

Біомедичні прилади та системи

УДК 612.216

DOI [10.20535/2523-4455.2017.22.6.105527](https://doi.org/10.20535/2523-4455.2017.22.6.105527)

Безконтактний моніторинг параметрів вентиляційної функції легень за допомогою методу оптичного потоку

Боділовський О. К., ORCID [0000-0003-3993-0750](https://orcid.org/0000-0003-3993-0750)e-mail bodilowsky@ukr.net

Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" kpi.ua

Київ, Україна

Реферат—В статті запропоновано метод, що дозволяє отримати розширений набір параметрів вентиляційної функції легень при безконтактному моніторингу за допомогою відеокамери, зокрема тривалості вдиху та видиху під час аналізу потокового відео з верхньої частини тулуба людини. Дані параметри надають додаткові можливості лікарям для діагностики стану пацієнта під час безконтактного моніторингу. Розроблений метод було апробовано на відеозаписах з п'яти здорових добровольців. Значення середньої відносної похибки склали 9.7 відсотка для тривалості вдиху та 18.3 відсотка для тривалості видиху.

Бібл. 11, рис. 4, табл. 1.

Ключові слова — параметри дихання; оптичний потік; тривалість вдиху; тривалість видиху; моніторинг дихання за допомогою камери.

I. ВСТУП

Визначення параметрів дихання є актуальною задачею для сучасних систем моніторингу та життєзабезпечення. Моніторинг дихання є важливим аспектом в задачах усунення артефактів руху при комп'ютерній томографії [1], магнітно-резонансній томографії [2], променевої терапії [3], в неонатальних застосуваннях [4], в приладах моніторингу стану людей похилого віку [5], а також в приладах моніторингу для автомобільної, залізничної та авіаційної галузі. Значні зусилля спрямовані на проектування безконтактних систем моніторингу дихання в реальному часі. Більшість систем, що на даний момент застосовуються в клінічній практиці, є неінвазивними, проте контактними (які потребують безпосереднього контакту з тілом пацієнта) системами. В зв'язку з цим згадані системи мають ряд обмежень у використанні, а також створюють дискомфорт для пацієнта під час моніторингу параметрів. Тому останнім часом є тенденція створення та розвитку безконтактних систем моніторингу, які здатні оцінювати показники життєдіяльності пацієнта без безпосереднього контакту з тілом, а відповідно – без створення дискомфорту та обмеження руху.

В роботах [6], [7] та [8] описуються методи безконтактного моніторингу параметрів дихання. В цих працях основним параметром, який відслідковується під час моніторингу, є частота дихання. В даній роботі пропонується метод, що дозволяє оцінювати

розширені параметри вентиляційної функції легень за допомогою методу оптичного потоку з верхньої частини тулуба людини.

II. ОЦІНКА ЧАСТОТИ ДИХАННЯ ПІД ЧАС БЕЗКОНТАКТНОГО МОНІТОРИНГУ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДУ ОПТИЧНОГО ПОТОКУ

Під час дихання грудна клітка людини рухається в такт диханню, що дає можливість оцінити рух, пов'язаний з диханням, за допомогою методів комп'ютерного зору, а саме оптичного потоку (рис. 1). Метод визначення оптичного потоку застосовується для оцінки руху на відео [9]. В загальному випадку відео – це послідовність знімків, що реєструється оптичним сенсором відеокамери. Сенсори більшості відеокамер, що встановлюються в сучасні прилади, побудовані на основі комплементарних структур метал-діелектрик-напівпровідник (CMOS-структура). Такі сенсори здатні реєструвати кольорове відео з роздільною здатністю та частотою дискретизації, які користувач може обирати із можливих варіантів, що визначаються виробником. Більшість наявних веб-камер реєструє відео з частотою 30 кадрів на секунду або вище та роздільною здатністю 640x480 пікселів і вище в залежності від вартості сенсорів. Кольорове зображення, що реєструється, може бути подане у різних форматах в залежності від обраної кольорової моделі. Найбільш розповсюдженою кольоровою моделлю для кольорового зображення є RGB-модель. Кожен кадр розмірності x на y для



такої кольорової моделі формується на основі трьох матриць інтенсивності окремо для червоного, зеленого та синього кольорів. Оскільки оптичний потік розраховується між двома кадрами відеопослідовності, необхідно перейти до кольорової моделі «відтінки сірого». Таким чином три матриці інтенсивності для різних кольорів для кожного кадру замінюються однією з усередненою інтенсивністю розмірності x на y .

Для того, щоб розрахувати значення оптичного потоку, необхідно зробити деякі припущення. Перш за все припускається, що інтенсивність пікселів від одного кадру до іншого залишається сталою. Це значить, що піксель з попереднього кадру на даному кадрі матиме ту ж саму інтенсивність, але буде зміщений на відстань Δx та Δy по x та по y відповідно:

$$I(x, y, t) \approx I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t),$$

де Δx та Δy – амплітуда зміщення в пікселях.

Використовуючи дану формулу та розклад у ряд Тейлора, запишемо вираз для $I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t)$. Припустимо, що переміщення пікселя невелике. Тоді в розкладі в ряд Тейлора можна знехтувати доданками більш високого порядку і обмежитися розрахунком першої похідної:

$$\begin{aligned} I(x + \Delta x, y + \Delta y, t + \Delta t) &\approx \\ &\approx I(x, y, t) + \frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t \end{aligned}$$

З виразів випливає, що:

$$\frac{\partial I}{\partial x} \Delta x + \frac{\partial I}{\partial y} \Delta y + \frac{\partial I}{\partial t} \Delta t = 0$$

Помножимо та поділимо вираз на Δt :

$$\frac{\partial I}{\partial x} \frac{\Delta x}{\Delta t} + \frac{\partial I}{\partial y} \frac{\Delta y}{\Delta t} + \frac{\partial I}{\partial t} = 0$$

Отримаємо рівняння:

$$\frac{\partial I}{\partial x} V_x + \frac{\partial I}{\partial y} V_y + \frac{\partial I}{\partial t} = 0,$$

де V_x та V_y – складові вектору швидкості по відповідним осям. Дане рівняння не має розв'язку, оскільки маємо одне рівняння з двома невідомими. Для розв'язання даного рівняння необхідно зробити припущення, що сусідні до даного пікселі мають те ж саме зміщення і, відповідно, вектор $\vec{V} = \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix}$ тієї ж величини.

Зробивши дані припущення, можна розв'язати систему рівнянь і знайти величину зміщення, де є дві невідомі та більша кількість рівнянь.

Нехай $I_x(p_n)$ та $I_y(p_n)$ – просторові похідні інтенсивності, а $I_t(p_n)$ – похідна інтенсивності по часу.

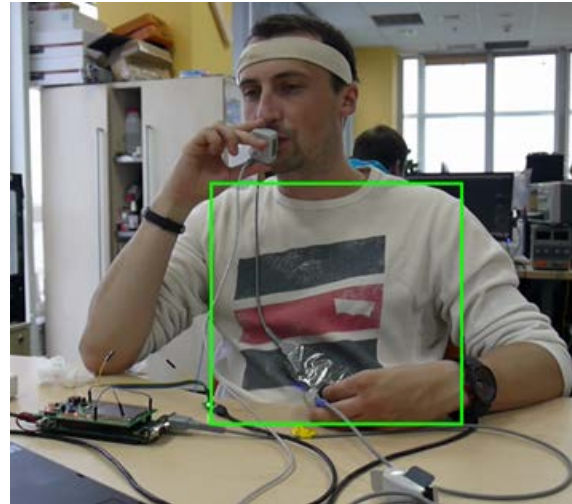


Рис. 1 Кадр відеопослідовності під час експерименту з виділеною областю інтересу.

$$\begin{bmatrix} I_x(p_1) & I_y(p_1) \\ I_x(p_2) & I_y(p_2) \\ \vdots & \vdots \\ I_x(p_n) & I_y(p_n) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_x \\ V_y \end{bmatrix} = - \begin{bmatrix} I_t(p_1) \\ I_t(p_2) \\ \vdots \\ I_t(p_n) \end{bmatrix}$$

Існують різні підходи до розв'язання системи, але найбільш розповсюдженими методами оцінки оптичного потоку є алгоритм Лукаса-Канаве (Lukas-Kanade) [9] і алгоритм Хорна-Шанка (Horn-Schunk) [10]. В обох методах знаходять вектор зміщення \vec{V} за допомогою мінімізації похибки виду (для алгоритму Лукаса-Канаве):

$$E = \iint g(x_i, y_j) (I_x V_x + I_y V_y + I_t)^2 dx dy,$$

де $g(x_i, y_j)$ – двовимірна функція Гауса.

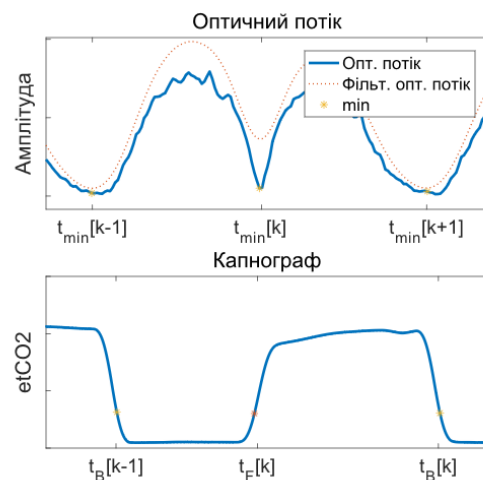


Рис. 2 Вигляд патерну дихального циклу для кривої оптичного потоку (верхній графік) та кривої референсу (нижній графік)

Глобальне обчислення оптичного потоку для кожного пікселя кадру є дуже затратною обчислювальною задачею, що унеможливило використання методу в реальному часі. Для того, щоб зробити можливим використання методу в реальних задачах, використовують локальні підходи. При цьому виконують знаходження оптичного потоку тільки для характерних точок, які дають можливість оцінити характер руху, що відбувається в кадрі. Зазвичай цими характерними точками є краї об'єктів, зображених на відео. [11]

III. МЕТОД БЕЗКОНТАКТНОЇ ОЦІНКИ ТРИВАЛОСТІ ВДИХУ ТА ВИДИХУ

Пропонується метод для обчислення параметрів вдиху та видиху на основі методу оптичного потоку. Для оцінки таких параметрів вентиляційної функції легень, як тривалості вдиху та видиху, необхідно обрати область інтересу.

Для даної області інтересу розрахувати сумарне значення оптичного потоку. Рух грудної клітки, який пропонується виділяти для подальшого аналізу, буде відповідати за процес дихання. Крива, отримана в результаті аналізу, матиме характерні патерни, що відповідають за фази вдиху та видиху. Перша напівхвиля відповідає за рух під час вдиху, а друга – під час видиху. На рис. 2 зображено вигляд кривої дихання, отриманої за допомогою оптичного потоку, та кривої, отриманої за допомогою капнографа.

Для знаходження часу вдиху та видиху на кривій оптичного потоку необхідно знайти локальні мінімуми. Далі отримаємо час вдиху I та видиху E за формулами:

$$I = t_{\min}[k-1] - t_{\min}[k],$$

$$E = t_{\min}[k] - t_{\min}[k+1],$$

де t_{\min} – відлік часу, що відповідає мінімуму кривої.

IV. ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА АПРОБАЦІЯ МЕТОДУ ОЦІНКИ РОЗШИРЕНИХ ПАРАМЕТРІВ ВЕНТИЛЯЦІЙНОЇ ФУНКЦІЇ ЛЕГЕНЬ

Для валідації результатів розрахунку параметрів дихання в часовій області було проведено оцінку оптичного потоку із області груднини для п'яти волонтерів. Референсний сигнал знімався за допомогою капнографа Mainstream Capnography EtCO₂ Sensor Respiration Capnostat 5. Капнограф широко застосовується в клінічній практиці під час проведення анестезії чи у відділеннях інтенсивної терапії. Дана модель капнографа дозволяє реєструвати сигнал з частотою 100 Гц та точністю визначення концентрації вуглекислого газу ± 2 мм рт. ст. в діапазоні 0...40 мм рт. ст. та $\pm 5\%$ в діапазоні 41...70 мм рт. ст.

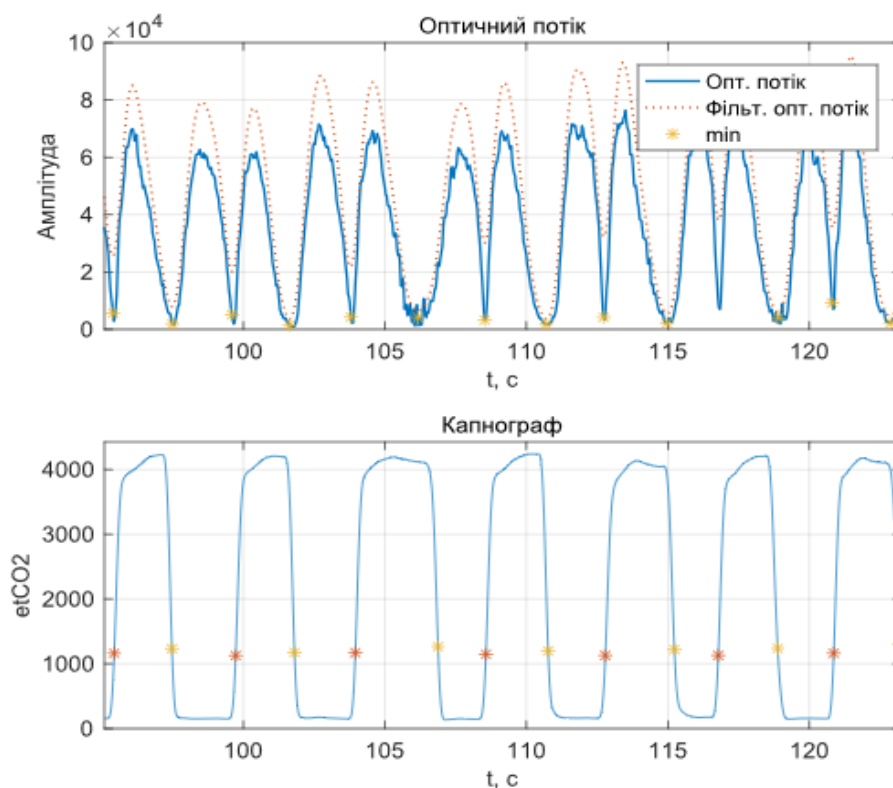


Рис. 3 Сигнал дихання, отриманий за допомогою запропонованого алгоритму (зверху сирій та фільтрований сигнал), а також отриманий за допомогою капнографа (знизу), після попередньої обробки.

В результаті експерименту було отримано дві криві: одну з капнографа в якості референсу, іншу – криву оцінки оптичного потоку з обраної області інтересу. Сигнал, отриманий на основі обробки відео, має два виражені піки, які відповідають за рухи грудної клітки під час вдиху та видиху. На даному сигналі необхідно знайти положення мінімумів, оскільки вони відповідають за моменти покою під час інспіраторної та експіраторної паузи. Тому, знаходячи різницю між даними точками, можна знайти тривалості вдиху та видиху. Сигнал, отриманий з капнографу, матиме області, відмінні від базової лінії, при кожному видиху. Тобто даний пристрій калібрується по значенню вуглекислого газу, що наявний у повітрі, а коли людина видихає, то реєструється збагачена вуглекислим газом суміш повітря.

Після реєстрації кривих відбувається їх обробка. Крива оптичного потоку, як і крива, зареєстрована за

допомогою капнографа, фільтруються з метою залишити в сигналі складові частотою від 0 до 1Гц (частотний діапазон дихання здорової людини). Далі для сигналу оптичного потоку знаходяться локальні мінімуми, а на сигналі з капнографу – положення фронтів кривої, що відповідають за видих; знаходимо за формулами:

$$I = t_B [k-1] - t_F [k],$$

$$E = t_F [k] - t_B [k],$$

де t_F – відлік часу переднього фронту, t_B – відлік часу заднього фронту.

На рис. 3 зображено приклади сигналу, отриманого за допомогою запропонованого методу, в порівнянні із сигналом референсу.

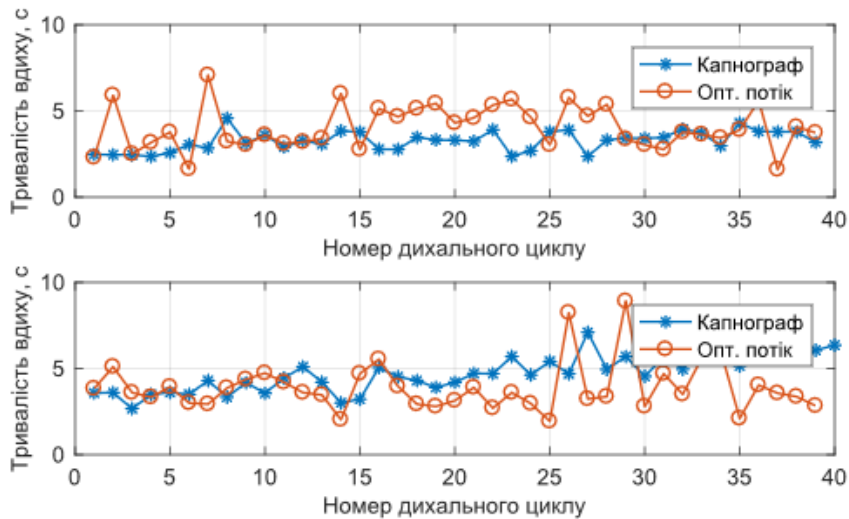


Рис. 4 Порівняння графіків тривалості вдиху (верхній графік) та видиху (нижній графік) для безконтактно-го методу по відношенню до референсу.

Таблиця 1 РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ

Суб'єкт	Капнограф				Безконтактний метод				Похибка, %	
	Час вдиху, с		Час видиху, с		Час вдиху, с		Час видиху, с		Час вдиху	Час видиху
	середн.	СКВ	середн.	СКВ	середн.	СКВ	середн.	СКВ		
1	1,94	0,55	2,18	0,54	2,05	0,34	2,12	0,31	5,67	2,75
2	3,29	1,69	2,34	1,06	3,20	1,09	3,23	0,89	2,74	38,03
3	2,83	0,67	2,70	0,77	2,56	0,91	2,60	0,52	9,54	3,70
4	3,27	0,57	4,72	1,09	2,84	0,84	2,94	1,18	13,50	37,71
5	1,74	0,31	2,35	0,46	2,04	0,48	2,13	0,43	17,24	9,36
								середн.	9,67	18,31

Після обробки знайдених мінімумів сигналу оптичного потоку та знайдених координат фронтів для сигналу з референсу отримуємо сигнали параметрів дихання в часовій області, а саме – час вдиху, час видиху. На рис. 4 зображено графіки параметрів дихання в часовій області (час вдиху, час видиху). Синім зображено сигнали, отримані за допомогою капнографа (референс), а червоним – сигнали, отримані за допомогою запропонованого алгоритму. По осі абсцис відкладено порядковий номер дихального циклу, а по осі ординат – тривалість параметру в секундах (для часів вдиху та видиху).

В результаті досліджень для п'яти здорових волонтерів отримано значення середніх величин та дисперсії по кожному з показників. В таблиці наведені значення параметрів тривалості вдиху та видиху для безконтактного методу та сигналу референсу, а також наведена відносна похибка. Середні значення відносної похибки для даної вибірки склали 9.67 відсотка для тривалості вдиху та 18.3 відсотка для тривалості видиху.

ВИСНОВОК

В даній статті запропоновано новий метод визначення додаткових параметрів вентиляційної функції легень, а саме тривалості вдиху та видиху. В числовому експерименті було оброблено дані, зареєстровані з п'яти здорових добровольців. В результаті було отримано значення середньої відносної похибки для тривалості вдиху 9.7% та середньої відносної похибки для тривалості видиху 18.3%. Похибка, отримана в результаті застосування даного методу, свідчить про те, що метод перспективний і може бути покращений за рахунок усунення артефактів на відео та більш поглибленого аналізу артефактів руху.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] K. R. Jones, "A respiration monitor for use with CT body scanning and other imaging techniques," *The British Journal of Radiology*, vol. 66, no. 655, p. 530–533, January 1982. DOI: [10.1259/0007-1285-55-655-530](https://doi.org/10.1259/0007-1285-55-655-530)
- [2] R. L. Ehman, M. T. McNamara, M. Pallack, H. Hricak and C. B. Higgins, "Magnetic resonance imaging with respiratory gating: techniques and advantages." *American journal of*

Надійшла о редакції 29 червня 2017 р.

УДК 612.216

Бесконтактный мониторинг параметров вентиляционной функции легких при помощи метода оптического потока

Бодилковский О. К., ORCID [0000-0003-3993-0750](https://orcid.org/0000-0003-3993-0750)
e-mail bodilowsky@ukr.net

roentgenology, vol. 143, no. 6, p. 1175–1182, December 1984.

DOI: [10.2214/ajr.143.6.1175](https://doi.org/10.2214/ajr.143.6.1175)

- [3] T. Li, J. Geng and S. Li, "Automatic respiration tracking for radiotherapy using optical 3D camera," in *Emerging Digital Micromirror Device Based Systems and Applications V*, San Francisco, California, United States, 2013. DOI: [10.1117/12.2003202](https://doi.org/10.1117/12.2003202)
- [4] A. K. Abbas, K. Heimann, K. Jergus, T. Orlikowsky and S. Leonhardt, "Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography," *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 10, no. 1 (93), pp. 1-17, 20 October 2011. DOI: [10.1186/1475-925X-10-93](https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-93)
- [5] H. Aoki and K. Koshiji, "Non-contact Respiration Monitoring Method for Screening Sleep Respiratory Disturbance Using Slit Light Pattern Projection," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Berlin, Heidelberg, 2006. DOI: [10.1007/978-3-540-36841-0_158](https://doi.org/10.1007/978-3-540-36841-0_158)
- [6] K. S. Tan, R. Saatchi, H. Elphick and D. Burke, "Real-time vision based respiration monitoring system," in *7th International Symposium on Communication Systems Networks and Digital Signal Processing*, Newcastle upon Tyne, UK, 2010. URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5580316/>
- [7] K. Nakajima, A. Osa and H. Miike, "A method for measuring respiration and physical activity in bed by optical flow analysis," in *19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Chicago, IL, USA, USA, 1997. DOI: [10.1109/IEMBS.1997.758752](https://doi.org/10.1109/IEMBS.1997.758752)
- [8] I. Sato and M. Nakajima, "Non-contact Breath Motion Monitoring System in Full Automation," in *27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, Shanghai, China, 2005. DOI: [10.1109/IEMBS.2005.1617220](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2005.1617220)
- [9] B. D. Lucas and T. Kanade, "An iterative image registration technique with an application to stereo vision," in *7th international joint conference on Artificial intelligence*, Vancouver, BC, Canada, 1981. URL: <http://dl.acm.org/citation.cfm?id=1623280>
- [10] B. K. P. Horn and B. G. Schunck, "Determining optical flow," *Artificial Intelligence*, vol. 17, no. 1-3, pp. 185-203, August 1981. DOI: [10.1016/0004-3702\(81\)90024-2](https://doi.org/10.1016/0004-3702(81)90024-2)
- [11] S.-K. Liao and B.-Y. Liu, "An edge-based approach to improve optical flow algorithm," in *3rd International Conference on Advanced Computer Theory and Engineering*, Chengdu, China, 2010. DOI: [10.1109/ICACTE.2010.5579363](https://doi.org/10.1109/ICACTE.2010.5579363)



Национальный технический университет Украины
"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского" kpi.ua
Киев, Украина

Реферат—В данной статье предложен метод, который позволяет получить расширенный набор параметров вентиляционной функции легких при бесконтактном мониторинге при помощи видеокамеры. В статье предложен подход, который позволяет находить длительности вдоха и выдоха, а также их соотношение во время анализа потокового видео с верхней части туловища человека. Данные параметры дают дополнительные возможности врачам для диагностики состояния пациента во время бесконтактного мониторинга. Разработанный метод был опробован на видеозаписях пяти здоровых добровольцев. Значения средней относительной погрешности составили 9.7 процента для длительности вдоха и 18.3 для длительности выдоха.

Библ. 11, рис. 4, табл. 1.

Ключевые слова — параметры дыхания; оптический поток; продолжительность вдоха; продолжительность выдоха; мониторинг дыхания при помощи камеры.

UDC 612.216

Non-contact monitoring of ventilation function parameters using optical flow

O. K. Bodilovskyi, ORCID [0000-0003-3993-0750](https://orcid.org/0000-0003-3993-0750)
e-mail bodilowsky@ukr.net

National technical university of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv polytechnic institute" kpi.ua
Kyiv, Ukraine

Abstract—Respiration rate is important parameter of a patient's health. The majority of patient monitoring devices estimate vital parameters on contact-based principle. These solutions require attachment of sensing device to the body. Such methods typically involve contact to patient's body, and require preliminary patient preparation which might not be convenient for patients and medical personnel in various clinical situations. Therefore, non-contact systems have potential to complement or replace existing contact-based solutions. In this paper, the approach for estimation of extended lung ventilation parameters during non-contact monitoring using video camera was proposed. This method could be used in non-contact single-camera systems for vital parameters monitoring. The advantage of this using video cameras in comparison to other non-contact methods (radar methods, the map of depth reconstruction using laser projectors, etc.) is the passiveness of the technology. This approach does not have any influence on the patient's body such as radar or laser radiation. The most widespread technique that implements object movement estimation in video sequences is based on assessment of optical flow coming from the patient. The proposed approach allows to estimate duration of inhale, exhale using video stream from the upper torso. Extraction of respiration-related signal was done using Horn-Schunck optical flow algorithm. Obtained respiration signal was filtered and processed using algorithm for local minima extraction. Durations of inhale and exhale were estimated based on respiration curve minima information. Validation of obtained results was done using processed capnography data that was collected at the same time as video records. For the reference, medical device was used (Mainstream Capnography EtCO₂ Sensor Respironics Capnostat 5). Advanced parameters allow to extract additional information for diagnostic of patient state during non-contact monitoring. The proposed approach was tested on video records of five healthy volunteers. The average relative error for duration of inhale was 9.7 percent and for duration of exhale was 18.3 percent. Developed during the experiment software allows to analyze video, plot the respiration signal and the values or estimated respiration parameters, as duration of inhale and duration of exhale. The respiration data could be stored for further analysis. The value of error for the developed non-contact method in comparison to the contact-based medical capnography sensor confirmed its consistency. The current approach could be developed to decrease number of errors and make it more robust. This approach could be implemented on various devices and platforms that have a single camera and are able to perform processing of the real-time video sequences: select region of interest, estimate optical flow, find local minima on respiration curve, calculate respirations parameters as respiration rate and durations of inhale and exhale, etc.

Ref. 11, fig. 4, tabl. 1.

Keywords — respiration parameters; optical flow; duration of inhale; duration of exhale; camera-based respiration monitoring

