ІНФОРМАТИКА, ОБЧИСЛЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА АВТОМАТИЗАЦІЯ

УДК 004.891.3
DOI https://doi.org/10.32782/2663-5941/2023.2.1/20

Болобан О.А.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Петренко А.І.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ АЛГОРИТМУ EMD ДЛЯ ОЦІНКИ РІВНЯ КИСНЮ В КРОВІ

У цій статті пропонується дослідити сигнал пульсоксиметрії та застосувати метод розпізнавання, заснований на емпіричному розкладанні цього сигналу.

Виявлення рівня насичення крові киснем (десатурації) за сигналами пульсоксиметрії має велике значення для діагностики апное уві сні. Підрахувавши десатурацію, можна отримати індекс, який допоможе діагностувати важкі випадки синдрому обструктивного апное-гіпопное уві сні. Важливо мати автоматичні методи виявлення, що дозволяють проводити скринінг цього синдрому, зменшуючи потребу в дорогих дослідженнях на основі полісомнографії.

Десатурація створює дуже специфічну хвильову картину, яка виділяється в режимах розкладання. Використовуючи цю інформацію, будується детектор на основі правильно вибраних меж і набору простих правил.

Індекс десатурації кисню, побудований на основі цих виявлень, визначає синдром обструктивного апное-гіпопное сну з високою чутливістю (0,838) і дає кращі результати, ніж стандартні підходи до виявлення десатурації.

Результати дослідження показали, що алгоритм EMD може бути ефективним інструментом для оцінки рівня кисню в крові, оскільки параметри емпіричних мод корелюють з цим показником. Це може мати важливі наслідки для діагностики та лікування пацієнтів з різними захворюваннями, пов'язаними з кровообігом та достатністю кисню в організмі.

Метод EMD може бути корисним в контексті біомедичних досліджень та медичної практики. Рекомендовані дальші дослідження, які будуть спрямовані на більш глибоке дослідження можливостей використання EMD для оцінки рівня кисню в крові, зокрема, у зв'язку з певними хворобами та патологічними станами.

Відзначимо, що EMD може бути корисним в контексті біомедичних досліджень та медичної практики. Його застосування може бути особливо корисним для моніторингу пацієнтів з різними захворюваннями, такими як серцеві недостатності, бронхіальна астма та інші захворювання легень.

Узагальнюючи, стаття висвітлює важливість застосування алгоритму EMD для оцінки рівня кисню в крові та вказує на його можливу роль в біомедичних дослідженнях та медичній практиці.

Ключові слова: *дистанційний моніторинг, синдром обструктивного апное-гіпопное уві сні, десатурація, полісомнографія, серцевий ритм, натільні пристрої, метод емпіричної декомпозиції моди (ЕДМ).*

Постановка проблеми. Порушення сну включають понад 80 патологій у дорослих і дітей [1]. Такі розлади викликають денну сонливість, що вражає від 35 до 40% дорослого населення США, і є важливою причиною захворюваності та смертності. Більш поширеною та важливою патологією сну є синдром обструктивного апное-гіпопное уві сні (OSAHS). Цей розлад характеризується повторюваним зменшенням потоку повітря, спричиненим періодичною частковою або повною обструкцією верхніх дихальних шляхів під час сну. Основними наслідками цього розладу є фрагментація сну, зниження насичення крові киснем і надмірна денна сонливість [2, 3, 4, 5].

За даними останніх досліджень [6, 7], поширеність синдрому у населення без урахування симптомів сонливості, за оцінками, становить 24% і, якщо це пов'язано з симптомами, зменшується приблизно до 3–7% у чоловіків і 2–5% у жінок. Варто зазначити, що оцінка значно вища, у пацієнтів із серцевими або метаболічними порушеннями, ніж у загальній вибірці.

Аналіз останніх досліджень і публікацій. Сучасним золотим стандартом діагностики OSAHS є полісомнографія (PSG). PSG – це нічне дослідження, яке проводиться в центрі сну в тихій і темній кімнаті, яке складається з одночасного запису електроенцефалографії (ЕЕГ), електроокулографії (ЕОГ), електроміо-графії (ЕМГ), електрокардіографії (ЕКГ), насичення киснем (SpO2), ороназального потоку повітря, рухів грудної клітки та живота, положення тіла та інших сигналів. PSG дозволяє оцінити індекс апное/гіпопное (AHI), який використовується як основний показник тяжкості OSAHS. PSG контролюється техніком, і його аналіз вимагає стомлюючої оцінки, часто вручну [8]. Це дослідження вимагає великих витрат, його доступність обмежена, і за ніч можна проводити лише одне дослідження.

Та для більш зручного запису даних є можливість використання окремих PPG сигналів, які дають змогу отримати та записати такі дані:

- SpO2 – рівень кисню в крові;
- BPM – серцевий ритм;
- IR – рівень пропускання інфрачервоного світла;
- R – рівень пропускання червоного світла;
- G – рівень пропускання зеленого світла.

Для натільних пристроїв прилад PPG більш зручний та надає достатньо інформації для подальшої обробки. Оскільки PPG пристрій має бути постійно на користувачеві, він має бути компактним та непомітним у повсякденному користуванні. Тому ми маємо проблему використання батареї та визначення розміру даних, яких буде достатньо для подальшої обробки.

Емпірична декомпозиція моди (EMD) – це повний метод аналізу сигналів, керований даними, який можна застосувати до нестаціонарних і нелінійних сигналів, запропонований Huang та ін. [9]. EMD розкладає сигнал на зазвичай невелику кількість компонентів, відомих як функції внутрішнього режиму (IMF) або режими. EMD успішно використо-вувався для виділення дихального сигналу з ЕКГ [10], а також для виявлення апное, обробивши сигнал назального потоку повітря [3] і навіть ЕКГ [11]. Як небажаний ефект ми можемо згадати проблему, відому як «змішування режимів», коли дуже схожі коливання присутні в різних режимах. Це частково можна уникнути за допомогою версій EMD із шумовою підтримкою, наприклад Ensemble EMD [12] з дуже хорошими результатами в обробці голосу [13], але з високою обчислювальною вартістю та залишковим шумом у реконструйо-ваному сигналі.

У цій роботі ми визначаємо оптимальний розмір даних, щоб надалі його обробити за допомогою алгоритму на основі EMD для виявлення десатурації, пов'язаної з апное/гіпопное сну, у сигналах пульсоксиметрії. Метою цієї процедури є оцінка індексу, який веде себе подібно до класичного індексу апное/гіпопное, отриманого з PSG, але використовуючи лише інформацію про десатурацію кисню, виміряну за допомогою пульсоксиметрії. Це буде зроблено шляхом розкладання сигналу оксиметрії за допомогою EMD, визначення конкретних режимів, де інформація, пов'язана з десатурацією, виглядає більш чітко, і використання набору належним чином вибраних порогів і простих правил для підрахунку кожної десатурації.

Постановка завдання.

Сигнал оксиметрії

Оксиметрія – це вимірювання процентного насичення гемоглобіну киснем. Насичення артеріальної крові киснем зазвичай позначають SpO2. Пульсоксиметрія – це неінвазивна оцінка периферичного насичення киснем (SpO2), заснована на пропусканні, поглинанні та розсіюванні світла під час його проходження крізь гемоглобін. Дані отримують за допомогою датчика світла, що містить два джерела світла (червоне та інфрачервоне), які поглинаються гемоглобіном і передаються через тканини на фотодетектор. Вимірювання SpO2 є менш точним при низьких значеннях, і 70% насичення зазвичай береться як найнижче точне значення. Типові технічні характеристики пульсоксиметрів включають частоту дискретизації 1Гц, роздільну здатність 1% і точність ± 2% у діапазоні від 70% до 100%.

SpO2 та OSAHS

Для діагностики OSAHS необхідний повний PSG. За допомогою цих записів лікар-спеціаліст може точно діагносту-вати цей синдром, враховуючи кількість повних і часткових перешкод (апное і гіпопное відповідно) дихання за годину сну. Ця величина відома як індекс апное-гіпопное (AHI) [14]. Це дуже дороге дослідження, а лабораторій сну мало, особливо в країнах, що розвиваються.

Нічну черезшкірну пульсоксиметрію все частіше використовують для раннього скринінгу

OSAHS через її низьку вартість і простоту. Під час обструктивного апное десатурація кисню є звичайним явищем, але вона може бути відсутньою під час гіпопное або у випадках підвищеного опору верхніх дихальних шляхів [14]. У першому випадку десатурація демонструє типову пилкоподібну форму хвилі зі швидким збільшенням SpO2 під час або після збудження. Однак це збільшення не таке різке при гіпопное, а пилкоподібний малюнок може бути повністю відсутнім при центральному апное.

Обструктивне апное/гіпопное характеризується тимчасовим зменшенням або повною зупинкою дихання. У клінічній практиці апное не розглядається як відмінність від обструктивного гіпопное, оскільки ці явища мають схожу патофізіологію. Щоб вважатися подією апное/гіпопное, необхідно виконати критерій 1 або 2, а також критерій 3 з наступного [15]:

1. Амплітуда дійсного сигналу, пов'язаного з диханням, повинна демонструвати чітке зниження (≥ 50%) від базової лінії. Ця базова лінія визначається як середня амплітуда сигналу при стабільному диханні та оксигенації за 2 хвилини до початку події.

2. Чітке зменшення амплітуди валідованого показника дихання під час сну, яке не досягає попереднього критерію, але відбувається при десатурації кисню, що перевищує або дорівнює 3%, або при збудженні.

3. Тривалість події 10 с і більше.

Наш інтерес полягає в оцінці індексу з високою чутливістю для виявлення OSAHS. Однак, це непросте завдання для реальних сигналів SpO2. Існує багато проблем, які потрібно вирішити, наприклад артефакти, шум квантування, базова лінія тощо.

Виклад основного матеріалу дослідження.

Збір даних

Для збору даних про SpO2 сигнали було використано сенсор Max30102, який складається з трьох світлодіодів: червоного, інфрачервоного та зеленого та датчика освітленості. На рис. 1 показано принцип роботи сенсора.

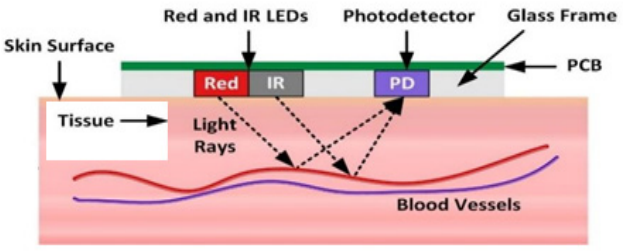

Рис. 1. Принцип дії фотоплетизмографа

Дихання впливає на серцевий цикл шляхом зміни внутрішньо плеврального тиску між грудною стінкою та легенями. Оскільки серце знаходиться в грудній порожнині між легенями, парціальний тиск вдиху і видиху сильно впливає на тиск на порожнисту вену і наповнення правого передсердя.

Під час вдиху внутрішньо-плевральний тиск знижується до 4 мм рт. ст., що розтягує праве передсердя, сприяючи швидкому наповненню з порожнистої вени, збільшуючи переднавантаження шлуночків, але зменшуючи ударний об'єм. І навпаки, під час видиху серце стискається, знижуючи ефективність серцевої діяльності та збільшуючи об'єм одного удару. Коли частота і глибина дихання збільшуються, венозне повернення збільшується, що призводить до збільшення серцевого ритму [16].

Джерело світла та електричне коло

Світло, що проходить або відбивається тканиною, несе сигнал PPG. У видимій області домінуючий пік поглинання знаходиться в синій області спектра, за якою йде зелено-жовта область (500–600 нм), що відповідає еритроцитам (рис. 2). Світло коротших хвиль сильно поглинається меланіном. Вода поглинає світло в ультрафіолетовому та довгому інфрачервоному (ІЧ) областях. Червоне (R, 660 нм) та ІЧ (940 нм) світло проходить через тканини та кров. Таким чином, ІЧ-випромінювання використовується в датчиках PPG. За останнє десятиліття ефективність світлодіодів зросла, а їхня пряма напруга знизилася, що призвело до збільшення кількості люменів на ват. Через високу потужність освітлення різниця серцевого циклу між систолічною та діастолічною фазами демонструє великі варіації довжини хвилі зеленого кольору.

Також показано довжини хвиль зеленого, червоного та ближнього ІЧ-діапазону поглинання зеленого світла світлодіодів оксигемоглобіном (O2Hb) і дезокси-гемоглобіном (RHb) набагато більше, ніж ІЧ-світло.

Таким чином, зміна кількості відбитого зеленого світла, спричинена кровотоком, є більшою, ніж у відбитому ІЧ-світлі, що призводить до кращого SNR [17, 18, 19].

Обробка даних

Сигнал пульсоксиметрії пальця доповнюється інформацією про стан оксиметра. Коли пацієнт змінює своє положення або просто рухає кінцівками, цей рух може спричинити артефакти та зробити вимірювання не вірними. Це спричиняє розрив сигналу з різким стрибком до значення насичення 0,1%. Таким чином, отриманий сигнал може мати одну

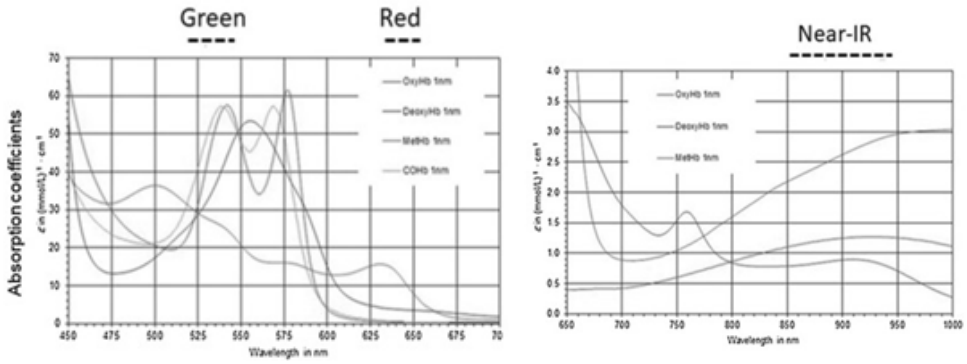

Рис. 2. Поглинання світла дезокси-гемоглобіном (RHb), оксигемоглобіном (O2Hb), карбоксигемоглобіном (COHb) і метгемоглобіном (MetHb) на різних довжинах хвиль

або кілька недійсних частин під час дослідження. Ці неінформативні компоненти погано впливають на алгоритм EMD [20], тому їх слід уникати.

Для цього ми використовуємо дані про стан датчика та просто усуваємо проміжок часу, протягом якого сигнал датчика є недійсним, об'єднуючи попередні та наступні дані. Хоча це може здатися неприродним, ми спробували інші альтернативи, наприклад інтерполяцію з використанням різних методів, і в усіх випадках інтерполяція також створює проблеми в алгоритмі EMD, що робить результати непридатними для використання. З цієї причини ми застосували цей простий метод.

Додаткова проблема пов'язана з квантуванням: кожен рівень квантування відповідає 1% значення насиченості. Цей шум квантування створює артефакти в результуючому розкладанні EMD. Щоб зменшити його вплив і врахувати, що десатурація, викликана апное, матиме періоди більше 5 с, що відповідає коливанням 0,2Гц, ми застосовуємо КІХ-фільтр низьких частот із частотою зрізу 0,25Гц для попередньої обробки сигналу.

EMD алгоритм для рівня SpO2

SpO2 має знизитися щонайменше на 3% і тривати 10 с або довше, щоб вважатися подією апное/гіпопное. Це зниження вимірюється від базової лінії, що відповідає нормальній оксигенації. На жаль, немає єдиної думки щодо методології оцінки цього базового рівня [21]. Один підхід заснований на використанні середнього значення SpO2 для всього дослідження. Інший метод враховує лише перші 3 хвилини [22]. Тим не менш, у деяких випадках SpO2 може знизитися до стабільного значення, яке нижче вихідного рівня під час сну.

Щоб уникнути цих проблем, використовуються динамічні оцінки базової лінії. Чинер та ін. [23] використовують середнє значення SpO2 протягом попередніх n хвилин як базову оцінку. Цю ж стратегію використовують де Шазаль та ін. [24]. Інший метод застосовано V´azquez та ін. [25, 26]. У цих випадках базовий рівень оцінюється за допомогою верхнього п'ятого процентиля значень SpO2 за п'ять хвилин, що передували події. Цей метод не враховує значення SpO2 під час десатурації, і з цієї причини базова оцінка набагато більше схожа на базальне значення під час нормального дихання. Еквівалентна процедура використовується в нещодавньому дослідженні [27], де вони приймають за базову лінію середнє значення 20% верхніх даних SpO2 протягом 1 хв. Основні помилки алгоритмів виявлення десатурації пов'язані з неправильними оцінками базової лінії.

Результат дослідження

В ході експериментальних досліджень було досліджено оптимальний час запису даних та час сну для мікроконтролера (мк). В ході дослідження було визначено, що IR значення записується кожні 250 мс. Для запису одного циклу потрібно отримати 16 значень, а отже 4 с на один цикл.

Оскільки одне значення IR має формат int, який використовує 4 байти, максимальний розмір передачі даних в TCP пакеті складає 1024 байти, бо містить 256 значень формату інт.

На основі цих параметрів визначено кількість циклів, яка має корисну інформацію, щоб уникнути повторень. Таким чином, за 1 хвилину відбувається запис майже 6 циклів.

Для повного циклу використовується сигнал 1.512 мАг з тривалістю 2 хв, і даного циклу вистачає, аби отримати достатню кількість інформації, тому після циклу можна перевести мк в режим сну на 10 хв , при цьому в режимі сну мк споживає 0.02мА.

Оскільки є ймовірність виникнення шумів, запис показників протягом 2 хв дає змогу відфільтрувати ці шуми без втрати інформації. Саме за такої конфігурації ми отримуємо найбільш точні показники

(рис. 3), можливість фільтрувати та видаляти дані, що не мають користі, та економити заряд батареї.

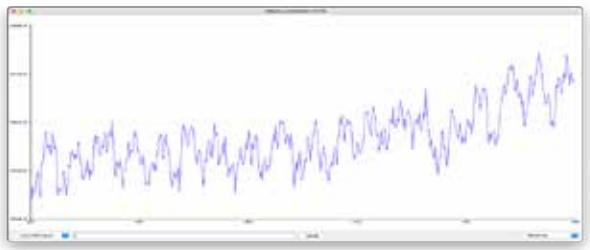

Рис. 3. Показники IR світла на пальці з циклом запису протягом 2 хвилини

Висновки.

Було запропоновано варіанти збору даних про рівень кисню в крові для подальшої обробки їх за допомогою EMD алгоритму. В результаті досліджень було виявлено, що оптимальний час на запис одного циклу – це 2 хвилин, та протягом наступних 10 хвилин мікроконтролер може перейти в режим сну, що дасть змогу економити заряд батареї. В подальшій роботі планується розробити алгоритм перетворення BPM (серцевого ритму) в показник SpO2, щоб мікроконтролер не витрачав потужність для обчислення цих даних, а також розробити алгоритм фільтрації даних безпосередньо на мікроконтролері.

Список літератури:

1. American Academy of Sleep Medicine, The international classification of sleep disorders, revised. Diagnostic and Coding Manual, 2nd Edition (2001).
2. Hornero R, Alvarez D, Ab´asolo D, del Campo F, Zamarr´on C, Utility of ´ Approximate Entropy From Overnight Pulse Oximetry Data in the Diagnosis of the Obstructive Sleep Apnea Syndrome, IEEE Transactions on Biomedical Engineering 54 (1) (2007) 107–113.
3. Salisbury JI, Sun Y, Rapid screening test for sleep apnea using a nonlinear and nonstationary signal processing technique, Medical Engineering and Physics 29 (2007) 336–343.
4. Unal M, ¨ Ozt ¨urk L, Kanik A,, The role of oxygen saturation measurement and body mass index in distinguishing between non–apneic snorers and patients with obstructive sleep apnoea syndrome, Clinical Otolaryngology 27 (2002) 344–346.
5. Strollo PJ, Rogers RM, Obstructive sleep apnea, The New England Journal of Medicine 334 (2) (1996) 99–104.
6. De Backer W, Obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome, Panminerva medica 55 (2) (2013) 191–195.
7. Lurie A, Obstructive sleep apnea in adults: epidemiology, clinical presentation, and treatment options, Advances in cardiology 46 (2011) 1–41.
8. Thurnheer R, Bloch KE, Laube I, Gugger M, Heitz M, Respiratory polygraphy in sleep apnoea diagnosis, Swiss Medical Weekly 137 (2007) 91–102.
9. Huang NE, Shen Z, Long SR, Wu MC, Shih HH, Zheng Q, Yen NC, Tung CC, Liu HH, The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis, Proc. R. Soc. Lond. A 454 (1998) 903–995.
10. Balocchi R, Menicucci D, Santarcangelo E, Sebastiani L, Gemignani A, Ghelarducci B, Varanini M, Deriving the respiratory sinus arrhythmia from the heartbeat time series using empirical mode decomposition, Chaos, Solitons and Fractals 20 (2004) 171–177.
11. Mendez M, Corthout J, Van Huffel S, Matteucci M, Penzel T, Cerutti S, Bianchi A, Automatic screening of obstructive sleep apnea from the ecg based on empirical mode decomposition and wavelet analysis, Physiological measurement 31 (3) (2010) 273.
12. Wu Z, Huang NE, Ensemble empirical mode decomposition: a noise-assisted data analysis method, Advances in Adaptive Data Analysis. Theory and Applications 1 (2009) 1–41.
13. Schlotthauer G, Torres ME, Rufiner HL, A new algorithm for instantaneous F0 speech extraction based on ensemble empirical mode decomposition, in: Proc 17th European Sig Proc Conf EUSIPCO 09, Glasgow, Scotland, 2009, pp. 2347–2351.
14. Schlosshan D, Elliott MW, Sleep 3: Clinical presentation and diagnosis of the obstructive sleep apnoea hypopnoea syndrome, Thorax 59 (4) (2004) 347 –352.
15. McNicholas WT, Diagnosis of obstructive sleep apnea in adults, Proc Am Thorac Soc 5 (2) (2008) 154–160.
16. Liao H-E. Two discrete oscillator based adaptive notch filters (OSC ANFs) for noisy sinusoids. IEEE Trans Signal Process. 2005;53:528–538.
17. Sami HM, Kleinman BS, Vassyl A, Lonchyna NA. Central venous pulsations associated with a falsely low oxygen saturation measured by pulse oximetry. J Clin Monit. 1991;7(4):309–312.
18. Shelley KH, Tamai D, Jablonka D, Gesquiere M, Stout RG, Silverman DG. The effect of venous pulsation on the forehead pulse oximeter wave form as a possible source of error in SpO2 calculation. Anesth Analg. 2005;100:743–747.

19. Cui W, Ostrander LE, Lee BY. In vivo reflectance of blood and tissue as a function of light wavelength. IEEE Trans Biomed Eng. 1990;37(6):632–639.

20. Kim D, Kim K, Oh H.-S, Extending the scope of empirical mode decomposition by smoothing, EURASIP Journal on Advances in Signal Processing 2012 (1) (2012) 168.

21. Berry R, Budhiraja R, Gottlieb D, Gozal D, Iber C, Kapur V, Marcus C, Mehra R, Parthasarathy S, Quan S, et al., Rules for scoring respiratory events in sleep: update of the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events. deliberations of the sleep apnea definitions task force of the american academy of sleep medicine., Journal of clinical sleep medicine: JCSM: official publication of the American Academy of Sleep Medicine 8 (5) (2012) 597–619.

22. Zamarr´on C, Romero PV, Rodriguez JR, Guda F, Oximetry spectral analysis in the diagnosis of obstructive sleep apnoea, Clinical Science 97 (4)(1999) 467–473.

23. Chiner E, Signes-Costa J, Arriero JM, Marco J, Fuentes I, Sergado A, Nocturnal oximetry for the diagnosis of the sleep apnoea hypopnoea syndrome: a method to reduce the number of polysomnographic, Thorax 54 (1999) 968–971.

24. de Chazal P, Heneghan C, McNicholas WT, Multimodal detection of sleep apnoea using electrocardiogram and oximetry signals, Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences 367 (1887) (2009) 369–389, PMID: 18974035.

25. V´azquez JC, Tsai WH, Flemons WW, Masuda A, Brant R, Hajduk E, Whitelaw WA, Remmers JE, Automated analysis of digital oximetry in the diagnosis of obstructive sleep apnoea, Thorax 55 (4) (2000) 302–307.

26. Burgos A, Go˜ni A, Illarramendi A, Bermudez J, Real-time detection of apneas on a PDA, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 14 (4) (2010) 995–1002.

27. Xie B, Minn H, Real-time sleep apnea detection by classifier combination, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 16 (3) (2012) 469–477.

Boloban O.A., Petrenko A.I. PECULIARITIES OF USING THE EMD ALGORITHM TO ESTIMATE THE LEVEL OF OXYGEN IN THE BLOOD

This paper proposes to investigate the pulse oximetry signal and apply a recognition method based on the empirical decomposition of this signal.

Detecting the level of blood oxygen saturation (desaturation) based on pulse oximetry signals is of great importance for the diagnosis of sleep apnea. By calculating desaturation, you can get an index that will help diagnose severe cases of obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome. It is important to have automatic detection methods that allow screening for this syndrome, reducing the need for expensive studies based on polysomnography.

Desaturation creates a very specific wave pattern that stands out in the decay modes. Using this information, a detector is built based on correctly selected limits and a set of simple rules.

The oxygen desaturation index, built on the basis of these findings, identifies OSA with high sensitivity (0.838) and gives better results than standard approaches to detect desaturation.

The results of the study showed that the EMD algorithm could be an effective tool for assessing blood oxygen levels, as the parameters of the empirical modes correlate with this measure. This could have important implications for the diagnosis and treatment of patients with various circulatory disorders and oxygen deficiency.

The EMD method can be useful in the context of biomedical research and medical practice. Recommend further research aimed at a deeper exploration of the possibilities of using EMD for assessing blood oxygen levels, particularly in relation to certain diseases and pathological conditions.

It should be noted that EMD can be useful in the context of biomedical research and medical practice. Its application can be particularly useful for monitoring patients with various conditions such as heart failure, bronchial asthma, and other lung diseases.

In summary, the article highlights the importance of using the EMD algorithm for assessing blood oxygen levels and points to its possible role in biomedical research and medical practice.

Key words: *remote monitoring, obstructive sleep apnea-hypopnea syndrome, desaturation, polysomnography, heart rhythm, body devices, empirical mode decomposition (EDM) method.*