

УДК 615.816

О.К.Боділовський

Моделювання сигналу сатурації артеріальної крові киснем

В роботі запропоновано новий метод моделювання сигналу сатурації артеріальної крові киснем (SpO₂) на основі використання генератора псевдовипадкових чисел, який дозволяє врахувати амплітудні властивості та часовий розподіл тривалостей сигналу. За допомогою запропонованого методу можливо створювати моделі сигналу будь якої довжини. Проведено експеримент з моделювання реальних сигналів сатурації артеріальної крові киснем. В результаті порівняння основних характеристик сигналу та моделей отримано коефіцієнт кореляції гістограм по амплітуді 0.998, а середнє значення коефіцієнту кореляції гістограм часових проміжків 0.978.

New technique for modeling blood oxygen saturation (SpO₂) signal using pseudorandom numbers generator is proposed, which accounts magnitude and time distribution of signal values. The proposed technique allows to model signals of arbitrary duration. During experimental part modeling of signals from volunteers has been carried out. Comparison of real signals with corresponding models gave in average 0.998 correlation coefficient for magnitudes and 0.978 for time periods distribution.

Ключові слова: штучна вентиляція легень ШВЛ, замкнуті системи штучної вентиляції легень, аналіз сигналів SpO₂, моделювання сигналів SpO₂

Вступ

Техніка штучної вентиляції легень (ШВЛ) весь час удосконалюється, проте вона все ще далека від ідеалу. Сучасні апарати достатньо точно забезпечують встановлені параметри респіраторної підтримки, але вони все ще не мають автономності, щоб оперативно реагувати на зміни в стані пацієнта без участі лікаря. Вони в більшості своїй мають обладнання для вимірювання сатурації крові киснем (SpO₂), зняття параметрів капнографії (PetCO₂) та ін., але використовують їх лише в якості моніторних параметрів для встановлення меж тривоги. Використання аналізу таких сигналів в якості зворотного зв'язку для вибору параметрів вентиляції може покращити оперативність та якість підтримки людини, що перебуває на ШВЛ. Забезпечення саме тої підтримки, яка необхідна,

зменшує час перебування пацієнта під апаратом ШВЛ, знижує ризик виникнення післяопераційних ускладнень, повторних інтубацій, тощо [1]. Однією з актуальних проблем є створення сучасних засобів проведення штучної вентиляції легень, які б в повній мірі відповідали фізіологічним потребам пацієнта. В останні кілька років у світі відбулося значне збільшення числа досліджень, присвячених розвитку, порівнянню і перевірці апаратів ШВЛ, які використовують аналіз сигналів сатурації крові киснем (SpO₂) [2, 3].

Сучасна техніка проведення ШВЛ прямує до створення інтелектуальних, повністю автономних апаратів, які, використовуючи ряд сенсорів, надаватимуть необхідну підтримку без втручання лікаря. Розробка таких систем супроводжується рядом труднощів, пов'язаних з неможливістю використання експериментальних зразків приладів, що перебувають в стадії розробки, безпосередньо під час штучної вентиляції легень пацієнта. Для перевірки закладених в основу приладу алгоритмів необхідне створення стендового обладнання, яке б відтворювало сигнали дихання пацієнта. Такі стенди дають змогу оцінити поведінку апарату при моделюванні різних клінічних ситуацій. Корисним для тестування та проведення було б стендове обладнання, яке б моделювало поведінку не тільки легеневої механіки (існують промислові зразки стендів, так звані «штучні легені»), а і показників, що відповідають за газообмін в організмі [4]. Прилади, які імітують деяке значення показників SpO₂ та PetCO₂ також створені, але моделей, які б імітували поведінку пацієнта в цілому, ще не створено.

Тому актуальною задачею є створення моделі сигналів, яка б давала змогу відтворювати сигнали, притаманні різноманітним станам або захворюванням пацієнта по вже збереженим в базі даних трендам. В даній роботі запропоновано новий метод побудови моделей сигналів сатурації артеріальної крові киснем, який може бути використаний при створенні інтелектуальних систем ШВЛ.

Основи методу пульсоксиметрії

Фізіологія газообміну в організмі людини – досить складний процес. Аналізувати якість

процесу газообміну можна завдяки дослідженню зовнішнього дихання (аналіз складу газових сумішей, що вдихаються та видихаються людиною) та внутрішнього дихання (аналіз насичення газами крові пацієнта). Пульсоксиметрія – зручний та неінвазивний метод, який дозволяє безперервно спостерігати за якістю оксигенації артеріальної крові в легенях пацієнта [5].

В основу методу пульсоксиметрії покладено принцип поглинання світла з певною довжиною хвилі гемоглобіном крові. Існують два методи реєстрації сигналів: перший оснований на проходженні світла крізь об'єкт (трансмісійна пульсоксиметрія), а другий – на його відбитті від об'єкта (більш складний і не такий поширений метод). Пульсоксиметричний сенсор складається з двох світлодіодів, що випромінюють світло в червоному та інфрачервоному спектрі, а також фотодетектор, що має здатність сприймати сигнал як червоного так інфрачервоного діапазонів. На Рис. 1 зображено принцип реєстрації такого сигналу. Тканини, через які проходять світлові потоки, відіграють роль фільтра і рівномірно ослаблюють потоки від обох світлодіодів. В той час як кров має властивості вибіркової фільтрації світла і на його характеристики впливає ступінь насичення гемоглобіну киснем. Повністю насичений киснем гемоглобін називають оксигемоглобіном (позначається HbO_2), це означає, що кожна молекула гемоглобіну приєднала чотири молекули кисню. У свою чергу гемоглобін, який не насичений киснем називають диксигемоглобіном (позначається Hb) [6].

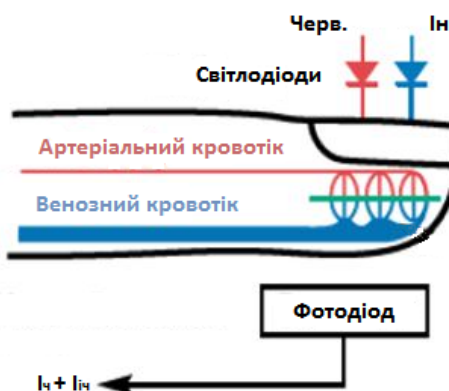


Рис. 1. Принцип реєстрації сигналу пульсоксиметрії

Оксигемоглобін має здатність поглинати світло в інфрачервоному діапазоні спектру (довжина хвилі випромінювання світлодіода 940 нм), а диксигемоглобін – в червоному діапазоні (довжина хвилі випромінювання світлодіода 660 нм). Таким чином, по співвідношенню світлових потоків можна визна-

чити ступінь сатурації крові киснем, показник SpO_2 .

Пульсоксиметрія має важливе значення при виборі параметрів та режимів під час проведення штучної вентиляції легень. Показання SpO_2 використовуються як сигнал зворотного зв'язку при проведенні оксигенотерапії, а також є джерелом цінної інформації при таких захворюваннях як респіраторний дистрессиндром, пневмонія, аспіраційний пневмонит та ін. [7]

У здорової людини показник SpO_2 лежить в межах 94-98%, для людей молодого та середнього віку характерними є більш високі показання (96-98%), для людей похилого віку – дещо нижчі показники (94-96%). При різноманітних патологіях та порушеннях дихання можливі значно нижчі значення показників в межах 50-90%. Як правило, виробники пульсоксиметрів гарантують точність вимірювання показника SpO_2 не нижче 50%. Середньоквадратичне відхилення для показників в межах 50-70% складає, як правило, 3% [7].

Моделювання сигналу SpO_2

Для визначення адекватності підтримки пацієнта під час ШВЛ, корисно оцінювати динаміку зміни показника SpO_2 за деякий період часу. Для цього в більшості апаратів існує можливість перегляду трендів зміни сигналу за проміжок часу, який лікар може обирати самостійно. На Рис. 2 зображено вигляд тренду сигналу SpO_2 . Тривалість трендів становить п'ять годин (300 хв.). Згідно з трендами, зображеними на Рис. 2, лікар може зробити висновок, що протягом останніх п'яти годин пацієнт має стабільний показник SpO_2 з невеликими коливаннями в межах норми. Цей сигнал має важливе діагностичне значення, по якому можна оцінити ефективність підтримки, що надається.

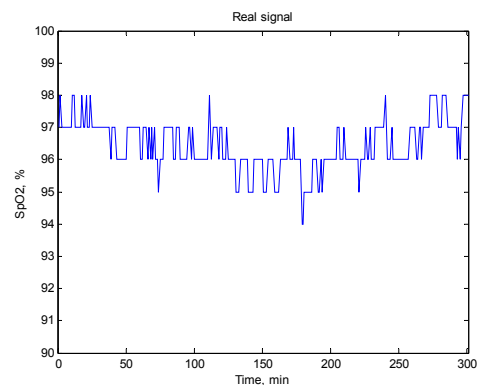


Рис. 2. Тренд сигналу SpO_2

Сигнал SpO_2 – це дискретний та квантований за рівнем сигнал скінченної тривалості. Крок дискретизації залежить від конкретної реалізації пульсоксиметра, але часто становить 1 хвилину,

крок квантування найчастіше становить 1%. Тривалість сигналу залежить від того, скільки часу відбувається реєстрація сигналу під час штучної вентиляції легень, вона може становити від декількох годин до декількох тижнів у випадку тривалої вентиляції

Як відомо, моделювання – це заміщення одного вихідного об'єкта іншим об'єктом, що називається моделлю, та проведення експериментів з моделлю з метою отримання інформації про систему шляхом дослідження властивостей моделі.

Моделювання надає можливість дослідження таких об'єктів, прямий експеримент з якими:

- складно реалізувати;
- економічно не вигідний;
- взагалі неможливий [8].

В випадку моделювання сигналів сатурації артеріальної крові киснем тестування та налагодження алгоритмів керування апаратами штучної вентиляції легень потребує сигналів з різноманітними властивостями, що характерні лише певним категоріям захворювань або станів пацієнтів. Це унеможливує залучення реальних пацієнтів до виконання таких експериментів.

Для створення моделі сигналу SpO2 пропонується виконати наступне. Досліджуваний сигнал представляє з себе кусково-лінійну функцію, де функція дорівнює константі (показник SpO2) на деякій ділянці області визначення (тривалість даного значення показника). Через те, що сигнал має коливання відносно середнього значення на відрізках, що відповідають за стабільний стан пацієнта (ділянки без суттєвих змін показника SpO2), в даній роботі пропонується будувати модель сигналу сатурації артеріальної крові киснем, як випадкову функцію часу.

Математичними моделями випадкових сигналів у загальному випадку є випадкові функції часу виду [9]:

$$S(t) = F_t \begin{bmatrix} f_1(t, x_1, x_2, \dots), f_2(t, x_1, x_2, \dots), \dots, \\ \dots, v_1(t, y_1, y_2, \dots), v_2(t, y_1, y_2, \dots), \dots, \\ \dots, \xi_1(t), \xi_2(t), \dots \end{bmatrix},$$

де t – дискретний час;
 $f_1(t, x_1, x_2, \dots), f_2(t, x_1, x_2, \dots), \dots$ – детерміновані функції з детермінованими параметрами;
 $v_1(t, y_1, y_2, \dots), v_2(t, y_1, y_2, \dots), \dots$ – функції з випадковими параметрами;
 $\xi_1(t), \xi_2(t), \dots$ – випадкові процеси (шуми) з заданими властивостями;

F_t – символ деякого перетворення, що залежить від часу.

Пропонується модифікувати дану модель і не використовувати шумові функції $\xi_1(t), \xi_2(t), \dots$, що зазвичай використовуються для моделювання радіосигналів з завадами. Всі випадкові властивості сигналу сатурації буде відображено в функціях з випадковими параметрами, що будуть використані.

В даній роботі в якості детермінованих функцій

$$f_1(t, x_1, x_2, \dots), f_2(t, x_1, x_2, \dots), \dots$$

пропонується використовувати вектор виду:

$$C = [c_1, c_2, \dots, c_N],$$

де c_N – константа, що відповідає значенню показника SpO2 в процентах.

Вектор C містить всі значення показника SpO2, що зустрічаються в сигналі і тому значення вектору $[c_1, c_2, \dots, c_N]$ ні що інше як значення частот гістограми сигналу. Даний вектор будується по гістограмі реального сигналу, що дає можливість спостерігати яке значення і в якій кількості наявне в сигналі.

В якості випадкових функцій $v_1(t, y_1, y_2, \dots), v_2(t, y_1, y_2, \dots), \dots$, пропонується використати згенеровані за допомогою генератору псевдовипадкових чисел порядкові номери значень з вектору C . Генератор псевдовипадкових чисел має рівномірну функцію розподілу ймовірностей.

Моделювання з урахуванням розподілу значень сигналу лише по показникам SpO2 призведе до отримання моделі, яка матиме шумовий характер і не передаватиме властивостей реального сигналу. Для того, щоб модельний сигнал був схожим на реальний сигнал, в даній роботі пропонується враховувати часові тривалості кожного значення показника SpO2.

Для побудови більш повної моделі сигналу доцільніше використовувати структуру даних, що одночасно враховувала б розподіл сигналу як по значенням показника SpO2 так і по тривалості відрізків з однаковими значеннями сигналу. В даній роботі пропонується таку структуру даних формувати шляхом підрахунку безперервної тривалості кожного значення показника SpO2 в сигналі. Тобто обирається значення сигналу SpO2 і шукаються тривалості відрізків з таким значенням в усьому сигналі. Отримана структура даних матиме вигляд:

$$v(C, y) = \begin{cases} C[1], \{y_1, y_2, \dots, y_n\} \\ C[2], \{y_1, y_2, \dots, y_m\} \\ \dots \dots \dots \dots \\ C[k], \{y_1, y_2, \dots, y_p\} \end{cases},$$

де $C[k]$ – значення показника SpO2 з вектору C з порядковим номером k ;
 y – значення тривалості відповідного показника SpO2.

Вектори з тривалостями відліків типу $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$ не обов'язково матимуть однакові розмірності, в загальному випадку вони будуть різними для різних видів сигналу та різних класів захворювань.

Отже, при виборі даних з такої структури випадково генерується номер рядка, що відповідає деякому значенню SpO2. та генерується номер елемента в векторі тривалості цього значення в реальному сигналі. Послідовність кроків при моделюванні сигналу наведено на рис. 3.

Результати експерименту

Для проведення експериментів з моделлю було обрано десять трендів сигналу SpO2 з бази даних мережі PhysioNet [10], що належать різним пацієнтам. Сигнали були зняті у пацієнтів під час проведення штучної вентиляції легень та містили ряд інших параметрів, зокрема сигнали ЕКГ, параметри дихальної динаміки (сигнали потоку, тиску, об'єму), сигнали капнографії (PetCO2), та ін. Для аналізу були відібрані лише сигнали SpO2. Для кожного із сигналів була побудована модель згідно з розробленим алгоритмом та проведено порівняння реального та модельного сигналів.

Оцінка адекватності моделі проводиться за коефіцієнтами кореляції для гістограм розподілу значень показника сатурації крові киснем та гістограм розподілу тривалостей ділянок, на яких значення показника сатурації крові було постійним, для реального і модельного сигналів. Для розрахунків міри схожості гістограм було використано вираз [11]:

$$d_{correl}(H_1, H_2) = \frac{\sum_i^N H_1(i)H_2(i)}{\sqrt{\sum_i^N H_1^2(i)H_2^2(i)}}$$

де N – кількість відліків сигналу;
 $H_1(i)$, $H_2(i)$ – кількість відліків в i -тому діапазоні гістограми для реального та модельного сигналів відповідно.



Рис. 3. Етапи побудови модельного сигналу SpO2

На рис. 4 наведено приклад сигналу та побудованої згідно алгоритму моделі цього сигналу:

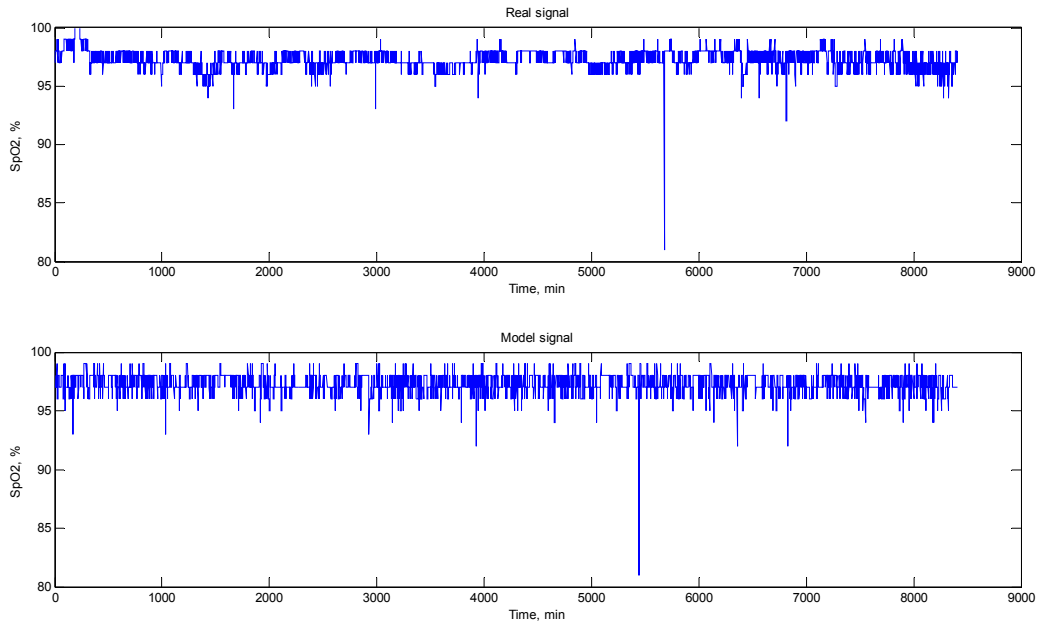


Рис. 4. Зображення фрагменту реального сигналу та відповідного модельного сигналу

На рис. 5 наведено гістограми для реального та модельного сигналів. Верхній ряд графіків відповідає гістограмам амплітудного розподілу

реального та модельного сигналів, а нижній ряд – гістограми розподілу часових проміжків для реального та модельного сигналів відповідно.

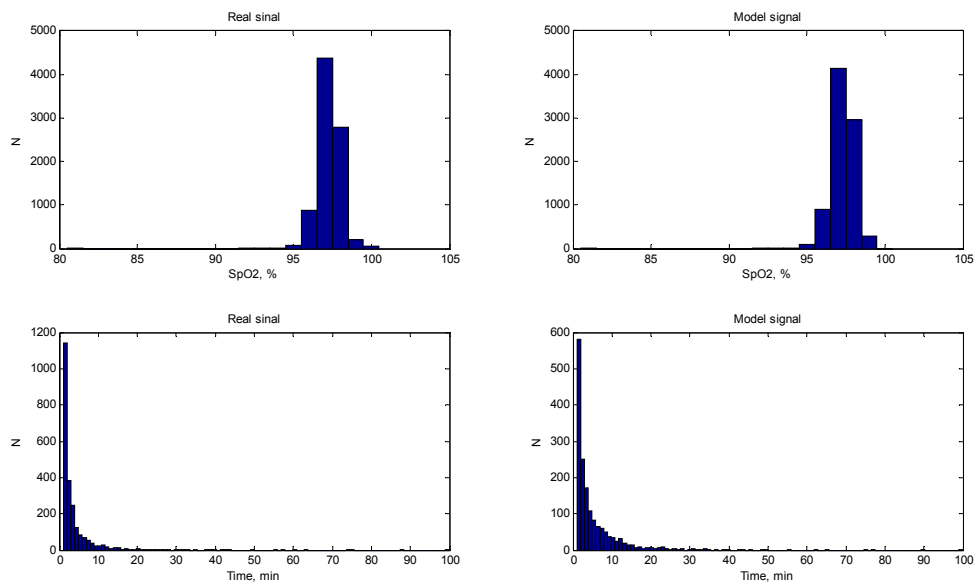


Рис. 5. Гістограми розподілу амплітуд та часових відліків реального та модельного сигналів

В експерименті досліджено 10 реальних сигналів та їх моделей, середнє значення коефіцієнту кореляції гістограм по амплітуді склало 0.998, а середнє значення коефіцієнту кореляції гістограм часових проміжків склало 0.978. Такий результат можна вважати прийнятним, а отже, запропонований метод можна використовувати на практиці.

За допомогою запропонованого методу можливо моделювати сигнали з заданими властивостями будь-якої довжини. Проте слід враховувати, що точність моделі падає зі зменшенням кількості вибірок. Це пов'язано з специфікою моделювання сигналів за допомогою генераторів псевдовипадкових чисел, які дають прийнятну точність моделі при кількості

вибірок більше тисячі. Лише тоді генератор перебирає всі числа включно з відліками сигналу, які зустрічаються найрідше.

Висновки

В даній роботі запропоновано новий метод моделювання сигналів сатурації крові киснем (SpO₂) з використанням генератору випадкових чисел. Модельний сигнал відображає основні властивості реального сигналу. В результаті експериментів по моделюванню реальних сигналів сатурації крові киснем отримано коефіцієнт кореляції гістограм по амплітуді 0.998, а середнє значення коефіцієнту кореляції гістограм часових проміжків 0.978.

Література

1. *Lotti, G.* Closed-loop Control Mechanical Ventilation / Gorgio A. Lotti, R.D. Branson, N.R. MacIntyre // *Respiratory Care Clinics Of North America*, Volume 7, Number 3, 2001 – 522 p.
2. *Tobin, M.J.* Principles and practice of mechanical ventilation / M.J. Tobin. – McGraw-Hill, Inc., 2006. – 1436 p.
3. *Ennett C.* Predicting Respiratory Instability in the ICU / Colleen M. Ennett, K.P. Lee, Larry J. Eshelman, Brian Gross, Larry Nielsen, Joseph J. Frassica, Mohammed Saeed // 30th Annual International IEEE EMBS Conference Vancouver, British Columbia, Canada, August 20-24, 2008 P. – 2848-2851
4. *Jaffe M.* Continuous Monitoring of Respiratory Flow and CO₂ / Michael B. Jaffe, Joseph A. Orr // *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*. – 2010. – P. 44 – 52.
5. *Сатишур, О.Е.* Механическая вентиляция легких / О.Е. Сатишур. – М. : Мед. лит., 2006. – 352 с.
6. *Шурыгин И. А.* Мониторинг дыхания: пульсоксиметрия, капнография, оксиметрия.— СПб.: "Невский Диалект"; М.: "Издательство БИНОМ", 2000.- 301 с.: ил.
7. *Шурыгин, И. А.* Мониторинг дыхания в анестезиологии и интенсивной терапии / И. А. Шурыгин. – СПб. : «Издательство «Диалект»., 2003. – 416 с.: ил.
8. *Алиев Т.И.* Основы моделирования дискретных систем /Т.И. Алиев. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. – 363 с.
9. *Кобяков А.* Методы статистического моделирования в радиотехнике: учеб. пособ. / А. Кобяков, Петров Ю.В. – СПб, «Военмех» 2003 – 37 с.
10. *Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE.* PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13). PMID: 10851218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
11. *Кобзарь А. И.* Прикладная математическая статистика. Для инженеров и научных работников. / А. И. Кобзарь. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2006. - 816 с.