مربوط به S.E ۰/۰۲۱ ± ۰/۰۹ و ۰/۰۵۹ ± ۰/۰٤۵ در ANT و post است. کمترین مقادیر ۰/۰٦ ± ۷٤,۹٤ و ۰/۷۵ ± ۷۳,٤۰ در ANT و post هستند.

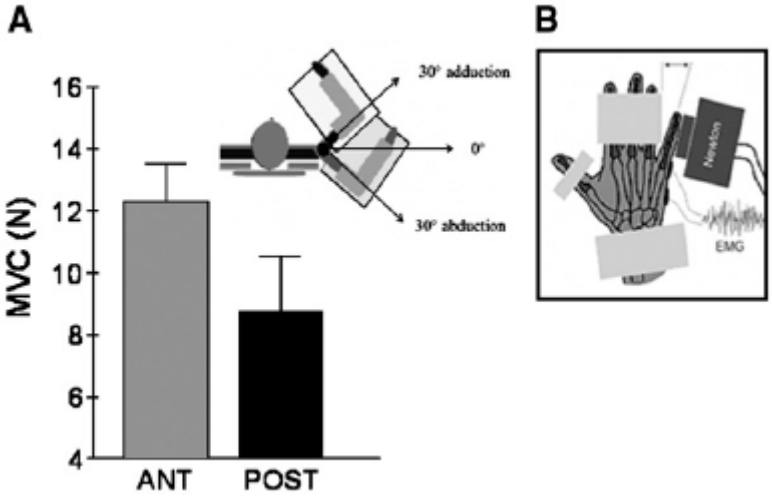
شکل A٤ رابطه بین DET٪ و سطوح نیرو را نـشان می دهد. مـشخص شده ا ست که DET٪ تغییر نکرده ونشـان دهنده این اسـت که هیچ تغییر مهمی در سـرعت انتقال ماهیچه ها یا گروه

بندی در طی ۳ انقباض صـــورت نمی گیرد. در هر۲ موقعیت بازوها، DET٪ ، افزایشـــفاز با افزایش سطوح نیرو ارائه شد. تحلیل های post-hoc نشان داد که DET٪ با سطوح نیروی بیش نداز ۳۰٪ MUC افزایش یافته وبا ۵۰٪ MUC این فاز پایان می یابد. هیچ تفاوت مهمی بین میانگین DET٪ در ANT در post وجود ندارد.

شـــکل ۵ رابطه بین mf و DET ٪ را نشـــان می دهد. ارتباط نیروی EMG در AMD تحت تأثیر انقباض ضـعیف ماهیچه عضـله قرار نگرفت. تفاوت point to point (نظیر به نظیر) بین رابطه EMG در ANT با فعال ســازی و بدون فعال ســازی ماهیچه عضــله، به اهمیت آماری دست نیافت. هم چنین تفاوت دیگری در ارتباط خطی بین ۲ شرایط مشاهده نشد.

۳-۶ بحث

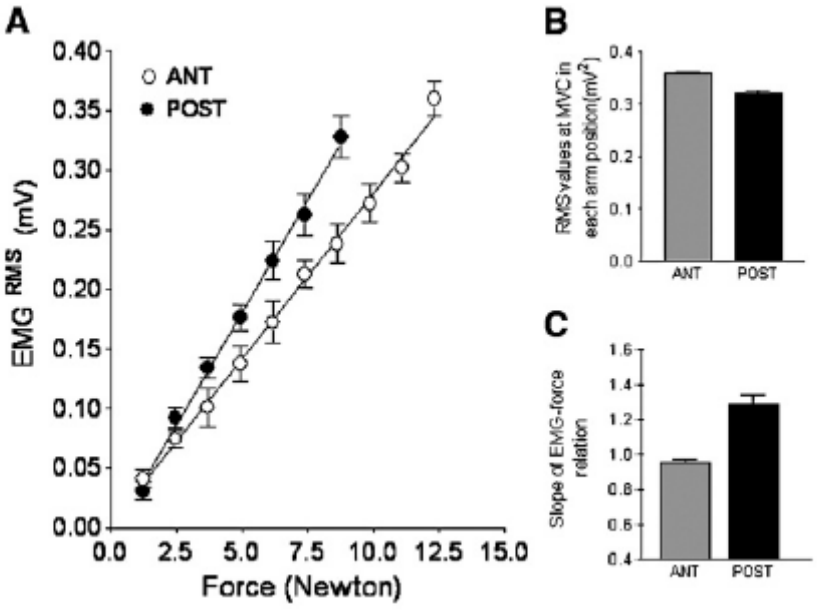
در مطالعه اخیر ما به بررســـی تأثیر موقعیت های مفصـــل شـــانه در رابطه بین دامنه EMG سـطحی و نیروی هم اندازه ADM می پردازیم. بنا به یافته اصـلی، ظرفیت تولید نیروی کاهش یافته ADM با توجه به جای گذاری مفصل شانه در post، شیب نیروی rms افزایش یافت در بحث زیرین فرض شـــده اســـت که تغییر در شـــیب نیروی.rms در افزا یش گین نرخ گرمایش حرکتی نرون حرکتی دارای پی ADMتاثیر میگذارد.



شـکل ۱:a)مقدار میانگین بزرگ (S.E) نیروهای ارادی ماکزیمم در ANTوPOST جاسـازی دو موقعیت مختلف را نشان می دهد:°30نزدیک شانه(ANT)و°30دور از شانه (POST).

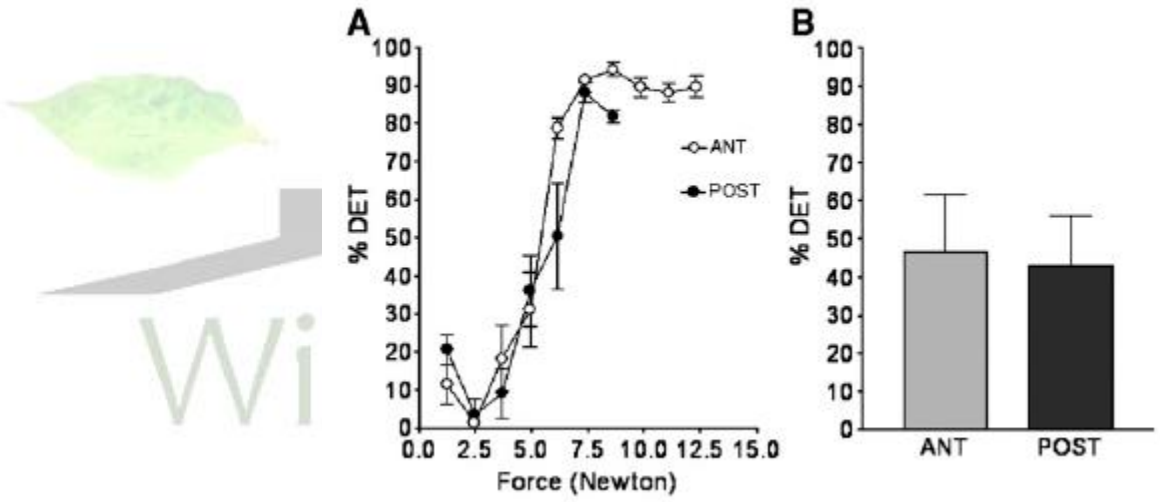
(B)ارائه ی شماتیک دست و وضعیت ثبت ان.

WikiPower.ir



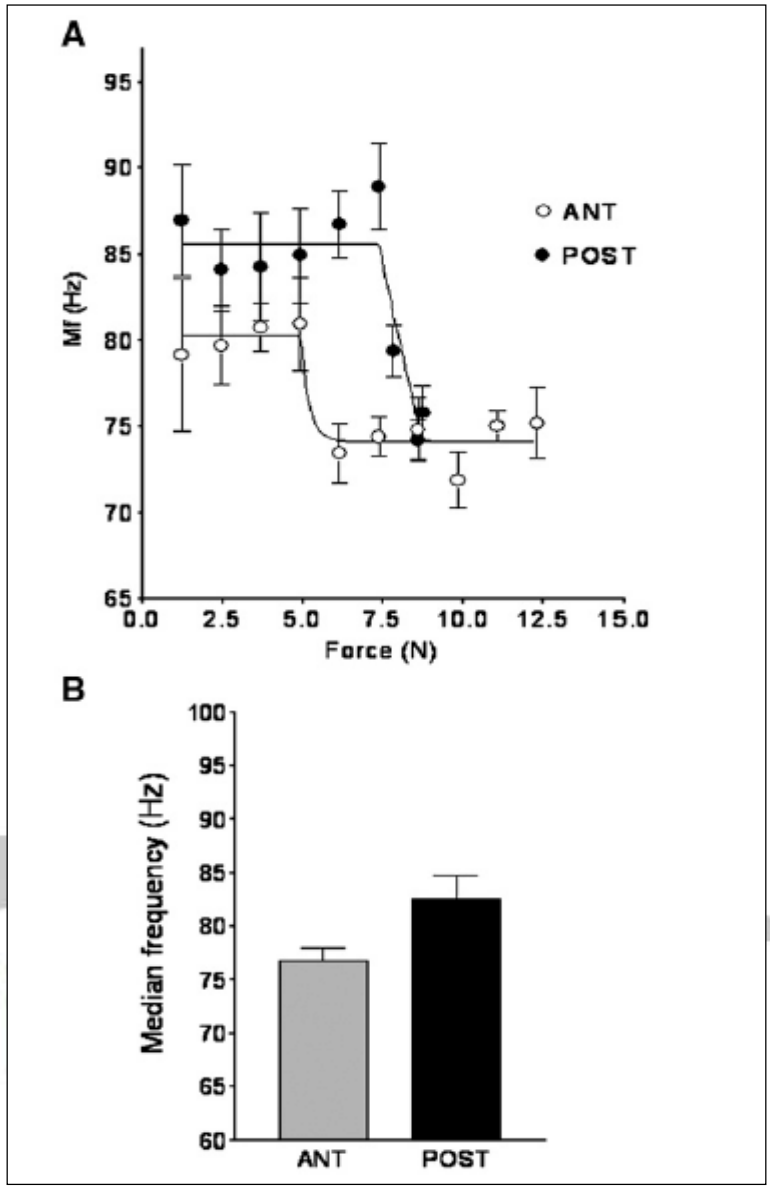
برای دریافت فایل wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شـــکل ۲: رابطه ی نیروی A.EMG) مقادیر متوســـط مهم (±S.E) دامنه ی EMG-RMS با افزایش ســـطوح نیرو در ANT(محدوده ی باز) وpost(محدوده ی پر).مقادیر نیرو با نســـبت انقباض ماکزیمم در antنرمالیزه شـــده اند. برگشـــت خطی با داده های تجربی در POST تطبیق داده شده اند.ذر POST مقدار نیروی ماکزیمم معادل ٪۷۰ MVCدرANTاست.(B)مقدار متوسـط مهم ماکزیمم EMGارادی درANTوPOST.(C) مقادیر میانگین مهم شـیب رابطه ی نیروی EMGدر ANTوPOST.

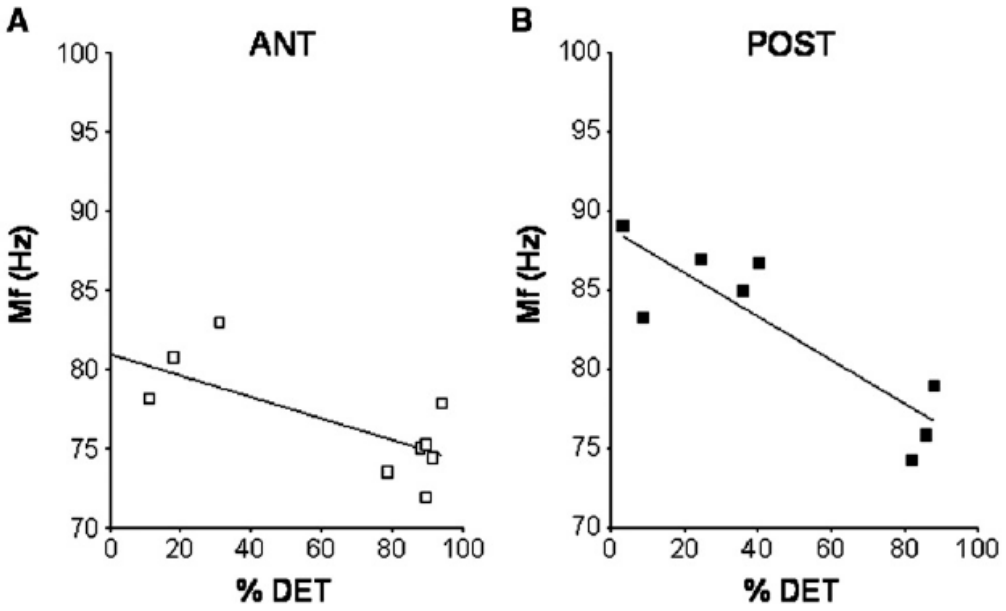


شکل ۳:رابطه ی نیروی MF.(A) مقایر متوسط(±S.E)میانگین طیفی EMGبا افزایش سطوح نیرو در ANTوPOST. مقادیر نیرو نسبت به ماکزیمم در ANTنرمالیزه شده اند.(B) نمایش هیستوگرام میانگین کل مقادیر MFدر موقعیت های بازو درANTوPOST.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل٤:رابطه ی دز صد نیروی DET. (A) مقادیر متو سط (±S.E) $DET\%$ با افزایش سطوح نیرو در ANT (open-circle) وpost (filled- circles) . مقادیر نیرو نسبت به ماکزیمم درANTنرمالیزه شده اند .(B) نمایش هیستوگرام میانگین کل مقادیر DETدر موقعیت های بازوANTوPOST .



شکل ۵:ارائه دیاگرام های ارتباط بین فرکانس متوسط ودرصد دترمینیسم (DET) درموقعیت های بازو،ANT (A) و post (B)

WikiPower.ir

۱-۳-۱۶ارتباط EMG- force

فرمان های موتور با توجه به ۲ پردازش وابسته بهم، سرانجام در نیروی ماهیچه ای ا سکلتی تفسیر شدند.

۱- با تنوع و تغییر تعداد واحدهای موتوری در یک انقباض شرکت می کنند.

۲- با تغییر فرکانس نرخ واحد موتور تحریک پتانسیل های عمل .

پیشنهاد شده است که سهم نسبی که کد گذاری و واحد موتور برای اجبار به تولید، در ماهیچه های ترکیب فیبرهای مختلف و توابع متفاوت ا ست. بطور دقیق نرخ کد گزاری نقش مهم تری را در ماهیچه های کوچک همانند ماهیچه های دســت طبیعی ایجاد می کند زمانیکه MUS نقش

مهم تری را در بازه نیروی منقبض شده در ماهیچه های بزرگ ترکیب فیبر مانند عضله ها ایفا می کند. به طور و سیع خ صو صیات مختلف دامنه EMG سطحی برای ماهیچه های بزرگ و کوچک توضیح داده شده است. برای ماهیچه های دست طبیعی، رابطه تقریباً خطی گزارش شده در حالیکه برای ماهیچه های بزرگتر نظیر پای مجاور یا ماهیچه های بازو، رابطه غیر خطی گزارش شده است. به طور مشابه به چیزی که در ماهیچه پشتی اول و ماهیچه های عضله دور کننده ، مشاهده شد، رابطه بین دامنه EMG سطحی و نیرویی هم اندازه در ADM، خطی بود.مکانیسم اساسی جهت این خطی بودن نیازمند خالص و ناب بودن است. مطالعات شبیه سازی پیشنهاد می کند که رابطه بین خصوصیات مکانیکی و الکتریکی سطح MU، فاکتور غالب در رابطه بین دامنه EMG سطحی و نیروی هم زمان است.

از زمانیکه اثبات شده است که MUs ماهیچه های دست طبیعی همراه با پتانسیل واکنش هایی که باعث می شود، کلاس بندی شان به بزرگ/ کوچک یا سریع/ کند، سخت شود انجام می شود. مجموع MUs با خصوصیات یکسان می تواند در یک رابطه نیروی EMG خطی شرکت کند. تغییرات در هندسه بازو، شکل رابطه نیروی EMG زماینکه تحت تأثیر شیب بود مشخص نکردند.

مخصوصاً زمانیکه شیب در post بیش تر از ANT بود نشان می داد که سیگنال های EMG در post ، بیش تر از نیرو افزایش یافته. تغییرات در استراتژی استخدام بی شباهت به افزایش شیب در post نیست از زمانیکه ماهیچه های طبیعی دست طبیعی مانند ADM ، با اعتماد بسیار به نرخ کد گزاری جهت افزایش نیرو و رابطه نیروی EMGبه طور ناچیز نسبت به تغییرات ا ستراتژی واحد موتور شده اند. این مؤلفان هم چنین مـ شاهده کردند که اعمال جزیی

انطباق واحد موتور، بر روی کل رابط نیروی EMG تأثیر می گذارد. بنابراین نتیجه گرفتیم که شیب بیش تر در post نسبت به ant توسط یک نرخ اشتغال mu افزایش یافت.

۲-۳-۶ رابطه نیروی mf

فرکانس میانه شامل سیگنال EMG(MF) در post بیش تر از ant بود. سریع ترین تفسیر این است که نرخ اشتغال mu در post، جهت کاهش نرون، افزایش یافت. به عبارتی دیگر جهت نگهداری همان سطح از نیرو در CNS.ANT باید عمل سوخت د ر post را افزایش می داد.

گرچه در هر ۲ موقعیت شانه ها، رابطه نیروی mf یک رفتار ۲ فازی را نمایش گذا شت: یک فاز فلاتی(بین ۱۰٪ و ۵۰٪ MUG) تابع یک فاز بیهوده نمایی، در حیوانات mf با افزایش سرعت انتقال باند به ترتیب mu، افزایش می یابد. گرچه این نتایج مستقیماً به توسعه نمی یابند، مدرکی ا ست که ثابت می کند، mf هم چنان یک شاخص خوب ومنا سب در ا ستخدام MUs در ادغام می باشد.

به علاوه فاز فلات uf در حدود ۰/۵۰ MUG به پایان رسید. یک مقدار بسیار نزدیک به حد بالایی که در ماهیچه های دست طبیعی کاملاً توضیح داده شد. فاز برآمده از رابطه نیروی mf ، تابع یک فاز بیهوده نمایی بود.

مدرکی وجود دارد که می گوید در طی قدرت ادغام بار به علت نرخ ا شتغال بالا، بعضی نرون ها به طور مؤثری نسوز می شوند. در واقع استخراج یک در نرون ها در زمانیکه کوتاه تر است، کاهش می یابد، وقتی پتانسیل ها در طی گرمایش فرکانس بالا به آستانه نزدیک می

شوند، زیرا نرخ گرمایش بالا در طی ادغام ارادی قوی ممکن ا ست مانع تخلیه الکتریکی بعضی از نرون ها شود. فرکانس شامل سیگنال EMG، انتظارمی رود که کاهش یابد. گرچه کاهش MFدر post در سطح بالاتری نسبت به ANT اتفاق افتاد که در ظاهر با فرض اینکه نرخ اشتغال از ANT بالاتر است، تضاد دارد.

در واقع با توجه به مفهوم بالا فرکانس شامل سیگنال EMGدر post باید سریع تر کاهش یابد. توضیح ما برای این رفتار تضاد این است که به دلیل کاهش مؤثر نرون های ADMدر post , ازANT محدوده استخدام بالاتر، به تعویق می افتد.

فاز بیهوده MF هم چنین می تواند گروه بندی MU افزایش یافته را منعکس کند. در واقع گروه بندی(با کاهش تعداد MU مستقل) باعث نشستMF به فرکانس های پایین تر شود. در تجربیات حاضر فهمیدیم که MF کاملاً به DET٪ مربوط بوده است: فاز بیهوده MF که با یک فاز برآمده از DET٪، پیوند زده شده بود.

همان طور که ا شاره شد با افزایش DET٪ انتظار می رود با افزایش گروه بندی MU، افزایش یابد و فرسودگی ماهیچه ها طبق تجربیات ما فرض بر این است که افزایش DET٪ با کاهش MF، حداقل با گروه بندی MU در نظر گرفته شود.

۳-۳-۶رابطه ی درصد نیروی DET

مدرکی است که ثابت می کند که سرعت انتقال فیبر ماهیچه ای و گروه بندی MU فاکتورهای مهمی جهت ترکیب DET٪ سیگنال EMG هستند. در مطالعات اخیر تفاوت مهم در میانگین DET٪ بین ANT وpost مشاهده شده با پیشنهاد اینکه تغییرات بالا تحت تأثیر موقعیت

شـــانه قرار نگرفتند. به عبارتی دیگر این متغیرها مســـئول شـــیب های مختلف نیروی EMG مشاهده شده در ANT و postنبودند.

۶-۳-۴ نتایج

در مطالعات اخیر، ما تماس (فشـار) مفصـل شـانه را بر روی شـیب نیروی EMG در ADM کشـف کردیم. فهمیدیم که ظرفیت تولید نیروی کاهش یافته ADM که با تغییر موقعیت شـانه از ANT به post به دسـت آمده بود، شـیب نیروی EMG به طوری مؤثری افزایش یافت. تحلیل های بازگشت غیر خطی و فرکانس میانه طیف قدرت سیگنال EMG، می گوید که شیب افزایشی، کاملاً توسط یک نرخ اشتغال MU افزایش یافته به وجود آمد.

همان طور که قبلاً گفته شد سیستم عصبی ممکن است که یک پیکر بندی ارجاعی را توسط مجموعه ای از مفصـل آسـتانه ، جایی که ماهیچه ها خاموش هسـتند، مشـخص کرده اسـت . فعالیت و حرکت ماهیچه ای ممکن اسـت موجب پدیدار شـدن واکنش های تغییر پذیر سـیسـتم طبیعی به انحراف بدن از پیکر بندی شوند.

از این رو تأثیر تغییرات موقعیت مفصل شانه همان طور که در مطالعات اخیر مشاهده شد. می توانسـت نبودن تناسـب بین پیکر بندی بازوی واقعی و ارجاعی، مثلاً تولید تحریک پذیری که همراه با ماهیچه های چند گانه تغییر کند را تفسیر کند.

۶-۴ روش تجربی

۶-۴-۱ اشخاص

۹ نفر(٤ زن و ٦ مرد) راست دست جهت مطالعه و تحقیق داوطلب شدند. رضایت اطلاع داده شده توسط تمامی اشخاص قبل از تست و هم چنین این افراد جهت کنترل انقباض ADM مربوط به مطالعه آموزش دیدند.

۶-۴-۲ مجموعه تجربی

افراد در یک صندلی راحتی خمیده (شیب دار) با بازوی دست راست در یک سطح افقی و قرار گرفتن شانه در زاویه ۹۰ بر روی یک سطح عمودی ذشسته، بازوی دست راست و مساعد طوری قرار گرفتند که مفصل آرنج را در زاویه ۹۰ و مفصل مچ را در یک موقعیت خنثی همان طور که در شکل ۱A آمده ، ثابت قرار دادند .

دست و ٤ انگشت اول همان طور که در شکل ۱B نشان داده شد در یک قطعه محکم قرار دادند. انگشت پنجم در زاویه تقریباً ۱۰ افقی جهت اندازه گیری نیرویی هم اندازه ADM قرار داده شده است. مفصل شانه در یک سطح افقی از نزدیکی ۳۰(ANT) به ۳۰ (post) چرخش می یابد.

مراقبت های مخصوصی جهت جلوگیری تغییرات مفصل انگشت و بازو در طی انقباض ADM صورت می گرفت.

۶-۴-۳ مدارک EMG و نیرو

زمانیکه نیروی میانگین که توسط ADM در طی ۳ انقباض یکنواخت که با ۵٪ بین ۲ آزمایش تغییر کرد توضیح داده شد، MUG فرض شده بود MUG در موقعیت ANT به عنوان مرجعی به ۹ سطح نیرو(۱۰تا ۹۰ درصد MUG در ۱۰٪ افزایش در هر ۲ موقعیت بازو)

ا ستفاده شد. موقعیت اولیه بازو برای هر شخص به صورت ت صادفی بود جهت کاهش اریب فرسودگی، آزمایشات به صورت تصادفی شده بودند.

بنابراین انقباض ها بین سطوح نیروی پایین و بالای ۵۰ در MUG متناوب بودند به علاوه هر انقباض همراه با ۵ دقیقه ا ستراحت بود. فیدبک ب صری هدف و سطح نیروی درخوا ستی برای افراد بر صفحه کامپیوتر نشان داده شده بود. و بر الکترودهای AG/AGCL سطحی قابل عرضه که با فاصله ثابت۱۵mm برای هر شخص گذاشته شده بود، یکی که بر روی شکم ماهیچه ثابت شده و دیگری که بر روی اولین مفصل انگشت پنجم قرار گرفته است برای مشخص کردن نبود سیگنال ماهیچه در الکترود مرجع، یک مدرک اولیه با الکترود فعال در زمانیکه انقباض پیشینه کوتاهی صورت گرفت، وجود داشت.

سیگنال های EMG به دست آمده با (×۱۰۰۰) تقویت شده (۲۲۰۰۰Hz) فیلتر شده به صوررت منتقل شده و ذخیره شدند.

داده در یک نرخ نمونه گیری ۱۰۰۰ هرتز جهت ترسیم مکانیکی و ۱۰۰۰۰ هرتز برای EMG نمونه گیری شد. بالاخره تحت شرایط آزمای شی ما، احتمال اینکه انقباض غیر عمومی ماهیچه های بازوی مجاور ممکن است شرایطی را جهت ارتباط نیروی EMGدر ADMایجاد کند که نیاز ا ست. الکترودهای Ag/Agcl سطحی قابل عر ضه بر روی عضله دو سر شکم، ۵ سانتی متر بالای محل الحاق انتهائی اش قرار گرفته اند. رابطه نیروی EMG در ADM با وجود و بدون فعال سازی عضله های دو سر در ANT و POST مقایسه شدند. آزمایشات در روزهای مختلف ، تکراری و یکنواخت بود.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۴-۴-۶ تحلیل های EMG غیر خطی

برای هر موقعیت و فرد، تحلیل تعریف بازگشت غیر خطی صورت گرفت. این تحلیل ها الگوهای تکراری را در سیگنال ها و دلیلی که موقعیت ها و وضعیت هائی تغییر می کنند که با روش های خطی کلاسیک، قابل تشخیص نیستند، را به دست می آورد.

مدرکی وجود دارد که ثابت می کند تغییرات در سرعت انتقال فیبرهای ماهیچه ای به خوبی سطحی از انطباق منبع MU جهانی ، حساس است. هم چنین مشخص شده است که طی انطباق های هم اندازه، DET٪ همان طور که با RQA اندازه گیری شد، تحت تأثیر سطح های مختلف نیرو قرار نگرفته است.

ابعاد جا سازی بهینه با نزدیک ترین الگوریتم ا شتباه مجاور به د ست آمد که با ۱۵ ثابت شده بود. مقدار تأخیر زمانی با الگوریتم اشتراک اطلاعات محاسبه شده بود. مقادیر شعاعی با فاصله اقلیدی که از ۱۰ درصد ماکزیمم فاصله نرمال شده هر بردار فضا کوچکتر شوند، محاسبه شده بود برای نرمال سازی انرژی هر انقباض و بعد از رندوم سازی فازی.

DET٪ برای هر انقباض در هر موقعیت بازو جهت مشخص کردن متغیر هایش تحت زمان انقباض محا سبه شده و و ضعیت و رفتارش با ارتباط خطی DET/TIME٪ برای هر انقباض، مورد تست قرار گرفت.

۵-٤-٦ تحلیل های آماری و پارامتر های طیفی

تبدیل سریع فوریه به بخش های داده ای در ٤٠٩٦ نقاط غیر مشترک در خواست شده بود.mf طیف قدرت EMG برای هر مرحله از انقباض با ا ستفاده از تعریف ریا ضیاتی میانه، محا سبه شد از نتایج ت ست گرفته شد و مقادیر نیرو بین ۲ موقعیت بازو جهت اجرای یک سان خروجی در هر ۲ موقعیت انقباض مقایسه شدند. سطح فعالیت EMG ، DET٪ ، MF و نیرو بین ۲ موقعیت شانه با ا ستفاده از ت ست ۲ شاگرد مقایسه شدند. نیروی DET٪ بین ANTوpost متغیر است.

۵-۶ نتیجه گیری

در این فصل به ارتباط بین نیروی ایزومتریک والکترومایو گرافی سطحی در ماهیچه های دست پرداختیم ،فهمیدیم که شیب بیشتر درpostنسبت بهANT توسط یک نرخ گرمایش MUافزایش یافتیم چنین فشار مفصل شانه را بر روی شیب نیروی EMGدر ADMکشف کردیم .بدلیل اینکه سیگنال الکترومایو گرافی کاربرد زیادی در کنترل د ست م صنوعی وهم چنین نو سازی دست دارد نگاه خودرا به ان معطوف کرده ودر فصل به دسته بندی سیگنالEMG برای کنترل دست مصنوعی می پردازیم.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل هفتم

طبقه بندی سیگنال EMGبرای کنترل دست مصنوعی

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

طبقه بندی سیگنالEMG برای اجرای عضله ای برقی یک دست آهنی ماهر

۱-۷مقدمه:

دست های مصنوعی عضله ای برقی در دهه های متعددی مورد مطالعه قرار گرفته اند. تابع اصلی این دست ها،گیرآوردن اشیاء با انواع ---است ولی قطعی دست . توابع چند وظیفه ای را به تک وظیفه ای ترجیح می دهد . یکی از امتیازات دست آهنی ماهر، این است که حرکت گیر انداختن انگشت ها با سیگنال های کمتری می توانند کنترل شوند. که برای عضوهای قطع شده تشخیص اشیای گیرآورنده بدون هیچ مشکلی، موثر خواهد بود. تئوری درباز چگونگی گیرانداختن و کنترل دست های آهنی ماهر در ۳ دهه اخیر مورد مطالعه قرار گرفته است. تعداد زیادی الگوریتم توسط محققان مورد بررسی قرار گرفته است. دست ماهر یکی از معروف ترین دست های آهنی در جهان است و مطالعاتی بر روی آن صورت گرفته است. طبق تجربیات دستDLR یک دست آهنی ماهر کوچکتر شبیه به دست انسان که با کمترین مشکلی ساخته شده است در موسسه Harbin بوده است. دستDLR/HIT یک دست آهنی ماهر چند انگشته بوده و انگشت DOF۳ و ٤ مفصل دارد. وزن و سایز فاکتورهای اصلی و مهمی هستند که مانع تبلیغاتی شدن این دست ها می شوند اما پیشرفت های اخیر در ساخت و کوچک کردن سخت افزار می گوید که این فاکتورها ممکن ا ست سبب م شکلاتی شوند . پی شرفت ها ممکن ا ست د ست آهنی ماهر را به د ست م صنوعی برگرداند. در دهه های اخیر بسیاری محققان به بررسی تمایز سیگنال های EMG برای این دست ها پرداخته اند . تابع کنترل اصلی مصنوعی باز کردن و بستن دست ها.جهت تمایز این توابع ، محققان از ویژگی های EMG مختلف شامل

دامنه سیگنال،(IAV)، تغییر علامت، ویژگی های فرکانس می باشد.EMG، طیف توان تحلیل شده تو سط تبدیل سریع Fourier(FFT) و ضریب مدل EMG AR ا ستفاده کرده اند.طبقه بندی ابزار مشخص توابع خطی، شبکه های عصبی و سیستم های فازی.chanetal از یک مدل پنهان marrkon برای پردازش ٤ کانال سیگنالEMG، با تمایز ٦ کلاس حرکت عضو استفاده کرد. استراتژی هایی جهت کنترل دست ماهر وجود دارد.

تمایز انواع مختلف حرکت ها مورد مطالعه قرار گرفته ا ست. Huang et cl از سیگنال EMG ۳ کانال جهت تشخیص حرکت ها استفاده کرد. کنترل حرکت دست انسان تنها شامل گیرانداختن نی ست بلکه شامل حرکت انگ شت فردی نیز می با شد. حرکت شـصت بـسیار مهم اسـت ولی به اندازه کافی جهت کنترل یک دست آهنی ماهر نیست . طبه بندی حرکات چند انگشتی بر ا ساس شناخت الگوهای EMG با موفقیت به انجام ر سید. در این قسمت مدل AR با ANN ترکیب شده و ا ستفاده از مجموعه ای از حرکات انگ شتان، شامل مـ شت، ا شاره و حرکات انگشت وسطی با نتایج رضایت بخشی همراه بود.

۲-۷. روش ها

در سیستم طبقه بندی EMG مدل AR و ANN با هم ترکیب شده اند. در ANN الگوریتم BP اصلاح شده در طبقه بندی الگوهای EMG سطحی مربوط به ٦ نوع حرکت های انگشت بکار رفته است: کشیدگی و خمیدگی انگشت شصت، کشیدگی انگشت اشاره، خمیدگی انگشت اشاره و کشیدگی انگشت وسط و خمیدگی آن.EMG سطحی با مدلAR پیش پردازش شده است.

مدل ریاضی ان به صورت زیر میباشد:

$$x_t^i = -\sum_{j=1}^{p} {}_j^i x_{t-j}^i + w_t^i \quad t=1,2,\ldots..,m$$

در اینجا x_t^i بیانگر رشته زمانهای الکترو مایو گرافی کشف شده از ماهیچه ی iام است.${}_j^i$ پارامترAR iام رشته های زمانی iام x_t^i است.pمرتبه ی مدل که در اینجا برابر با (۱۰)٤=p میباشد.mطول نمونه و w_t^i نویز سفید است.

طبقه بندی: در سیستم طبقه بندی EMG شبکه عصبی BAR ، ۳ لایه دارد. که ترکیبی از لایه درونی ١٦ مولکولی متناظر با ضریب ٤ ضریب AR ٣٦ سلول لایه میانی و ٦ سلول لایه بیرونی است. بردار لایه بیرونی حرکات ٦ گانه انگشت ها را در جدول ۱ تعریف کرد.

۳-۷-آزمایش و نتایج

آزمایشات در آزمایشگاه ما انجام شد یک تقویت کننده سیگنالEMG جهت بد ست آوردن ٤ جریان سیگنال EMG در ثبت هم زمان حرکت انگشتی شخص، توسعه یافته است. مهم بالائی از سیگنال نویز دارد. حصول ۱۰۰، ۵۰۰، ۱۰۰۰ یا ۱۰۰۰۰ می تواند جهت اکتساب ایده آل سیگنال های دامنه مختلف انتخاب شود. تقویت کننده، سیگنال های EMG را به پهنای باندی بین ۵ و ۱۰۰۰ هرتز فیلتر می کند. در آزمایشات ٤ جفت الکترود بر روی بازوی د ست را ست شخص قرار گرفت.الکترودها بر روی سطح پو ست دقیقاً بالای ماهیچه های فعال قرار گرفتند. ٤ مرد با سنین بین ۲۳ تا ۲۷ و در شرایط سلامت جسمانی در این آزمایشات شرکت کردند. به افراد آموزش داده شد که هر حرکت انگشت را تکرار کنند.حداقل ۱۰۰ مجموعه سیگنال EMG از حرکت انگشت ثبت شده بود. سیگنال های EMG، ۱۰۰ بار تقویت شده و با نرخ ۲٤۰۰ هرتز نمونه گیری شده اند. جهت کنترل دست آهنی ماهر زمان نمونه گیری سیگنال های EMG ، ۲۰۰ میلی ثانیه و تعداد نمونه گیری ٤۸۰ است. بعد از ۳٦۰ سیکل آموزشی برای هر شبکه، بیش تر از ۱۸۵ الگو از ۲٤۰ تا با موفقیت شناسایی شدند. جدول ۲ نرخ کلی هر مورد را با سیستم طبقه بندی نشان می دهد. با استفاده از این جدول، متوجه می شویم که نرخ کلی هر فرد، بیش تر از ۷۷٪ است.

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱-۳-۷نتیجه گیری

سیستم طبقه بندی EMG سطحی مدل AR با BPNN جهت اجرای دست ماهر، ساخته شده است. ٦ نوع حرکت انگشت در سیستم با استفاده از ٤ جفت الکترود جهت سیگنال های EMG سطحی، مشخص شده اند. نرخ تمایز می تواند به بیش تر از ۷۷٪ دست یابد. که سیستم یک رویه تناوبی را در طبقه بندی حرکت انگشت ثابت می کند. حال که با طبقه بندی سیگنال EMGبرای کنترل دست مصنوعی اشنا شدیم برای نوسازی دست واصلاح دست استخوان بندی خارجی با کنترل EMGارائه میدهیم.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل هشتم

یک استخوان بندی برونی کنترل شده توسطEMG برای نوسازی دست

WikiPower.ir

یک استخوان بندی برونی کنترل شده با EMG برای نوسازی دست

۱-۸مقدمه

هدف از این کار و تجربه استخوان بندی برای ترمیم دست یک شیء ساختگی توسط ضربه و حرکت است . استفاده از سیگنال های EMG اندازه گیری شده توسط عضو ، سیگنال اجرای حرکت خاص و عملیات بر روی دست بیمار را پیش بینی می کند .

در سال های گذشته ما به درمان های نوسازی زیادی نیاز داشتیم بنا به دلایل مختلفی از جمله افزایش میانگین بین جمعیت ، پیشرفت در درمان آسیب شناسی که در گذشته علاج ناپذیر بوده و ریسک بالائی از صدمات جسمی را دارا بود .

به طور طبیعی کمبودهای موتور با صدمات جسمی مانند شکستگی استخوان ، زخم رباط ها و یا تنزل طبیعی اسکلت ماهیچه ، به وجود می آید . همچنین آسیب شناسی سیستم عصبی افزایش می یابد . صدمات جمجمه ، بیماری پارکینسون ، ضربات نخاعی جز این گروه به شمار می آیند . برای مثال در آمریکا تقریباً ۳ میلیون نفر به دلیل این بیماری ، کمبود موتور دائمی دارند .

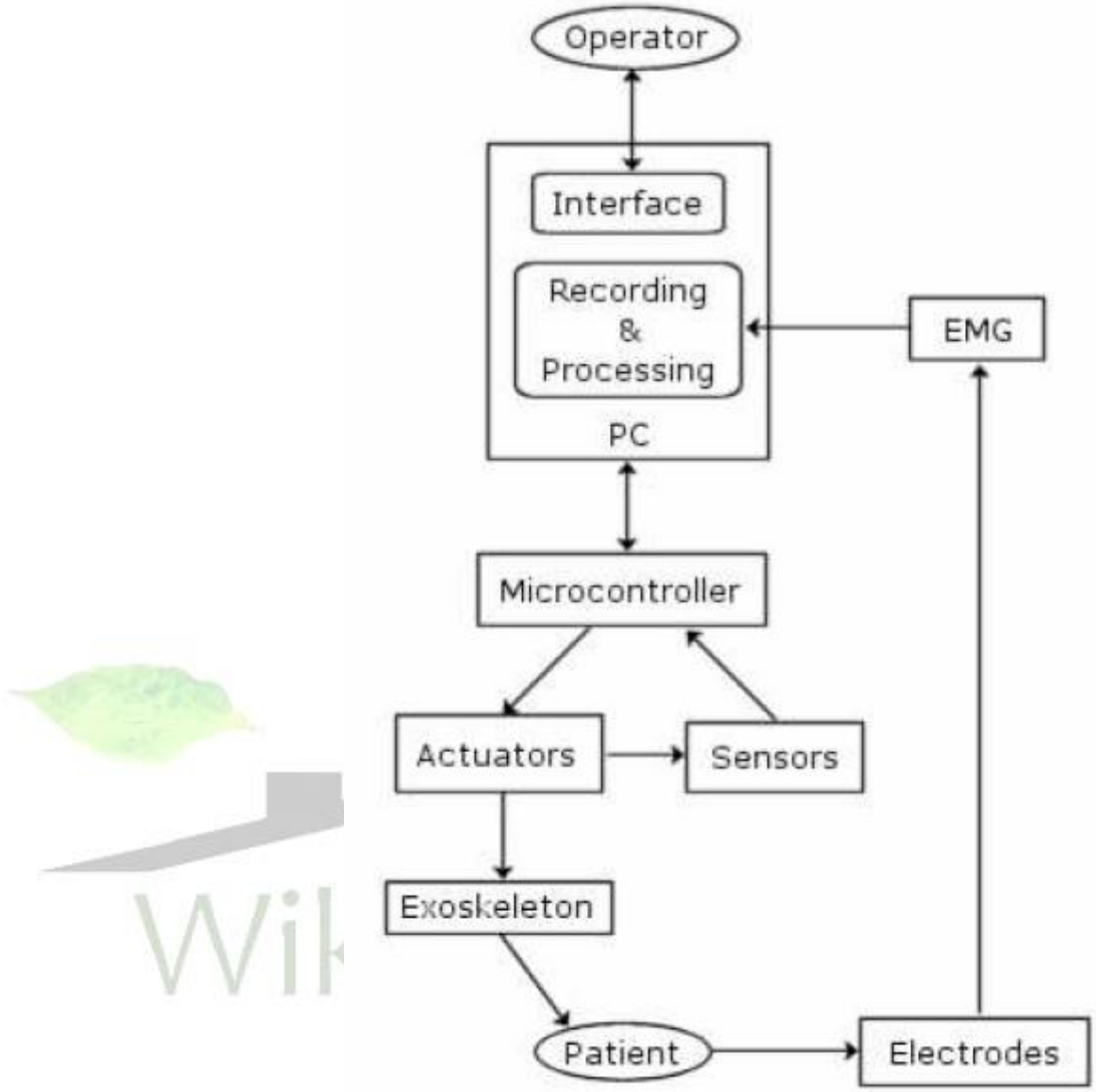
معمولاً درمان نو سازی بر طبق عضو فلج تحت درمان ، پایه گذاری شده است . بر اساس این رویه با فرکانس روزانه برای چند ماه هدایت می شود . واضح است که مقدار زیادی منبع و زمان نیاز است هم برای بیمار و هم برای پزشک .

مورد دیگر هزینه درمان است که معمولاً خیلی بالا است در واقع در طی طول درمان پز شک ، تنها به یک بیمار اختصاص دارد . برای حل این مسائل در دهه اخیر آزمایشگاههای مجهز به

روباتیک ، پروژه ای را جهت طراحی و تجربیات خودکار یا سیستم های نیمه خودکار برای نوسازی دست شروع کرده اند . در دانشگاه Rutgers . واسط لامسه ای را درست کردند که با ٤ محرک هوایی قادر به خم کردن انگشتان فرد با بیش ترین نیرو (١٦ N) است . هر محرک با یک حسگر موقعیت مجهز شده که اجازه کنترل انگشتان را توسط یک واسط کامپیوتری مطابق آموزش خاص ، می دهد . سیستم دیگر در دانشگاه کالیفرنیا ، درمان Joystick جاوا است . این دستگاه از نیروی دسته فرمان feedback با نوعی نرم افزار بازی استفاده می کند که با Juu اجرا می شود که برای نوسازی و اصلاح بیماران نیمه فلج بوده و به راحتی در خانه قابل استفاده است .

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

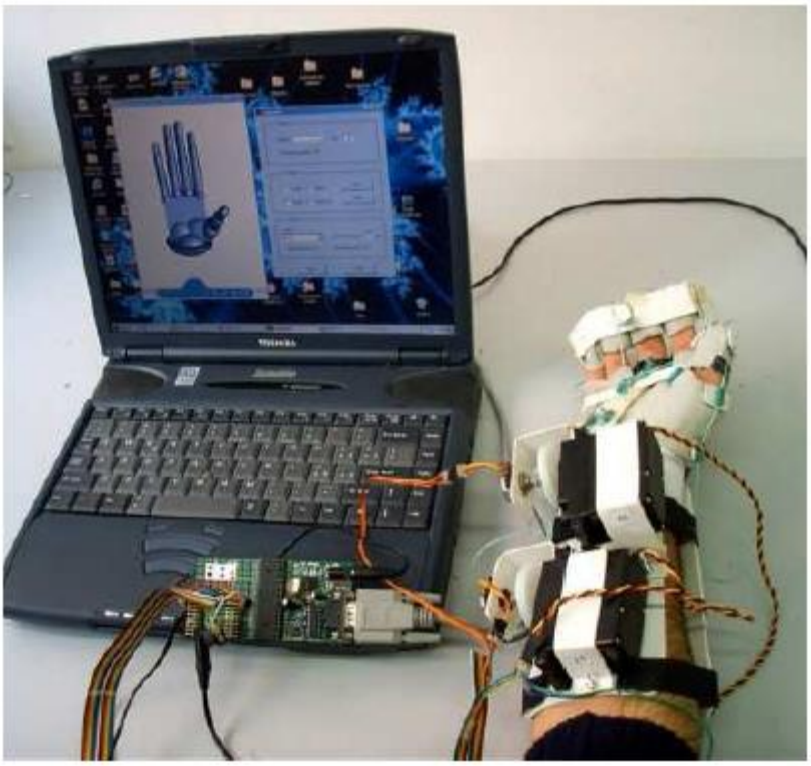


شکل ۱:طرح هندسی سیستم توانبخشی دست

آزمایشگاه دیگری بر روی جسمی کار می کند که از یک روبات جهت حرکت عضو استفاده می کند . این قطعه برای اصلاح مچ دست و داشتن مقاومت کم برای حرکت طراحی شده بود . قطعه ای که ما در آزمایشگاه همان تولید کردیم حاصل تجربیات قبلی از دست مصنوعی شبیه انسان و واسط لامسه

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

ای برای کاربردهای واقعیت مجازی بود .



شکل ۲:نمای کلی سیستم توانبخشی کامل

WikiPower.ir

شکل ۳:نمای جانبی استخوان بندی بیرونی

۲-۸سیستم اصلاح دست

سیستم اصلاح دستی که پیاده سازی کردیم شامل اجزای مهم یک PC ، یک میلرو کنترلر ، یک ا ستخوان بندی خارجی و یک قطعه جهت ثبت سیگنال های EMG ا ست . PC ، ۳ تابع دارد ۸ همراه با یک عملگر . توسط یک واسط گرافیکی اثر کرده ، سیگنال های myoelectric بیمار را ثبت و پردازش کرده و بالاخره با میکرو کنترلر با ارتباط سـریالی جهت ارسـال فرمان ها و یا به دست آوردن اطلاعات حساس ، ارتباط برقرار می کند . میکرو کنترلر سیگنال های فرمان را با توجه به نیاز محرک ها تولید کرده و موقعیت واقعی آنها را به وسـیله حس گرها کنترل می کند . محرک بر استخوان بندی بیمار موثر است .

۱-۲-۸استخوان بندی خارجی

استخوان بندی خارجی که در نظر گرفتیم شامل یک دستکش که بر روی ساختار تکیه گاه است ، به صورت پلا ستیکی پیاده سازی شده ا ست . قسمت پلا ستیکی روی د ستکش به ۲ دلیل استفاده شده : هدایت انگشتان بیمار جهت انجام یک حرکت طبیعی و جلوگیری از اینکه انگشتان مجبور به تحمل Load (بارگذاری) مفرط بر نوک شـان شـوند . به علاوه ما ۲ پوشـش خمیده پلاسـتیکی سـاخته ایم که بالا وپائین سـاعد بیمار و توسـط تسـمه کنار هم قرار گرفته اند . ما پوشش بالائی را بر روی ساعد با وسیله ای پلاستیکی بر روی دستکش توسط یک میله فلزی بسـته ایم . بر روی پوشـش بالائی ، ۲ محرک گذاشـته ایم که HS–۸۰۵BB هسـتند . این موتورهای الکتریکی در موقعیت می توانند کنترل شوند . ۲ سیم به نوک انگشتان وصل شده و از طرفی دیگر به طرف قرقره خود تنظیم میچرخد سـیم ها در لوله های پلاسـتیکی کوچک می لغزند و ماکزیمم نیروی تولید شده توسط محرک ها را حدود۱۰۰N است ، انتقال می دهند . یک

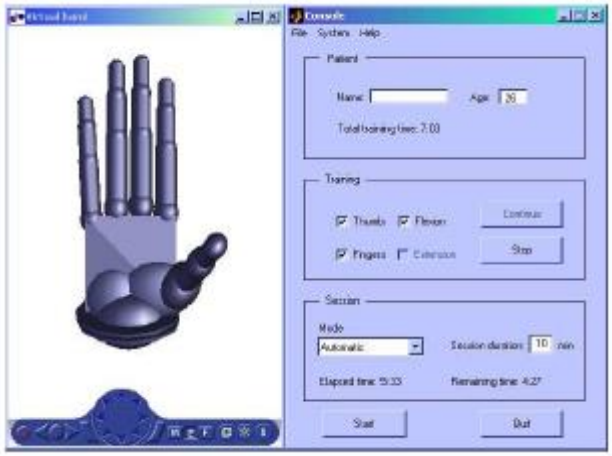
سیم به انحنای شست اختصاص داشته زمانیکه دیگری ٤ انگشت را در یک زمان خم می کند . در قسمت پشتی ، جهت حرکات اضافی به ۲ جهش احتیاج است . در این روش تنها با ۲ درجه تحریک ، قطعه قادر به اجرای حرکت است نهایتاً ، ۲ پتانسیل را بر روی قرقره های خود تنظیم قرار داده جهت ثبت ۲ سیگنال موقعیت .

۲-۲-۸ الکترونیک و نرم افزار

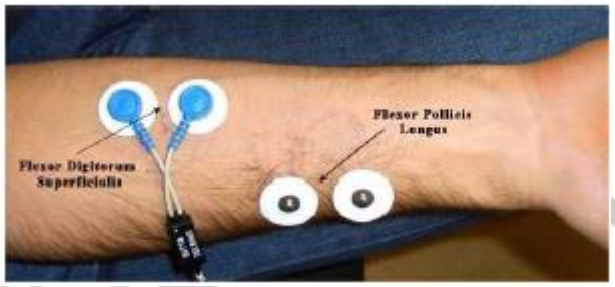
واسط بین PC و قطعه نوسازی با یک board مدار انجام می شود . یک میکرو کنترلر ریز تراشه ، فرمان ها را از PC دریافت کرده ، سیگنال های فرمان را برای ۲ خود تنظیم تولید کرده و به سیگنال های آنالوگ پتانسیل سنج نیاز دارند . در هر ثانیه $۸۱۰^{٦}$ عملیات را اجرا می کند . میکرو کنترلر داده را دریافت و ارسال می کند از او به PC توسط یک ارتباط سریالی به زبان C برنامه نویسی شده و در کتابخانه های MPLAB به خودش کمک می کند . یک برنامه مطلب ، واسط گرافیکی را پیاده سازی کرده ، به پردازش سیگنال های EMG می پردازد . واسط شامل یک دست مجازی و یک میز فرمان است . دست مجازی در URUL پیاده سازی شده و با یک برنامه Simulink تحریک می شود .

در طی جلسه درمان : اول از همه واسط حرکت دست را که بیمار باید انجام دهد نشان داده و بعد دستکش حرکت واقعی را انجام می دهد . با استفاده از میز فرمان ، پزشک یا حتی خود بیمار می تواند جلسات اصلاح را تنظیم کند .

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل ٤:دست مجازی وواسط درمان



شکل ٥:محل قرارگیری الکترودهای سطحی

۳-۸پردازش EMG

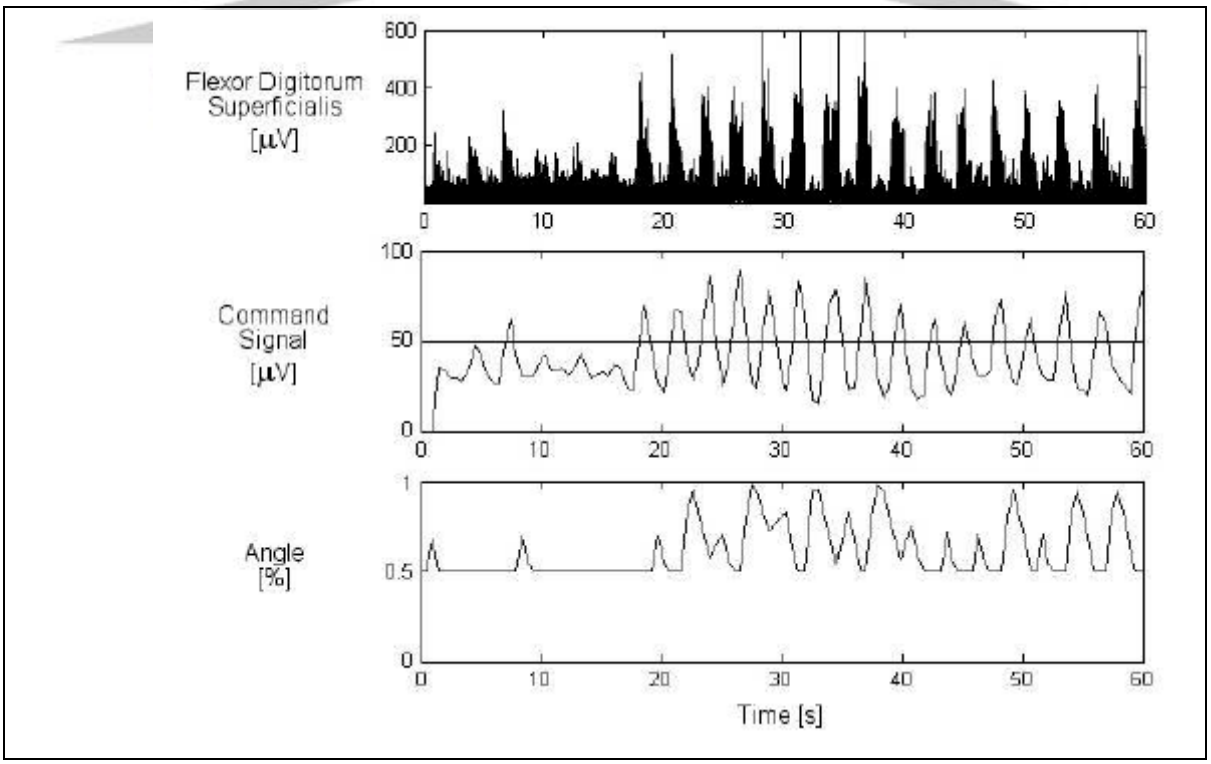
جهت افزایش تأثیر درمان نوسازی و اصلاح ، از سیگنال های myoelectric استفاده کردیم . فعالیت الکتریکی ماهیچه ها به ما این اجازه را می دهد که بدانیم آیا بیمار ســـعی در تکان دادن انگشت ها می کند یا نه . در طول تعداد مفاصل بی شماری که انگشت ها را حرکت می دهد ، ما این ها را انتخاب کردیم چرا که الکترودهای EMG می تواند بر روی ساعد قرار گیرد و در این روش سیگنال های ثبت شده به دلیل حرکت انگشتان از هیچ نویز با صدایی ، رنج نمی برند .

در واقع هر ۲ ماهیچه بیش تر یا کم تر در وسط ساعد قرار گرفته اند (به سمت شکم) . در پیشرفت های اولیه فاز دستگاه ما ماهیچه ها را کنترل و رسیدگی نکردیم .

شکل ۵ جایی را که الکترود ها رابرای اندازه گیری فعالیت ماهیچه قرار داده ایم نشان می دهد. سیگنال های میو الکتریک در فرکانس ۵۰۰ هرتز نمونه برداری شده ،یک سو و سپس طبق تساوی زیر فیلتر شده اند:

$$Sj = \frac{1}{t_j - t_{j-k}} \sum_{i=j-k+1}^{j} \left| e_{i-1} \right| (t_i - t_{i-1})$$

دراینجا S_j و e_j به ترتیب بیانگر نمونه های سیگنال کنترل ا ستفاده شده برای کنترل محرک ها وسیگنال میو الکتریک در زمان t_j وkپارامتری است که عض مجموع عملگر پنجره را تعیین میکند.



برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شکل ٦:سیگنال EMGیکسوشده عضله خم کننده دبجیتروم سطحی b)سیگنال کنترل c

)درصد چرخش زاویه ی چرخک (قرقره) فرمان یار(خودتنظیم)

WikiPower.ir

۸-۴ - تست های اولیه دستگاه

جهت انجام تست اولیه سیستم ، فعالیت myoelectric یک فرد سالم ۲۶ ساله را ضبط کردیم . اولین گراف شکل ٦ زمانیکه شخص ۳ سری حرکت انگشتان را اجرا کرد در فا صله ۱ دقیقه نشان می دهد . در ۱۷ ثانیه اول ، تنها انگشت شست خم شده بود . در ۲۷ ثانیه بعدی ، شست در یک موقعیت اسـتراحت قرار گرفت و شـخص به خم کردن ٤ انگشـت دیگر به طور هم زمان پرداخت . در پایان این تست تمامی انگشتان به طور یکسان خم شدند . داشتن این نکه که تداخل صدا در قسمت اول ضبط که باعث پردازش تحت سیگنال می شود ، مهم است . در گراف دوم شکل ٦ سیگنال فرمان ا ستفاده شده جهت کنترل محرک ، طراحی شده ا ست . طبق معادله ۱ با K= ۵۰۰ محاسـبه شـد . داده پردازش شـده با یک کامپیوتر مجهز به پردازشـگر Athlon AuD, با GH ۱ و ub ۲۵٦ رم . جهت کنترل محرک ها ، یک ا ستانه کار را که در شکل ٦ آمده تعریف می کنیم . که برای این تسـت 8 را معادله $u\mu$ ۵۰۰ می گذاریم . این حد اسـتانه را جهت تشـخیص فعالیت الکتریکی واقعی ماهیچه ها تعریف کردیم . در گراف آخر گردشـی موتور فرمان قرقره ، همان طور که توسط حس گر ضبط شدند ، نشان داده شده اند . زاویه چرخش با درصد بیان شده 8 (۰) به معنی این است که انگشت ها کشیده شده اند ، مقدار ۰/۵ برابر این ا ست که در حالت ا ستراحت قرار دارد و انگشتان خمیده شده اند ، و مقدار ۱ یک د ست کاملاً بسـته را نشـان می دهد . یک محرک حرکا انقباضـی را وقتی سـیگنال کندانس از حد آسـتانه تجاوز می کند شـروع می کند ، سـرعتش به موقعیت زاویه اش بسـتگی داشـته و در زمان t به صورت زیر محاسبه می شود :

$$u(t)=A.(1-u(t))$$

در این روش سرعت موتور بستگی به باز کردن دست و به طور تصاعدی وقتی انگشت ها منقبض می شوند ، (۰) می شود . زمانیکه سیگنال کنترل کمتر از حد آستانه باشد ، انگشتان به حالت استراحتی خود بر می گردند . همان طور که دیده می شود انتخاب مناسب حد آستانه به فیلتر بیش تر نونرها به دلیل تداخل صدا ، اجازه می دهد .

گرچه این استراتژی کنترل تنها در فاز پیشرفته ای از درمان ، مفید است ، زمانی که بیمار قادر به تولید مقدار مهمی فعالیت ماهیچه ای است . اما هنوز قادر به اجرای حرکات به تنهایی نمی باشد . در حقیقت در مراحل اولیه سیستم اصلاح و نوسازی ، حرکت برنامه ریزی شده کوتاهی را اجرا می کند ، حتی اگر سیگنال های EMG ضبط نشده باشند . و بعد به سرعت حرکت ، به فعالیت myoelectric بیمار افزایش می یابد .

برای اینکه بدانیم آیا می توانیم نظریه ما را به صورت تجربی شروع کنیم ، آن را بر روی یک بیمار خانم نیم فلج ٦٥ ساله امتحان کردیم که به دلیل یک نوع کم خونی یک ماه قبل اتفاق افتاد و توانائی صحبت کردن بیمار را هم به خطر انداخت .

استخوان بندی نتیجه مطلوبی را ارائه نکرد و جهت تضمین نصب یک سیستم بهینه احتیاج به یک دستیار واجد شرایط بود . مخصوصاً که ما متوجه شدیم که سازگاری ساختار پلاستیکی با نصب ٤ انگشت ، به خوبی نبود . در حالی که با انگشت شست مشکلی نداشت . حرکات بدون ضبط EMG صورت می گرفت . در نتیجه تحت کنترل کامپیوتر ، کاملاً منفعل بودند . یادآوری می کنیم که این نوع پیاده سازی خاص ، اجازه گرفتن یا چنگ زدن طبیعی را نمی دهد : خمیدگی انگشتان باید جهت مقاومت انگشت شست ، هماهنگ باشند . به علاوه زمانیکه محرک ٤ انگشت

را با هم خم می کند ، چرخش مفا صل بین انگ شتی مجاور قابل توجه تر از مفا صل ا ستخوان های کف دست است .

۱-۴-۸. نتیجه گیری

ما ا ستخوان بندی خارجی را جهت ا صلاح و نو سازی د ست ارائه کردیم : هدف ا صلی ما این بود که بیمار احساس استقلال بیش تری داشته باشد . در این روش یک درمانگر از لحاظ نظری اگر امکان اتصال به اینترنت با شد ، بهتر از یک بیمار در همان زمان می تواند اجرا کند . در نتیجه می توانی هزینه درمان نسبتاً زیاد را کم کرده و سرویس نوسازی را بهبود داده ، زیرا بیمار می تواند با یک نظارت کنترل شده ای در خانه ، آموزش ببیند . یک واسط گرافیکی حسی را توسعه داده ایم که حتی یک انسان عادی هم بتواند از آن استفاده کند . استخوان بندی جهت سازگار بودن طراحی شده و با ۲ موتور فرمان تحریک می شود . ۲ پتانسیل سنج به عنوان حس گرهای موقعیت جهت کنترل وضعیت واقعی دست بیمار استفاده شده اند .

۲-۴-۸ . کارهای آینده

با احترام به ساختار مکانیکی ، مفاصل استخوان های کف دست بازه حرکات بیش تر و استخوان بندی خارجی ، تعداد درجات آزادی بیش تری دارند . بدین معنی است که محرک های بیش تری مورد نیاز ا ست . گرچه ما بیش تر تلا شمان را بر روی ا ستخوان بندی سازگارتری کردیم ، یک ساختار پیچیده تر ممکن ا ست راحت تر تو سط بیمار پو شیده شود . تکنیک های پی شرفته تر جهت پردازش EMG ، برای تغییر پذیری طبیعی این سیگنال ها مهم ا ست . بدین

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

دلیل ضبط فعالیت myoelectric در موقعیت های دیگر می تواند مفید با شد . این مورد خیلی مهم است چرا که ممکن است یک فاکتور انگیزشی مهمی شود . در فصل اینده یک مدار انالوگ برای کنترل دست مصنوعی معرفی خواهیم کرد.

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

فصل نهم

یک مدار انالوگ جدید برای کنترل دست صنوعی

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

۱-۹مقدمه

دست های مصنوعی برای کمک به افرادی که دچار قطع عضو هستند، طراحی شده اند. از این دست ها انتظار می رود که همانند دست واقعی عمل کنند. حرکت انگشتان جهت تغییر گیرانداختن و گیرآوردن یک شی در یک دست واقعی این فعالیت ها با سیگنا ل های عصبی کنترل می شوند. تعداد عملیات دست یافتنی محدود به تکنولوژی موجود و تعداد کمی سیگنال های EMG استفاده شده جهت کنترل دست مصنوعی است. هم چنین در بسیاری از موارد مشاهده شده است که سطح عضو قطع شده ممکن است سبب محدود شدن تعداد سیگنال های EMG در دسترس بنابراین محدود شدن تعداد عملیات ممکن می شود.

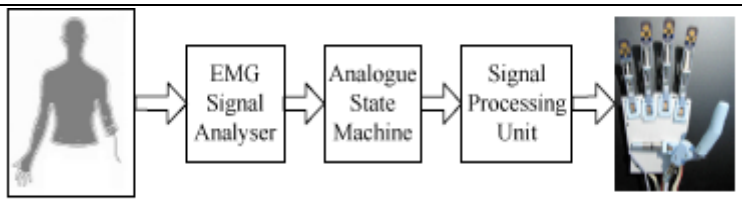
روش های مختلفی جهت پردازش سیگنال های EMG در دسترس برای کنترل حرکت انگشتان در یک دست مصنوعی ، پیشنهاد شده است. عموماً پردازش در ناحیه دیجیتالی، با استفاده از یک شبکه عصبی صورت می گیرد. این روشها به سیگنال های EMG چند گانه ای که تنها در سطح پائینی از قطعی عضو در دسترس هستند، احتیاج دارد. زمانیکه سطح قطعی عضو بالاتر می رود منابع EMG کمتری در دسترس هستند که در بدترین موارد به یک سیگنال EMG مجزا، منجر می شود. به علاوه جهت افزایش تاثیر دست مصنوعی در گرفتن و نگهداشتن اشیای مختلف، سیگنال های بازخورد از حس گرهای کارگذاشته شده بر روی نوک انگشتان، احتیاج به پردازش در نقاط تقاطع توسط سیگنا ل های EMG در دسترس دارند. در اصل سیگنال های EMG، در طبیعت آنالوگ طیف وسیعی هستند و به فاکتورهای متعددی وابسته هستند. شکل و دامنه واقعی اش می تواند از زمانی به زمان دیگر و از فردی به فرد دیگر تغییر کند. و پردازش این سیگنال ها در ناحیه آنالوگ واقع گرایانه گر از ناحیه دیجیتال است. به

علاوه تحقیقات اخیر نشـــان داده اســـت که پردازش طبیعی ســـیگنال ها در ناحیه آنالوگ ممکن است نتیجه محاسباتی مهمی را در مقایسه با پردازش آنها در ناحیه دیجیتال داشته باشد. با در نظر داشتن این حقایق یک مدار آنالوگ جدید جهت کنترل موثر دست های مصنوعی با استفاده از سیگنال های EMG، پیشنهاد شده است. گرچه مدار می تواند جهت پردازش سیگنال های EMG با تغییر کمی، استفاده شود، بدترین سناریو این است که یک سیگنال EMG تنها در دسترس باشد. هم چنین یک روش موثر و ساده جهت کنترل طرز قرار گرفتن دست با استفاده از سیگنال EMG تنها، در نظر گرفته شده است.

به علاوه مدار ، ظرفیت کنترل موثرتری را توسط پردازش سیگنال های بازخورد (feedback) ، از نیروی نوک انگشـــت ها و حس گرهای لغزان در ترکیبی از ســـیگنال های EMG ورودی دارد از جمله تولید کنترل مناسب حرکت انگشت شخصی .

WikiPower.ir

۲-۹چکیده ای از سیستم



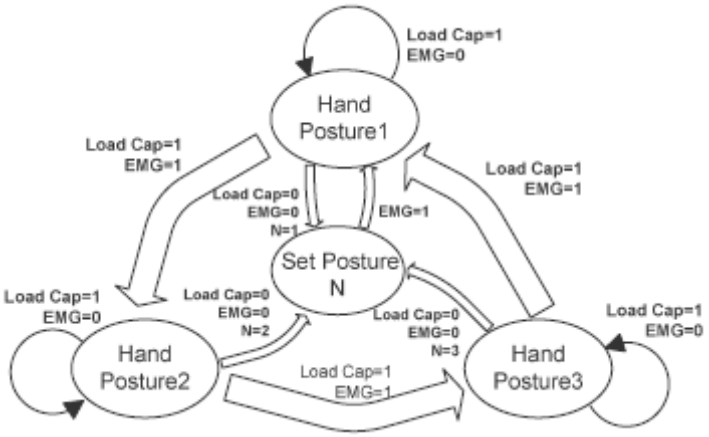
شکل ۱:بلوک دیاگرام سیستم پیشنهادی

یک دیاگرام عمومی سیستم پیشنهاد شده در شکل ۱ نشان داده شده است که ترکیبی از الکترودهای استاندارد ، تحلیل گر سیگنال EMG یک ماشین وضعیت آنالوگ ، یک واحد پردازش سیگنال و یک دست مصنوعی با حس گرهای گذاشته جهت کشف فعالیت توان و لغزش است . و حل آن بسیار مشکل است . یعنی با در نظر گرفتن مقدار باینری سیگنال EMG ، تنها ۲ حالت می تواند کنترل شود که در اینجا یک متدولوژی جهت غلبه بر این مشکل وجود دارد . هر کدام از وضعیت های ممکن با یک حالت هم مرتبط شده اند . انتقال از یک حالت به حالتی دیگر توسط شمارش تعداد EMG های از هم پاشیده متوالی به دست می آید .

برای مثال برای ایجاد امکان انتقال از و ضعیت ۱ به و ضعیت ۳ ، ۲ EMG از هم پا شیده شده باید در زمان T تولید شوند که پردازش در شکل ۲ توضیح داده شده است . زمان T با مقدار سیگنال Load cap مشخص شده است .

هنگامی که Load cap =1 ما در زمان مشخص شده T هستیم . در واقع مدارات کنترل کامل ، به عنوان یک ماشین وضعیت ساده در نظر گرفته می شود . تکنیک طراحی آنالوگ جهت پیاده سازی در اینجا استفاده شده است .

یادآوری شده است که مدت زمان T ممکن است از شخصی به شخص دیگر تعدیل یافته که بستگی به خروجی تقویت کننده EMG دارد . گرچه وضعیت های تو صیف شده در جدول ۱ تنها برای مثال بوده و هر وضعیتی ممکن است مطابق با هر حالتی استفاده شود . متدلوژی پیشنهاد شده جهت یکپارچه کردن بیش تر وضعیت های پیچیده استفاده شده اند .



شکل ۲:دیا گرام حالت کنترل حالات مختلف دست با استفاده از سیگنال EMG

State	Posture	No. of EMG Stimuli
Posture 1	*Open Hand*	*1*
Posture 2	*Lateral Grip*	*2*
Posture 3	*Spherical Grip*	*3*

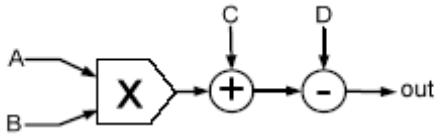
جدول ۱:حالات دست وتعداد سیگنال های مربوطه

متاسفانه خود شکل سیگنال EMGبرای روش ذکر شده در بالا مناسب نیست ،بنابرای هر سیگنال EMGابتدا به وسیله ی تکنیک thersholdingبه موج مربعی تبدیل می شود همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده اشت.در اینجا یک سیگنال مداوم استفاده شده است.این عمل برای استفاده از تحلیل گرسیگنالEMG انجام می شود.برای سیگنال های متوالی خروجی این مدار تولید میکند یک رشته پالس جایی که پالس ها در هر زمان متوالی پنجره زمانی Tبه

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

عنوان یک راهنما برای ماشین حالت انالوگ در نظر گرفته شده است تا انتخاب کند حالت مخصوصی از حالات پیش فرض مختلف بطوری که قبلا شرح داده شد.

بعد از انتخاب حالت تو سط کاربر سیگنال های هم تراز به واحد پردازش فر ستاده می شوند (شکل ۳) جهت تول ید سیگنال های موازینه برای کنترل حرکت انگشت .



شکل۳:بلوک دیاگرام پردازش سیگنال

واحد پردازش سیگنال ، یک واحد محاسباتی آنالوگ چند منظوره است که قادر به اجرای عملیات چند جمله ای مزتبه اول است:

$$out = (A \times B) + C - D$$

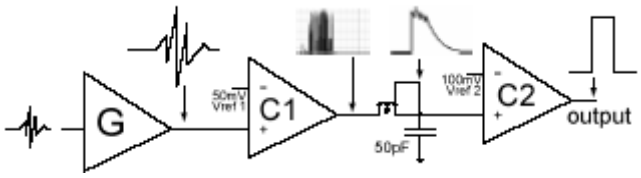
در معادله ی بالا Aیک ورودی از ماشین انالوگ جهت کنترل حرکت انگشتان مصنوعی .Bبه عنوان میزان سازی ورودی برای تغییر واکنش ولتاژ خروجی است.CوD ورودی جهت کنترل دستگاه سیگنال های Feedback ، جمع و تفریق شده اند .

۳-۹پیاده سازی مدار

۱-۳-۹ . تحلیل گر سیگنال EMG : شکل ۵ ، یک نمودار کلی و شکل سیگنال EMG را تحت پردازش نودهای مختلف نشان می دهد . سیگنال EMG به دست آمده ، دامنه μu ۲۰۰ را نشان می دهد . زمانیکه ماهیچه در حال استراحت است ، سیگنال دامنه مقدار کمی دارد (۰ ولت) و هنگامی که ماهیچه منقبض می شود ، بیش ترین مقدار (μu ۱۰۰) در نتیجه یک مقایسه کننده با ولتاژ ۵۰ ولت جهت نشان دادن زمانیکه ماهیچه منقبض شده است یانه ، احتیاج است .

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

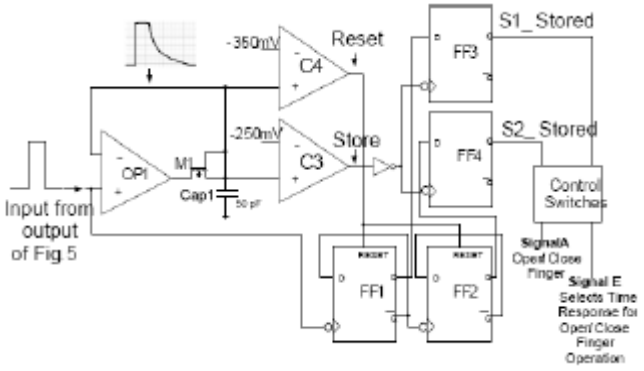
خروجی مقایسه گر C1 توسط ترانزیستوری به عنوان دیود و خازن ۵۰ pF ، محکم شده ا ست . این سیگنال با ولتاژ منبعی از ۱۰۰mu با ا ستفاده از مقاي سه گر C2 جهت تولید پالس خوا سته شده مقاي سه شده ا ست . از وقتی که تو سط C1 ، ا شتباهات کوچکی تولید شدند ، سیگنال EMG دامنه نزدیک به ولتاژ منبع C1 ، و مقایسه گر C2 ، جهت جلوگیری از اشتباهات بیش تر ، از ولتاژ منبع بالاتری استفاده می کند .



شکل ٤:بلوک دیاگرام تحلیل کننده ی سیگنال EMG

۲-۳-۹ ماشین حالت آنالوگ : طبق تحلیل سیگنال EMG جهت پردازش تعداد سیگنال های EMG وارده به ماشین حالت آنالوگ فرستاده شد . فلیپ فلاپ های FF1 و FF2 به عنوان شمارنده های ۲ بیتی جهت نگهداشتن مسیر تعداد سیگنال های EMG تحریک شده ، استفاده شده اند در زمانیکه تقویت کننده موثر OP1 همراه با ترانزیستور M1 و خازن Cap1 به عنوان ردیاب ساخته شده اند .

این پیکر بندی ردیاب می تواند ولتاژ خروجی را در زمان ۱ s نگهدارد . کاربر می تواند سیگنال های EMG پی در پی را در زمان T برای تغییر حالت دست مصنوعی بفرستد .



شکل ۵:شماتیک مدار پردازش سیگنال

مقایسه گرهای C4,C3 جهت دادن u ۰/٦ به خروجی شان هر زمانی که سیگنال از ولتاژ های منبع عبور می کند ، set می شوند . لبه بالا رونده خروجی C4,C3 ، در صورتیکه لبه های پائین رونده شان در ٥٥٦ms و ۷٥۰ms ، اتفاق بیفتد ، تقریباً هم زمان هستند . خروجی C3 جهت ذخیره سازی شمارنده های ۲ بیتی به FF3 و FF4 استفاده شده است ، زمانیکه خروجی C4 شمارنده را reset می کند . در نتیجه کاربرد باید سیگنال های پی در پی را تا ٥٥٦ میلی ثانیه بفرستد . شکل کنترل سوئیچ جهت کنترل ٥ سوئیچ آنالوگ جائیکه عملیات کنترل دست طبیعی صورت می گیرد ، توسط سیگنالهای ذخیره شده در FF4,FF3 استفاده شده است .

۳-۳-۹ واحد پردازش سیگنال : جهت کنترل ٥ انگشت هر واحد در طراحی ها استفاده شده اند . ابعاد ترانزیستور استفاده شده در این طراحی در جدول II آمده اند . یک هسته تقویت کننده استاندارد با اجزای RC اولیه در اینجا استفاده شده است . ضریب مدار در این بخش مدار تفریق استفاده شده جهت پردازش خروجی هسته تقویت کننده را در ترکیب عطفی با جریان خروجی پخش d,c ارائه می دهد . بخش d,c دامنه های سیگنال feedback که در نودهای D,C آمده ترمیم می کند . در واقع تولید بخش C برای ورودی مثبت بخش تفریق تهیه شده

اســـت . در حالیه تولید بخش d به جدول ۲:اندازه ی ترانزیســـتورهاورودی منفی مدار تفریق متصل است

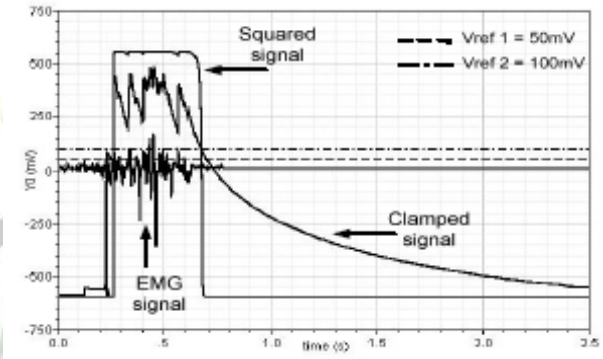
TABLE II: Transistor dimensions.

Figure	Transistor	(W/L)	W(µm)
6a	M_{1-2}	7.69	1
6a	M_{3-6}	30.76	4
6a	M_{7-8}	3.84	0.5
6a	M_{9-11}	3.46	0.45
6b	M_{1-6}	1.15	0.15
6b	M_{7-8}	1.92	0.25
6c-d	M_{1-2}	3.69	0.48
6c-d	M_3	23.07	3
6c-d	M_4	15.38	2
6c-d	M_{5-6}	1.15	0.15
6e	M_{1-2}	1.15	0.15
6e	M_{3-4}	307	40
6e	M_{5-6}	5	0.65
6e	M_{7-8}	3.84	0.5
6e	M_9	6.92	0.9
6e	M_{10}	15.38	2
6e	M_{11}	1154	150

WikiPower.ir

۴-۹نتایج شبیه سازی

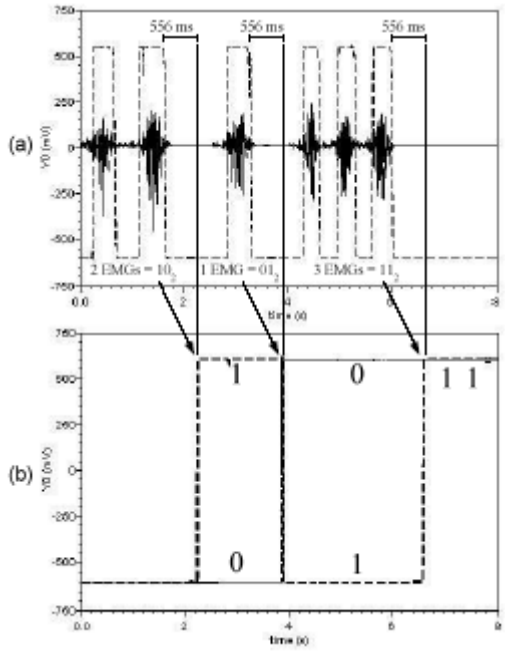
برای نشـان دادن اجرای سـیسـتم ، یک شـبیه سـازی با اسـتفاده از Cadence Spectre صورت گرفته است . سیگنال های Real Life EMG ، جهت شبیه سازی استفاده شده اند . گرچه زمان تکراری پالس های EMG برای به دسـت آوردن عاملیت سـیسـتم یکپارچه ، تغییر کرده اسـت . بعد از ورود سـیگنال EMG به سـیتم ، طبیعت سـیگنال های پردازش شـدن در خروجی هر واحد چک شده ا ست . از این شکل ها متوجه می شویم که مدار طراحی شده یک تابعیت دارد .



شکل ٦:سیگنالهای داخلی شبیه سازی شده ی تحلیل گر سیگنالEMG

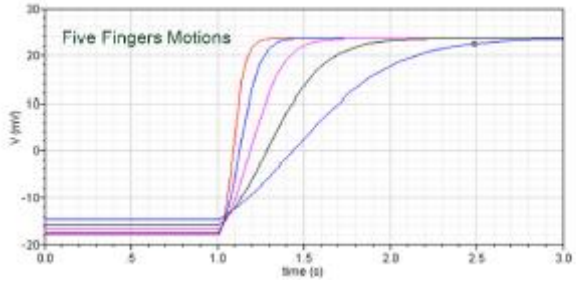
واکنش مدار ماشـین حالت آنالوگ زمانیکه سـیگنال های EMG در سـیتم عملی شـده اند ، در شکل ۷ آمده ا ست . در این شکل ن شان می دهد که چطور یک ما شین حالت آنالوگ می تواند تعداد پالس های EMG را هر زمانی که فاصـله بین پالس های EMG پی در پی ، از یک زمان از پیش تعیین شده فراتر می رود ، ذخیره کند .

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه



شکل۷:مجموعه سیگنال های EMGوپاسخ خروجی ماشین حالت انالوگ

مهم ترین اینها نتیجه ی نشان داده شده در شکل ۸ میباشد.در اینجا حرکات انگشتان شخص نشان داده شده وپاسخ زمانی این انگشتان می تواند تغییر کند.هم چنین جریان گرفته شده از منبع تغذیه نیز اندازه گیری شده که توان مصرفی ٤میلی ولت را برای کل مدار نشان می دهد.



شکل ۸: پاسخ های شبیه سازی شده برای تغییرات انگشتا ن مختلف

۵-۹نتیجه گیری

در این بخش کنترل دست های مصنوعی با سیگنال های EMG در ترکیب سیگنال های feedback از حس گرهای فشاری که در دست های مصنوعی کار گذاشته شده اند ، ارائه

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

شـده اسـت . اسـتفاده از سـیگنال های EMG سـطحی واقعی توانایی مدار جهت اجرای تعداد حالت ها نشان داده شده است . همین طور زمان پاسخ انگشت های شخصی که می تواند تنها با استفاده از EMG تنها در این مدار ، تغییر کند ، نشان داده شده است .

WikiPower.ir

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

نتیجه‌گیری :

بدلیل بحث بسیار گسترده‌ی EMG ابتدا سعی کردیم دید اولیه‌ای نسبت به EMG پیدا کرده وسپس به شرح یکی از کاربرد های آن بپردازیم . در بررسی کلی EMG در یافتیم که الکترومایوگرافی کاربرد گسترده‌ای در تشخیص و درمانهای حرکتی و عصبی و هم چنین برای نو سازی و اصلاح اعضای قطع شده‌ی بدن سالم دارد با بررسی‌هایی که داشتیم دیدیم که الکترومایوگرافی مثل اغلب روش‌های درمانی دیگر دارای انواعی است که به توضیح آنها معایب و مزایا نحوه ی کاربرد و موارد استفاده پرداختیم . ودر آن فصل به این نتیجه رسیدیم که برای هر ماهیچه و عضله بسته به اندازه‌ی آن ماهیچه و نوع مشکلی که دارد الکترود مورد نیاز را باید استفاده کرد برای بدست آوردن سیگنال دانستن یک سری مفاهیم اساسی لازم و ضروری است که به شرح آنها پرداختیم که کمک به سزایی در بدست آوردن سیگنال می‌کند مثلاً اینکه برای سیگنال نویزنداشته باشد باید از چه فیلتری استفاده شود . زمانی که مفهوم و روش‌های کلی بدست آوردن سیگنال را آموخته باشیم می‌توانیم بحث خود را از حالت کلی به بررسی حالات جزئی تر ببریم که ما در این تحقیق سعی کردیم روی حرکت دست و کاربرد EMG در آن کار کنیم . برای شروع اینکار ابتدا از طبقه‌بندی سیگنال EMG برای شناسایی سیگنال‌های دست استفاده کردیم . چون برای اولین بار به هم چنین کاری می‌پرداختیم روش ساده‌ای به نام SOFM را انتخاب کردیم که یک روش بدون کنترل می‌باشد .

وقتی سیگنالهای شناسایی شده دست را داشته باشیم خیلی راحت می‌توانیم به درمان مشکلات آن بپردازیم و هم چنین با مشکلات زیادی روبرو بود و ریسک بالایی را از صدمات جسمی را دارا بود ولی با ظهور الکترومایوگرافی و به کارگیری صحیح آن رفته رفته این

برای دریافت فایل Wordپروژه به سایت ویکی پاور مراجعه کنید. فاقد آرم سایت و به همراه فونت های لازمه

مشکلات کاهش یافت و با یک استخوان‌بندی خارجی کنترل شده با EMG به راحتی می‌توان به نوسازی دست کمک کرد بدون اینکه صدمه‌ی جسمی به شخص وارد شود . سیستمی که برای اصلاح دست پیاده سازی کردیم شامل یک PC، یک میکروکنترلر ، یک استخوان بندی خارجی و یک قطعه جهت ثبت سیگنال‌های EMG است .

با این کار هزینه های درمان نیز بســـیار کاهش می‌یابد . هم چنین در چنین تحقیقات خود به مداری آنالوگ دست پیدا کردیم که برای کنترل دست‌های مصنوعی طراحی شده است . به این دلیل از مدار آنالوگ استفاده می‌شود که سیگنالها در ناحیه‌ی آنالوگ واقع گرایانه‌تر از ناحیه‌ی دیجیتال است .

همانطور که گفته شد بررسی الکترومایوگرافی در حرکت دست بحث بسیار گسترده‌ای است که در اینجا ما تنها به بررسی مطالب کلی پرداختیم .

WikiPower.ir