

ОГЛЯД ДАТЧИКА CO₂ ДЛЯ ЕКСТРАКОРПОРАЛЬНИХ СИСТЕМ ЖИТТЄЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Вінницький національний технічний університет

Анотація.

У цій роботі ми розглянемо новий оптичний датчик, спеціально розроблений для вимірювання концентрації CO₂ у вихлопних газах оксигенатора. Крім того, датчик дозволяє вимірювати потік газу, що подається на мембранний оксигенатор, а також оцінювати швидкість видалення CO₂.

Ключові слова: датчик CO₂, середній ІЧ, апарати екстракорпоральної підтримки життя.

Abstract.

In this paper, we will look at a new optical sensor specially designed to measure CO₂ concentration in oxygenator exhaust gases. In addition, the sensor allows you to measure the flow of gas supplied to the membrane oxygenator, as well as to estimate the rate of CO₂ release.

Keywords: CO₂ sensor; mid-IR; extracorporeal life support devices.

Вступ

Капнометрія — це вимірювання концентрації вуглекислого газу (CO₂) у дихальних газах. Це добре відомий і визнаний метод моніторингу легеневої функції пацієнта неінвазивним шляхом, який широко використовується в невідкладних ситуаціях, а також в інтенсивній терапії або під час анестезії. Навіть якщо традиційне використання капнометрії пов'язане з респіраторним моніторингом, застосування цього вимірювання в системах екстракорпоральної життєзабезпечення (ECLS), таких як серцево-легеневий шунт (CPB), екстракорпоральна мембранна оксигенація (ECMO), а також було запропоновано екстракорпоральне видалення двоокису вуглецю (ECCO₂ R).

Метою цих процедур є додавання кисню (O₂) і видалення вуглекислого газу (CO₂) з крові пацієнта, яка прокачується через мембранний оксигенатор (МО), де відбувається газообмін між кров'ю та очисним газом у МО. Таким чином, вимірювання CO₂, видаленого МО, може бути досягнуто шляхом розміщення капнометра (датчика CO₂) на випускному отворі МО. Цей метод називається капнометрією вихлопу оксигенатора. Усі згадані вище процедури являють собою складні системи, які вимагають суворого моніторингу стану пацієнта та пристрою. Зокрема, моніторинг роботи МО має вирішальне значення під час процедур екстракорпорального кровообігу, оскільки це може свідчити про функціональні порушення через утворення тромбу в МО і, отже, про необхідність заміни МО. У цьому контексті аналіз концентрації CO₂ у вихлопних газах МО може бути використаний для оцінки так званого мертвого простору, тобто частини МО, яка вентилюється, але не перфузується кров'ю, і тому не бере участі в газообміні. [1, 2]

Аналіз

Під час процедури ЕКМО моніторинг ефективності МО може надати інформацію як про статус легенів пацієнта, так і про внесок МО у загальну вентиляцію, таким чином керуючи процесом відлучення. У процедурах CPB було доведено, що капнометрія вихлопу оксигенатора є корисним інструментом для безперервної оцінки концентрації CO₂ в артеріальній крові (PaCO₂) неінвазивним способом, що є альтернативою аналізу крові на гази. Крім того, доведено, що зміна Pa CO₂ під час процедур ECMO пов'язана з вищою смертністю через небезпечний вплив високого рівня CO₂ на кровообіг мозку. В ECCO₂ R, яка є процедурою лікування гіперкапнії (тобто стану аномально підвищеного рівня CO₂ у крові), вимірювання концентрації CO₂ у вихлопному газі та швидкості видалення CO₂ є ключовим параметром для оцінити прогрес лікування. Таким чином, моніторинг CO₂ у вихлопних газах МО є корисним інструментом для моніторингу стану пацієнта та стану МО, а також для оцінки прогресу екстракорпоральної процедури. У контексті ECLS датчик потоку може бути

використаний для збору інформації про потік газів, що розгортаються (GF). Об'єднавши інформацію про GF і концентрацію CO₂, можна отримати швидкість видалення CO₂ (VCO₂), виражену як [мл/хв], це значення являє собою об'єм CO₂, який видаляється з часом. Крім того, вимірювання GF можна використовувати для виявлення несправності або відключення лінії потоку газу в МО.

Незважаючи на відносну легкість, капнометрія вихлопних газів оксигенатора не застосовується регулярно, оскільки деякі практичні проблеми залишаються невирішеними у забезпеченні надійного вимірювання видалення CO₂ у пацієнта. Незважаючи на те, що доступно кілька датчиків CO₂ для медичних застосувань, таких як Masimo AB EMMATM і Medtronic MicrocapTM, вони призначені для моніторингу дихання та не підходять для безпосереднього використання в процедурах ECLS. Однією з основних перешкод для вимірювання CO₂ у випускному отворі МО є конденсація водяної пари, що міститься у вихлопному газі, на оптичних елементах датчика CO₂. Конденсація водяної пари спричиняє погіршення сигналу, отриманого датчиком, і, отже, неправильну оцінку концентрації CO₂. У цьому документі представлено нещодавно розроблену сенсорну платформу, розроблену спеціально для застосування ECLS, що включає датчик CO₂ і датчик потоку. Описано рішення для уникнення конденсації водяної пари на чутливих елементах CO₂, а також точність вимірювань CO₂, що забезпечує новий датчик, у порівнянні з комерційними пристроями та вимогами еталонного стандарту. [3].

Оптичні датчики представляють сучасний рівень техніки у вимірюванні концентрації CO₂ у газах. Вони, як правило, базуються на інфрачервоній спектроскопії, добре відомій техніці, яка використовує здатність молекул поглинати світло на певних довжинах хвиль, пов'язаних з механізмами вібрації та обертання молекул. Закон Бугера–Ламберта–Бера описує принцип роботи цих датчиків [4]:

$$dI = -\alpha(\lambda)cI_0dx \quad (1)$$

де I – інтенсивність пропущеного випромінювання, I_0 – інтенсивність падаючого випромінювання, c – концентрація аналіту, $\alpha(\lambda)$ є специфічним для аналіту коефіцієнтом поглинання, а x представляє довжину оптичного шляху.

$$I = I_0e^{-\alpha(\lambda)cx} \quad (2)$$

Інтегральна форма закону Бугера–Ламберта–Бера, показує, що можна розрахувати концентрацію аналізу, спостерігаючи за зміною пропущеного випромінювання I , оскільки воно представляє ослаблення падаючого випромінювання I_0 після того, як воно пройшло через оптичний шлях x , що містить кількість c аналізу з коефіцієнтом поглинання. $\alpha(\lambda)$. У рівнянні (2) підкреслюється, що коефіцієнт поглинання є параметром, що залежить від довжини хвилі, тому для правильного використання принципу вимірювання поглинання надзвичайно важливо, щоб падаюче світло мало спектр, який включає смугу поглинання досліджуваного аналіту.

Для CO₂, спектр падаючого світла має бути в середньому інфрачервоному (середньому ІЧ) діапазоні (3–8 мкм), оскільки головний пік поглинання для вуглекислого газу розташований на 4,25 мкм. Таким чином, щоб розробити ефективний датчик CO₂ для застосувань ECLS, необхідно враховувати весь склад суміші вихлопних газів оксигенатора.

Оскільки інфрачервоне випромінювання поглинається лише асиметричними молекулами, лише CO₂ і водяна пара (H₂O) мають смуги поглинання в середній ІЧ-області. Спектри поглинання CO₂ і H₂O, отримані з бази даних HITRAN, представлені на рисунку 1.[5]

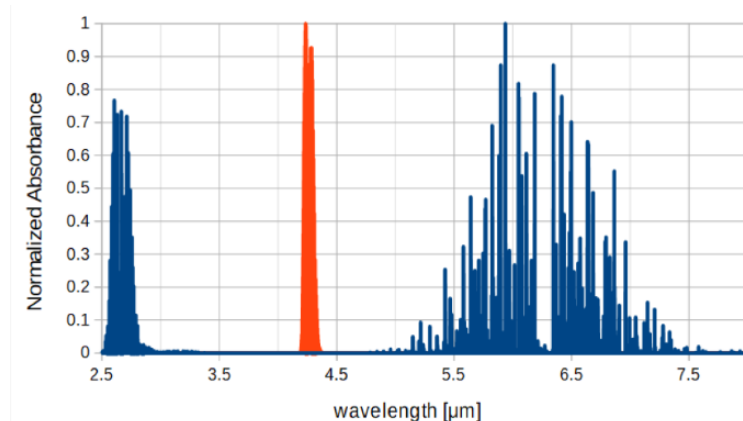


Рисунок 1. Смуги поглинання CO₂ (помаранчевий) і H₂O (синій)

В рамках статті Fast and low power optical CO₂-sensors for medical application: New sensor designs for main-and side-stream CO₂-sensors are presented in comparison with state of the art capnometers[6] було досліджене питання отримання випромінювання в середньому ІЧ-спектрі, які використовуються в наявних на даний момент в капнометрах (датчики CO₂), які передбачають використання ширококутового випромінюючого джерела світла розжарювання в поєднанні з термобатарями, піроелектричними детекторами або інфрачервоними фотодіодами.

Використання джерела ширококутового випромінювання світла вимагає додавання до системи рішення для фільтрації небажаного випромінювання, такого як розсіювач променя, оптичні фільтри та обертове колесо фільтра. Альтернатива полягає у використанні випромінюючого діода з вузьким спектром у поєднанні з відповідним фотодетектором. Таке рішення можливе завдяки використанню світловипромінюючого діода (LED) і фотодетектора (PD), реалізованих за допомогою епітаксійного шару InAsSb на підкладці InAs (InAsSb/InAs). Оптичне з'єднання світлодіодів InAsSb/InAs і PD дозволяє випромінювати та детектувати ІЧ-випромінювання поблизу 4,2 мкм, яке містить основний пік поглинання CO₂, уникаючи використання механічних модуляторів і фільтрів перешкод і, отже, дозволяючи спростити конструкцію датчика. Крім того, робота в області близько 4,2 мкм дозволяє проводити пряме вимірювання CO₂ навіть у присутності водяної пари. На рисунку 2[5] показані спектри випромінювання та детектування. Зауважте, що, оскільки спектри LED і PD перекривають смугу поглинання CO₂, вимірювання концентрації CO₂ можливе. [6,7]

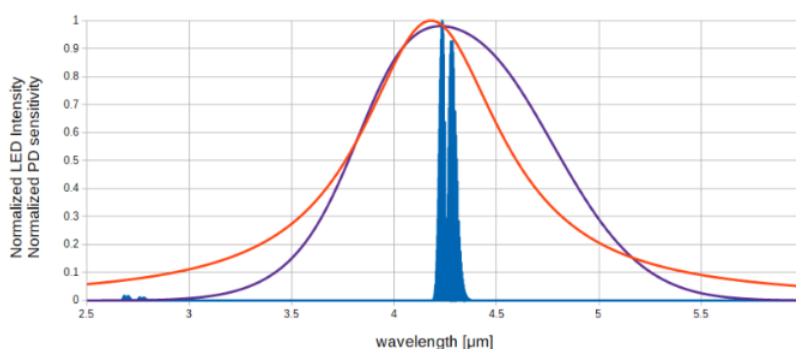


Рисунок 2. Спектри світлодіодів InAsSb/InAs (червоний) і PD (фіолетовий).
Смуга поглинання CO₂ в області 4,2 мкм (синя)

У комерційно доступних оптичних датчиках CO₂ для медичних застосувань використовуються два різні підходи для вимірювання концентрації CO₂: основний потік і бічний потік. У датчиках основного потоку вимірювання здійснюється на основі основного газового потоку за допомогою вимірювальної камери, яка дозволяє випромінюваному оптичному променю перетинати газ і досягати детектора, тоді як у датчиках бічного потоку частина потоку газу затягується датчиками. у вимірювальну камеру, де розташовані оптичні елементи. [8]

Попередній аналіз впливу температури на каскад приймача

Підвищення температури ФР приймача визначає збільшення як шуму тінювого струму, так і часу відгуку. Шум тінювого струму виникає внаслідок генерації струму на фоточутливому пристрої, навіть якщо фотони не виявляються. Рух зарядів, який створює шум тінювого струму, в основному залежить від теплового стану пристрою, і він збільшується зі збільшенням температури. Цей ефект погіршує SNR (відношення сигнал/шум), але його можна компенсувати за допомогою постобробки отриманого сигналу. Повільнішу реакцію часткового розряду можна компенсувати, використовуючи відповідну тривалість імпульсу випромінювання, переконавшись, що тривалість імпульсу дозволяє частковому розряду досягти стаціонарного стану. У розглянутій системі імпульси випромінювання генеруються на частоті 100 Гц з тривалістю імпульсу 1 мс. Щоб оцінити, чи впливає температура на фоточутливість ФРД (тобто на здатність ФРД генерувати струм під час попадання фотонів), можна використати теоретичний підхід. Спектральний відгук InAsSb/InAs PD можна описати сумою двох кривих Гауса G1 і G2 :

$$RP D(\lambda, T) = R0 \cdot [K1 \cdot G1(\lambda \text{ max}(T), \Delta\lambda(T)) + K2 \cdot G2(\lambda \text{ max}(T) - \lambda_0, \Delta\lambda_0)] \quad (3)$$

де R0 інтегральна чутливість фотодіода PD [A/W], $\Delta\lambda(T)$ – FWHM, $\lambda \text{ max}(T)$ – пікова довжина хвилі, K1, K2, λ_0 і $\Delta\lambda_0$ є регульованими параметрами, встановленими для того, щоб відповідати даним

спектрального відгуку, наданим виробником при $T = 27 \text{ }^\circ\text{C}$ (рисунок 3)[5]. Що стосується світлодіодного моделювання: $\Delta \lambda (T) \sim 0,1 \lambda \text{ m a x } (T)$ і $d \lambda \text{ m a x } / d T = 4,5 \text{ nm}/^\circ\text{C}$ в діапазоні температур від 0 до 50 $^\circ\text{C}$. Розв'язування рівняння (3) підкреслює, що підвищення температури PD впливає на його світлочутливість лише за високих температур, тоді як вплив на світлочутливість близько 40 $^\circ\text{C}$ можна вважати незначним.

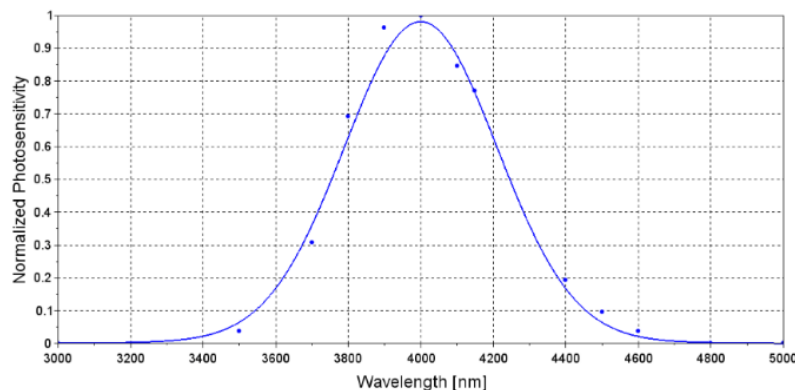


Рисунок 3. Змодельований спектральний відгук ЧР (суцільна лінія) і дані, надані виробником (крапки)

Розглянемо експериментальний аналіз проведений в статті The HITRAN2016 molecular spectroscopic database[5]. Для експериментальної оцінки впливу температури на приймальний елемент був записаний вихідний сигнал датчика, що активує систему нагріву тільки на приймальному каскаді, щоб уникнути перешкод через вплив температури на емітерний елемент. Теоретичне формулювання, виражене рівнянням (3), підтверджено експериментально на рисунку 4[5], оскільки ми не спостерігали жодної кореляції між температурою каскаду приймача та вихідним сигналом датчика ($R^2 = 0,02$). Таким чином, залежність фоточутливості PD від температури є незначною з точки зору варіації оптичного сигналу та не впливає на вимірювання, яке забезпечує наш датчик. Сині точки представляють вибіркоче значення вихідної напруги датчика при кількох температурах каскаду приймача. Червона лінія представляє лінійну регресію даних.

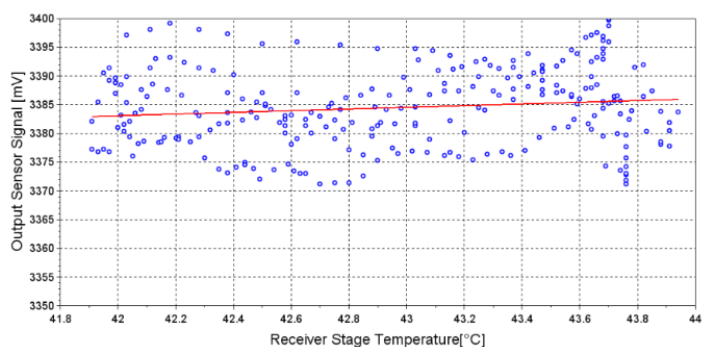


Рисунок 4. Експериментальна оцінка кореляції між випромінюваною вихідною потужністю та температурою каскаду приймача.

Розглянуто вплив температури на емітерний елемент, активуючи систему нагріву лише на емітерному ступені, отримуючи вихідний сигнал датчика при кількох значеннях температури емітерного каскаду. Експериментальний результат на рисунку 5[5] показує негативну лінійну кореляцію з коефіцієнтом $R^2 0,93$.

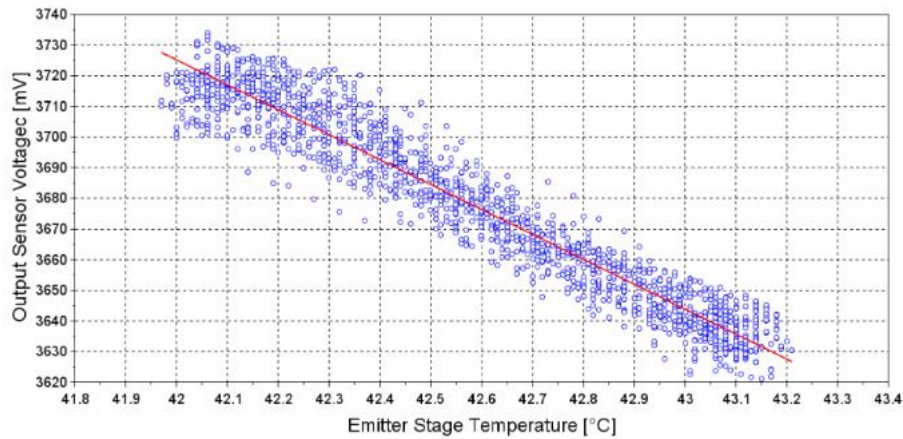


Рисунок 5. Експериментальна оцінка кореляції між випромінюваною вихідною потужністю та температурою каскаду емітера.

У будь-якому випадку, незважаючи на те, що демонструється негативна кореляція між випромінюваною оптичною потужністю та температурою, їхні нахили відрізняються. Зокрема, з теоретичного аналізу зміна сигналу датчика через зміну температури емітерного елемента повинна бути незначною, але це не підтверджено експериментально. Це пояснюється тим, що в теоретичному формулюванні враховується лише внесок світлодіода, тоді як в експерименті враховується також внесок приймального елемента. Таким чином, щоб математично описати вплив зміни температури на одноканальний датчик середнього ІЧ-випромінювання, слід враховувати спектральні характеристики як випромінювача, так і приймача. Рівняння (4) описує оптопарні спектральні характеристики сенсора [3].

$$A(\lambda, \lambda_{max}(T)) = PLD(\lambda, T) \cdot RPD(\lambda, T) \quad (4)$$

Розв'язування рівняння (4) для температурного діапазону емітера від 42 до 43 °С і врахування температури часткового розряду при 27 °С дозволяє змоделювати експеримент, представлений на рисунку 6[5], показує, що збільшення на 1 °С зменшує вихід на 1,5%, збільшення на 1 °С зменшує вихід на 2%. Враховуючи наближення, зроблене математичною моделлю, цей результат підтверджує, що теоретичне формулювання правильно описує поведінку, яка спостерігається експериментально.

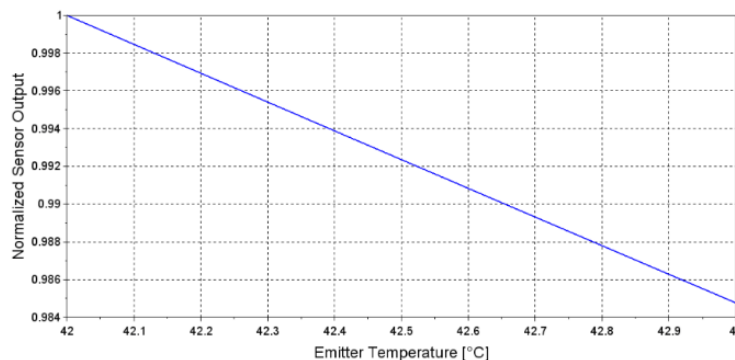


Рисунок 6. Теоретична оцінка кореляції між вихідним сигналом датчика та температурою емітерного елемента з використанням оптопарі датчика.

Цей результат підтверджує, що запропоноване формулювання підходить для опису поведінки одноканального оптичного датчика. З розглянутого експерименту ми оцінили, що вихідний сигнал датчика зменшується приблизно на 70 мВ/°С. Враховуючи, що в нашому датчику вихідний сигнал зменшується приблизно на 700 мВ при максимальному вимірюваному значенні концентрації CO₂, а також враховуючи нелінійність відповіді датчика, описану рівнянням (2), згадана вище мінливість сигнал–температура не може бути терпимою. Крім того, було помічено зниження сигналу через підвищення температури світлодіода, навіть якщо система опалення була вимкнена, через «самонагрівання» світлодіода. Струм, що циркулює в світлодіоді, справді достатній для підвищення температури оптичного елемента, таким чином впливаючи на його випромінювану потужність, як обговорювалося раніше. Тому необхідна стратегія, щоб уникнути зміни сигналу датчика через зміну

температури на етапі емітера. Така стратегія досягнення стабільності сигналу детально описана в наступних параграфах.[2]

Висновок

В роботі проведено детальний аналіз літературних джерел та на їх основі розглянений оптичний датчик для вимірювання концентрації CO₂ у вихлопних газах мембранного оксигенатора. Датчик відповідає вимогам стандарту ISO 80601-2-55 щодо точності вимірювань концентрації вуглекислого газу та вже отримав маркування CE. Зараз він використовується у відділеннях інтенсивної терапії, підключених до багатопараметричних систем моніторингу для процедур ЕСМО та пристроїв ECCO₂ R.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. D.P. Davis. Quantitative capnometry as a critical resuscitation tool. Scientific journal of Trauma nursing Volume 12, Number 2, 2005. DOI: [10.1097/00043860-200512020-00003](https://doi.org/10.1097/00043860-200512020-00003)
2. A. Baraka, M. El-Khatib, E. Muallem. Oxygenator exhaust capnography for prediction of arterial carbon dioxide tension during hypothermic cardiopulmonary bypass. Scientific journal of ExtraCorporeal technology, Volume 37, Number 2, 2005.
3. K.C. Potger, D. McMillan, J. Southwell. Membrane oxygenator exhaust capnography for continuously estimating arterial carbon dioxide tension during cardiopulmonary bypass. Scientific journal of ExtraCorporeal technology, Volume 35, Number 3, 2003.
4. T.V. Dinh, I.Y. Choi, Y.S. Son. A review on non-dispersive infrared gas sensors: Improvement of sensor detection limit and interference correction. Scientific journal Sensors and Actuators B: Chemical, Volume 231, 2016. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2016.03.040>
5. I.E. Gordon, L.S. Rothman, C. Hill. The HITRAN2016 molecular spectroscopic database. Scientific journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer, Volume 203, 2017. – pp 1-67. <https://doi.org/10.1016/j.jqsrt.2017.06.038>
6. M. Degner, H. Jürß, H. Ewald. Fast and low power optical CO₂-sensors for medical application: New sensor designs for main- and side-stream CO₂- sensors are presented in comparison with state of the art capnometers, 2018. DOI: [10.1109/I2MTC.2018.8409741](https://doi.org/10.1109/I2MTC.2018.8409741)
7. M.B. Jaffe. Infrared measurement of carbon dioxide in the human breath: “breathe-through” devices from Tyndall to the present day. Scientific journal Anesthesia & Analgesia, Volume 107, Number 3, 2008. DOI: [10.1213/ane.0b013e31817ee3b3](https://doi.org/10.1213/ane.0b013e31817ee3b3)
8. B.K. Walsh, D.N. Crotwell, R.D. Restrepo. Capnography/Capnometry during mechanical ventilation. Scientific journal Respiratory Care, Volume 56, Number 4, 2011. DOI: [10.4187/respcare.01175](https://doi.org/10.4187/respcare.01175)

Ільчук Дмитро Русланович – асистент кафедри інформаційних радіоелектронних технологій і систем, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: demabels@gmail.com

Юрчук Ярослав Вікторович – студент групи МНТ-206, факультет інформаційних електронних систем, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, e-mail: yaroslav26092003@gmail.com

Ilichuk Dmytro Ruslanovych - assistant of the Department of Information Radio Electronic Technologies and Systems, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, e-mail: demabels@gmail.com

Yurchuk Yaroslav Viktorovych - student, Faculty of Information Electronic Systems, Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, e-mail: yaroslav26092003@gmail.com