

УДК 615.816

Метод обробки трендів біологічних сигналів на основі вейвлет аналізу

Боділовський О. К., Попов А. О.

Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, м. Київ

E-mail: bodilowsky@ukr.net

У роботі запропоновано підхід до обробки трендів біологічних сигналів на прикладі сигналів сатурації артеріальної крові киснем, зокрема у вирішенні проблеми помилкових спрацювань тривожної сигналізації. Для вирішення поставленої задачі в даній роботі застосовано аналіз на основі діадного ортогонального вейвлет перетворення. Було проведено аналіз чутливості та специфічності методу для модельних сигналів, що містили патерни сигналів на рівні 80, 85, 90, 95% SpO₂, які можуть бути помилково опрацьовані системою подачі тривоги. В результаті експерименту отримано значення чутливості методу 99% для 1-3 рівня розкладу та значення специфічності 30% для материнської функції Хаара.

Ключові слова: тренди біологічних сигналів; SpO₂; вейвлет аналіз

Вступ

Моніторинг стану пацієнта під час ускладнень є важливою задачею, яка має безпосередній вплив на прийняття рішень медичним персоналом. Сучасні апарати життєзабезпечення людини — це складні комплекси, що включають системи моніторингу параметрів життєдіяльності людини, системи штучної вентиляції легень, системи дозованого введення ліків та ін. При моніторингу параметрів життєдіяльності людини в умовах стаціонару чи під час інтенсивної терапії, одним із найбільш інформативних та важливих параметрів є показники дихальної активності. Сучасні монітори показників життєдіяльності мають функцію тривожної сигналізації, що дає змогу попередження персоналу медичного закладу про вихід показника, який контролюється, за встановлені межі. У разі виникнення тривоги монітор попереджує про небезпеку за допомогою графічної та звукової сигналізації. Для того, щоб запобігти розвитку травми організму пацієнта, необхідно скоротити час від моменту виникнення тривоги до початку дій щодо усунення причини погіршення стану. З іншого боку при моніторингу параметрів дихання виникає проблема генерації помилкової тривоги. Виникнення таких ситуацій можливо по різноманітним причинам (шуми сенсорів, порушення контактів між тілом і сенсорами, реакція на подію чи характер сигналу, яка не призводить до дійсної тривоги та ін.). У таких випадках реагування медперсоналу на тривогу не є обов'язковим, а навпаки призводить до виснаження та зниження порогу реакції на всі тривоги, що виникають. Дане явище прийнято називати «виснаження від тривоги», що полягає у перевантаженні уваги персоналу внаслідок

інтенсивного виникнення тривог [1–3]. Для дослідження кількості виникнення помилкових тривог проведено достатньо досліджень, результати яких показують, що близько 75% тривог, що виникають у відділеннях інтенсивної терапії, є помилковими [4].

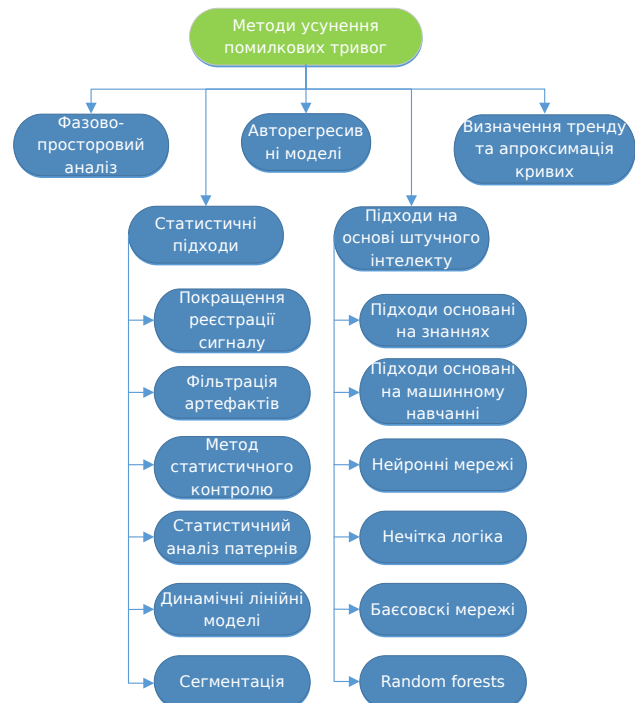


Рис. 1. Методи аналізу сигналів тривоги

Причинами виникнення таких тривог можуть бути технічні проблеми, зокрема шуми та неточність вимірювання, маніпуляції лікарняного персоналу під час виконання медичних процедур та догляду, тривоги, викликані самим пацієнтом (по-

рушення контактів з сенсорами та їх знімання). Для покращення якості надання медичних послуг та якості умов роботи лікарів важливою задачею є обробка тривог.

Задачею даної роботи є дослідження застосування вейвлет аналізу для обробки трендів біомедичних сигналів на прикладі сигналів сатурації артеріальної крові киснем.

1 Методи обробки спрацювань тривожної сигналізації

Основною задачею для методів визначення стану пацієнта з формуванням сигналу тривоги є зниження кількості помилкових подій. Важливо повідомляти медичний персонал лише про ті погіршення стану пацієнта, які потребують негайного втручання. В цьому напрямку ведеться значна робота, що має на меті зменшення кількості хибних тривог.

На сьогоднішній день значна частина обладнання використовує алгоритми, згідно яких тривога генерується з деякою затримкою після детектування. Зазвичай значення затримки перед спрацюванням тривоги становить 15 секунд і встановлюється виробником обладнання при виготовленні. Параметр затримки не входить в перелік параметрів, які можуть бути змінені медичним персоналом. Такий підхід дає змогу уникнути виникнення помилкових спрацювань тривоги внаслідок шумів чи технічних несправностей обладнання. Існує проблема адекватного вибору тривалості затримки перед виявленням тривоги та спрацюванням тривожної сигналізації для різних значень порогу. Також розроблена значна кількість досліджень більш досконалих методів зменшення помилкових тривог, що використовує різноманітні підходи до аналізу сигналів: фазово-просторовий аналіз, авторегресійні моделі, статистичні підходи, алгоритми визначення тренду, а також підходи на основі штучного інтелекту. Далі в роботі будуть розглянуті існуючі методи зменшення помилкових тривог з метою визначення переваг та недоліків вже існуючих підходів вирішення проблеми (рис. 1).

Таким чином, різні методи штучного інтелекту при аналізі параметрів дихання показали або в перспективі можуть показати багатообіцяючі результати, але жоден з цих підходів не просунувся в основне русло моніторингу стану пацієнта та остаточно не впроваджений в клінічну практику. Це пов'язано з тим, що описані вище методи мають недоліки, які впливають на якість отриманих результатів та на прийняті на основі таких даних рішення. В даному розділі пропонується покращити існуючі підходи до обробки тривог за допомогою використання переваг, що надає вейвлет-аналіз при обробці часових рядів. Головними перевагами даного виду аналізу є можливість локалізувати низькочастотні деталі

сигналу в частотній області, а високочастотні деталі (викиди, артефакти і т.д.) в часовій області. Основною ідеєю застосування вейвлет-аналізу в даній роботі є те, що він дозволить розділити сигнал дихання на тренди та високочастотні коливання та надасть змогу виконувати більш детальне дослідження кожної із цих складових.

2 Розробка методу зниження кількості помилкових спрацювань тривожної сигналізації на основі діадного ортогонального вейвлет-перетворення

Вейвлет-перетворення знайшло широке застосування при обробці біомедичних сигналів та застосовується при аналізі ЕКГ, ЕЕГ, обробці медичних зображень, а також при дослідженні параметрів дихання [5–7]. В даній роботі пропонується новий метод зниження кількості помилкових спрацювань тривожної сигналізації на основі діадного ортогонального вейвлет-перетворення для сигналу, що характеризує дихання.

Оскільки сигнали, що аналізуються в комп'ютерних системах тривожної сигналізації, мають дискретну природу, застосовуємо кратномасштабний вейвлет-аналіз дискретних сигналів.

Нехай неперервний сигнал $f(x)$, який характеризує певний параметр дихання, реєструється з біологічного об'єкту за допомогою обладнання для моніторингу. Реєстрація сигналу супроводжується аналого-цифровим перетворенням, результатом якого буде вектор відліків сигналу, знятого з певною частотою дискретизації F_s . Тобто після реєстрації та попередньої обробки буде отримано дискретний сигнал $S[n]$. Щоб застосувати описаний вище метод кратномасштабного вейвлет-перетворення для обробки отриманих сигналів, необхідно використати формули для вейвлет-аналізу дискретних сигналів. Дискретний сигнал можливо розкласти на послідовність коефіцієнтів апроксимації та деталізації:

$$S[n] = A_m[n] + \sum_{j=1}^m D_j[n]. \quad (1)$$

Коефіцієнти апроксимації можуть бути розраховані за допомогою виразу:

$$A_m[n] = \sum_k a_m[k] \psi_{m,k}[n], \quad (2)$$

де масштабні коефіцієнти знаходяться за формулою:

$$a_m[k] = \sum_k S[n] \psi_{m,k}^*[n]. \quad (3)$$

У даному випадку вираз для знаходження масштабуючих функцій набуде вигляду:

$$\psi_{m,k}[n] = \sum_n 2^{-m/2} \psi[2^{-m}n - k], \quad (4)$$

де $\psi[n]$ — ортогональний базис, отриманий на базі материнського вейвлету.

Аналогічно знаходяться коефіцієнти деталізації:

$$D_j[n] = \sum_k d_j[k] \phi_{j,k}[n], \quad (5)$$

де

$$d_j[k] = \sum_k S[n] \phi_{j,k}^*[n] \quad (6)$$

та

$$\phi_{j,k}[n] = \sum_n 2^{-j/2} \phi[2^{-j}n - k]. \quad (7)$$

Де вирази (1) – (7) задають діадне вейвлет-перетворення для дискретних сигналів.

Для обробки тривог необхідно усунути із сигналу складові, що містять в собі артефакти та не несуть діагностичної інформації. Артефакти та шуми зазвичай є високочастотними складовими та одноразовими викидами параметру, який монітується. Для усунення цих складових пропонується використати кратномасштабний аналіз.

В методі, що пропонується в даній роботі, вхідний дискретний сигнал розкладається на високочастотні та низькочастотні складові на заданих рівнях декомпозиції. Далі сигнал, позначимо його $f_m[k]$, відновлюється лише за тими компонентами вейвлет-розкладу, що мають діагностичну цінність і до нього застосовується порогове визначення тривоги. При виконанні умови:

$$f_m[k] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} A_{m,n} \phi_{m,k}[k] < Alarm, \quad (8)$$

де m — рівень розкладу, $A_{m,n}$ — коефіцієнти апроксимації, $\phi_{m,n}$ — масштабуюча функція, $Alarm$ — рівень спрацювання тривожної сигналізації, після якого генерується сигнал тривоги. Даний метод надасть змогу зменшити кількість тривог за рахунок згладжування сигналу на різних рівнях розкладу. Чим вищий рівень декомпозиції сигналу m , тим більш згладжена, вільна від високочастотних артефактів, версія сигналу отримується. Отже, вираз (8) описує підхід до генерації тривоги на основі обробки сигналу, відновленого по коефіцієнтам апроксимації відповідного рівня. Описаний підхід потребує встановлення порогу спрацювання тривоги. Зазвичай

порог спрацювання тривожної сигналізації встановлюється лікарем в залежності від стану пацієнта та перебігу його захворювання. Також на деяких медичних приладах, які проводять моніторинг сатурації крові киснем, можливо встановити затримку між моментом настання погіршення стану пацієнта і моментом видачі сигналізації для медичного персоналу. Для проведення експерименту пропонується автоматичне встановлення порогу спрацювання тривожної сигналізації. Запропонований метод полягає у спрацюванні тривоги при виході параметру, що перебуває під моніторингом, за значення, яке менше ніж середнє значення сигналу на певну величину. Встановлення цієї величини зручно задавати у відсотках за допомогою коефіцієнту K_{alarm} :

$$f_m[k] = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} A_{m,n} \phi_{m,k}[k] < (\overline{f[k]} - K_{alarm} f_{max}), \quad (9)$$

де $\overline{f[k]}$ — середнє значення сигналу на певному проміжку, K_{alarm} — коефіцієнт допустимого відхилення від середнього значення в процентах, f_{max} — максимальне значення параметра, що монітується.

З використанням даного підходу встановлення порогу відбувається за допомогою однієї константи, що задає відхилення сигналу від середнього значення за певний проміжок. Таким чином досягається певна гнучкість налаштування системи спрацювання тривожної сигналізації. На основі методу обробки тривог та методу визначення порогу спрацювання, було розроблено алгоритм методу зниження кількості помилкових спрацювань тривожної сигналізації на основі діадного ортогонального вейвлет-перетворення. Алгоритм складається з наступних логічних блоків: блоку зчитування сигналів з бази даних, блоку визначення коефіцієнтів апроксимації на рівні m , блоку відновлення сигналу за коефіцієнтами апроксимації на рівні m , блок застосування порогової обробки для визначення кількості тривог, блоку візуалізації результатів експерименту та блоку контролю. Система моніторингу параметрів дихання, що працює за запропонованим алгоритмом, працює за такою схемою. На початку виконання сигналів відбувається зчитування сигналів з бази даних для подальшої обробки та аналізу, або проводиться реєстрація сигналів в реальному часі та створюється буфер сигналу певної розмірності. Після цього проводиться діадне вейвлет-перетворення сигналів з метою знаходження коефіцієнтів апроксимації певного рівня. Після знаходження коефіцієнтів апроксимації сигнали відновлюються, і на основі запропонованого вище методу проводиться аналіз на тривоги за допомогою порогової обробки. Далі знаходиться значення кількості тривог та формуються дані для візуалізації результатів. Даний алгоритм може бути використаний при побудові ін-

телектуальних медичних приладів, що взаємодіють з пацієнтом, утворюючи єдину біотехнічну систему [8]. Прикладом такої системи може бути апарат штучної вентиляції легень з інтелектуальним режимом вибору параметрів вентиляції на основі сигналів, які реєструються з пацієнта.

3 Експериментальне дослідження запропонованого методу обробки сигналів дихання

Для проведеного експерименту було сформовано 20 модельних сигналів, в які були закладені патерни вірних та помилкових тривог. В кожному сигналі налічувалось 2000 вірних та 2000 помилкових тривог, та які склалися з 100000 відліків сигналу. Патерн тривоги формувався на основі пілкоподібного тренду. Для проведення експерименту було зроблено припущення, що відмінність вірної та помилкової тривоги полягає у різній тривалості перебування сигналу за встановленим лімітом тривоги. Для даного експерименту рівень, на якому тривога мала бути

знайдена, встановлювався почергово на 80, 85, 90, 95% SpO_2 при тривалості 30 відліків. Патерн вірної тривоги мав тривалість 31 відлік на рівні тривоги, а патерн помилкової тривоги мав тривалість 29 відліків на рівні тривоги. Після формування модельних сигналів із заданими характеристиками було проведено дослідження можливості використання методу на основі вейвлет аналізу для різних материнських функцій та для восьми рівнів розкладу сигналу.

На рис. 2а-d зображено графіки чутливості для вейвлетів Хаара, Добеши, симетричних та біортогональних вейвлетів відповідно в залежності від рівня розкладу діадного вейвлет перетворення для перших семи рівнів розкладу. Отримані результати для цих чотирьох вейвлетів мають схожі характеристики. На кожній з характеристик для перших трьох рівнів розкладу отримано максимальне значення чутливості, що означає вірне опрацювання алгоритмом 100% тривог, що були наявні в сигналі. На 4-му рівні розкладу відбувається зменшення чутливості на 1%, що пов'язано з властивостями вейвлет-перетворення. При відновленні сигналів за коефіцієнтами 4-го рівня тривалість вейвлет функції буде складати 15 відліків.

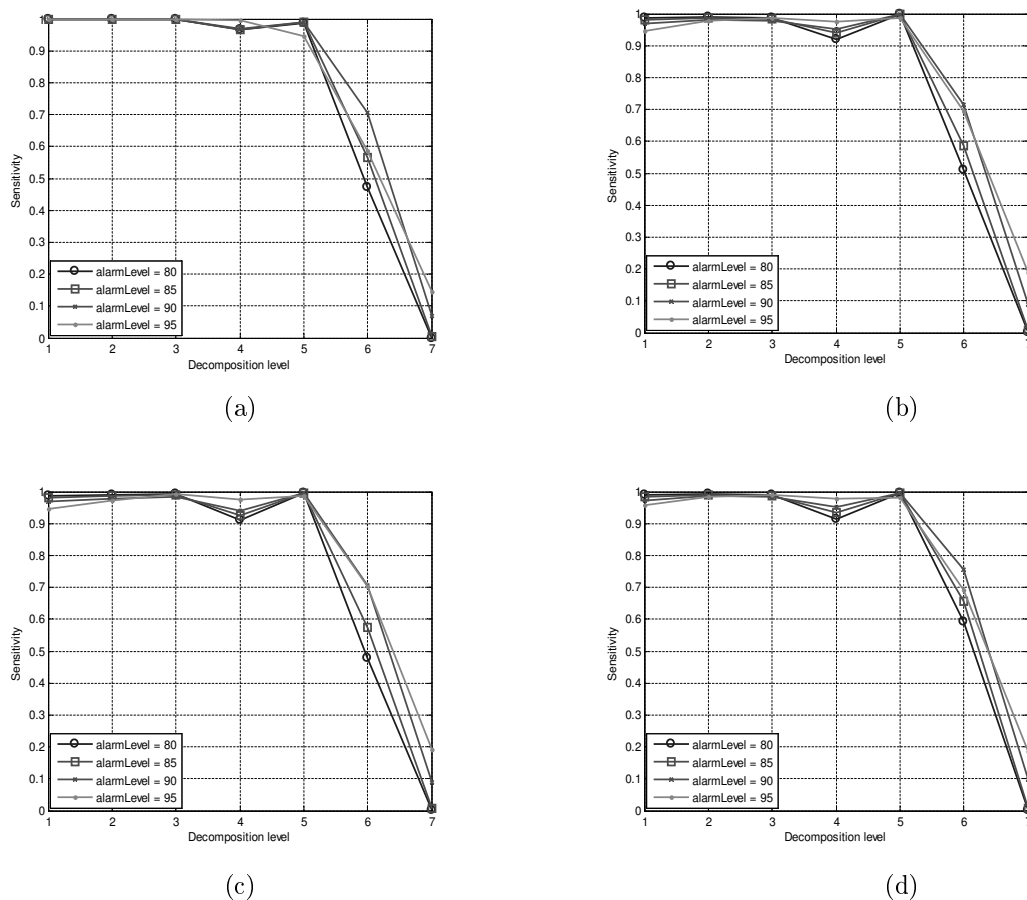


Рис. 2. Залежність чутливості алгоритму від рівня декомпозиції сигналу для 4-х рівнів тривоги (а) — для вейвлета Хаара, (б) — для вейвлета Добеши, (с) — для симетричних вейвлетів, (д) — для біортогональних вейвлетів)

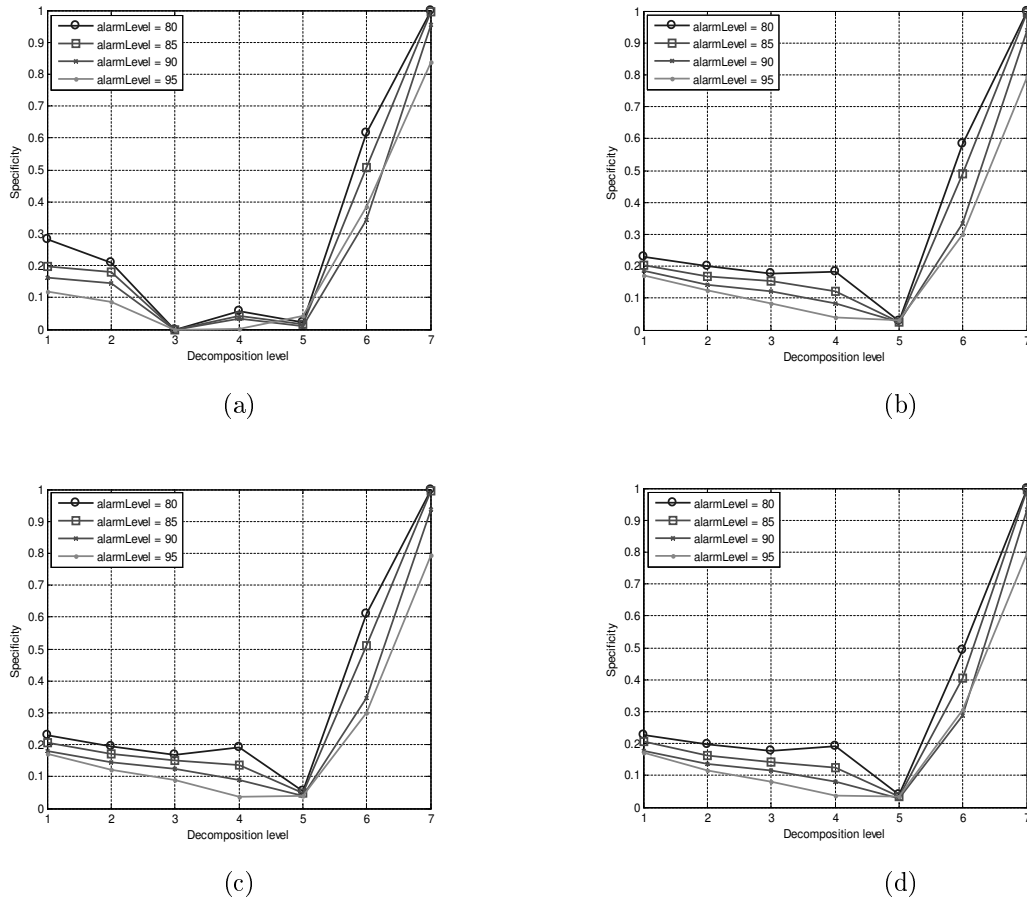


Рис. 3. Залежність специфічності алгоритму від рівня декомпозиції сигналу для 4-х рівнів тривоги (a) — для вейвлета Хаара, (b) — для вейвлета Добеши, (c) — для симетричних вейвлетів, (d) — для біортогональних вейвлетів

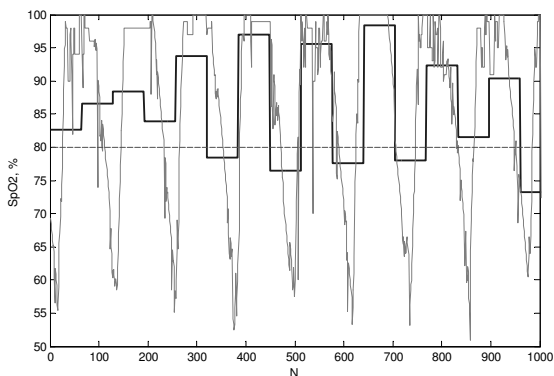


Рис. 4. Приклад використання вейвлет аналізу для обробки сигналів тривоги (сірим — вихідний сигнал, синім — відновлений за коефіцієнтами 6-го рівня сигнал)

Таким чином при відновленні сигналів, що не відрізняються по тривалості більше ніж тривалість вейвлету, відновлені сигнали для вірної і помилкової тривоги можуть не відрізнятися один від одного. Відновлений за коефіцієнтами більш високих поряд-

ків сигнал втрачає значну частину високочастотної складової, тобто деталей. Таким чином на більш високих порядках можливий вихід частини тривог для згладженого сигналу за поріг спрацювання тривоги (рис. 4). Тому на порядках вище сьомого значення чутливості дорівнюють нулю. Це означає, що відновлений за коефіцієнтами вищих порядків сигнал згладжений настільки, що виходить за поріг тривоги, тому алгоритм не знаходить в ньому вірних тривог.

Графіки специфічності для вейвлета Хаара зображено на рис. 3а–d. Для першого рівня розкладу значення специфічності в залежності від рівня тривоги складають від 10% до 30%. Для рівнів 3-5 через властивості вейвлет перетворення відновлення сигналів за коефіцієнтами розкладу для цих рівнів дає низькі значення специфічності, тобто алгоритм не відкидає помилкові тривоги, а розпізнає їх як вірні. Для рівнів вище 5-го специфічність починає зростати, але це може бути пов'язано з тим, що сигнал взагалі виходить за поріг спрацювання тривоги. В такому випадку алгоритм вірно не знаходить помилкових тривог. Графіки специфічності інших материнських функцій мають подібні характеристики.

ки, проте на відміну від результатів, отриманих для вейвлета Хаара, мінімум залежності спостерігається для сигналів, відновлених за коефіцієнтами для 5-го рівня розкладу.

Висновки

Запропонований алгоритм обробки сигналів тривоги сатурації артеріальної крові киснем може використовуватися для обробки сигналів тривоги при аналізі трендів показника сатурації крові киснем. В результаті експерименту отримано значення чутливості методу 99% для 1-3 рівня розкладу та значення специфічності 30% для материнської функції Хаара. Значення специфічності в залежності від рівня тривоги складають від 10% до 30%. Для рівнів 3-5 через властивості вейвлет перетворення відновлення сигналів за коефіцієнтами розкладу для цих рівнів дає низькі значення специфічності, тобто алгоритм не відкидає помилкові тривоги, а розпізнає їх як вірні.

Перелік посилань

1. Sendelbach S. Alarm fatigue / S. Sendelbach // *Nursing Clinics of North America*. – 2012. – Vol. 47, No. 3. – P. 375–382.
2. Solet J. M. Managing alarm fatigue in cardiac care / J. M. Solet, P. R. Barach // *Progress in Pediatric Cardiology*. – 2012. – Vol. 33, No. 1. – P. 85–90.
3. Tanner T. The problem of alarm fatigue / T. Tanner // *Nursing for Women's Health*. – 2013. – Vol. 17, No. 2. – P. 153–157.
4. Chambrin M.-C. Multicentric study of monitoring alarms in the adult intensive care unit (icu): a descriptive analysis / M.-C. Chambrin, P. Ravaux, D. Calvelo-Aros[et al.] // *Intensive care medicine*. – 1999. – Vol. 25, No. 12. – P. 1360–1366.
5. Adeli H. Analysis of eeg records in an epileptic patient using wavelet transform / H. Adeli, Z. Zhou, N. Dadmehr // *Journal of Neuroscience Methods*. – 2003. – Vol. 123, No. 1. – P. 69–87.
6. Popov A. Estimation of heart rate variability fluctuations by wavelet transform / A. Popov, Y. Karplyuk, V. Fesechko // *International Journal of Electronics and Telecommunications*. – 2011. – Vol. 57, No. 3. – P. 395–400.
7. Ruttimann U. E. Use of the wavelet transform to investigate differences in brain pet images between patient groups / U. E. Ruttimann, M. A. Unser, D. E. Rio, R. R. Rawlings // *Proc. SPIE 2035, Mathematical Methods in Medical Imaging II* – 1993.
8. Мустецов Н. П. Биотехнические электронные системы / Н. П. Мустецов. – Харьков: ХТУРЭ – 2001. – P. 166

References

- [1] Sendelbach S. (2012) *Nursing Clinics of North America*, Vol. 47, No. 3., P. 375–382.

- [2] Solet J. M. and Barach P. R. (2012) *Progress in Pediatric Cardiology*, 33.1 p. 153–157
- [3] Tanner T. (2013) *Nursing for Women's Health*, InTech Publisher, 356 p. DOI: 10.5772/1971
- [4] Chambrin M., Ravaux P. and Calvelo-Aros D. (1999) *Intensive Care Medicine*, Vol. 25, Issue 12, pp 1360–1366 DOI: 10.1007/s001340051082
- [5] Adeli H., Zhou Z. and Dadmehr N. (2003) *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 123 Issue 1. P. 69–87.
- [6] Popov A., Karplyuk Y. and Fesechko V., (2011) *Int. J. Electron. Telecommun.*, Vol. 57, 395–400
- [7] Ruttimann U.E., Unser M.A., Rio D.E. and Rawlings R.R. (1993) *Proc. SPIE 2035, Mathematical Methods in Medical Imaging II*, pp. 192–203 DOI:10.1117/12.146601
- [8] Mustetsov N.P. (2001) *Biotechnical electronical systems*, Kharkov, 168 p.

Метод обработки биологических сигналов на основе вейвлет-анализа

Бодиловский О. К., Попов А. О.

В работе представлен подход к обработке трендов биологических сигналов на примере сигналов сатурации артериальной крови кислородом, в том числе и для решения проблем срабатывания тревожной сигнализации. Для решения поставленной задачи в данной работе был использован анализ на основе диадного ортогонального вейвлет-преобразования. Был проведен анализ чувствительности и специфичности метода для модельных сигналов, что имели паттерны сигналов на уровне 80, 85, 90, 95% SpO₂, которые могут быть ошибочно обработаны системой подачи тревоги. В результате эксперимента было получено значение чувствительности метода 99% для 1-3 уровней разложения и значения специфичности 30% для материнской функции Хаара.

Ключевые слова: тренды биологических сигналов; SpO₂; вейвлет анализ

Method for Signal Processing of Biological Trends Based on Wavelet Analysis

Bodilovsky O. K., Popov A. O.

In this paper the approach for biomedical trends processing on signals of arterial blood saturation was proposed. This technique additionally could be applied to settle the problem of false alarms. Analysis based on dyadic wavelet transform was used for solving of this issue. Analysis of sensitivity and specificity for modeled signals was performed. The signals contained patterns which could be interpreted as false alarms on 80, 85, 90, 95% SpO₂. Experiment have given sensitivity 99% for 1-3 levels of decomposition and specificity 30% for Haar wavelet.

Key words: trends of biomedical signals; SpO₂; wavelet analysis