

Empirical mode decomposition-based elimination of Electrocardiogram artifact from Electromyogram signals

M. Naji^{1*}, S. M. Firoozabadi², S.Kahrizi³

¹ Assistant Professor, Department of Biomedical Engineering, Dezful Branch, Islamic Azad University, Dezful, Iran.

² Professor, Department of Medical Physics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran, Pourmir@modares.ac.ir

³ Assistant Professor, Department of Physical Therapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran, kahrizis@modares.ac.ir

Abstract

The collected electromyogram (EMG) signals from trunk musculature (e.g., rectus abdominis and external oblique muscle) are often contaminated with the heart muscle electrical activity (ECG). This paper introduces a novel method, the Empirical Mode Decomposition, for elimination of ECG contamination from EMG signals. The method is compared to a Butterworth high pass filtering. Results obtained from the analysis of generated and experimental EMG signals show that our method outperforms the high pass filtering for elimination of ECG contamination from trunk EMG signals.

Key words: Surface electromyogram; Empirical mode decomposition; Electrocardiogram.

*Corresponding author

Address: Azad University of Dezful, DaneshgahBlv, Azadegan Street, Dezful, Iran.

Tel: 0641-6260601

Fax: 0641-6260890

E-mail: m.naji@srbiau.ac.ir

کاربرد تجزیه حالت تجربی سیگنال در حذف تداخل الکتروکاردیوگرام از سیگنال‌های الکترومایوگرام

محسن ناجی^{۱*}، سیدمحمد فیروزآبادی^۲ و صدیقه کهریزی^۳

^۱استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد دزفول، دزفول

^۲استاد، گروه فیزیک پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران pourmir@modares.ac.ir

^۳استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران kahrizis@modares.ac.ir

چکیده

سیگنال‌های الکترومایوگرام (*EMG*) که از عضلات تنه، مانند عضله راست شکمی و عضله مایل خارجی، برداشت می‌شوند؛ غالباً تحت تأثیر فعالیت الکتریکی عضله قلب (*ECG*) قرار می‌گیرند. در این مقاله روشی جدید برای حذف تداخل *ECG* از *EMG* بر اساس تجزیه سیگنال به حالت تجربی معرفی شده است. روش پیشنهادی با روش فیلتر بالاگذر باترورت مقایسه شد و نتایج حاصل از تحلیل سیگنال‌های تداخل یافته مصنوعی و واقعی عملکرد بهتر الگوریتم پیشنهادی را برای حذف تداخل *ECG* از *EMG* نشان داد.

کلید واژگان: الکترومایوگرام، تجزیه حالت تجربی، الکتروکاردیوگرام.

*عهده‌دار مکاتبات

نشانی: دزفول، کوی آزادگان، بلوار دانشگاه، دانشگاه آزاد اسلامی صندوق پستی: ۳۱۳

تلفن: ۰۶۴۱-۶۲۶۰۶۰۱، دورنگار: ۰۶۴۱-۶۲۶۰۸۹۰، پیام نگار: m.naji@srbiau.ac.ir

۱- مقدمه

سیگنال الکترومایوگرام سطحی^۱ (EMG یا sEMG) تجلی الکتریکی فعالیت‌های عصبی-عضلانی است که به طور غیرتهاجمی با استفاده از الکترودهای دوقطبی از سطح پوست برداشت می‌شود. از ثبت‌های الکترومایوگرافی به طور گسترده در کاربردهای بالینی و مهندسی پزشکی استفاده می‌شود. EMG سطحی ابزاری تشخیصی برای شناسایی بیماری‌های عصبی عضلانی [۱]، شناسایی کمردرد مزمن [۲]، حرکت‌شناسی [۳] و بیماری‌های کنترل حرکت است. سیگنال‌های EMG معمولاً تحت تأثیر نویزها و آرتیفکت‌هایی قرار می‌گیرند که می‌توانند با منابع مختلف ایجاد شوند. بیشترین ناخالصی‌ها در این سیگنال‌ها در اثر حرکت الکتروود، حرکت کابل، جریان متناوب برق شهر، و تداخل سیگنال‌های دیگر ایجاد می‌شوند [۴]. سیگنال‌های EMG ثبت شده از عضلات تنه - که در مطالعات ارگونومیک و شناسایی رفتار بیماری‌های عضلانی از آنها استفاده می‌شود - غالباً با فعالیت الکتریکی عضله قلب (ECG)^۲ ترکیب می‌شوند. آرتیفکت ECG می‌تواند منجر به تخمین بیش از حد مقدار مؤثر سیگنال‌ها (RMS)^۳ - که مشخصه‌ای برای تعیین سطح فعالیت عضلات است - شود.

پژوهش‌های مختلف روش‌های متنوعی را برای حذف تداخل ECG از EMG ارائه کرده‌اند. در این روش‌ها تداخل ECG با استفاده از فیلتر بالاگذر [۶،۵]، برش دادن دامنه [۷]، روش‌های تفریقی [۸]، فیلتر وقفی [۹] و آستانه‌گذاری مبتنی بر موجک [۱۰] تضعیف یا حذف شده است. پژوهش‌های اندکی به مقایسه بین روش‌های مختلف با پایگاه داده مشخصی پرداخته‌اند. بارتولو^۴ و همکاران [۷] روش برش دامنه را با یک روش تفریقی مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که روش تفریقی عملکرد بهتری دارد. دریک^۵ و همکاران [۶] چهار روش حذف آرتیفکت را استفاده و با یکدیگر مقایسه کردند. روش‌های مورد استفاده آن‌ها فیلتر بالاگذر (با فرکانس‌های

قطع ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰ و ۶۰ هرتز)، روش‌های مبتنی بر الگو (تفریق الگو و الگوی برش دامنه)، تلفیق روش تفریقی و فیلتر بالاگذر و یک روش تفریق فرکانس/بازسازی سیگنال بود. آن‌ها نتیجه گرفتند که فیلتر باترورث^۶ مرتبه چهارم با فرکانس قطع ۳۰ هرتز در مقایسه با سایر روش‌های به کار گرفته شده بیشترین حذف آرتیفکت را با کمترین اعوجاج در EMG ایجاد می‌کند. ژو^۷ و کویکن^۸ [۱۰] خروجی چهار روش حذف آرتیفکت ECG را مقایسه کردند: فیلتر بالاگذر باترورث مرتبه دوم با فرکانس قطع ۶۰ هرتز، تفریق الگو، آستانه‌گذاری موجک (تجزیه هفت سطحی با تابع مادر سیملت چهار) و فیلتر وقفی. آن‌ها نتیجه گرفتند با اینکه روش فیلتر بالاگذر در مقایسه با سه روش دیگر عملکرد ضعیف‌تری دارد، نیازی به ثبت کانال اضافی و تعیین پیشینه تابع موجک مادر ندارد.

روش‌هایی که بر اساس فیلتر وقفی عمل می‌کنند به ثبت همزمان سیگنال ECG نیاز دارند و مشکل اصلی آستانه‌گذاری موجک این است که تابع موجک مادر بایستی از قبل تعیین شده باشد. در این مقاله روشی جدید برای حذف آرتیفکت ECG از EMG بر اساس تجزیه به حالت تجربی (EMD)^۹ معرفی می‌کنیم. EMD را هوانگ^{۱۰} و همکاران [۱۱] به عنوان روشی برای پردازش سیگنال‌های غیرخطی و غیر ایستادن معرفی کرده‌اند. اساس این روش تجزیه هر سیگنال به تعداد محدودی از توابع حالت ذاتی (IMF)^{۱۱} است. هر IMF سیگنالی است که شامل بخش مجزای زمان-مقیاسی از سیگنال ورودی است. از EMD در زمینه‌های مختلفی از جمله مهندسی پزشکی استفاده شده است. در مورد پردازش سیگنال EMG از EMD برای تضعیف فعالیت پس‌زمینه استفاده شده است [۱۲]. همچنین از EMD برای حذف آرتیفکت از سیگنال الکتروگاستروگرام^{۱۲} استفاده شده است [۱۳].

در بخش‌های بعدی این مقاله روش EMD و راهبرد حذف آرتیفکت ECG را از سیگنال‌های EMG شرح می‌دهیم.

¹Surface Electromyogram²Electrocardiogram³Root Mean Square⁴Bartolo⁵Drake⁶Butterworth⁷Zhou⁸Kuikn⁹Empirical mode decomposition¹⁰Huang¹¹Intrinsic Mode Functions¹²Electrogastrogram

(۲) پس از تعیین بیشینه و کمینه‌های مطلق سیگنال، پوش‌های بالا (UE)^{۱۴} و پایین (LE)^{۱۵} آن به کمک اسپلاین مکعبی^{۱۶} محاسبه می‌شوند.

(۳) پوش میانگین m با محاسبه نقطه به نقطه میانگین حسابی از UE و LE محاسبه می‌شود.

(۴) IMF کاندید h با محاسبه اختلاف بین x و m تخمین زده می‌شود.

(۵) اگر h معیارهای تعریف شده برای یک IMF را نداشته باشد به عنوان x جدید در نظر گرفته می‌شود و مراحل (۲) تا (۴) تکرار می‌شود. در غیر این صورت روند کار با مرحله (۶) ادامه می‌یابد.

(۶) اگر h یک IMF باشد به عنوان c_k ذخیره می‌شود (منظور از k جزء $k-m$ است).

(۷) خطای مربعات میانگین (MSE)^{۱۷} یا e_{k-1} بین دو IMF پشت سر هم c_k و c_{k-1} محاسبه، و با شرط توقف مقایسه می‌شود.

(۸) مانده جزئی r_k به صورت اختلاف بین مانده جزئی قبلی r_{k-1} و c_k تخمین زده می‌شود و محتوای آن به عنوان متغیر x در نظر گرفته می‌شود و مراحل (۲) تا (۴) تکرار می‌شود.

(۹) اگر شرط توقف برآورده شود فرایند الگ شدن به اتمام می‌رسد و مانده نهایی r_{final} می‌تواند با محاسبه اختلاف بین $S(t)$ و مجموع تمامی IMF ها محاسبه شود.

زمانی که فرایند الگ شدن متوقف می‌شود، سیگنال اولیه $S(t)$ می‌تواند با n حالت نوسانی $c_k(t)$ و یک مانده نهایی $r_{final}(t)$ به شکل زیر بیان شود:

$$S(t) = \sum_{k=1}^n c_k(t) + r_{final}(t) \quad (1)$$

به علاوه، عملکرد روش پیشنهادی را با روش فیلتر بالاگذر - که در یک و همکاران به عنوان روشی بهینه برای حذف تداخل مطرح کرده‌اند [۶]- مقایسه می‌کنیم. به این منظور، از سیگنال‌های واقعی شامل تداخل و سیگنال پاک (استاندارد طلایی) که به طور مصنوعی با آرتیفکت تداخل یافته، استفاده می‌کنیم.

۲- روش‌ها

۲-۱- روش تجزیه EMD

روش EMD نخستین بار در مطالعات مکانیک سیالات پیشنهاد شد و به سرعت کاربردهایی در مهندسی پزشکی پیدا کرد. بخش اصلی این روش فرایند الگ کردن برای تجزیه هر سری زمانی به مجموعه‌ای از اجزای AM-FM^{۱۳} (مدولاسیون فرکانس و دامنه) یا IMF است. اجزای IMF حالت‌های نوسانی را بیان می‌کنند که در سیگنال قرار گرفته‌اند. در مورد تحلیل فوریه، اجزای IMF به صورت موج‌های سینوسی و کسینوسی تعریف می‌شوند. در روش EMD هر IMF سیگنالی است که شرایط زیر را برآورده کند [۱۱]:

(۱) در تمام سری زمانی، تعداد اکسترمم‌ها و تعداد عبور از صفرها باید برابر باشند یا حداکثر اختلاف یک داشته باشند.
(۲) در هر نقطه از سری زمانی، مقدار میانگین پوش بالا و پایین سری زمانی برابر با صفر باشد.

در هر دو روش EMD و تبدیل موجک، سیگنال به بخش‌های زمان-مقیاس مختلفی تجزیه می‌شود. با این حال، روش EMD کاملاً بر اساس ماهیت داده عمل می‌کند و نیازی به توابع مادر از پیش تعیین شده ندارد. روش EMD، برای تجزیه سیگنال $S(t)$ به IMF های تشکیل‌دهنده شامل مراحل زیر است:

(۱) برای سیگنال $S(t)$ ، متغیر کمکی X و r_0 تعریف می‌شود و متغیر k - که تعداد IMF ها است - برابر با صفر قرار داده می‌شود.

¹³Amplitude modulation-Frequency Modulation

¹⁴Upper Envelope

¹⁵Lower Envelope

¹⁶Cubic Spline

¹⁷ Mean Square Error

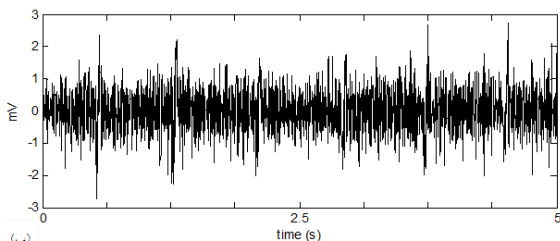
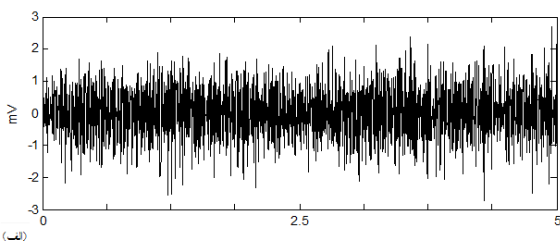
الکترودها، محل قرارگیری آن‌ها به آرامی خراش داده شد و با الکل تمیز شد تا امپدانس الکتریکی ناحیه ثبت کاهش یابد.

سیگنال به مدت ۵ ثانیه (با فرکانس نمونه‌برداری ۸۰۰ هرتز و به کمک مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۲ بیتی) ثبت شد. برای جلوگیری از تداخل محتویات فرکانسی، داده‌ها با فیلتر پایین‌گذری با فرکانس قطع ۳۵۰ هرتز فیلتر شدند. پس از آن، سیگنال‌های عضلات دو سر بازویی و EO ترکیب شدند تا سیگنال تداخل یافته را با نسبت سیگنال به نویز حدود ۱۴ دسی بل حاصل کنند.

بخش‌های (الف) و (ب) در شکل (۱) به ترتیب سیگنال استاندارد طلایی و سیگنال با تداخل را نشان می‌دهند.

۲-۴- ثبت سیگنال‌های با تداخل

پنج مرد سالم (با متوسط سن ۲۳/۲، متوسط قد ۱۷۶ سانتی‌متر، و متوسط وزن ۶۲/۵ کیلوگرم) برای مطالعه داوطلب شدند. سیگنال‌های EMG سطحی در حالتی که تنه داوطلبان ۱۵ درجه در مقایسه با حالت طبیعی به جلو خم شده بود، با فرکانس نمونه‌برداری ۸۰۰ هرتز در مدت ۵ ثانیه از عضله EO ثبت شد. الکتروود مرجع بر روی ستیغ خاصه سمت راست به منظور ثبت سیگنال با اغتشاشات کمتر چسبانده شد.



شکل (۱)- سیگنال بدون آرتیفکت و (ب) سیگنال تداخل یافته با آرتیفکت

۲-۲- الگوریتم حذف تداخل ECG از EMG با استفاده از EMD

از آنجایی که تداخل ECG توان فرکانس‌های طیف EMG را در فرکانس‌های کم افزایش می‌دهد، اجزای مربوط به آرتیفکت در IMF های آخر سیگنال قرار می‌گیرند. از این رو، تا زمانی که فرایند الگ کردن به اجزای شامل آرتیفکت نرسیده باشد؛ خطای MSE بین دو IMF پشت سر هم با افزایش سطح تجزیه کاهش می‌یابد. به عبارتی، زمانی که خطای بین دو IMF پشت سر هم شروع به افزایش می‌کند؛ تجزیه اجزای مربوط به آرتیفکت آغاز می‌شود. بنابراین فرایند زیر را برای فیلتر کردن سیگنال پیشنهاد می‌کنیم:

(۱) تجزیه سیگنال به IMF های تشکیل دهنده.

(۲) محاسبه خطای MSE بین IMF های پشت سر هم.

(۳) یافتن سطح تجزیه M، که در آن خطای شروع به افزایش می‌کند.

(۴) بازسازی سیگنال فیلتر شده با جمع کردن IMF های اول تا M ام.

۲-۳- ثبت سیگنال استاندارد طلایی و سیگنال تداخل

سیگنال‌های EMG از فردی ۲۵ ساله و سالم برداشت شد. از EMG عضله دو سر بازویی در حالت انقباض هم‌طول به عنوان استاندارد طلایی برای مقایسه روش‌های حذف آرتیفکت استفاده شد. علاوه بر این، در حالت ایستاده بودن فرد EMG حالت استراحت از عضله مایل خارجی (EO)^{۱۸} - که شامل بیشترین آرتیفکت ECG است- به طور همزمان برداشت شد. داده‌ها با استفاده از الکترودهای سطحی Ag-AgCl دو قطبی (به قطر ۳ سانتی‌متر؛ فاصله بین الکتروود ۳ سانتی‌متر) ثبت شدند. برای عضله دو سر بازویی الکتروودها در قسمت فوقانی بطن عضله، و برای عضله EO الکتروودها در ۱۵ سانتی‌متری جانبی ناف [۲] قرار گرفت. قبل از قرارگیری

¹⁸External Oblique

$$SNR = \frac{\sum_{i=1}^N n^2(i)}{\sum_{i=1}^N \tilde{n}^2(i)} \quad (2)$$

که N تعداد نمونه‌های سیگنال، n سیگنال تداخل، و \tilde{n} آرتیفکت تخمین زده شده با روش استفاده شده است. به منظور اعتبارسنجی روش پیشنهادی با سیگنال‌های واقعی تداخل یافته، ناحیه‌ای دلخواه بدون آرتیفکت را (حدود ۰/۵ ثانیه) برای هر سیگنال EMG در نظر گرفتیم و RMS آن ناحیه را قبل و بعد از حذف آرتیفکت محاسبه کردیم. به این ترتیب معیار AR به شکل زیر محاسبه می‌شود:

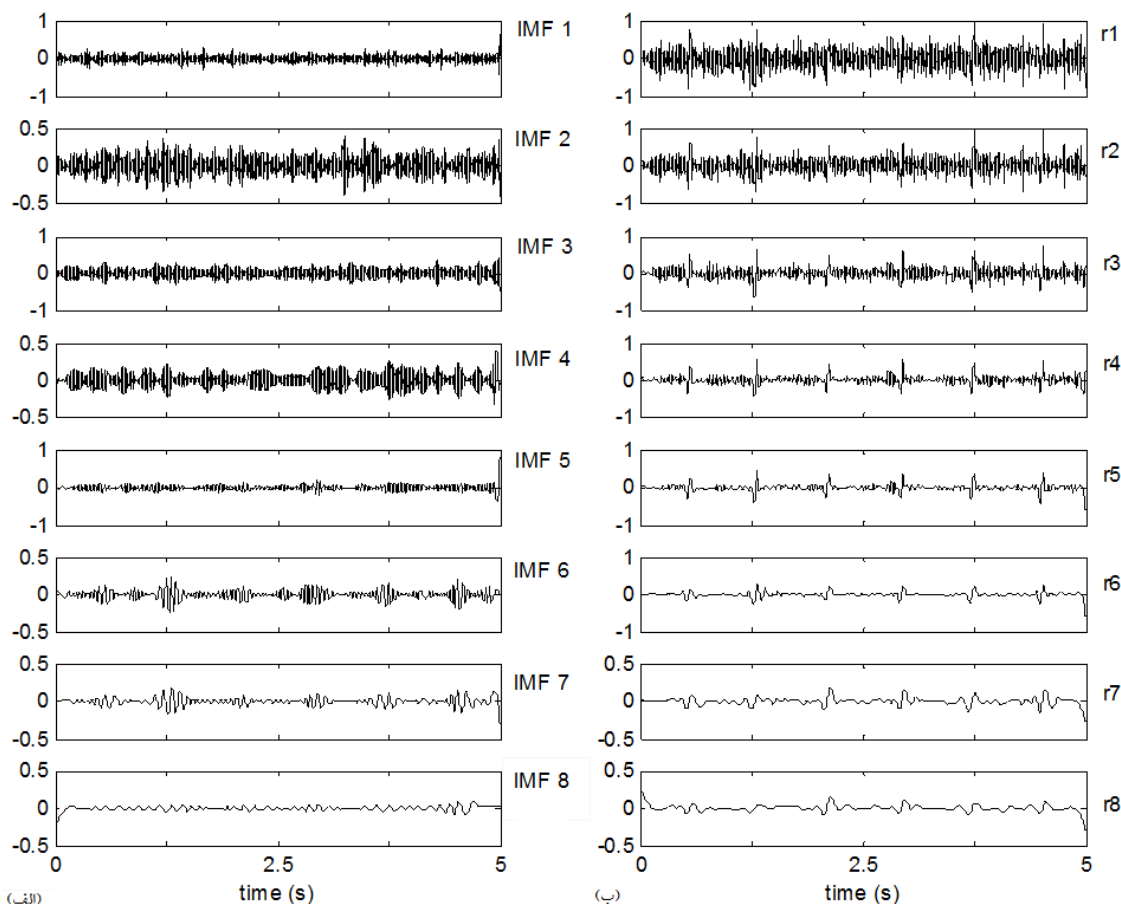
$$AR = 1 - \frac{RMS_{O(t)}}{RMS_{x(t)}} \quad (3)$$

که $RMS_{O(t)}$ و $RMS_{x(t)}$ به ترتیب مربوط به هر ناحیه انتخاب شده بعد و قبل از حذف آرتیفکت است. هر

۲-۵- ارزیابی روش پیشنهادی

به منظور ارزیابی روش پیشنهادی، ابتدا از سیگنال استاندارد طلایی تداخل یافته استفاده کردیم. پس از آن از سیگنال‌های برداشت شده در حالت انقباض شکمی (بخش ۲-۴) برای اعتبارسنجی روش استفاده کردیم. روش پیشنهادی با روش فیلتر باترورت مرتبه ۴ با فرکانس قطع ۳۰ هرتز (BW30) مقایسه شد. BW30 را پیش از این دریک و همکاران به عنوان بهترین روش حذف آرتیفکت ECG در مقایسه با سایر روش‌ها معرفی کردند [۶].

کیفیت حذف آرتیفکت با محاسبه معیارهای زیر بررسی شد: MSE سیگنال خطا بین سیگنال استاندارد طلایی و سیگنال حذف آرتیفکت شده، نسبت سیگنال به نویز بهنجار (SNR)^{۱۹} و نسبت تضعیف سیگنال (AR)^{۲۰}. SNR بهنجار پس از حذف آرتیفکت از رابطه زیر حاصل می‌شود [۱۴]:



شکل (۲) - (الف) IMF ها و (ب) مانده‌های مربوط به سیگنال با تداخل

¹⁹Signal to Noise Ratio

²⁰Attenuation Ratio

جدول (۱) مقادیر MSE بین سیگنال‌های استاندارد طلایی و سیگنال‌های حذف آرتیفکت شده، مقادیر SNR بهنجار، و مقادیر AR را برای هر دو روش حذف نویز نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد که روش EMD عملکرد بهتری در مقایسه با روش BW30 دارد. به علاوه، مقادیر AR برای سیگنال‌های واقعی [جدول (۲)] تأیید می‌کند که روش EMD در مقایسه با BW30 تضعیف کمتری در نواحی بدون آرتیفکت ایجاد می‌کند.

جدول (۱) - مقایسه روش‌های حذف آرتیفکت ECG از EMG استاندارد طلایی تداخلی یافته

روش	MSE	SNR	AR
EMD	۰/۲۴۱	۰/۳۹۲	۰/۰۷
BW30	۰/۳۴۲	۰/۲۱۶	۰/۱۶

جدول (۲) - مقادیر ضریب تضعیف (AR) پس از فیلتر کردن سیگنال‌های واقعی تداخلی یافته

شماره داوطلب	مقادیر AR	
	EMD	BW30
۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۸
۲	۰/۰۳۲	۰/۰۴۳
۳	۰/۰۵۸	۰/۰۶۴
۴	۰/۰۰۸	۰/۰۲۶
۵	۰/۰۹۳	۰/۱۰۳

۴- نتیجه‌گیری

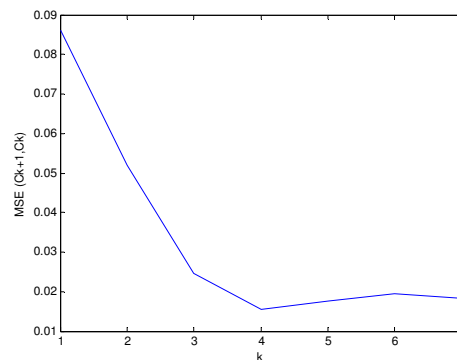
در این مقاله روشی جدید برای حذف آرتیفکت ECG از EMG پیشنهاد شد. نتایج نشان دادند که روش مبتنی بر EMD در مقایسه با فیلتر کلاسیک باترورت نتایج بهتری را در مورد حذف آرتیفکت از سیگنال‌ها فراهم می‌کند. از مزایای به کارگیری این روش عدم نیاز به کانال ثبت اضافی (مانند روش‌های وقفی) و تعیین پیشینه فرکانس قطع فیلتر یا پارامترهای دیگر آن است. با این حال، این روش برای کاربردهای زمان واقع که سرعت پردازش در آن‌ها در اولویت است؛ پیشنهاد نمی‌شود.

چه AR کمتر باشد، سیگنال بدون آرتیفکت کمتری تضعیف شده است.

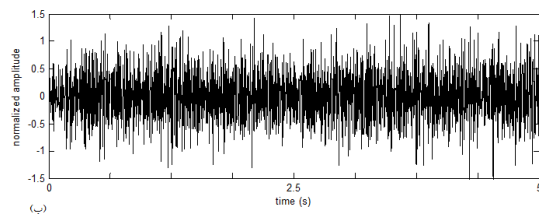
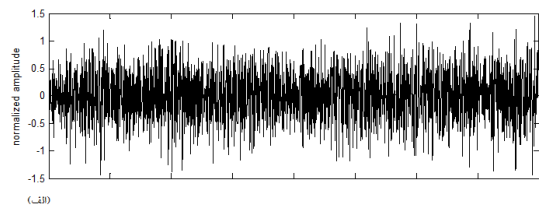
۳- نتایج

بخش‌های (الف) و (ب) در شکل (۲) IMF ها و مانده‌های مربوط به سیگنال استاندارد طلایی تداخلی یافته را نشان می‌دهند.

توجه داشته باشید که سیگنال بازسازی شده با جمع کردن IMF ها قبل از افزایش خطای MSE بین دو IMF متوالی به دست می‌آید [شکل (۳)].



شکل (۳) - منحنی MSE نشان می‌دهد که سیگنال بازسازی شده با جمع کردن ۵ IMF حاصل می‌شود. بخش‌های (الف) و (ب) در شکل (۴) به ترتیب سیگنال‌های حذف آرتیفکت شده حاصل از روش‌های EMD و BW30 را نشان می‌دهند.



شکل (۴) - سیگنال‌های فیلتر شده با (الف) روش EMD و (ب) روش BW30.

- from diaphragmatic EMG signal; *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1996; 34: 76-81.
- [8] Bloch R., Subtraction of electrocardiographic signal from respiratory electromyogram; *J. Appl. Physiol.*, 1983; 55: 619-623.
- [9] Deng Y., Wolf W., Schnell R., New aspects to event-synchronous cancellation of ECG interference: an application of the method in diaphragmatic EMG signals; *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2000; 47(9): 1177-1184.
- [10] Zhou P., Kuiken T.A., Eliminating cardiac contamination from myoelectric control signals developed by targeted muscle reinnervation; *Physiol Meas.*, 2006; 27: 1311-1327.
- [11] Huang N.E., Shen Z., Long S.R., Wu M.C., Shih H.H., Zheng Q., Yen N., Tung C.C., Liu H.H., The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and nonstationary time series analysis; *Proc. R. Soc. Lond.*, 1998; 454: 903-995.
- [12] Andrade A.O., Nasuto S., Kyberd P., Sweeney-Reed C.M., Kanijn F.R.V., EMG signal filtering based on empirical mode decomposition; *Biomed Signal Proc and Cont*, 2006; 1: 44-55.
- [13] Liang H., Lin Z., McCallum R.W., Artifact reduction in electrogastrogram based on empirical mode decomposition method; *Med BiolEngComput*, 2000; 38: 35-41.
- [14] Luo J., Zhu Y., Magnin I.E., Denoising by averaging reconstructed images: application to magnetic resonance images; *IEEE Trans Biomed Eng.*, 2009; 56(3): 1177-1184.
- ۵- مراجع
- [1] Hogrel J.Y., Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders; *Neurophysiol Clin*, 2005; 35: 59-71.
- [2] Ershad N., Kahrizi S., Firoozabadi M., Zadeh S.F., Evaluation of trunk muscle activity in chronic low back pain patients and healthy individuals during holding loads; *J Back Musculoskelet Rehabil*, 2009; 22: 165-172.
- [3] Naji M., Firoozabadi M., Kahrizi S., Evaluation of EMG features of trunk muscles during flexed postures; 19th Iranian Conference on Biomedical Engineering, 2012: 71-74.
- [4] Clancy E.A., Morin E.L., Merletti R., Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography; *J ElectromyogrKinsiol*, 2002; 12: 1-16.
- [5] Redfern M.S., Hughes R.E., Chaffin D.B., High-pass filtering to remove electrocardiographic interference from torso EMG recordings; *Clin. Biomech.*, 1993; 8: 44-48.
- [6] Drake J.D.M., Callaghan J.P., Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: an evaluation of currently used removal techniques; *J ElectromyogrKinsiol*, 2006; 16: 175-187.
- [7] Bartolo A., Dzwonczyk R.R., Roberts C., Goldman E., Description and validation of a technique for the removal of ECG contamination