

آنالیز ویولت پیوسته و طبقه بندی سیگنال های EMG سطحی

چکیده- هدف این تحقیق کلاس بندی سیگنال EMG سطحی جهت فعالیت عادی عضلات است. هدف استفاده از ویژگی های عادی استخراج شده مختلف از تبدیل ویولت پیوسته زمان برای ساخت و آموزش یک شبکه عصبی مصنوعی (ANN) است، ویژگی های استخراج شده از سیگنال های EMG سطحی که در این مطالعه استفاده شده اند میانگین و میانه فرکانسی طیف توان فوریه همراه با مقادیر RMS سیگنال هستند. این ویژگی ها در اسکیل های انتخاب شده ۸، ۱۶، ۳۲، ۶۴ و ۱۲۸ CWT استخراج شده اند. EMG سطحی از عضلات پهن جانبی و میانی هر دو پا از ۴۵ مرد ۲۵٪، ۵۰٪، ۷۵٪ بیشترین انقباض هم اندازه اختیاری (MVIC) نیروی عضله چهارسر ران جمع آوری شده است. نشان داده شده است که استفاده از CWT برای استخراج ویژگی ها به منظور بررسی و کلاس بندی سیگنال های EMG سطحی با استفاده از یک ANN برای ایجاد یک کلاس بندی کننده هوشمند سیگنال EMG موفق و بی عیب بوده است.

I. مقدمه

در پردازش سیگنال، تعیین محتوای فرکانسی سیگنال با استفاده از تبدیل فوریه یکی از یک از جنبه های اصلی در استخراج ویژگی و فهمیدن ویژگی های سیگنال است. به هر حال، به دست آوردن محتوای فرکانسی برای آنالیز سیگنال های زیستی به تنهایی کافی نیست زیرا ماهیت نا ایستا دارند. تبدیل فوریه اطلاعات زمانی را بعد از تبدیل سیگنال زمان-پایه به سیگنال فرکانس-پایه از دست می دهد.

فرکانس میانگین (MNF) میانگین تمام فرکانس های طیف توان است و می تواند با معادله ۳ بیان شود که $P(\omega)$ طیف توان سیگنال است.

$$MNF = \frac{\int_0^{\infty} \omega P(\omega) d\omega}{\int_0^{\infty} P(\omega) d\omega} \quad (3)$$

فرکانس میانی (MDF) فرکانسی است که ۵۰٪ از توزیع روی هر طرف طیف توان است و در معادله ۴ داده شده است.

$$\int_0^{MDF} P(\omega) d\omega = \int_{MDF}^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (4)$$

به دست آوردن اطلاعات زمان پایه زمانی که یک محتوای فرکانسی خاص رخ می دهد برای تجزیه و تحلیل فرکانسی سیگنال زیستی سودمند و ضروری است. تبدیل ویلت که نمایش محتوی زمان فرکانس یا پایه زمان فرکانس گفته می شود یک روش کارآمد برای به دست آوردن این اطلاعات است.

ابزار ریاضی خانواده ویلت شامل اعضا یا دختران ویولت ها هستند. $\varphi_{a,\tau}$ با استفاده از تغییر اسکیل و شیفت فرکانسی سیگنال ویولت مادر $\varphi(t)$ که در (۵) تعریف شده است به دست می آید، $a \in R^+$ نمایش پارامتر اسکیل و $r \in R$ نمایش پارامتر انتقال است. وقتی a بزرگ می شود، تابع پایه $\varphi_{a,\tau}$ نسبت به شکل اولیه کشیده تر می شود، در حالی که به اجزای فرکانسی پایین تأکید دارد. یک a کوچک تابع پایه $\varphi_{a,\tau}$ را فشرده می کند و به اجزای فرکانس بالا تأکید دارد. به هر حال، شکل تابع پایه همواره بدون تغییر باقی می ماند.

$$\varphi_{a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \varphi\left(\frac{t-\tau}{a}\right) \quad (5)$$

از آنجایی که $\varphi(t)$ می تواند به عنوان فیلتر پایین گذر عمل کند مرکز فرکانسی می تواند تغییر کند، در اسکیل معین، فیلتر پاسخ فرکانسی پهن تر یا باریکتر تولید می کند که بسته به مراکز فرکانسی تغییر می کند. این بیان اسکیل-زمان معادل بیان زمان-فرکانس است. از آنجایی که ویولت ها به خوبی در ناحیه فرکانسی غیر صفر f_0 محدود شده اند، در $a=1$ (به عنوان مثال ویولت مادر)، بین اسکیل و فرکانس یک نسبت وارونه وجود دارد، که $a = f_0/f$ است. نکته این که $1/\sqrt{a}$ در (۵) جهت تضمین حفظ ارزش انرژی نشان داده شده است، برای نرمال کردن ویولت است که باید انرژی واحد داشته باشد.

کاربرد تبدیل ویولت در آنالیز سیگنال های زیستی تنها در پانزده سال اخیر گسترش پیدا کرده است. تئوری ویولت وابسته به پیشرفت اخیر ریاضیات که کاربرد آن برای تحقیقات بالقوه امید بخش و هیجان انگیز است. حتی کاربرد آن برای سیگنال EMG تازه تر است.

II. روش ها

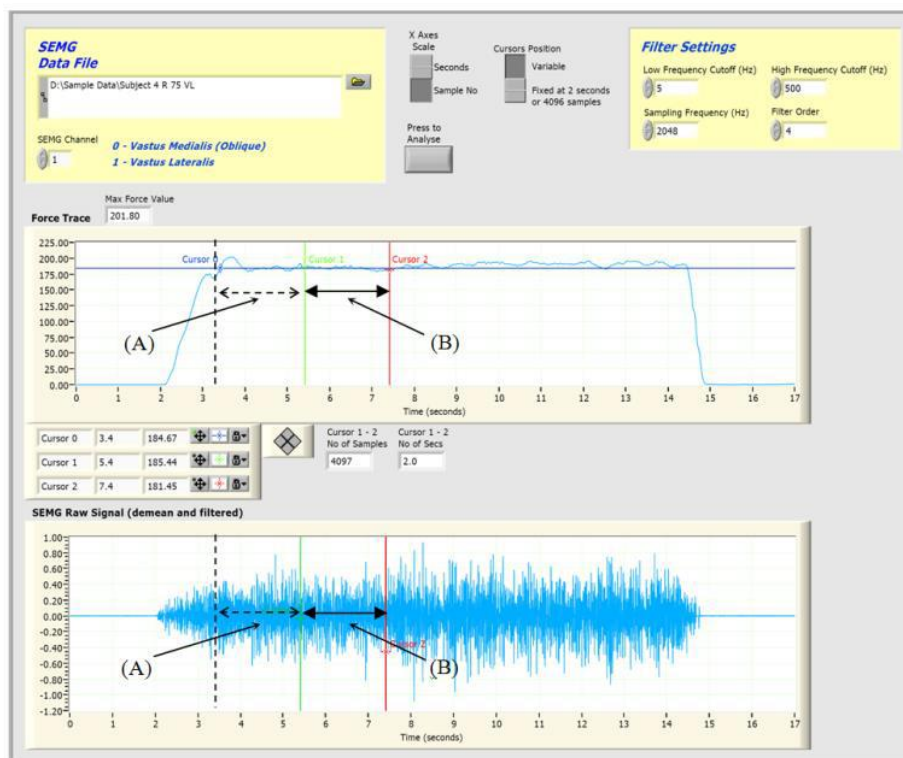
ث. پردازش سیگنال

سپس سیگنال های EMG سطحی ضبط شده با استفاده از وسیله مجازی (VI) تازه توسعه پیدا کرده در برنامه نرم افزاری پردازش LabVIEW نشان داده شده در شکل ۲ پردازش شدند. هر ترکیب DC که احتمالاً در سیگنال به وجود آمده بود قبل از پردازش حذف شد. سپس سیگنال ها با استفاده از یک فیلتر میان گذر درجه ۴ باترورت در فرکانس ۵ تا ۵۰۰ فیلتر شدند.

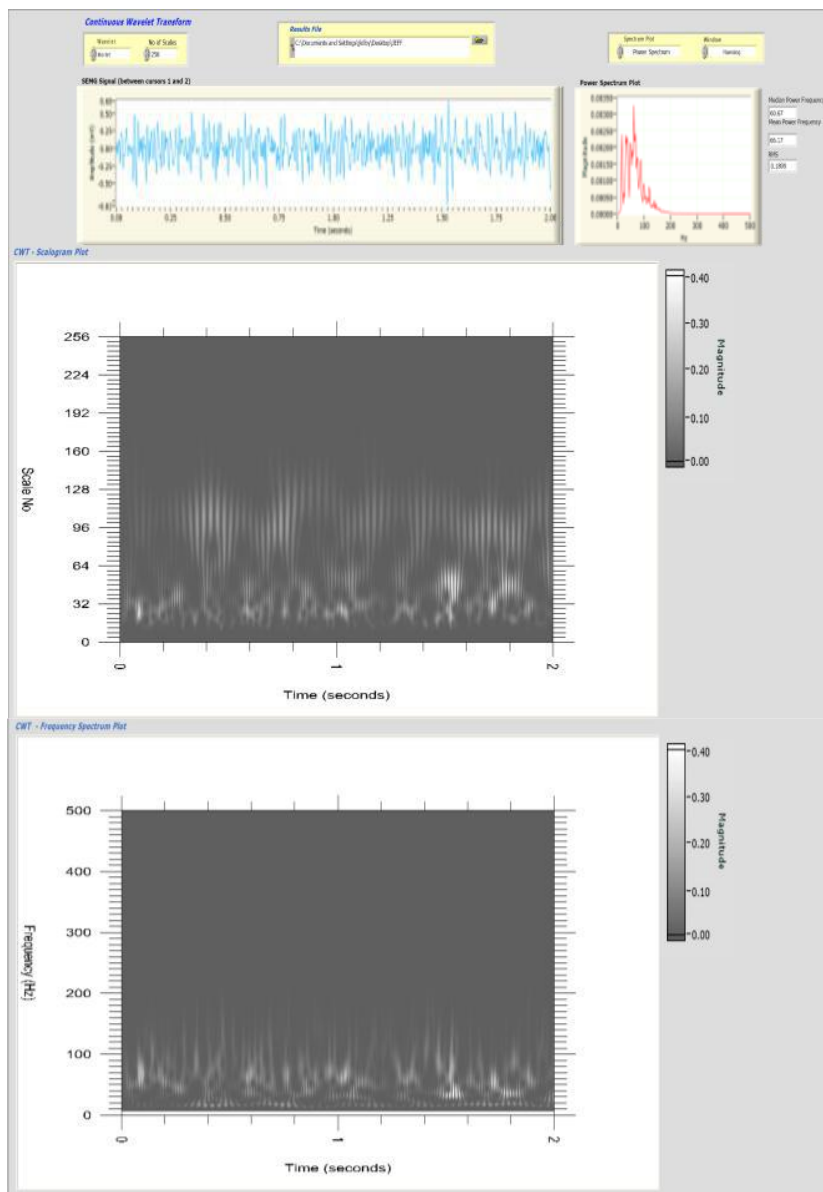
برای مرحله استخراج ویژگی، یک مجموعه از سیگنال خام sEMG انتخاب شده است. ناحیه انتخاب شده یک بازه بعد از اولین پیک فعالیت مشابه شکل ۳ است. اولین مجموعه دو ثانیه ای انتخاب شده (A) در شکل برای پردازش استفاده نشده است. این ناحیه برای اجازه دادن تغییرات در کشش عضله در آغاز انقباض عضله است. دومین مجموعه دو ثانیه (B) در شکل ۳ برای پردازش استفاده شده است.

در این ناحیه عضله خسته نیست و فرض می شود شبه-ایستا است که در بازه زمانی کوتاه ساکن است. با این فرض آنالیز طیف برای استخراج ویژگی امکان پذیر است.

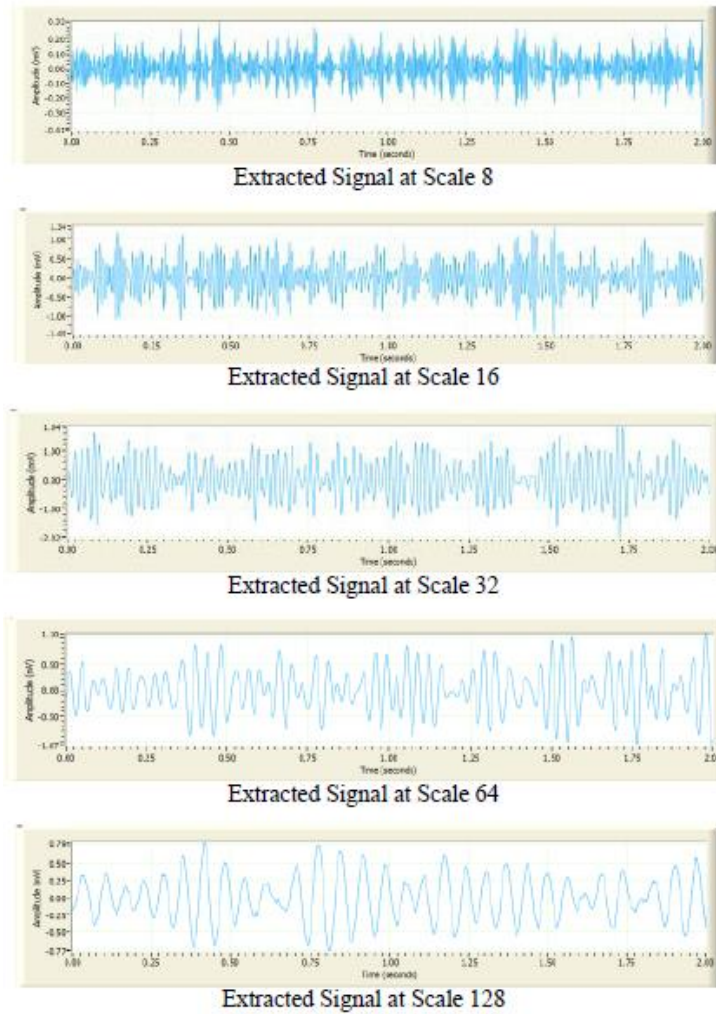
در این ناحیه دو ثانیه ای، اولین شکل ایجاد شده در وسط شکل ۴ رسم شده است. در شکل اعداد اسکیل پایین تر به عنوان نسخه باریکتر پنجره ویولت است که نشان دهنده فرکانس های بالاست، و اعداد اسکیل بزرگتر برای نمایش پنجره عریض تر به عنوان فرکانس های پایین است. سپس تبدیل اعداد نمایه اسکیل به فرکانس یا غیر فرکانس با فرکانس مرکزی f_c ویولت مادر انجام شده است، که در این مورد Morlet است ($f_c = 0.8125 \text{ Hz}$). یک طیف فرکانس-زمان پایه به عنوان نتیجه تبدیل در پایین شکل ۴ نشان داده شده است. همچنین حدود فرکانس های غالب می توانست از طیف زمان-فرکانسی نمایش داده شود.



شکل ۳. نمایش نمودار رسم نیرو و سیگنال sEMG خام که در یک LabVIEW VI توسعه یافته است. بخش (A) اولین دوره دو ثانیه که بعد از اولین پیک فعالیت نادیده گرفته شده است و بخش (B) دوره دوم انقباض عضله که برای استخراج و پردازش استفاده شده است.



شکل ۴. طرح بالا دوره دوره دو ثانیه استخراج شده از سیگنال sEMG است که از VI نشان داده شده در شکل ۳ به دست آمده است. شکل وسطی نشان دهنده سیگنال CWT از اسکیل های زمان پیوسته است. شکل پایین نمودار ساختگی CWT متناظر است که نشان دهنده فرکانس زمان پیوسته است.



شکل ۵. استخراج سیگنال‌ها در اسکیل‌های (a) ۸، (b) ۱۶، (c) ۳۲، (d) ۶۴ و (e) ۱۲۸ از طرح رسم شده در شکل ۴.

از نمایش شکل ۴، اسکیل‌های انتخاب شده ۸، ۱۶، ۳۲، ۶۴ و ۱۲۸ است. در هر اسکیل موج انتقال در LabVIEW رسم شده است. این‌ها سپس به قصد استخراج ویژگی‌های زیر از MDF ، MNF و RMF آنالیز شده‌اند. این ویژگی‌ها برای آموزش و تأیید یک ANN نشان داده شده در شکل ۶ استفاده شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های استخراج شده از عضله جانبی پای راست وقتی شخص ۷۵٪ از $MVIC$ را انجام می‌داد (شخص شماره ۴).

اسکیل	فرکانس میانگین (Hz)	فرکانس میانی (Hz)	RMS (mv)
۸	۱۶۸,۸۳	۱۶۷,۱۲	۰,۰۸۳۹
۱۶	۹۵,۴۷	۹۴,۲۱	۰,۳۸۸۶
۳۲	۵۱,۷۰	۵۰,۵۹	۰,۶۲۸۱
۶۴	۲۶,۷۷	۲۶,۲۵	۰,۴۰۹۵
۱۲۸	۱۴,۹۳	۱۳,۸۹	۰,۳۲۶۵

IV. بحث و نتیجه گیری

در حالت ایده آل استخراج ویژگی می توانست از کل ۱۰ ثانیه باشد که می توانست خصوصیات متفاوت بیشتری از سیگنال نمایش دهد. پردازش کل دامنه در یک زمان مقدار بیشتری از توان کامپیوتر و فضای دیسک نیاز دارد. با این امکانات در این مرحله قابل تحقق نیست. شکست سیگنال های به دوره های زمانی کوتاه برای استخراج ویژگی قابل دست یابی تر است، اما کار پر زحمت تری است. در این مرحله، پردازش ناحیه ۲ ثانیه ای برای نمایش خصوصیات سیگنال کافی است. پژوهش بیشتر برای استخراج ویژگی ها از کل بازه سیگنال می تواند برای کارهای آینده در این تحقیق توسعه پیدا کند.

پس از اعمال پردازش CWT در این ناحیه شبه-ساکن ۲ ثانیه ای، نمایش طرح اسکیل و زمان-پایه شکل گرفته است. این نمایش نشان می دهد که کدام اسکیل در زمان مشخص با دامنه، تسلط خود را نشان می دهد. تکنیک تبدیل اسکیل به فرکانس نسبتا جدید است و به وجود آمده تا روش قدتمندی برای نمایش اسکیل ها باشد. اسکیل ها پارامتر های کمتر آشنا هستند، تبدیل آن ها به فرکانس ها آن ها را به پارامتر های عمومی تر و مفیدتری تبدیل می کند. این تکنیک به انتخاب اسکیکی که بیشترین ارتباط را با مشخصات کلی سیگنال دارد هدایت می کند.

انتخاب شماره های نمایه اسکیل با دیدن نمایش دیداری و طیف پایه زمان-فرکانس انجام شده است. ناحیه مسلط با شماره های اسکیل متناظر که انتخاب شده است مورد ملاحظه قرار گرفته است. برای انجام صحیح این روش نیاز به داوری بی عیب و درست بود. از این رو، نتایج هنوز هم می توانند در معرض خطای انسانی باشند. هر چند، هر شماره نمایه اسکیلی که انتخاب شده است، به طول آن هایی که سراسر نتیجه مراحل تحقیق استفاده شده اند هستند، نتیجه نهایی باید ثبات مشابه داشته باشد. این به علت طبیعت مقادیر هر پارامتری است که نسبتا مستقل است. کار بعدی گسترش یک کد برنامه نویسی گسترده برای انتخاب اعداد نمایه اسکیل مسلط است که خطا را از بین ببرد یا کم کند.

• ترجمه از محمد صابریان در مورد کاربرد تبدیل ویولت پیوسته زمان

• <http://narieka.blog.ir>

• منبع:

Continuous Wavelet Analysis and Classification of Surface Electromyography Signals/J. Kilby and K. Prasad/IJCEE 2013 Vol.5(1): 30-35 ISSN: 1793-8163
DOI: 10.7763/IJCEE.2013.V5.656