معرفی ویژگی نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا به‌منظور تشخیص خواب عمیق از بیداری با سیگنال الکتروانسفالوگرام

احسان محمدی[۱]
سعید کرمانی[۱*]
بابک امرا[۲]

۱- گروه مهندسی پزشکی (بیوالکتریک)، دانشکده فناوری‌های نوین در علوم پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.
۲- گروه بیماری‌های تنفسی و خواب، مرکز تحقیقات تنفسی بامداد، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران.

[*] نویسنده مسئول: اصفهان، خیابان هزارجریب، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده فناوری‌های نوین در علوم پزشکی. تلفن: ۰۳۱-۳۷۹۲۵۲۶۷
E-mail: kermani@med.mui.ac.ir

دریافت: ۱۳۹۶/۱۱/۲۵ ویرایش: ۱۳۹۶/۱۲/۰۲ پذیرش: ۱۳۹۷/۰۵/۰۸ آنلاین: ۱۳۹۷/۰۵/۱۸

چکیده

زمینه و هدف: تشخیص دقیق خواب عمیق (خواب با امواج آهسته) از بیداری، باعث افزایش صحت طبقه‌بندی خواب به‌عنوان امری مهم در پزشکی خواهد شد. به‌دلیل هزینه‌بر و وقت‌گیر بودن تعیین دستی عمق خواب می‌توان با پردازش سیگنال مغزی به‌صورت اتوماتیک عمق خواب را تعیین کرد. در این مطالعه ویژگی جدیدی از طیف مرتبه دوم سیگنال الکتروانسفالوگرام جهت تشخیص خواب عمیق بررسی شد.

روش بررسی: این مطالعه مقطعی در دانشکده فناوری‌های نوین علوم پزشکی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان از بهمن ۱۳۹۵ تا مهر ۱۳۹۶ انجام شد. مطالعه بر روی ۲۵۹۸ تکه سیگنال الکتروانسفالوگرام دریافت‌شده از هشت نفر می‌باشد. در این مطالعه از مقادیر طیف مرتبه دوم الکتروانسفالوگرام تصویر خاکستری ساخته شد و با آستانه‌گذاری اُتسو به تصویر باینری تبدیل گشت. سپس ویژگی جدید نسبت تعداد بیت‌های سفید بالای قطر فرعی به پایین آن (نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا) از تصویر استخراج شد.

یافته‌ها: ویژگی‌های مبتنی بر انرژی از جمله مهمترین روش‌های پردازش سیگنال‌های حیاتی هستند. نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا، قادر است با درستی ۹۹/۵۰٪ حالت بیداری را از خواب عمیق جدا کند درحالی‌که براساس نتایج به‌دست‌آمده ویژگی‌های مبتنی بر انرژی چنین توانایی ندارند.

نتیجه‌گیری: ویژگی معرفی‌شده کارایی لازم را برای استفاده در تعیین اتوماتیک عمق خواب دارا است. درستی به‌دست‌آمده در تفکیک خواب عمیق و بیداری با ویژگی معرفی‌شده بیش از درستی به‌دست‌آمده به‌وسیله همه ویژگی‌های مبتنی بر انرژی سیگنال است. می‌توان از این ویژگی در همه کارهایی که در آن‌ها از طیف مرتبه دوم استفاده می‌شود (مانند تعیین عمق بیهوشی)، استفاده کرد.

کلمات کلیدی: مطالعات مقطعی، انرژی، پردازش سیگنال، عمق خواب.

مقدمه

در پزشکی و به‌ویژه روانپزشکی تحلیل و تعیین عمق خواب از اهمیت فراوانی برخوردار است. بر اساس استاندارد R&K خواب به شش کلاس بیداری، چهار مرحله از خواب Non-REM به نام‌های s1, s2, s3, s4 و خواب (REM) دسته‌بندی می‌شود.[۱] به‌ترکیب s3 و s4 خواب عمیق (خواب با امواج آهسته) می‌گویند.[۲]

برای تعیین اتوماتیک عمق خواب ویژگی‌های گوناگونی از جمله طیف توان (انرژی سیگنال) و طیف مرتبه دوم از سیگنال الکتروانسفالوگرام (EEG) استخراج شده است.[۳] Sundaramoorthy و همکاران نشان داده‌اند که در صورت به‌کارگیری طیف‌های مرتبه‌ی بالا می‌توان درستی تعیین عمق خواب را افزایش داد.[۴] برای محاسبه طیف مرتبه‌ی دوم، راه‌های مختلفی وجود دارد که بسیاری از آن‌ها به‌علت وجود محاسبات پیچیده‌ی ماتریسی مانند ضرب و یا وارون کردن ماتریس‌ها برای پیاده‌سازی با دشواری‌هایی روبه‌رو هستند.[۵] در بسیاری از مطالعات پیشین از طیف توان برای طبقه‌بندی عمق خواب

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-07-04]

استفاده شده است.[۶-۸] هدف از این مطالعه، بررسی روشی جدید برای استخراج ویژگی از طیف مرتبه دوم سیگنال الکتروانسفالوگرام بود که افزون بر استخراج سریع و آسان، توانایی تفکیک خواب عمیق از بیداری را داشته باشد.

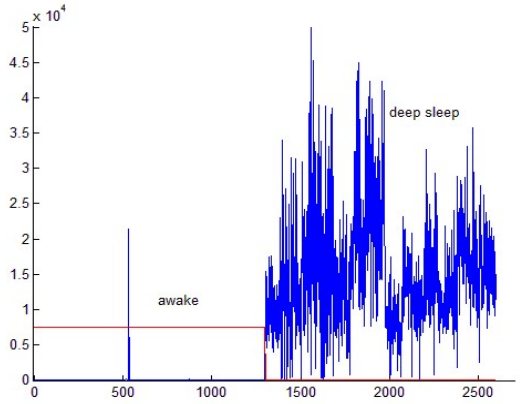
روش بررسی

داده‌های این پژوهش مربوط به هشت نفر قفقازی است که به‌صورت عمومی منتشر شده و در مطالعات خواب از آن‌ها استفاده شده است.[۹] این داده‌ها و جزییات نحوه‌ی ثبت آن‌ها به‌صورت آنلاین در دسترس قرار دارند. از آن‌جاکه تعداد تکه‌های ۳۰ ثانیه‌ای موجود برای کلاس‌های s3 و s4 به‌ترتیب برابر ۶۷۲ و ۶۲۷ می‌باشد، برای متوازن شدن حجم دو کلاس خواب عمیق و بیداری، ۱۲۹۹ تکه از مجموع ۸۰۴۱ تکه‌ی موجود برای بیداری به‌شکل تصادفی انتخاب شد.

بزرگی میزان طیف مرتبه دوم در (f1, f2) میزان کوپلینگ فازی بین f1 و f2 و f1+f2 را نشان می‌دهد. اگر B ماتریس طیف مرتبه دوم باشد، عنصر (f1, f2) از این ماتریس را می‌توان از ضرب تبدیل فوریه‌ی سیگنال در فرکانس‌های f1، f2 و f1+f2 به‌دست آورد.[۱۰و۱۱]

براساس استاندارد R&K باید برای هر ۳۰ ثانیه از داده برچسب نمایانگر عمق خواب بیان شود. از آن‌جاکه فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰ هرتز است ابتدا سیگنال EEG (کانال PzOz) به تکه‌های ۳۰۰۰ تایی بخش‌بندی شد. سپس با FFT مقادیر تبدیل فوریه محاسبه و ماتریس B به‌وسیله دامنه‌ی طیف مرتبه دوم ایجاد گشت. از آن‌جاکه غالب داده‌های مفید EEG در فرکانس‌های زیر ۵۰ هرتز قرار دارد، ابعاد این ماتریس را به ۶۰۰×۶۰۰ کاهش داده و مقادیر آن به بازه‌ی صفر تا ۲۵۵ نگاشت شد. سپس این تصویر با آستانه‌گذاری اُتسو باینری شده و از آن، نسبت تعداد پیکسل‌های سفید در بالای قطر فرعی به پایین قطر فرعی (این ویژگی جدید را نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا نام‌گذاری می‌کنیم) استخراج گشت.[۱۲] در نمودار ۱ تغییرات مقادیر این ویژگی برای دو حالت بیداری و خواب عمیق مشاهده می‌شود.

از جمله بهترین دسته‌بندی‌ها در تعیین عمق خواب می‌توان به طبقه‌بندی Random forest اشاره کرد.[۳و۱۳] تعداد درخت‌ها در این پژوهش ۱۰۰ در نظر گرفته شد. در بسیاری از کارهای پیشین از طیف توان و یا انرژی سیگنال برای تفکیک مراحل خواب استفاده شده



نمودار ۱: تغییرات مقادیر ویژگی نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا برای دو حالت بیداری و خواب عمیق

است.[۶-۸] میزان درستی به‌دست‌آمده برای تفکیک بیداری از خواب در روش ارایه‌شده توسط Hsu و همکاران از سایرین بیشتر است، به‌همین دلیل در این پژوهش از شیوه معرفی‌شده توسط آن‌ها برای استخراج ویژگی استفاده می‌شود (در مقاله مورد نظر از مجموعه‌ی داده‌های پژوهش کنونی استفاده شده است) تا نتیجه تفکیک بیداری از خواب عمیق به‌وسیله ویژگی معرفی‌شده در این پژوهش با ویژگی‌های مبتنی بر انرژی سیگنال مقایسه شود. در روش آنان مقدار انرژی در باندهای آلفا، دلتا، تتا، بتا، دوک‌های خواب و موج‌های دندان اره‌ای به‌عنوان شش ویژگی برای طبقه‌بندی خواب استخراج می‌شود.[۶] صحت یا درستی تفکیک خواب عمیق از بیداری معیار ما برای مقایسه‌ی توانایی این ویژگی‌ها است.

یافته‌ها

در این پژوهش برای هر کدام از دو کلاس (خواب عمیق و بیداری) تعداد ۱۲۹۹ تکه‌ی ۳۰ ثانیه‌ای تهیه گشت و از هر کدام از این تکه‌ها ویژگی نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا استخراج شد. مقدار این ویژگی در حالت خواب عمیق از حالت بیداری بیشتر است. برای ارزیابی نتیجه تفکیک بیداری از خواب عمیق با این ویژگی از روش اعتبارسنجی چند لایه‌ای کا (k-fold) با k=۲۰ استفاده

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-07-04]

جدول ۱: درستی تفکیک خواب عمیق از بیداری با کار بر روی مجموعه دادگان پژوهش کنونی

نام ویژگی استفاده‌شده	رنج فرکانسی مورد نظر برحسب هرتز (Hz)	درستی در تشخیص خواب عمیق از بیداری
انرژی باند آلفا	۸-۱۳	٦۹/۱٦
انرژی باند بتا	۱۲-۳۰	۸۸/۳۷
انرژی باند تتا	٤-۸	۸۱/۲۵
انرژی باند دلتا	۰/۵-۲	۹۵/۷٦
انرژی دوک‌های خواب	۱۲-۱٤	٦۸/۳۹
انرژی امواج دندان اره‌ای	۲-٦	۹٤/۲۲
استفاده از مجموع شش ویژگی مبتنی بر انرژی		۹۹/٤۲
ویژگی معرفی‌شده در این پژوهش (نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا)		۹۹/۵۰

شد و میزان درستی تفکیک برابر ۹۹/۵۰٪ به‌دست آمد. برای تفکیک بیداری از خواب عمیق، انرژی در شش باند مختلف سیگنال مطابق با روش Hsu و همکاران استخراج شده و نتیجه این تفکیک به‌وسیله روش اعتبارسنجی k-fold با k=۲۰ محاسبه گشت.[٦] در جدول ۱ درستی تفکیک به‌وسیله هرکدام از این ویژگی‌ها آورده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود ویژگی معرفی‌شده نسبت به همه ویژگی‌های مبتنی بر انرژی برتر است. در صورت استفاده هم‌زمان از هر شش ویژگی می‌توان به صحتی نزدیک به صحت ناشی از ویژگی معرفی‌شده دست یافت. ویژگی معرفی‌شده در مقاله قادر است خواب عمیق را از بیداری با صحت بیشتر و پیچیدگی کمتر (تعداد ویژگی کمتر) تفکیک کند.

بحث

در این پژوهش ویژگی جدید و قابل استفاده در بحث طبقه‌بندی عمق خواب معرفی شد. مقدار این ویژگی در حالت خواب عمیق از حالت بیداری بیشتر است و این بدین معنا است که مقادیر طیف مرتبه دوم با افزایش عمق خواب در فرکانس‌های پایین افزایش و در فرکانس‌های بالا کاهش خواهند یافت. از آن‌جاکه طیف مرتبه دوم میزان کوپلینگ فازی را نشان می‌دهد و با توجه به اینکه با افزایش عمق خواب ژنراتورهای تولید EEG در مغز کاهش می‌یابند، انتظار تغییر در میزان کوپلینگ‌های فازی طبیعی است و تغییرات این ویژگی که در نمودار ۱ مشاهده می‌شود مطابق با انتظار است.

ویژگی نرخ دوطیفی فرکانس‌های پایین به بالا قادر است خواب عمیق را از بیداری با درستی ۹۹/۵۰٪ تفکیک کند، درحالی‌که ویژگی‌های مبتنی بر انرژی که در کارهای پیشین مورد توجه بوده‌اند از این توانایی برخوردار نیستند.

سپاسگزاری: این مقاله برگرفته از طرح تحقیقاتی تحت عنوان "طبقه‌بندی اتوماتیک دو مرحله‌ای عمق خواب مبتنی بر نمایش زمان فرکانس و پیچیدگی سیگنال الکتروانسفالوگرام" مصوب معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در سال ۱۳۹۵ به کد ۳۹۵۹٦۸ می‌باشد.

References

1. Rechtschaffen A, Kales A, editors. A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Washington, D.C: Public Health Service, U.S. Government Printing Office; 1968. P.58.
2. Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan S, for the American Academy of Sleep Medicine. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications, 1st ed. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine; 2007.
3. Şen B, Peker M, Çavuşoğlu A, Çelebi FV. A comparative study on classification of sleep stage based on EEG signals using feature selection and classification algorithms. *J Med Syst* 2014;38(3):18.
4. Sundaramoorthy G, Raghuveer MR, Dianat S. Bispectral reconstruction of signals in noise: Amplitude reconstruction issues. *Inst Electr Electron Eng* 1990;38(7).
5. Venkatakrishnan P, Sangeetha S, Sukanesh R. Bispectral analysis of human electroencephalogram (EEG) signals during various sleep stages. New Trends in Audio and Video/ Signal Processing Algorithms, Architectures, Arrangements, and Applications SPA 2008, Poznan, 2008, P. 165-8.
6. Hsu Y-L, Yang Y-T, Wang J-S, Hsu C-Y. Automatic sleep stage recurrent neural classifier using energy features of EEG signals. *Neurocomputing* 2013;104:105-14.
7. Chapotot F, Becq G. Automated sleep-wake staging combining robust feature extraction, artificial neural network classification, and flexible decision rules. *Int J Adapt Control Signal Process* 2010;24(5):409-23.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-07-04]

8. Doroshenkov LG, Konyshev VA, Selishchev SV. Classification of human sleep stages based on EEG processing using hidden Markov models. *Med Tekh* 2007;(1):24-8.
9. Goldberger AL, Amaral LA, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PC, Mark RG, et al. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation* 2000;101(23):E215-20.
10. Brillinger DR. An introduction to polyspectra. *Ann Math Stat* 1965;36(5):1351-74.
11. Chua KC, Chandran V, Acharya UR, Lim CM. Application of higher order statistics/spectra in biomedical signals: a review. *Med Eng Phys* 2010;32(7):679-89.
12. Otsu N. Thresholds selection method form grey-level histograms. *IEEE Trans Syst Man Cybern* 1979;9(1):62-6.
13. Ho TK. Random decision forests. *Proc 3rd Int Conf Document Anal Recognit* 1995;1:278-82.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-07-04]

TUMJ monthly Tehran University Medical Journal
Tehran University Medical Journal, August 2018; Vol. 76, No. 5: 326-330 *Original Article*

Introduction of low to high frequencies bispectrum rate feature for deep sleep detection from awakening by electroencephalogram

Ehsan Mohammadi Ph.D. Student[1]
Saeed Kermani Ph.D.[1*]
Babak Amra Ph.D.[2]

1- Department of Bioelectrics and Biomedical Engineering, School of Advanced Technologies in Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.
2- Department of Pulmonology and Somnologist, Bamdad Respiratory Research Center, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran.

[*] Corresponding author: School of Advanced Technologies in Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Hezar Jerib Ave., Isfahan, Iran.
Tel: +98 31 37925267
E-mail: kermani@med.mui.ac.ir

Abstract

Received: 14 Feb. 2018 Revised: 21 Feb. 2018 Accepted: 30 Jul. 2018 Available online: 09 Aug. 2018

Background: Accurate detection of deep sleep (Due to the low frequency of the brain signal in this part of sleep, it is also called slow-wave sleep) from awakening increases the sleep staging accuracy as an important factor in medicine. Depending on the time and cost of manually determining the depth of sleep, we can automatically determine the depth of sleep by electroencephalogram (EEG) signal processing. In this paper a new EEG bispectrum based feature is introduced for deep sleep discrimination.

Methods: This cross-sectional study was conducted at Isfahan University of Medical Sciences, Faculty of Advanced Technologies in Medicine, from February to October 2017. In this study a gray scale image was made of electroencephalogram bispectrum amounts and converted to binary image with Otsu's Thresholding. Then the ratio of white bits in the above of the secondary diagonal to white bits in the down of secondary diagonal (low to high frequencies bispectrum rate) is extracted as a new feature. This feature is an effective method for detecting deep sleep from awakening.

Results: One of the important methods in biomedical signal processing is the use of the power spectrum or signal energy. In sleep studies, energy-related features have also been used to determine the depth of sleep. Low to high frequencies bispectrum rate is able to separate deep sleep from awakening by accuracy of 99.50 percent, while energy-based features as one of the most important approaches to sleep classification do not have this ability.

Conclusion: In this study we show that "Low to high frequencies bispectrum rate" feature has this capability to use in sleep staging. It is not used in previous works. The accuracy obtained in deep sleep separation from the awakening with the introduced feature (99.50 percent) is greater than the accuracy obtained by all the energy-based features (The simultaneous use of the 6 bands energy leads to 99.42 percent accuracy). This feature indicates the ratio of the phase coupling at low frequencies to high frequencies and can be used in all cases where the bispectrum is used (such as determining the depth of anesthesia).

Keywords: cross-sectional studies, energy, signal processing, sleep stages.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-07-04]