

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 615.47

ПІРОМЕТРИЧНЕ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРНОГО ГРАДІЄНТУ ПРИ ДІЇ ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА БІОЛОГІЧНУ ТКАНИНУ

Баталія Б. О., Терещенко М. Ф.
Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна
E-mail: ggchameleon@gmail.com, agfarkpi@i.ua

Переваги пірометрії, як методу вимірювання температури, полягають в його в безконтактних можливостях, особливо в вимірюванні змін температури в біологічних тканинах (БТ) при лазерному опроміненні об'єкту [1]. У випадку взаємодії лазерного випромінювання (ЛВ) з тканиною, лазерний промінь спрямовується на біологічну тканину, а зміна температури, що виникає в результаті на БТ, реєструється пірометром. Температурний градієнт такої взаємодії, можна розрахувати на основі залежності теплових змін від енергетичних параметрів лазерного випромінювання [2].

Важливим параметром при використанні пірометричного методу для вимірювання змін температури в біологічних тканинах є вплив властивостей тканини на точність вимірювань. Так, на коефіцієнти поглинання та розсіювання БТ суттєво впливає кількість поглинутої нею енергії, а отже, і на зміну її градієнтів температури при лазерному опроміненні. До того ж, теплові властивості тканини, такі як теплоємність і теплопровідність, впливають на швидкість зміни температури [3].

Тому для забезпечення високої точності та достовірності, пірометричні вимірювання проводяться в ретельно контрольованих умовах, з неперервним моніторингом і контролем параметрів лазерного променя і властивостей тканини [4].

В результаті проведення нами серії досліджень були встановлені характерні температурні зміни при впливі лазерного опромінювання різної довжини λ хвиль (940, 1064, 1470) нм з регульованим часом T дії (5, 10) с з потужністю 3 Вт на біологічну тканину (м'язові волокна куриної грудки), з використанням повіреного пірометра GM320 (рис. 1). Результати наведені в табл. 1.

За результатами на рис. 2 і рис. 3 приведені графіки зміни температури при різних довжинах хвиль, та часу взаємодії лазерним випромінюванням.

Досліджувались температурні градієнти реакції м'язових волокон куриної грудки при зміні параметрів лазерного опромінення з довжинами хвиль (λ) 940, 1064, 1470 в нанометрах, потужностями (P) в ватах, температурами (T) в градусах Цельсія, а також початковими і максимальними температурами (Δt) в

XXII Міжнародна науково-технічна конференція “ПРИЛАДОБУДУВАННЯ: стан і перспективи”, 16-17 травня 2023 року, КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

градусах Цельсія м’язових волокон куриної грудки для різних значень часових інтервалів (t).

Таблиця 1. Результати вимірювання зміни температури при взаємодії лазером пірометричним шляхом

λ , нм	T с.	P Вт	Початкова t°	Максимальна t°	Δt°
940	5	3	20,3	21,9	1,6
1064	5	3	20,1	21,7	1,6
1470	5	3	20,2	21,0	0,8
940	10	3	20,1	21,8	1,7
1064	10	3	20,0	21,7	1,7
1470	10	3	20,1	21,6	1,5



Рис. 1. Використовуваний пірометр та його характеристики

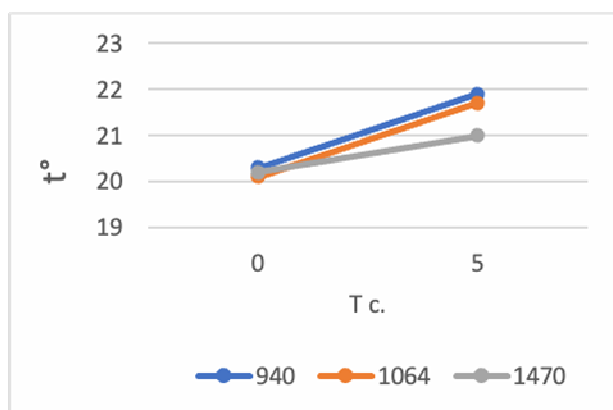


Рис. 2. Зміни температури при різних довжинах хвиль

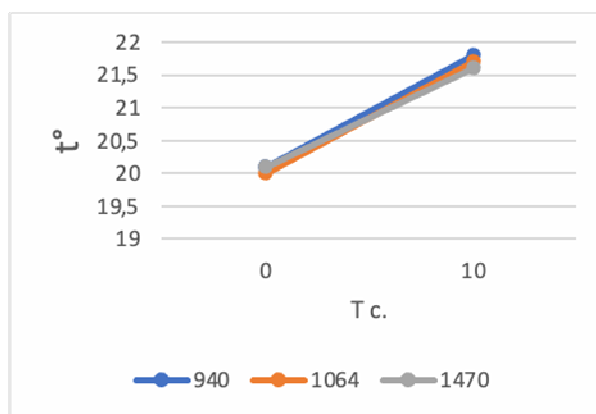


Рис. 3. Зміни температури залежно від часу взаємодії лазерним випромінюванням

Для забезпечення достовірності отриманих результатів були дотримані наступні вимоги:

- Всі лазери мають однакову потужність (3 Вт).
- Довжини хвиль лазерів складають 940, 1064 та 1470 нм.
- З графіків та таблиці видно, що максимальні температури для всіх лазерів становлять близько 21 градуса Цельсія, а початкові температури коливаються від 20,0 до 20,3 градусів Цельсія.

- Різниця між максимальною та початковою температурою для кожного лазера становить від 0,8 до 1,7 градусів Цельсія залежно від часового інтервалу.

В результаті проведення досліджень виникали труднощі та враховувались джерела похибок при вимірюванні температурних градієнтів пірометричним методом:

- Неточне калібрування пірометра: Точність пірометричних вимірювань сильно залежить від калібрування пірометра. Якщо пірометр не відкалібрований належним чином або якщо калібрування неточне, це може призвести до значних помилок у виміряній температурі.
- Відстань між пірометром і тканиною, а також кут нахилу пірометра: Відстань між пірометром і досліджуваною тканиною також впливає на точність пірометричних вимірювань. Зі збільшенням відстані між пірометром і тканиною зменшується кількість теплового випромінювання, яке отримує пірометр, що може вплинути на точність вимірювання температури.

Висновки

Таким чином на достовірність і точність пірометричних вимірювань впливає спектр перерахованих факторів, і для отримання точних результатів необхідно ретельно враховувати ці фактори. Точне калібрування пірометра, ретельний контроль значень параметрів лазера, врахування властивостей тканини, їх розміри, стан, температурні факторів зменшують джерела помилок і підвищують достовірність та точність отриманих вимірювань.

Ключові слова: пірометрія, температурний градієнт, теплове випромінювання, біологічна тканина.

Література

- [1] A. J. Welch, J. C. Martin, “Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue”, *Physics and Astronomy*, (R0), pp.958, 2016. DOI: 10.1007/978-90-481-8831-4
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, О. Г. Ляшенко, О. С. Гнатейко, “Дослідження впливу лазерного випромінювання на температурні процеси в біологічних тканинах”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування*, №49, 2015, с. 153–158.
- [3] В. В. Швидкий, М. Ф. Терещенко, “Динаміка змін параметрів лазерного випромінювання в біологічних тканинах”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 54(2), с. 111-117, 2017.
- [4] J. Youn, D. M. Goodman, A. J. Welch, T. E. Milner, “Non-contact measurement of thermal diffusivity in tissue”, *Physics in Medicine & Biology*, vol. 46, no. 2, pp. 551, 2001. DOI: 0.1088/0031-9155/46/2/320.
- [5] Б. О. Баталія, М. Ф. Терещенко, “Автоматизований комплекс лазерної хірургії”, на IV Міжнар. наук.-техн. конф. Автоматизація, електроніка, інформаційно-вимірювальні технології: освіта, наука, практика, Харків, 2022, с. 30-31, 2022.

УДК615.841:621.317.4

АПАРАТ АВТОМАТИЗОВАНОЇ МАГНІТОТЕРАПІЇ ТА ЙОГО МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ

Рогожніков Р. А., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua, pb-rra@hotmail.com

Автоматизовані системи магнітної терапії (АСМТ) набирають популярності в сучасній медицині, оскільки для лікування захворювань та реабілітації, досить широко використовуються різні типи магнітного поля (МП) [1]. Але для забезпечення максимальної ефективності та безпеки використання цих систем, необхідно проводити ретельне опрацювання алгоритму роботи цих систем та дослідження взаємодії магнітного поля з біосередовищем. В наших експериментах було досліджено характер взаємодії магнітного поля з біологічною тканиною (БТ), розглянуті режими роботи автоматизованих систем магнітної терапії та його математична модель, а також важливість цього процесу для забезпечення безпеки та ефективності застосування таких систем в медицині [2].

Метою дослідження є розгляд основних етапів функціонування апарату автоматизованої магнітотерапії (ААМТ), а також аналіз його алгоритму та математичної моделі взаємодії з БТ з метою забезпечення максимальної ефективності та безпеки пацієнта під час фізіотерапевтичних процедур. У подальшому використати методику експериментального дослідження та порівняти результати експерименту з розрахунковими даними, отриманими за математичної моделлю. Визначити оптимальні параметри магнітного поля та глибини проникнення лікувальної речовини в біологічну тканину для досягнення найбільш ефективного лікування [3]. Запропонувати можливі напрямки подальшого вдосконалення як самого апарату, так і математичної моделі взаємодії магнітного поля індуктора з біологічною тканиною.

Автоматизований магнітотерапевтичний апарат може мати різні алгоритми роботи залежно від його призначення та функцій, але найбільш оптимальна, на нашу думку, структурна схема апарату автоматизованої магнітотерапії приведена на рис. 1, де вбудований блок дистанційного керування з Bluetooth модулем [4]. На основі аналізу, розроблено алгоритм роботи та функціонування ААМТ, де підключений блок дистанційного керування з Bluetooth модулем та пристрій керування.

Алгоритм роботи приладу реалізується наступним чином. Виконується підключення до регульованого джерела струму, що забезпечує живлення електронних компонентів та сенсорів. Далі виконується налаштування, а саме вибір режиму: користувач може вибрати один із режимів роботи апарату, залежно від своїх потреб та рекомендацій лікаря, встановлення параметрів:

фізіотерапевт може налаштувати параметри роботи, такі як встановлене значення B магнітної індукції, частота ν магнітного поля, інтенсивність I струму, тривалість Δt сеансу, режими імпульсів, та інші [5]. Після встановлення параметрів, необхідно підготуватися до процедури фізіотерапії, розмістивши індуктори на частину тіла пацієнта, яку потрібно лікувати, в зону дії магнітного поля. Далі апарат починає генерувати магнітне поле, яке проникає в тіло пацієнта, паралельно збираючи інформацію про процедуру за допомогою блоку датчиків та відсилає, користуючись модулем Bluetooth, на пристрій керування фізіотерапевту. Залежно від даних, таких як тривалість часу Δt , значення B магнітної індукції, температурні показники індуктора та біологічної тканини, надходить фізіотерапевта, повідомляючи про можливу небезпеку або завершення сеансу терапії. Після закінчення тривалості Δt процедури, апарат автоматично вимикається.

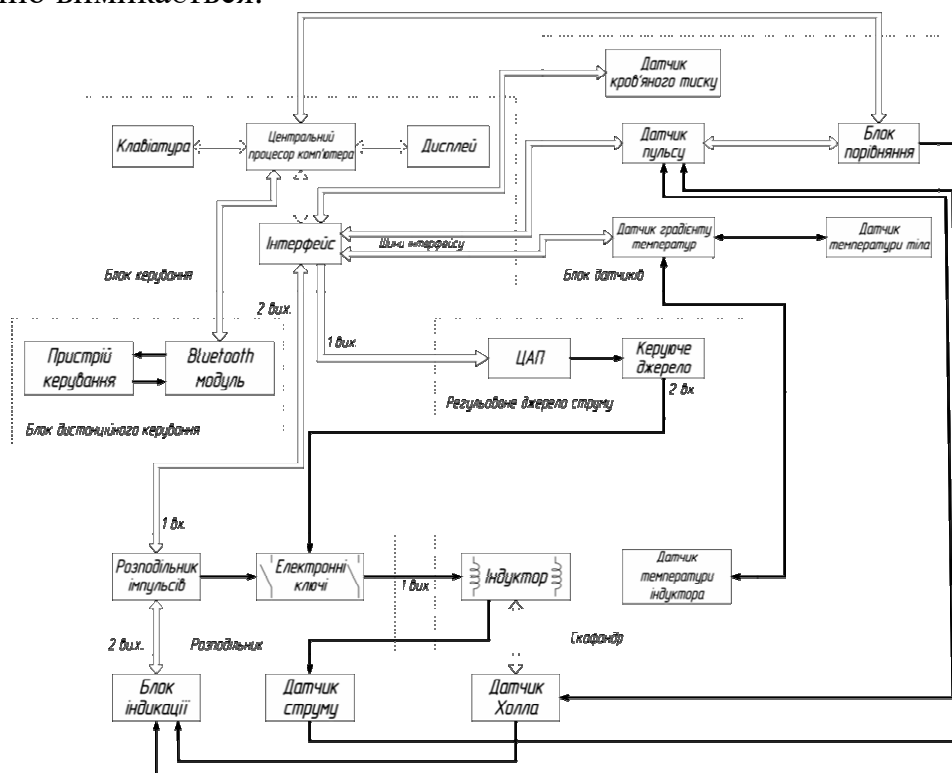


Рис. 1. Структурна схема мобільного автоматизованого апарату магнітотерапії

Нами було виконано дослідження взаємодії магнітного поля індуктора апарату ААМТ з біологічною тканиною та встановлено параметри потоку J_s проникнення лікувальної речовини у біологічну тканину за допомогою отриманої математичної залежності (моделі):

$$J_s = \frac{K_m \cdot D_m}{-\frac{\tau}{t} \cdot \ln \left(1 - e^{\left(\frac{-BS \cos \alpha \cdot F \cdot u_k + u_{Na}}{R \cdot T(\tau)} \cdot \frac{u_k - u_{Na}}{u_k - u_{Na}} \right)} \right)} \cdot \Delta C_s, \quad (1)$$

де J_s – значення притоку лікувальної речовини; K_m – параметри коефіцієнта розподілу ліків між розчинником і мембраною; D_m – константи дифузії для

ліків в мембрані; $\overline{\Delta C_s}$ – значення різниці концентрації з протилежних боків мембрани; τ – стала часу відновлення мембрани; \overline{t} – час дифузії в мембрані, яка пропорційна часу дії магнітного поля); \overline{B} – магнітна індукція; \overline{S} – площа контуру біологічної тканини, на яку діє апарат; $\overline{\alpha}$ – кут між магнітною індукцією та нормаллю до контуру біологічної тканини; \overline{F} – стала Фарадея; \overline{R} – універсальна газова стала; $\overline{T(\tau)}$ – температура; $\overline{u_k}$ та $\overline{u_{Na}}$ – потенціали концентрації іонів натрію і калію.

Отже, за допомогою аналізу можливості структурної схеми та досліджень режимів роботи автоматизованого апарату магнітотерапії, було оптимізовано алгоритм роботи приладу. Це дозволяє виявити проблеми спрацювання мікропроцесора як по дійсній, так і по хибній команді з модуля Bluetooth, що можуть виникнути під час експлуатації. Крім того, дослідження режимів роботи автоматизованого апарату магнітотерапії в комплексі з розумінням процесу взаємодії магнітного поля і мембранного апарату клітини біологічної тканини допомагає у поліпшенні його ефективності та безпеки. Також виконано дослідження та встановлено характер проникнення лікувальної речовини у біологічну тканину за допомогою математичної моделі, що дає можливість краще зрозуміти механізми дії магнітотерапії на клітинному та молекулярному рівні. Це дозволяє оптимізувати процес лікування та підвищити його ефективність, а також зменшити можливі побічні ефекти. Крім того, математична модель може бути використана для прогнозування ефектів магнітотерапії в різних умовах, що допоможе визначити найбільш ефективний режим лікування.

Ключові слова: магнітотерапевтичні апарати, автоматизація, математична модель, взаємодія магнітного поля з біосередовищем.

Література

- [1] G. S. Tymchik, M. F. Tereshchenko, S. O. Soroka, and M. M. Tereshchenko, “Control over influence of the magnetic field parameters on a biological object”, in *XIII International PhD Workshop. OWD 2011*, Poland: Wisla, 2011, pp. 295-299.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, В. Ю. Рудик, М. В. Чухраєв, Т. О. Рудик, *Автоматизовані магнітотерапевтичні апарати: монографія*, Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2020, с. 95-103.
- [3] S. Matvienko, V. Shevchenko, M. Tereshchenko, A. Kravchenko, R. Ivanenko, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, vol. 1, no. 1, pp. 19–29., 2020. DOI: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [4] В. Ю. Рудик, М. Ф. Терещенко, Т. О. Рудик, “Спосіб адаптивної магнітотерапії”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 51(1), с. 139–144, 2016.
- [5] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, “Analysis of Dynamic Load on Human Foot”, in *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2020, pp. 400-404. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.

УДК 616-006.04; 616.21-073-65

**ПОРІВНЯННЯ ТЕРМОГРАМ ТВАРИН З ДВОБІЧНИМИ
КАРЦИНОСАРКОМАМИ УОКЕР-256 ТА МАГНІТНИМИ
НАНОЧАСТИНКАМИ В ОДНІЙ ПУХЛИНІ ПРИ ОПРОМІНЕННІ
РАДІОЧАСТОТНИМ І ПОСТІЙНИМ МАГНІТНИМ ПОЛЕМ**

^{1,3}Орел В. Е., ¹Орел В. Б., ¹Дасюкевич О. Й., ¹Рихальський О. Ю.,
¹Дедков А. Г., ²Венгер В. Ф., ¹Дунаєвський В. І., ³Котовський В. Й., ³Назарчук С. С.,
³Кузь О.П., ³Просветова А. Б.

¹ДНП "Національний інститут раку" МОЗ України, Київ, Україна
²Інститут фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарьова НАН України, Київ, Україна
³Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

E-mail: valeriorel@gmail.com

В експериментально-клінічних дослідженнях доказані унікальні фізико-хімічні можливості наноматеріалів, які відкривають широкі перспективи нових ефективних напрямків лікування в онкології за допомогою постійного магнітного поля для таргетної магнітної терапії [1]. Електромагнітне опромінення (ЕМО) радіочастотного діапазону також широко застосовується у магнітній нанотерапії для комбінованого лікування злоякісних новоутворень у якості неоад'ювантного методу. При комплексному лікуванні новоутворень радіохвилі взаємодіють з протипухлинними нанопрепаратами у гетерогенній структурі пухлини, і як наслідок, ініціюють локальні та системні ефекти, впливаючи також на нелінійну термодинаміку гомеостазу на різних рівнях організму [2].

Злоякісні пухлини епітеліального та мезенхімального походження (карциносаркоми) в парних органах, демонструють значні відмінності на молекулярному, клітинному та тканинному рівнях. Дані досліджень, з молекулярної або клітинної онкології, свідчать про асиметричне мікрооточення пухлин двобічних органів, що може бути частиною пояснення відмінностей асиметрії у злоякісних пухлинах [3]. Взаємодія між різними пухлинами з магнітними наночастинками та без них в одному організмі в електромагнітному полі може мати значні клінічні наслідки, особливо при лікуванні раку грудної залози або кінцівок пацієнтів.

У наукових дослідженнях, в яких вивчали вплив магнітної нанотерапії на тварин з карциномою Герена, карциномою легені Льюїс та карциносаркомою Уокер-256, застосовувався метод дистанційної інфрачервоної термографії (ІЧТ), який є інформативним у визначенні візуалізації ефекту розподілу електромагнітного поля (ЕМП) при магнітній нанотерапії [4].

Застосування методу ІЧТ для дослідження патернів теплової візуалізації термографічного зображення на експериментальній моделі з двома карциномами Уокер-256 дозволить персоналізовано планувати найбільш

оптимальні режими опромінення новоутворень з використанням магнітних наночастинок (МНЧ).

Для дослідження й оцінки розподілу температурних патернів, автори використовували термограф ThermoCAM E300 FLIR SYSTEM з неохолоджувальною матрицею хром-ванадієвих мікроболометрів розміром 320x240 пікселів. Температурна роздільна здатність матриці складає 0,1°C у діапазоні 7-14 мкм.

Локальне опромінення пухлини правого стегна проводили експериментальним зразком – апаратом "Магнітерм" ("Радмір", Україна) з максимальною індукцією постійного поля 0,4 Тл на відстані 8 мм і радіочастотою ЕМП 42 МГц, впродовж 15 хв.

Було проведено обчислення гетерогенності термограм пухлин з використанням статистики просторової автокореляції за індексом Морана.

Статистичний аналіз отриманих даних проведено за допомогою програмного пакету SPSS Statistics v. 25.0 (IBM, Inc., Armonk, NY, 2017). Для встановлення закону розподілу даних виконували тест Колмогорова-Смірнова. Порівняння між двома пухлинами здійснювали за U-критерієм Манна-Уїтні.

Об'єктами дослідження були неінбредні щури. В якості експериментальної моделі використано карциносаркому Уоркер-256.

Експериментальна модель злоякісної пухлини використовується в дослідженнях пухлин грудної залози, кісткової системи та деяких інших злоякісних новоутворень. Імплантацію пухлини проведено введенням у стегно щура клітинної суспензії з урахуванням ваги тварин з або без МНЧ.

Кінетика росту моделі передбачає три стадії: ініціація, промоція та прогресія пухлини протягом короткого періоду - 12-16 діб. Термографічне дослідження росту пухлин проведено після 9-ї доби, оскільки протягом цього часу реєструється виражене збільшення об'єму експериментальних пухлин.

Експериментальна модель щура була розроблена для дослідження взаємодії між двома віддаленими пухлинами в лівому та правому стегні. Пухлини, що знаходилися в лівому стегні не мали всередині МНЧ та локально не опромінювалися. Опромінювалися локально лише пухлини з та без МНЧ, що були в правому стегні. Усі тварини з пухлинами були розділені на чотири групи ($n = 6$ на групу). 1 група - щури мали пухлини без МНЧ, пухлину в правому стегні опромінювали радіочастотним полем; 2 група - з МНЧ в пухлині в правому стегні, яку опромінювали радіочастотним полем; 3 група - тварини мали пухлини без МНЧ, опромінювали праву пухлину радіочастотним і постійним магнітним полем; 4 група - тварини з МНЧ в пухлині в правому стегні, яку опромінювали радіочастотним і постійним магнітним полем.

Отримані результати дослідження патернів термограм пухлин тварин з 1-ої та 2-ої груп свідчать про підвищення максимальної температури у центральній зоні пухлини в правому стегні з та без МНЧ у діапазоні 0,6-2,6°C після радіочастотного опромінення. За значенням індекса Морана у 1-й та 2-й групах тварин статистично

достовірної різниці між кінцівками не було виявлено до впливу, а після впливу різниця була статистично достовірна ($p < 0.01$).

У пухлині в правій кінцівці після впливу ЕО індекс Морана становив 0.28 ± 0.02 , а на лівій 0.33 ± 0.02 . При введенні МНЧ до пухлини праворуч та ЕО у пухлині в правій кінцівці індекс Морана становив 0.25 ± 0.02 , а на лівій після опромінення 0.30 ± 0.02 .

Аналізуючи результати термографічного дослідження пухлин тварин 3-ої та 4-ої груп, слід відмітити, що вплив опромінення радіочастотним та постійним полем на пухлини правого стегна з МНЧ ініціював підвищення максимальної температури в діапазоні $2,2-2,7^{\circ}\text{C}$ на периферії пухлин, розташованих в лівому стегні.

Одночасно в експерименті під час опромінення таким же ЕМП пухлину в правому стегні без МНЧ на периферії пухлини, що знаходилася в лівому стегні, не було зареєстровано підвищення максимальної температури.

Слід також відмітити, що опромінювання радіочастотним та постійним полем пухлин в правому стегні підвищувало у них максимальну температуру у центральній зоні в діапазоні $0,6-2,6^{\circ}\text{C}$, але не викликало підвищення максимальних температур у центральній зоні пухлини в лівому стегні.

Вищенаведені результати підвищення температури між двома злоякісними новоутвореннями в лівому без МНЧ та в правому з МНЧ стегні тварин при одночасному опроміненні радіочастотним та постійним магнітним полем, можливо пояснити особливостями кровопостачання в мікрооточенні пухлин під впливом магнітомеханохімічного ефекту.

Стосовно трактування результатів гетерогенності термограм пухлин, оцінених за значенням індекса Морана у 1-й та 2-й групах тварин: це імовірно було пов'язано з квантовою запутаністю між парами вільних радикалів [5].

Висновки

Зміни максимальної температури в центральній та периферійній зоні карциносаркоми Уокер-256, яка знаходилася в лівому стегні, залежать від наявності активних агентів магнітних наночастинок в цій пухлині в правому стегні тварини та виду електромагнітних полів зовнішнього опромінення. Виявлена статистично достовірна різниця за значенням індексу Морана у гетерогенності термограм пухлин на різних кінцівках лише після опромінення радіочастотним електромагнітним полем однієї пухлини з та без МНЧ.

Ключові слова: наночастинок, термограми, карциносаркома, опромінювання.

Література

- [1] M. Wu, S. Huang, “Magnetic nanoparticles in cancer diagnosis, drug delivery and treatment (Review)”, *Molecular and clinical oncology*, 7, pp. 738-746, 2017. DOI: 10.3892/mco.2017.1399.
- [2] V. Vilas-Boas, F. Carvalho, B. Espiña, “Magnetic Hyperthermia for Cancer Treatment: Main Parameters Affecting the Outcome of In Vitro and In Vivo Studies”, *Molecules*, 25(12), 2874, 2020. DOI: 10.3390/molecules25122874

- [3] R. Ramya Devi, G.S. Anandhamala, “Analysis of Breast Thermograms Using Asymmetry in Infra-Mammary Curves”, *Med Syst*, 22, 43(6), 146, Apr 2019. DOI: 10.1007/s10916-019-1267-8
- [4] Ye.F. Venger, V.I. Dunaievsky, V.Yo. Kotovskyi, S.V. Bolgarska, V.P. Kyslyi, V.I. Tymofeyev, V. E. Orel, and S.S. Nazarchuk, "Infrared Thermography as an Effective Tool for Research and Industrial Application", *Sci. innov.*, vol. 17, no. 5, pp. 20-33, 2021. DOI: 10.5407/scine17.05.020.
- [5] V. B. Orel, A. Papazoglou, C. Tsagkaris, D. Moysidis, S. Papadacos, O. Galkin, V. E. Orel, L. Syvak, Nanotherapy based on magneto-mechanochemical modulation of tumour redox state, *Wiley Interdiscip Rev Nanomed Nanobiotechnol*, p.1868, 26 Oct. 2022. DOI: 10.1002/wnan.1868.

УДК. 53.083.62

ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ ВОДНИХ РОЗЧИНІВ БЕЗ БЕЗПОСЕРЕДНЬОГО КОНТАКТУ З РІДИНОЮ, ЩО ДОСЛІДЖУЄТЬСЯ

¹⁾ Устенко К. С., ^{1,2)} Ніколов М. О., ^{1,2)} Бурковський Є. О., ¹⁾ Безугла Н. В.

¹⁾ Національний технічний університет України

"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

²⁾ Державна установа «Інститут медицини праці імені Ю. І. Кундієва Національної академії медичних наук України», Київ, Україна

E-mail: ustenkokirilo@gmail.com, nicholay.nikolov@gmail.com, gradam2001@gmail.com, n.bezugla@kpi.ua

Вступ

В даний час досить актуальним завданням є визначення вмісту різних речовин або компонентів речовини в герметично закритій тарі. Це може бути необхідність перевірки придатності дорогих ліків без пошкодження тари, визначення вибухонебезпечності закритої ємності, оцінка якості продуктів харчування тощо. Ці ж завдання можуть бути розширені на неінвазійне визначення концентрації біологічних компонентів у людини.

Це зумовило розробку неінвазійного методу оцінки концентрації рідин на основі вимірювання флуктуацій температури. Суть методу зводиться до того, що досліджуваний об'єкт, що знаходиться в діелектричній тарі, поміщається в проміжне рідке середовище, параметри якого інструментально вимірюються і за цими вимірами робляться висновки про параметри речовини, що досліджується. Ці висновки випливають з того факту, що рідка вода є неупорядкованою системою, що характеризується топологічним безладом, при якому атоми або молекули рідини не змінюються (одні і ті ж), але статично або динамічно зміщуються щодо тимчасових і нестійких положень рівноваг, які зсуваються тепловим трансляційним рухом. Наявність такого руху супроводжується флуктуаціями щільності та температури у досить малому об'ємі рідини, які визначаються різними причинами, у тому числі і дуже слабким тепловим випромінюванням об'єктів, поміщених у цю рідину [1]. Це відповідає флуктуаційно-дисипативній теоремі, яка встановлює зв'язок між

спектром флуктуацій фізичної величини (у нашому випадку диференціальною температурою) у рівноважному дисипативному середовищі та параметрами, що характеризують реакцію середовища на зовнішній вплив (фізико-хімічний склад середовища).

Метою роботи є удосконалення методу дистанційної ідентифікації речовин, що перебувають у діелектричній герметично замкнутій тарі, шляхом вимірювань флуктуацій диференціальної температури дистильованої води, що знаходиться у безпосередній близькості від досліджуваної рідини, але без контакту з нею (неінвазивно).

Результати дослідження

Суть методу вимірювання полягає в тому, що об'єкт дослідження, який знаходиться у діелектричній тарі, занурюється у проміжне рідке водне середовище. Електромагнітне випромінювання від об'єкту дослідження частково поглинається водою проміжного середовища, змінюючи її власне спонтанні теплові коливання. Вимірюється диференціальна температура між проміжним середовищем та об'ємом інтактною дистильованої води. Вимірювання виконуються протягом 20-30 хв з частотою дискретизації 0,5-1 Гц, похибка виміру перепаду температури не більш 0,03 °С, проте, необхідні подальші дослідження для визначення точності та надійності. За сигналами вимірювання отримуються спектри Фур'є. Висновки про концентрацію рідини в закритій діелектричній тарі робляться на основі порівняння/відношення перших ненульових максимумів на спектрі тест-об'єкту й дистильованої води, сигнал якої було виміряно заздалегідь.

На даному етапі були проведені дослідження з рідинними речовинами, зокрема з розчинами спирту (етанолу) у дистильованій воді, цукру, соди, розчинів солі NaCl; бікомпонентних водневих розчинів цукру та соди в різних пропорціях [2]. Отримані концентраційні залежності й для сипучих речовин NaCl й соди [3]. В останніх прикладах досліджень важливо зазначити залежність властивостей сигналів вимірювання від форм-фактору кристалів та сипучості речовини, що експериментально еквівалентно куту скосу – кут, що утворюється поверхнею конусного насипу сипучої речовини до горизонталі. Перспективні дані, що отримані при використанні подібного методу вимірювання, були отримані при неінвазійній оцінці концентрації глюкози в крові людини [4].

Однак, необхідно зазначити, що однією з умов отримання коректних результатів вимірювання є середня термоврівноваженість тест-об'єкту, проміжної водної середи та інтактною ємності з дистильованою водою. Наявність перепаду температур більш ніж 2 °С між зазначеними елементами призводить до дрейфу диференціальної температури й викривлення спектральних залежностей. Тому ведеться розробка експериментального стенду, що дозволив би оцінювати концентрацію речовин тест-об'єктів на основі більш високочастотних гармонік, за більш короткий час, мінімізуючи час перехідних

процесів, а також з дистанційною передачею даних (у разі використання запропонованої методики вимірювання у людини).

Висновки

В даній роботі запропоновано неінвазивний метод оцінки концентрації рідин на основі вимірювання флуктуацій температури. Метод дозволяє визначати вміст різних речовин у герметично закритих тарах без необхідності пошкодження тари, що дозволяє зберегти дорогі ліки та продукти харчування в незмінному стані. Також можна використовувати цей метод для оцінки концентрації біологічних компонентів у людини. Однак, необхідно подальші дослідження для визначення точності та надійності цього методу в різних умовах.

Ключові слова: флуктуації температури, концентрація розчину, водні розчини електролітів та неелектролітів.

Література

- [1] I. A. Kvasnikov, *Thermodynamics and statistical physics, vol.1: Theory of equilibrium systems: Thermodynamics: Textbook*, 2nd ed. Significant revision and additions, Editorial, 2002, 240 p. in 3 vols.
- [2] O. D. Nikolaeva and K. S. Ustenko, "Using thermal radiation for remote identification of liquids in closed dielectric containers," *Microsyst. Electron. Acoust.*, vol. 27, no. 2, pp. 265614-1, Aug. 2022. DOI: 10.20535/2523-4455.me.265614
- [3] P. P. Loshitsky and K. S. Ustenko, "Remote identification of bulk materials in closed dielectric vessels," *Molod. Vchen.*, no. 7(83), pp. 115-121, 2020. DOI: 10.32839/2304-5809/2020-7-83-26
- [4] P. P. Loshitsky and D. Yu. Minzyak, "Non-invasive method for determining human blood sugar levels", *Electronics and Communications*, vol. 5, no. 76, pp. 31-42, 2013.

УДК 535.2:616-71

ТРАСУВАЛЬНІ ВЛАСТИВОСТІ БІЧНОЇ ПОВЕРХНІ ЕЛІПСОЇДАЛЬНОГО РЕФЛЕКТОРА

Полуектов С. О., Безугла Н. В.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: poluactov.serhii@iit.kpi.ua; n.bezugla@kpi.ua

Дзеркальні еліпсоїдальні рефлектори (ЕР) мають широке застосування в оптиці завдяки наявності двох фокусів, що забезпечує високу ефективність оптичних систем. Такі рефлектори використовуються в багатьох пристроях, включаючи мікроскопи, телескопи, біофотометри та інші оптичні системи [1, 2, 3, 4, 5]. Еліпсоїдальні рефлектори також широко використовуються в оптичних системах для наукових досліджень, наприклад, в лазерних системах, де вони забезпечують високу точність і стабільність лазерного променя, що робить їх сучасним інструментом оптичної системи який, потребує більш детального вивчення [6].

Модельне дослідження проведено за допомогою програмного забезпечення RTER v.2.0. (Ray Tracing in Ellipsoidal Reflector), яке здійснює багатовекторне трасування променів в еліпсоїдальному рефлекторі з внутрішньою відбиваючою поверхнею [4]. Цільовою задачею є розрахунок показників кількісної та статистичної оцінки аберацій, що виникають внаслідок відбиття від внутрішньої поверхні еліпсоїда і пояснюються нездатністю будь-якої оптичної системи зібрати в точку широкі пучки променів, що падають під великими кутами [6].

Для дослідження бічної поверхні виконано багатовекторне трасування в еліпсоїдальному рефлекторі з ексцентриситетом $e=0,667$, та фокальним параметром $p=16,67$ мм в межах повного азимутального $\varphi \in [0;2\pi]$ кута з кроком $0,01 \text{ rad}\cdot\pi$ та кроком початкових точок $0,34$ мм зі зміною зенітного кута $\theta \in [22,61^\circ; 90^\circ]$ (рис. 1).

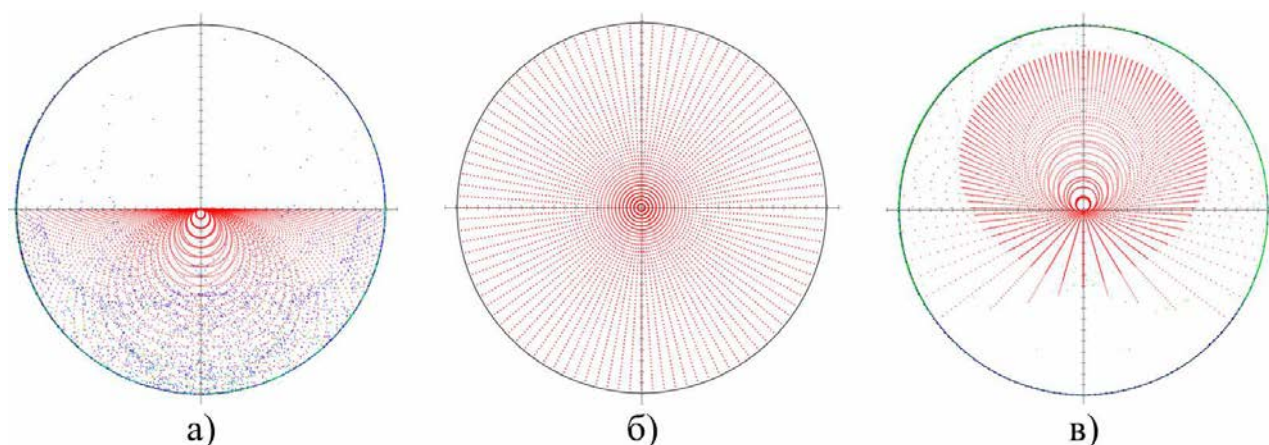


Рис. 1. Графічний результат багатовекторного трасування для зенітних кутів: 90° (а), $48,18^\circ$ (б) та $25,2^\circ$ (в)

Для оцінки трасувальних властивостей бічної поверхні ЕР отримані результати розрахунку параметру *Centroid* - це середнє значення координат перетину променів фокальної площини з різними зенітними кутами падіння променів на бічну поверхню ЕР (рис. 2). Ці координати використовуються для вимірювання зміщення центру зображення відносно центру фокальної площини, що може бути викликано виникненням аберації [2].

З рис. 2 можна помітити значну кореляцію результатів для координат x та y , тому в подальших дослідженнях достатньо даних отриманих для однієї з координат. Відхилення *Centroid* є незначними для актів відбиття більше третього. Найбільші значення спостерігаються для трасування при азимутальних кутах θ від $22,6^\circ$ до 30° , які плинно наближаються до 0 при $\theta=48,18^\circ$, що відповідає азимутальному куту, який перетинає малу вісь еліпсоїда, що проходить через центр еліпсоїда. На проміжку θ від $48,18^\circ$ до 90° відхилення зростає та набуває від'ємного значення.

Отримані результати *Centroid* координат x та y при трасуванні променів в ЕР можуть бути використані для корекції аберацій шляхом зміни форми бічної відбиваючої поверхні рефлектора.

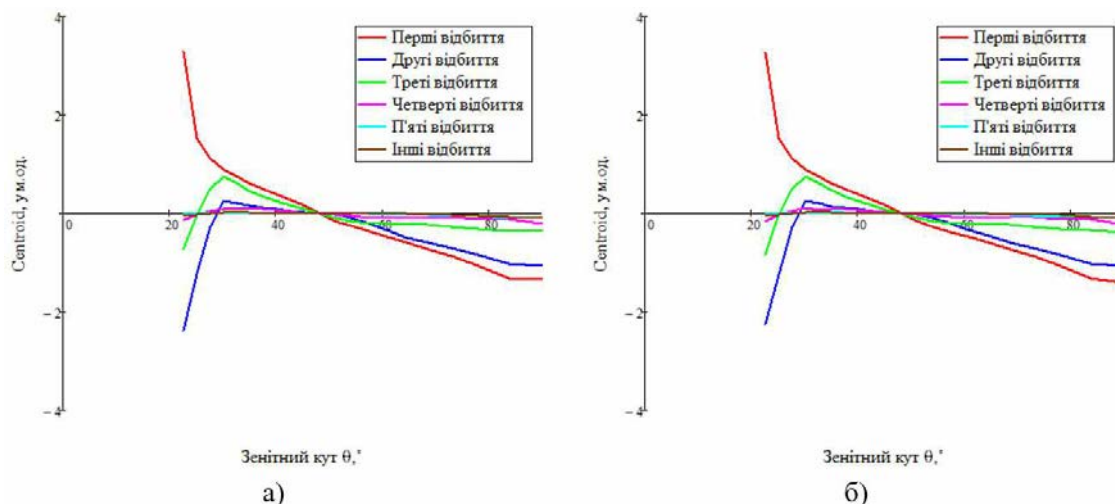


Рис. 2. Залежність *Centroid* координат x (а) та y (б) від зенітного кута θ при трасуванні променів в еліпсоїдальному рефлекторі для різної кількості актів відбиття

У подальших дослідженнях планується оцінити трасувальні можливості бічної поверхні еліпсоїдального рефлектора за допомогою статистичного середньоквадратичне відхилення (RMS).

Ключові слова: еліпсоїдальний рефлектор, багатовекторне трасування, аберації, *Centroid*.

Література

- [1] J. A. R. Samson, D. L. Ederer, “Imaging Properties and Aberrations of Spherical Optics and Nonspherical Optics”, *Experimental Methods in the Physical Sciences*, vol. 31, pp. 145-181, 1998. DOI: 10.1016/S0076-695X(08)60043-5.
- [2] C. Zhai, M. Shao, R. Goullioud, B. Nemati, “Micro-pixel accuracy centroid displacement estimation and detector calibration”, in *Proceedings of The Royal Society A Mathematical Physical and Engineering Sciences*, 2011. DOI: 467. 10.1098/rspa.2011.0255.
- [3] J. Zhang, G. Jin, L. Jin, X. Ruan, X. Gu, W. Wang, X. Chen, L. Wang, Y. Dai, Z. Liu, L. Luo, Y. Liu, “Profiles of intraocular higher-order aberrations in healthy phakic eyes: prospective cross-sectional study”, *Ann Transl Med.*, 8(14):850, Jul 2020. DOI: 10.21037/atm-20-1023.
- [4] М. О. Безуглий, О. В. Лінучева, Н. В. Безугла, М. В. Бик, С. А. Костюк, “Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 53(1), с. 62-69, 2017. DOI: 10.20535/1970.53(1).2017.106543
- [5] Н. В. Безугла, С. О. Полуєтков, В. О. Чорний, М. О. Безуглий, “Монте-карло симуляція світлорозсіяння шарами шкіри людини методами просторової фотометрії”, *Вісник КПІ. Серія приладобудування*, Вип. 61(1), с. 91-100, 2021.
- [6] A. Haponiuk, N. Bezugla, K. Vovsevysh, M. Bezuglyi, A. Zilgaraeva, P. Kisala, S. Luganskaya, S. Orazalieva, “Blood glucose analysis by Raman spectrophotometer with ellipsoidal reflector”, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, vol. 12040, pp. 68 – 73, 2021. DOI: 10.1117/12.2613340

УДК 004.9

ОГЛЯД ЗАСТОСУВАННЯ МОЗКОВО-КОМП'ЮТЕРНИХ ІНТЕРФЕЙСІВ НА ОСНОВІ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЇ У СФЕРІ РОЗВАГ ТА КОМП'ЮТЕРНИХ ІГОР

Хом'як А. С.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, Україна

E-mail: andriihomiak@outlook.com

Мозково-комп'ютерні інтерфейси (МКІ) на основі електроенцефалографії (ЕЕГ) виявилися значним нововведенням у розважальній та ігровій індустрії, забезпечуючи користувачів унікальним та захоплюючим досвідом.

Метою цього огляду є дослідження поточного стану МКІ на основі ЕЕГ у галузі геймінгу та розваг з акцентом на їх застосування та структуру, аналіз можливостей подальшого розвитку для формулювання завдань наукового дослідження. Нижче наведено декілька відомих застосувань МКІ на основі ЕЕГ.

Ігри з мозковим керуванням: ці ігри дозволяють учасникам керувати персонажами або об'єктами у грі, використовуючи свою мозкову активність [1]. Користувачі надягають гарнітуру ЕЕГ, яка реєструє нейронні сигнали, які пізніше перетворюються на дії у грі. Приклади ігор з мозковим керуванням включають "Mindflex" та "Throw Trucks with Your Mind."

Ігри на основі емоцій: у цьому підході системи МКІ на основі ЕЕГ виявляють емоційний стан користувача (наприклад, захоплення, релаксація чи роздратування) [2] та змінюють геймплей відповідно. Це створює індивідуальний ігровий досвід, адаптований до емоційного стану гравця, збільшуючи залученість та занурення.

Динамічно адаптивна складність: МКІ на основі ЕЕГ може використовуватися для контролю когнітивного навантаження або рівня залучення гравця під час гри. Гра може регулювати свою складність у режимі реального часу, переконуючись, що гравець залишається зацікавленим, але не перевантаженим [3].

Біологічний зворотний зв'язок (БЗЗ) та релаксаційні ігри: деякі ігри використовують МКІ на основі ЕЕГ для тренувань на основі БЗЗ, допомагаючи користувачам поліпшити свою концентрацію, релаксацію та контроль стресу [4]. Ці ігри часто представляють заспокійливі віртуальні середовища та надають зворотний зв'язок про нейронну активність гравця в реальному часі, заохочуючи їх досягати більш розслабленого стану.

Віртуальна реальність (VR) та доповнена реальність (AR): технологія МКІ на основі ЕЕГ також може бути інтегрована у досвід VR та AR, створюючи більш захоплюючі та інтерактивні середовища. Впроваджуючи нейронні

сигнали в ці системи, користувачі можуть керувати віртуальними об'єктами або переміщатися у віртуальних просторах, використовуючи свої когнітивні процеси [5].

Соціальні та колаборативні ігри: МКІ на основі ЕЕГ може сприяти новим соціальним взаємодіям у багатокористувацьких ігрових середовищах. Наприклад, гравці можуть спілкуватися за допомогою нейронних сигналів, співпрацювати для вирішення головоломок або змагатися в іграх з мозковим керуванням [6].

Незважаючи на відносну новизну МКІ на основі ЕЕГ у розважальній та ігровій галузі, вже є деякі спільні риси в їх структурі та алгоритмах. Більшість МКІ на основі ЕЕГ використовують пристрій, який закріплюється на голові, для захоплення нейронних сигналів, які потім обробляються за допомогою різних методів обробки сигналів для вилучення ознак, що використовуються для управління грою або віртуальним середовищем. Більшість МКІ на основі ЕЕГ також включають алгоритми машинного навчання для розпізнавання та класифікації шаблонів даних, що дозволяє більш точно виявляти когнітивні процеси та емоції.

Деякі можливі напрямки подальшого розвитку включають поліпшення точності та надійності виявлення сигналів, розширення діапазону когнітивних процесів та емоцій, які можна виявити, та дослідження нових способів інтеграції МКІ у соціальні та спільні геймінгові досвіди.

Ключові слова: мозок, інтерфейс, комп'ютерна гра, біологічний зворотний зв'язок.

Література

- [1] F. Lotte, A. Lécuyer, and B. Arnaldi, “Furia: An inverse solution based feature extraction algorithm using fuzzy set theory for brain–computer interfaces,” *Signal processing, IEEE transactions*, vol. 57, pp. 3253–3263, 2009, DOI: 10.1109/TSP.2009.2020752.
- [2] G. Chanel, J. Kierkels, M. Soleymani, and T. Pun, “Short-term emotion assessment in a recall paradigm,” *International journal of human-computer studies*, vol. 67, pp. 607–627, 2009, DOI: 10.1016/j.ijhcs.2009.03.005.
- [3] K. C. Ewing, S. H. Fairclough, and K. Gilleade, “Evaluation of an adaptive game that uses EEG measures validated during the design process as inputs to a biocybernetic loop,” *Front. hum. neurosci.*, vol. 10, p. 223, May 2016.
- [4] J. H. Gruzelier, “EEG-neurofeedback for optimising performance. i: a review of cognitive and affective outcome in healthy participants,” *Neurosci. biobehav. rev.*, vol. 44, pp. 124–141, Jul. 2014.
- [5] A. Vourvopoulos and S. Bermúdez I Badia, “Motor priming in virtual reality can augment motor-imagery training efficacy in restorative brain-computer interaction: a within-subject analysis,” *J. neuroeng. rehabil.*, vol. 13, no. 1, p. 69, Aug. 2016.
- [6] R. P. N. Rao et al., “A direct brain-to-brain interface in humans,” *Plos one*, vol. 9, no. 11, pp. 1–12, 2014, DOI: 10.1371/journal.pone.0111332.

УДК 535.241.46

ВИЗНАЧЕННЯ ДИFUЗНИХ КОЕФІЦІЄНТІВ ФОТОМЕТРОМ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

Бондарев Д. В.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: denis3500722@gmail.com

Випадково-неоднорідне середовище можна охарактеризувати за такими фотометричними показниками як коефіцієнти дифузного відбиття та дифузного пропускання. При дослідженнях з використанням фотометра з еліпсоїдальними рефлекторами зазначені коефіцієнти можна визначити вимірюванням освітленості у фотоприймальній площині у відбитому та пропущеному світлі.

В еліпсоїдальний рефlector (EP) від джерела світла (ДС) потрапляє направлений потік Φ , як це показано на рис. 1, а. За допомогою призми (П), що знаходиться в рефlectorі, він спрямовується в площину отвору S_3 , де розміщується досліджуваний зразок. Далі дифузно розсіяний потік потрапляє на стінки рефlectorу S_p , відбивається ними і потрапляє в отвір S_d , місце розміщення детектора.

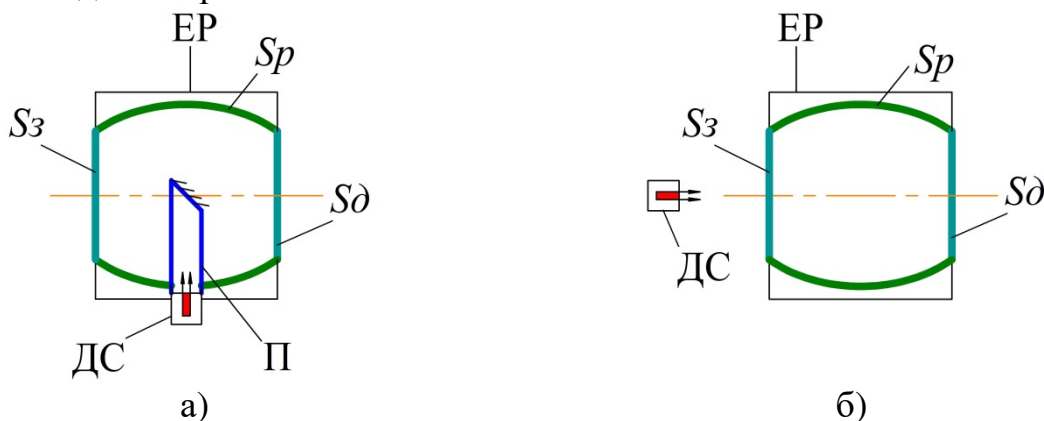


Рис. 1. Схема фотометрії з використанням EP:
на відбиття (а); на пропускання (б)

Слід зазначити, EP спроектований таким чином, що його перша фокальна площина збігається з S_3 , а друга фокальна площина збігається з S_d . При розгляді системи зразок дослідження має плоскі границі, а площини виходу світла зі зразка збігаються з відповідною фокальною площиною відповідного еліпсоїдального рефлятора. Після виходу променів з випадково-неоднорідного середовища частина променів буде мати напрямок, який дозволить їм перетнути другу фокальну площину EP без взаємодії з поверхнею еліпсоїда. Усі інші промені будуть взаємодіяти зі стінками рефлятора один або декілька разів. Особливості аналізу руху фотонів у еліпсоїдальному рефlectorі зазначеної конфігурації було розглянуто в роботі [1].

Відомо, що освітленість визначається відношенням потоку до площі поверхні, на яку він потрапив [2]. У нашому випадку освітленість можна визначити як добуток світлового потоку Φ на коефіцієнт відбиття поверхні ρ , поділений на $S\delta$ - освітлена площа. Вираз для визначення освітленості у фотометрі з еліпсоїдальними рефлекторами повинен враховувати як можливі варіанти поширення променів в середині ЕР, так і втрати, обумовлені будовою конструкції. Подібний метод використовується при визначенні яскравості у фотометрі з інтегруючими сферами [3, 4]. Слід зазначити, що в даній конфігурації (рис. 1, а) призма запобігає потраплянню прямого (дзеркального) відбиття на детектор, це дає можливість досліджувати тільки дифузно розсіяне назад світло.

Нехай, досліджуваний зразок має коефіцієнт відбиття ρ_0 , а поверхня еліпсоїдального рефлектора – коефіцієнт дзеркального відбиття R . Тоді величина потоку, що відбилась від зразка Φ' , дорівнює добутку вхідного потоку Φ та коефіцієнту відбиття ρ_0 .

Загальна величина потоку, що потрапить на детектор, буде складатися з двох частин. Перша складається з частини променів, що будуть відбиватися від стінок рефлектора від 1-го до n разів. Припустивши, що n може прямувати до нескінченності, ми отримаємо нескінченний ряд, який можна звести до більш простого виразу:

$$\Phi = \frac{\Phi' R k}{1 - R k} \quad (1)$$

Де $k < 1$ – коефіцієнт, що відповідає за частку променів, яка потрапляє на поверхню еліпсоїда. Він залежить від конструктивних параметрів і визначається для кожного конкретного випадку. Особливості вибору параметрів еліпсоїдальних рефлекторів розглядаються у роботах [5, 6].

Друга частка – промені, які не взаємодіяли з рефлектором. Вона дорівнює добутку Φ' та k' , де $k' < 1$ - коефіцієнт потрапляння частки потоку на детектор від зразка.

У результаті ми отримаємо, що формула, за якою можна визначити освітленість, буде мати наступний вигляд:

$$E_0 = \frac{\Phi \rho_0 (R k + k' (1 - R k))}{S \delta (1 - R k)} \quad (2)$$

Провівши повторно виміри для іншого зразка (ρ_1), ми отримаємо освітленість E_1 . З формули видно, що освітленість прямо пропорційна до коефіцієнтів відбиття досліджуваного зразка.

$$\frac{E_1}{E_0} = \frac{\rho_1}{\rho_0} \quad (3)$$

Тобто, знаючи коефіцієнт відбиття першого дослідження (краще використовувати стандарт), можна визначити відносне значення коефіцієнта дифузного відбиття досліджуваного зразка.

За аналогією також можна визначити і коефіцієнт повного пропускання. Розглянемо схему, показану на рис. 1, б. Вхідний потік Φ потрапляє на зразок (розміщений в одній площині з S_3) та частково проходить через нього. Величина потоку Φ' , що потрапила у рефлектор, в цьому випадку буде дорівнювати добутку потоку Φ , що виходить з ДС, та τ – коефіцієнту пропускання зразка. У свою чергу, коефіцієнт дифузного пропускання визначається, як різниця повного та колімованого пропускання.

Тож освітленість, яку ми отримуємо в результаті, можна виразити як:

$$E = \frac{\Phi\tau(\rho_0k + k'(1 - \rho_0k))}{S\delta(1 - \rho_0k)} \quad (4)$$

Слід звернути у вагу на те, що k та k' відмінні від дослідження на відбиття, оскільки змінилась схема проведення вимірювань.

Провівши два дослідження на пропускання, одне з яких для зразка з відомим коефіцієнтом пропускання, можна визначити відносне значення цієї величини для досліджуваного зразка, що має аналогічний до (3) вигляд.

Отримані формули (2) та (4) можна в подальшому використовувати для прогнозування освітленості поверхні еліпсоїдального рефлектору для заданого вхідного потоку залежно від розмірів структурних компонентів ЕР. Відношення (3) дозволяє на підставі експериментальних досліджень визначати коефіцієнти дифузного відбиття та пропускання без урахування розмірів конструктивних компонентів.

Ключові слова: еліпсоїдальний рефлектор, фотометрія, коефіцієнт пропускання, коефіцієнт відбиття.

Література

- [1] М. О. Безуглий, Н. В. Безугла. *Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії світлорозсіяння біологічними середовищами: монографія*. Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, Політехніка, 2020.
- [2] Practical Methods For The Measurement Of Reflectance And Transmittance, CIE 130, 1998.
- [3] K. F. Carr, and Surf. Coat, “Integrating sphere theory and applications Part I: Integrating sphere theory and design”, *Surface Coatings International*, vol. 80, no. 8, pp. 380 – 385, 1997.
- [4] A. H. Taylor. “The measurement of diffuse reflection factors and a new absolute reflectometer”, *Journal of Optical Society of America*, vol. 4, pp. 9–23, 1920.
- [5] Н. В. Безугла, С. О. Полуектов, В. О. Чорний, М. О. Безуглий, “Монте-Карло симуляція світлорозсіяння шарами шкіри людини методами просторової фотометрії”, *Вісник КПІ. Серія Приладобудування*, вип. 61(1), с. 91-100, 2021.
- [6] A. Haponiuk, N. Bezugla, K. Vovsevysh, M. Bezuglyi, A. Zilgaraeva, P. Kisala, S. Luganskaya, S. Orzalieva, “Blood glucose analysis by Raman spectrophotometer with ellipsoidal reflector”, *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments*, vol. 12040, pp. 68 – 73, 2021. DOI: 10.1117/12.2613340.

УДК 616-001+617.3]-089-77:54-126

СИСТЕМА АВТОМАТИЗОВАНОГО МОНІТОРИНГУ ПРОЦЕСІВ РЕПАРАЦІЇ ПРИ НАКІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ

¹⁾ Кривонос В. Є., ²⁾ Бурсук Є. Й., ²⁾ Шваб М. М., ³⁾ Шайко-Шайковський О. Г.

¹⁾ Національний університет «Біоресурсів і природокористування», Київ, Україна

²⁾ Чернівецька обласна клінічна лікарня, Чернівці, Україна

³⁾ Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, Чернівці, Україна

E-mail: yhtverf007@ukr.net, evhen.bursuk@gmail.com, svab5724@gmail.com, O.Shaiko-Shaikovskiy@chnu.edu.ua

Розглянуто шляхи та способи дистанційного контролю процесів лікування переломів трубчастих кісток при накістковому остеосинтезі із використанням неінвазійного методу контролю та діагностики. Розроблено методику теоретичного дослідження та математичне моделювання впливу зовнішніх випадкових навантажень на фіксуючу конструкцію та кісткову тканину. Запропоновано спосіб, пристрій та програмне забезпечення для апаратного комплексу виявлення аномалій на ранній стадії в період лікування. Отримані результати дозволяють зменшити період лікування, знизити процент інвалідності, а у період пандемії – скоротити кількість контактних зустрічей з хворим.

Контролювати в режимі «OFFLINE» процеси лікування та реабілітації хворих стає все більш утруднено. Впровадження медичної інформаційної системи (МІС), дозволяє вирішувати багато питань в галузі охорони здоров'я, підвищити якість та скоротити тривалість лікування [1, 2, 3].

Одним з ефективних напрямків розвитку МІС є створення інформаційної дистанційної системи неінвазійного контролю та діагностики лікування переломів трубчастих кісток накістковим остеосинтезом. Розробка цієї системи дозволяє зменшити час повернення хворого до нормального робочого стану, знизити відсоток інвалідності, а у період військового стану та пандемії скоротити число контактів і зустрічей, дистанційно вирішувати психологічні та фінансові питання, що є важливим в наш час.

Період лікування від моменту отримання травми до повного повернення до робочого стану умовно поділяють на наступні етапи: доопераційна діагностика, оперативне лікування, післяопераційний період та період реабілітації, два останніх періоди є основними в процесі видужання.

Основна увага у післяопераційному періоді приділяється своєчасному виявленню запальних процесів у хворого та причин їх виникнення, це дозволяє призначити спрямований та обґрунтований курс та режим терапевтичного лікування. В післяопераційному періоді формується хрящовий мозоль та відбувається зрощення відламків кістки. Період відновлення кістки залежить від віку, статі, індивідуальних особливостей організму хворого, способу життя, харчування тощо. Дані досліджень зрощення відламків кісток свідчать, що цей

період коливається від 3 до 8 місяців та контролюється лікуючим лікарем [5]. Недостатність та невчасний контроль за зрощенням відламків кістки призводить до запізненого призначення реабілітаційних заходів та навантажень або до збільшення часу перебування хворого у лікарняному стаціонарі.

Реабілітаційний період є одним з дуже важливих та відповідальних етапів лікування травм та переломів. У цей період спостерігаються деформації накісткової пластини (НП) – у 4,8 %, перелом фіксатора або фіксуючих гвинтів у - 3,5 %, у 2 % випадків відбувся перелом регенерату та фіксатора, сповільнена консолидація відмічена у 2 % пацієнтів, у 3,7 % випадків – розвилися запальні процеси та нагноєння м'яких тканин [3, 4, 5]. Однією з головних причин розвитку дефектів є випадкові навантаження.

Сучасна практика вибору перерізу та розмірів накісткових пластин (НП) при накістковому остеосинтезі, а також вибору діаметрів та кількості фіксуючих гвинтів, місця їх встановлення базується на використанні положень опору матеріалів та теоретичної механіки. В якості сил, що впливають на фіксуючу конструкцію при остеосинтезі, у розрахунках використовуються статичні навантаження, які обумовлені вагою тіла хворого, або вагою окремих частин його тіла.

Теоретичні розрахунки показали, що збільшення навантаження, яке діє на фіксуючий гвинт та кістку на 20 % викликає деформацію накісткової пластини, а збільшення навантаження, на 50 % може викликати руйнування фіксуючих гвинтів, пошкодження кісткової тканини та зламу НП. Причиною такого збільшення частіше за все можуть бути випадкові навантаження. Збільшення величини розрахункового навантаження навіть на 20 %, вимагає збільшення розмірів накісткової пластини та фіксуючих гвинтів на 25 % - 30 %, що робить неможливим їх встановлення в тілі хворого.

На підставі викладеного вище розроблено вимоги до розробки інформаційного комплексу дистанційного контролю лікування хворих:

- отримання інформації про стан хворого та фіксуючої конструкції повинно бути не інвазійним, а регулярним, - не менше 3-х разів протягом доби;
- відсутність активних джерел живлення в тілі хворого;
- діагностичний метод повинен контролювати деформацію (згин, кручення та поломку НП), послаблення фіксуючих гвинтів або їх злам, швидкість поновлення хрящового мозоля, температури накісткової пластини та ближніх ділянок тіла, наприклад, зап'ястку руки хворого;
- використовувати інфрачервоне випромінювання для контролю робочого режиму отримання інформаційних параметрів та проведення курсу лікування;
- використовувати безпроводну систему передавання електроенергії;
- використовувати передавання інформації за допомогою зв'язку Bluetooth та інтернет каналів.

Авторами розроблено датчики інвазійного контролю стану перелому та датчики зміщення відламків кістки, які містять два або більше тензодатчиків.

Датчики фіксуються паралельно НП. Робота інформаційної системи неінвазивної діагностики та контролю процесу лікування переломів трубчастих кісток накістковим остеосинтезом здійснюється наступним чином:

1. У мобільний телефон хворого та блок прийняття рішень встановлюється додаток, який підтримує Bluetooth зв'язок. .
2. Встановлюється мобільний зв'язок хворого з лікарем
3. Лікар організовує в системі E-health, персональну медичну картку хворого.
4. Активізація комплексного пристрою контролю, діагностики та лікування хворого відбувається при піднесенні блоку прийняття рішень до «Smart –НП». По безпроводному зв'язку блок живлення, який розташовано у «Smart –НП» додатково реалізує світловий контроль працездатності пристрою.

Висновки

1. Сформульовано критеріальні співвідношення інформаційних параметрів, які дозволили розробити метод, пристрій та програмне забезпечення для комплексу виявлення аномалій на ранній стадії в період лікування переломів та пошкоджень довгих трубчастих кісток застосуванням методу та конструкцій для накісткового остеосинтезу.

2. Запропонована концепція розвитку медичної інформаційної системи, яка дозволяє проводити дистанційний контроль та лікування переломів трубчастих кісток групи хворих.

3. Отримані результати дозволяють зменшити період одужання хворого, знизити процент інвалідності та число зустрічей лікаря та хворого в період пандемії, а також в умовах військових дій.

Ключові слова: остеосинтез, накісткова пластина, перелом кінцівки, інформаційна медична система.

Література

- [1] Є. Б. Радзішевська, О. В. Висоцька, *Інформаційні технології в медицині, E-health*; за ред. В. Г. Кнігавка, Харків, Україна: ХНМУ, 2019.
- [2] Т. Миськевич, “Розвиток e-Health в контексті трансформації системи охорони здоров'я України”, *Громадська думка про правотворення*, № 16 (181), с. 18–23, 2019.
- [3] Про схвалення Концепції розвитку електронної охорони здоров'я: розпорядження Кабінету Міністрів України від 28 грудня 2020 р. № 1671-р.

УДК 621.317: 616.314

ДОСЛІДЖЕННЯ ВИПРОМІНЮВАЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ ЦЕМЕНТІВ ДЛЯ ФІКСАЦІЇ ОРТОПЕДИЧНИХ КОНСТРУКЦІЙ

¹⁾Яненко О. П., ¹⁾Шевченко К. Л., ²⁾Симоненко В. С.

¹⁾Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

²⁾Національний медичний університет ім. О. Богомольця, Київ, Україна

E-mail: op291@meta.ua

В практиці ортопедичної стоматології використовуються різноманітні конструкції для протезування та відновлення дефектів щелепно-лицевої ділянки пацієнтів. В більшості своїй використовуються протези незнімної конструкції, які фіксуються на тканинах зуба за допомогою спеціальних цементів.

На даний час використовують багато різновидів порошків для виготовлення цементів, які виробляють у Німеччині, Чехії, Японії та інших країнах.

Основними характеристиками таких матеріалів вважають фізико-механічні, клініко-технологічні та фізико-хімічні властивості. Ці властивості є основними при розробці та виготовленні порошкового матеріалу, який складає основу фіксуючого цементу. Саме цемент теж характеризується рядом параметрів, які дозволяють оцінити його якість та тривалість експлуатації:

- товщина плівки, яка формується на ділянці установки протезу;
- час затвердіння цементу та можливий час використання;
- міцність на стискання та згинання в робочому стані протезу;
- водопоглинальні та водостійкі властивості.

Важливими характеристиками також є адгезійні властивості цементів щодо навколишніх тканин. Тут можна виділити адгезію до металу, кераміки, дентину та емалі [1].

Всі порошкові субстанції для цементу і сам цемент є діелектричними матеріалами. Відомо, що при нагріванні діелектрики випромінюють у навколишній простір електромагнітні хвилі шумового характеру в широкому частотному діапазоні. Повною мірою це відноситься і до ортопедичних конструкцій, імплантованих в тканини організму людини.

Інтегральну потужність, яка при цьому випромінюється діелектричним матеріалом, оцінюють за формулою Найквіста:

$$P = G(f, T) \Delta f = \beta k T \Delta f, \quad (1)$$

де $G(f, T)$ – спектральна щільність шумового випромінювання матеріалу на частоті аналізу f за термодинамічної температури матеріалу T ; k – постійна Больцмана; β – коефіцієнт випромінювальної здатності об'єкта (для сірих тіл $\beta < 1$, для абсолютно чорного тіла (АЧТ) $\beta = 1$); Δf – смуга аналізу вимірювального пристрою (радіометра).

Тканини людини та діелектричні імплантати характеризуються різними значеннями випромінювальної здатності β . При наявності такої різниці між ними можливе виникнення електромагнітної несумісності. При цьому створюються потоки електромагнітного випромінювання, які по різному впливають на прилеглі до імплантату ділянки тканин організму людини [2]. У зв'язку з цим авторам представляється корисним проведення досліджень випромінювальної здатності найбільш поширених зразків цементів, використовуваних для фіксації ортопедичних конструкцій.

Метою даного дослідження є оцінка випромінювальної здатності цементів та порівняння рівня їх електромагнітної сумісності з біологічними тканинами.

Об'єкти дослідження

Для проведення досліджень кафедрою ортопедичної стоматології НМУ ім. О. Богомольця були представлені зразки матеріалів, з яких виготовляються фіксуючі цемента. Зокрема для досліджень використані наступні матеріали.

1 Цинкофосфатний цемент Adhesor Fine. Тонкозернистий порошок, який забезпечує можливість аплікації тонким шаром (25 мкм). Виготовляється компанією Adhesor Fine, AT Spofa Dental CZ (Чехія).

2. Цинкофосфатний цемент Adhesor Cordotone. Характеристики аналогічні матеріалу п. 1.

3. Склоіономірний рентгеноконтрасний цемент GC Fuji підвищеної міцності. Виготовляється компанією GC CORPORATION (Японія).

4. Склоіономірний, рентгеноконтрасний цемент Ketac Cem radipagne. Виготовляється в Німеччині.

5. Целікон Ф – склоіономірний, двухкомпонентний, рентгеноконтрасний цемент. Забезпечує хорошу герметичність та довготермінове виділення фтору, що укріплює тверду тканину зубів. Виготовляється компанією «Владмива».

Методика та технологія проведення досліджень

Дослідження випромінювальної здатності зразків цементу проводились в лабораторії мікрохвильової радіометрії та НВЧ вимірювань НТУУ «КПІ імені Ігоря Сікорського».

З порошкоподібного матеріалу виготовлялися зразки цементу діаметром 8 мм та вкладалися в металевий контейнер, за розміром апертури приймальної антени високочутливого радіометра. Контейнери із зразками цементу розміщувалися в стандартний термостат ТВС-80, налаштований на температуру 37° С і витримувалися протягом 20 хвилин.

Для вимірювання випромінювальної здатності використовувалась атестована радіометрична система НУ-2. Дослідження проводилось на частоті 51 ГГц. Підтверджена чутливість радіометричної системи забезпечується на рівні 10^{-14} Вт, зі смугою аналізу $\Delta f = 10^8$ Гц.

Після нагрівання контейнер зі зразком цементу розміщувався під апертурою приймальної антени радіометричної системи і проводилось вимірювання рівня випромінювання. Для порівняння проводилось також вимірювання рівня

випромінювання поверхні шкіряного покриву долоні трьох учасників експерименту та фрагменту тваринної кістки.

Результати вимірювання наведено в таблиці 1.

Таблиця 1. Результати вимірювання випромінювальної здатності

№	Досліджуваний об'єкт	Рівень потужності P_M (10^{-13} Вт)	Коефіцієнт β_M	Електромагнітна сумісність з тканинами, %
1	Поверхневі тканини людини	2,7	0.64	100
2	Зразок тваринної кістки	3,15	0,75	117
3	Adhesor Fine	2,65	0.63	98
4	Adhesor Cordotine	2,4	0,57	89
5	Целікон Ф	1,6	0,38	59
6	GC Fuji	0,9	0,21	32
7	Ketac Cem radipagne	0,55	0,13	20

Випромінювання АЧТ за температури тіла людини 310 К, смуги частот 10^8 Гц, розраховане за формулою (1) складає $P_{АЧТ}=4,2 \cdot 10^{-13}$ Вт. Скориставшись формулою Кірхгофа, можна розрахувати коефіцієнт випромінювальної здатності досліджуваних матеріалів β_M (див. табл. 1).

$$\beta_M = P_M / P_{АЧТ},$$

де P_M - потужність випромінювання зразка цементу, виміряна РС; $P_{АЧТ}$ - розраховане значення потужності АЧТ.

Висновки

1. В процесі проведених експериментально-розрахункових досліджень визначені коефіцієнти випромінювальної здатності β_M 5 зразків цементів.

2. Зразки, позначені в таблиці номерами 3-5, мають високий рівень електромагнітної сумісності з біологічною тканиною (60-98 %). Зразки 6 та 7 характеризуються значно меншим рівнем випромінювальної здатності і, відповідно, меншими показниками електромагнітної сумісності з поверхневими тканинами. Це необхідно враховувати при використанні даних матеріалів.

Ключові слова: ортопедичні конструкції, фіксуючий цемент, радіометр, електромагнітна сумісність.

Література

- [1] В. М. Мацевитый, И. Б. Казак, К. В. Вакуленко. *Физико-технические аспекты адгезии твердых тел*. НАНУ, Інститут проблем машинобудування ім. А. М. Підгорного НАН України. Київ: Наукова думка, 2010.
- [2] O. Yanenko, K. Shevchenko, V. Malanchuk, O. Golovchanska, “Microwave Evaluation of Electromagnetic Compatibility of Dielectric Remedial and Therapeutic Materials with Human Body”, *International Journal of Materials Research*, USA, vol. 7, no. 1, pp. 37-43, 2019.

УДК 617.7-073.178

ТЕСТУВАННЯ ДРЕНАЖНИХ ПРИСТРОЇВ ДЛЯ ПРОФІЛАКТИКИ ГЛАУКОМИ

¹⁾Ткачук Р. А., ²⁾Яненко О. П., ²⁾Шевченко К. Л., ²⁾Клочко Т. Р.

¹⁾Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль, Україна

²⁾Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: op291@meta.ua

Глаукома є одним з розповсюджених захворювань очей. Її розвиток супроводжується атрофією зорового нерву та погіршенням або повною втратою зору людини. Причиною атрофії є підвищення внутрішньоочного тиску. Одним із методів запобігання прогресуючому розвитку глаукоми є хірургічне втручання та встановлення імплантату (дренажного клапану) для регулювання внутрішньоочного тиску (ВОТ). Успіх хірургічного втручання суттєво залежить від характеристик клапана, які впливають на параметри його спрацювання. Тому передопераційною підготовкою передбачено перевірка клапанів, в основному на визначення тиску його відкриття та закриття [1, 2].

Метою дослідження є розробка методу та засобу для передопераційного проведення тестування і визначення параметрів клапану за показниками відкриття та закриття при зміні ВОТ, що забезпечує паспортизацію та індивідуальний підбір клапана для конкретного пацієнта.

Стан проблеми

Найбільш простий метод перевірки дренажних клапанів полягає у використанні сили земного тяжіння. Для його реалізації трубку, заповнену фізіологічним розчином, піднімають вгору і візуально фіксують тиски спрацювання клапана, закріпленого на нижньому кінці трубки [3]. Недоліком такого методу є низка точність визначення параметрів клапану, відсутність можливості автоматичного проведення вимірювань.

Більш досконалий метод передбачає вимірювання моменту спрацювання клапанів за допомогою цифрового манометра та високошвидкісної цифрової камери з мікроскопом [4]. Це дозволяє більш точно реєструвати тиски відкриття і закриття клапану та проходження розчину через клапан. Проте чутливість пристрою, що реалізує зазначений метод перевірки клапанів, не завжди достатня.

Структурна реалізація системи тестування дренажних клапанів

Автори пропонують для розгляду систему тестування та індивідуального вибору дренажних пристроїв, яка в автоматичному режимі забезпечує перевірку якості клапанів. Водночас, можлива перевірка статичної характеристики клапана при одноразовому відкритті та закритті, а також дослідження динаміки зміни статичної характеристики при тривалому багаторазовому перемиканні.

Структурну схему автоматизованої системи тестування дренажних клапанів для регулювання внутрішньоочного тиску наведено на рис. 1.

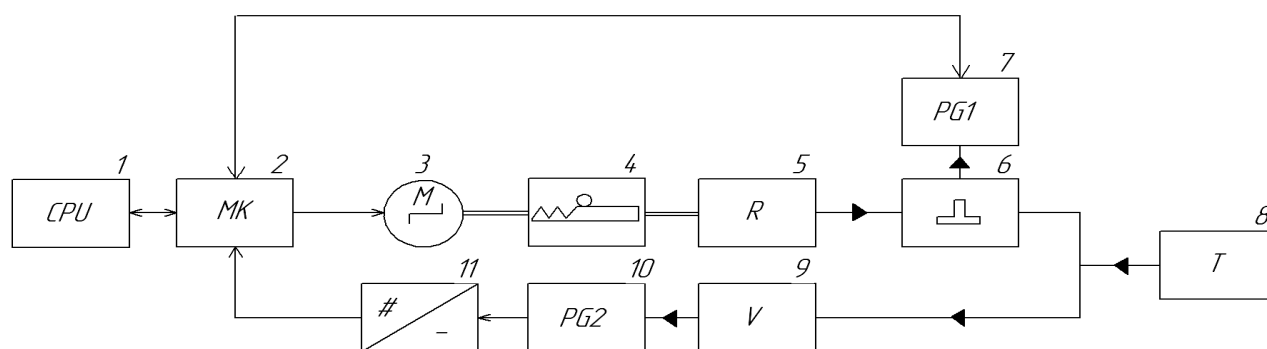


Рис. 1. Структурна схема системи тестування дренажних клапанів.

На рисунку позначено: 1 – комп’ютер, 2 – мікроконтролер, 3 – кроковий двигун з черв’ячною передачею 4, 5 – резервуар з фізіологічним розчином, 6 – тривходовий розгалужувач, 7 – електромеханічний вимірювач тиску, 8 – напірна врівноважуюча трубка, 9 – дренажний клапан, 10 – детектор рідини, 11 – аналого-цифровий перетворювач.

Система тестування дренажних клапанів для регулювання внутрішньоочного тиску працює наступним чином. Спочатку до системи з’єднувальних трубок під’єднують дренажний клапан 9, після чого через напірну трубку 8 резервуар 5 заповнюють фізіологічним розчином. На комп’ютері 1 встановлюють режим перевірки наявності в системі повітряних включень, для чого мікроконтролер 2 формує послідовність імпульсів обертання ротора крокового двигуна 3. Водночас, тиск в резервуарі незначно збільшується та наявні залишки повітря витискаються через напірну врівноважуючу трубку 8.

Далі реалізується режим тестування дренажного клапану. Напірна трубка при цьому закривається, мікроконтролер формує тестову послідовність імпульсів для обертання ротора крокового двигуна. Черв’ячна передача передає рух поршню в резервуарі з фізіологічним розчином. Тиск при переміщенні поршня ступінчасто зростає та безперервно контролюється мікроелектромеханічним вимірювачем тиску. Значення тиску зчитується мікроконтролером та записується в пам’ять. Тиск від нульового значення збільшується до моменту спрацювання дренажного клапану.

На виході клапана з’являється рідина, яка реєструється детектором рідини. Обертання ротора крокового двигуна при цьому зупиняється. Інформація про закінчення процесу перевірки та виміряне значення тиску спрацювання дренажного клапану заноситься в пам’ять комп’ютера.

Для перевірки працездатності та верифікації результатів дослідження було створено робочий макет запропонованого пристрою. Проведені дослідження та

апробація створеного макету підтвердили правильність напрямку досліджень і забезпечили верифікацію результатів тестування.

В якості мікроконтролера використана мікросхема STM32F103RET6. Мікроелектромеханічний вимірювач тиску ST Microelectronics LPS33HW – один з функціональних вузлів, який забезпечує можливість автоматизації процесу перевірки. Мікроконтролер зчитує дані з вимірювача по інтерфейсу SPI та забезпечує зв'язок з комп'ютером. Похибка вимірювання тиску складає 0,075 мм. рт. ст. або 0,25 % максимального значення тиску в резервуарі.

Висновки

1. Провівши аналіз дренажних пристроїв для профілактики розвитку глаукоми хірургічним шляхом, встановлено, що недоліком сучасних систем зниження внутрішньоочного тиску в межах від 9 мм.рт.ст. до 21 мм.рт.ст. є їх універсальність, в яких, на жаль, важко довготривало забезпечити індивідуально оптимальний рівень тиску без додаткового втручання.

2. В результаті досліджень розроблено метод, структурну схему та побудовано макет автоматизованої системи індивідуального підбору дренажу для регулювання внутрішньоочного тиску окремого пацієнта.

3. Проведено імітаційне моделювання параметрів елементів системи регулювання внутрішньоочного тиску. Імітаційне моделювання зведено до формування залежності між зміною параметрів регулювального елемента та необхідним рівнем нормального внутрішньоочного тиску, що відрізняється залежно від особливостей ока пацієнта.

Ключові слова: глаукома, внутрішньоочний тиск, дренажний клапан, тестування.

Література

- [1] National Center for Biotechnology Information, U.S. National Library of Medicine [Електронний ресурс], Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/>.
- [2] J. Cheng, L. Beltran-Agullo, M. Buys and other authors, “Flow Test to Predict Early Hypotony and Hypertensive Phase After Ahmed Glaucoma Valve (AGV) Surgical Implantation”, *Columbia University Medical Center, New York City, J. Glaucoma*, vol. 25, no. 6, pp. 493-496, 2016.
- [3] Jeffrey M. Porter, Claudine H. Krawczyk, Ronald F. Carey, “In Vitro Flow Testing of Glaucoma Drainage Devices”, *Ophthalmology*, vol. 104, Is. 10, pp. 1701-1707, 1997. DOI: 10.1016/S0161-6420(97)30077-3.
- [4] A. Tkachuk, R. Tkachuk, O. Yanenko, K. Shevchenko, "Automated implant testing system for intraocular pressure adjustment, in *15th International Conference on Advanced Trends in Radioelectronics, Telecommunications and Computer Engineering (TCSET)*, Slavske, 2020.

UDC 57.087

PROCESSING OF AIR FLOW MEASUREMENT RESULTS USING THE PYTHON SCIPY LIBRARY

Yukhymenko Y. A., Stelmakh N. V.

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

E-mail: yuhim01@gmail.com, stelmakhnv@ukr.net

Annotation. After studying the air flow in the ventilation channel of the ventilator (artificial lung ventilation) using the Matlab system, files with the extension.mat were created with the results of measuring the air flow according to various indicators, such as the deviation of the indicators from the set values, the integral of the air flow, acoustic noise, and so on further. Also, .m files were created, which build graphs based on these data for further analysis.

Introduction

Air flow control in ventilators is a very important stage in their design, since these devices belong to the field of critical medicine and their breakdown or errors during operation are unacceptable [1]. That is why a detailed study of the accuracy of the manufactured devices is carried out at the stages of equipment design and testing [2]. After studying the flow of air in ventilator units using the Matlab numerical analysis application program package and saving large data sets with the results of the flow study, there is a need for visualization processing of these data. During the study, the air flow was gradually increased from 0 l/min to 100 l/min, and the readings of ventilator air sensors were also recorded. The flow was supplied at a known interval with a step of 2 l/min per second. Also, when the air flow increased, the amount of the flow itself and the acoustic noise were measured. Also, the Matlab system was used to calculate the integral of the absolute error of the flow measurement, the integral of the power of the flow noise, the maximum absolute error (in total 44 .mat files with data).

The Matlab numerical analysis software package is a convenient tool and has many instruments for data analysis, which is why it is usually used to calculate intermediate or final results of scientific research. But its huge disadvantage was and remains the fact that the programs developed on it are not standalone. This means that in order to open the developed .m file and plot graphs based on already measured values, you need to have Matlab installed in the system. This in turn can be problematic, since Matlab has relatively high system requirements (minimum 4 gigabytes of RAM, as well as about 30-50 gigabytes of free memory space, depending on the required additional modules, which makes these programs simply not suitable for use in weak systems). In addition, the Matlab system is paid, which also limits the possibilities of its application. Therefore, the search and application of other software tools and tools for solving the tasks of processing large arrays of information is relevant.

Materials and methods

The closest alternative to Matlab in the field of data processing is the Python programming language. It is free, compatible with the most popular systems (Windows 7, 10 and 11, Mac OS, Linux). Also, there are many libraries (or modules) for data processing in Python. The Pandas module is used for forming matrices and convenient work with them, the NumPy module has convenient methods for working with numerical arrays, the Keras module is used for training artificial intelligence from the received data, and so on. All Python modules are open-source, meaning they are free and open to modification and distribution.

The Python language itself can be installed on any system easily and quickly, and does not take up much disk space. Modules are installed by Python's built-in pip package manager. The scipy module, which was experimentally used for reading .mat files, is installed by a simple command "pip install scipy" [3].

Also, programs (or scripts) written in Python can be run anywhere by Python itself (if it is installed), or can be compiled for any system to run independently. Along with open-source, this removes any restrictions that were present when using Matlab [4].

As described above, the scipy library and its loadmat method, was used to experimentally open .mat files with air flow calculations. This method accepts a path to a .mat file, reads it, and returns its contents. For example, to read the measurement results of the first experiment of the first muffler model, we will use the commands:

```
mat = scipy.io.loadmat('FlowSensor_data/FlowSensor_002_00_M_1.mat')
print(mat)
```

print will display the contents of the file FlowSensor_002_00_M_1.mat on the screen. In the terminal of the Visual Studio Code editor, which was used for writing the code, the contents of the file will be received, which is presented in Fig. 1.

```
{ '__header__': b'MATLAB 5.0 MAT-file, Platform: POWIN64, Created on: Wed Dec 15 14:53:45 2021', '__version__': '1.0', '__globals__': [], 'Flow_control': array([[[-1.63233187e-03, -8.48670192e-04, -9.29262889e-04, -8.03482784e-04, 1.73934376e-04, 2.25085199e-03, 7.89495425e-03, 1.64112169e-02, 3.23598702e-02, 5.54542074e-02, 8.81376906e-02, 1.25855966e-01, 1.74158872e-01, 2.33265007e-01, 3.52600389e-01, 5.47376499e-01, 7.27726958e-01, 9.37120287e-01, 1.17367556e+00, 1.42980220e+00, 1.79721969e+00, 2.20175351e+00, 2.57325682e+00, 2.97958581e+00, 3.42363581e+00, 3.92877200e+00, 4.49904971e+00, 5.07065839e+00, 5.68919693e+00, 6.32678807e+00, 6.99647448e+00, 7.72544778e+00, 8.58611239e+00, 9.27163488e+00, 1.01366477e+01, 1.10800645e+01, 1.21294939e+01, 1.32228378e+01, 1.44495249e+01, 1.58804851e+01, 1.73690489e+01, 1.96040193e+01, 2.15053644e+01, 2.33801566e+01, 2.55079353e+01, 2.77311180e+01, 2.99257133e+01, 3.20320147e+01, 3.41706313e+01, 3.65812300e+01, 3.91036977e+01, 4.17808826e+01, 4.47384302e+01, 4.77934532e+01, 5.0772294e+01, 5.37081977e+01, 5.66296004e+01, 5.97089275e+01, 6.27757079e+01, 6.58499738e+01, 6.89493357e+01, 7.20131204e+01, 7.52088801e+01, 7.87206066e+01, 8.22958988e+01, 8.61838001e+01, 8.95743092e+01, 9.32794900e+01, 9.66821752e+01, 1.00218656e+02, 1.03989271e+02]], array([[0.00399493, 0.00363325, 0.00378795, 0.00373501, 0.00369207, 0.00411141, 0.00791361, 0.01051026, 0.01436652, 0.01548693, 0.01357424, 0.0116092, 0.01212493, 0.00822138, 0.00907165, 0.00905119, 0.00725672, 0.00745941, 0.00691979, 0.00618098, 0.0088984, 0.00566737, 0.00668471, 0.00555167, 0.00622781,
```

Fig.1 Read array of data from .mat file

As can be seen in fig. 1 - the data is presented in a "raw" format, therefore it is necessary to process it. But also analyzing the result shows that the data in the .mat file is stored in the "key-value" format. And Python read them as a dictionary data

type, that is, a dictionary [5]. It has the same key-value format. To check this, the data value by key can be received. As can be seen in fig. 1 there is one of the keys 'Flow_control', i.e. control values of air flow. By using the key as follows:

```
mat = scipy.io.loadmat('FlowSensor_data/FlowSensor_002_00_M_1.mat')
print(mat['Flow_control'])
```

An array of values specifically for 'Flow_control' will be acquired. The result from the Visual Studio Code terminal is presented in Fig. 2.

```
[[array([[ -1.63233187e-03,  -8.48670192e-04,  -9.29262888e-04,
 -8.03482784e-04,  1.73934376e-04,  2.25085199e-03,
  7.89495425e-03,  1.64112169e-02,  3.23598702e-02,
  5.54542074e-02,  8.81376906e-02,  1.25855966e-01,
  1.74150872e-01,  2.33265007e-01,  3.52600389e-01,
  5.47376499e-01,  7.27726958e-01,  9.37120287e-01,
  1.17367556e+00,  1.42900220e+00,  1.79721969e+00,
  2.20175351e+00,  2.57325602e+00,  2.97950581e+00,
  3.42363501e+00,  3.92077200e+00,  4.49904971e+00,
  5.07065039e+00,  5.68919693e+00,  6.32678807e+00,
  6.99647448e+00,  7.72544778e+00,  8.58611239e+00,
  9.27163488e+00,  1.01366477e+01,  1.10800645e+01,
  1.21294939e+01,  1.32228378e+01,  1.44495249e+01,
  1.58804851e+01,  1.73698489e+01,  1.96040193e+01,
  2.15053644e+01,  2.33801566e+01,  2.55079353e+01,
  2.77311108e+01,  2.99257133e+01,  3.20320147e+01,
  3.41706313e+01,  3.65812300e+01,  3.91036977e+01,
  4.17800826e+01,  4.47384302e+01,  4.77034532e+01,
  5.07772294e+01,  5.37081977e+01,  5.66296004e+01,
  5.97089275e+01,  6.27757079e+01,  6.58499738e+01,
  6.89493357e+01,  7.20131294e+01,  7.52098801e+01,
  7.87206066e+01,  8.22950988e+01,  8.61038901e+01,
  8.95743092e+01,  9.32794980e+01,  9.66821752e+01,
  1.00218656e+02,  1.03989271e+02]])], array([[0.00399493, 0.00363325, 0.00378795, 0.00373591, 0.00369207,
 0.00411141, 0.00791361, 0.01051026, 0.01436652, 0.01548693,
 0.01357424, 0.0116092 , 0.01212493, 0.00822138, 0.00907165,
 0.00905119, 0.00725672, 0.00745941, 0.00691979, 0.00618098,
 0.0088984 , 0.00566737, 0.00668471, 0.00555167, 0.00622781,
 0.00859522, 0.00793358, 0.00931153, 0.01244971, 0.01517052,
 0.02176529, 0.02212638, 0.03008469, 0.03295992, 0.04475616,
 0.05782879, 0.06871501, 0.07599125, 0.09381443, 0.11201928,
 0.10596933, 0.12838428, 0.11020445, 0.13813307, 0.12927348,
 0.16575108, 0.15762093, 0.18535756, 0.17024072, 0.24306386,
 0.22072285, 0.28546528, 0.32636352, 0.34316474, 0.36414709,
 0.36406743, 0.37861597, 0.39610824, 0.42363956, 0.4249108 ,
 0.46924757, 0.48312998, 0.48739994, 0.52226522, 0.55892692,
```

Fig. 2 Data array obtained by key 'Flow_control'

That is, it is clear that data can be obtained by key for any parameter that is necessary [6].

Conclusions

As a result of the material proposed and considered in the work, it can be concluded that replacing the Matlab application program package for numerical analysis with the high-level Python programming language and its additional libraries as a tool for processing the results of air flow research in ventilators is possible without conducting new measurements, but using the results from .mat files. This gives a more flexible to use tool for processing and visualizing data, but at the same time it is just as functional. In the future, it is possible to use artificial intelligence via Keras module to process the measured data, since the volumes of data arrays and the number of experiments are very large (in total 44 .mat files with data).

Keywords: Python, Matlab, SciPy, Data Science.

References

- [1] V. V. Boyko, V. M. Lisovyi, *Urgent Surgery: A Textbook for 6th-year students of medical faculties of medical universities*, Ministry of Health of Ukraine, Kharkiv National Medical University, NTMT, 514 p 2019. (in Ukrainian).
- [2] E. Diaz, A. H. Rodriguez, J. Rello, "Ventilator-associated pneumonia: issues related to the artificial airway", *Respiratory Care*, vol. 50, no. 7, pp. 900-909, 2005.
- [3] R. Vallat, "Pingouin: statistics in Python", *J. Open Source Softw.*, vol. 3, no. 31, p. 1026, 2018.
- [4] H. R. Paur et al., "In-vitro cell exposure studies for the assessment of nanoparticle toxicity in the lung – A dialog between aerosol science and biology," *J. Aerosol Sci.*, vol. 42, no. 10, pp. 668-692, 2011.
- [5] Y. A. Yukhymenko, N. V. Stelmakh. "Simulation of air flow in vent channels of medical equipment", in *XVII All-Ukrainian Scientific-Practical Conference of Students, Postgraduates, and Young Scientists "Efficiency and Automation of Engineering Solutions in Instrumentation"*, December 07-08, 2021, pp. 330-333.
- [6] I. V. Mastenko, N. V. Stelmakh, "Generative design of a frame type construction", *KPI Science News*, 2, pp. 81–89, 2021. DOI: 10.20535/kpispn.2021.2.236954

УДК 612.171.1+ 004.852

ПРО СТРУКТУРИЗАЦІЮ БАЗ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ДАНИХ

Шуляк О. П.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, amnevec-ee22@iit.kpi.ua

Структуризація баз даних у роботі розглядається як один із перших кроків на шляху здійснення глибокого системного аналізу інформації, накопиченої у них, яка є узагальненням практичного досвіду роботи з пацієнтами з тієї чи іншої конкретної проблематики з їх станом здоров'я.

Перехід до структурованих баз даних пов'язаний з бажанням і зрозумілою потребою зберігати у аналізі даних пацієнтів у нерозривному вигляді ті конкретні реальні сполучення значень параметрів і показників, які мали місце у практиці роботи з пацієнтами, і разом розкривають зміст кожного їх клінічного випадку. Структурування баз даних здійснюється без втрати співвідношень та зв'язків у значеннях показників у складі симптомокомплексів пацієнтів.

Для уточнення умов вирішення такого питання визначено структурні особливості записів дев'яти баз даних, що відрізняються різною спеціалізацією щодо захворювань пацієнтів, різним цільовим призначенням таких баз даних, різним набором типів клінічних випадків, кількістю та конкретним змістом параметрів та характеристик здоров'я організму людини.

Характерні особливості восьми з них наведені у таблиці 1.

У процесі структурування всі записи бази даних, обраної для аналізу, розподіляються по категоріальним групам. Критерієм відбору записів у кожену таку групу є обраний дослідником конкретний набір значень параметрів, які

характеризують стан здоров'я пацієнтів. Опис клінічного випадку нового пацієнта в такому разі може направлятися у свою категоріальну групу (за значеннями параметрів його симптомокомплексу) і там, серед споріднених прецедентів медичної практики може вирішуватися питання про його діагноз відповідно до зібраної в базі статистики.

Таблиця 1. Характеристики баз даних, симптомокомплексів в їх складі та кількість параметрів у них за їх типами

Номера баз даних							
2	3	4	5	6	7	8	9
Кількість варіантів інтерпретації стану організму пацієнтів							
2	4	2	3	2	2	2	2
Кількість категоріальних параметрів симптомокомплексів пацієнтів							
4	7	1	0	7	6	19	6
Кількість кількісних параметрів симптомокомплексів пацієнтів							
6	11	20	21	3	5	1	3

Для вирішення подібних завдань у роботі розроблявся відповідний програмний інструментарій, який не тільки забезпечує структурування таких баз даних, а й створює можливість визначення характерних особливостей та показників, які властиві будь-яким обраним категоріальним групам споріднених клінічних випадків.

Особливість умов, у яких вирішуються питання структуризації баз даних, полягає у різноманітності параметрів та характеристик стану здоров'я організму пацієнтів, умов їх життєдіяльності – за їх фізичною природою, розмірністю, межами і розмірами шкал для вираження їх значень. У роботі розглянуто варіант та запропоновано програмні інструменти приведення шкал як категоріальних, так і кількісних показників до єдиного загального вигляду, що полегшує їх спільний розгляд у єдиних комплексах.

Одним із основних питань (і етапом) у структуризації баз даних є питання про формування словника категоріальних ознак. Після цього передбачається сортування та розподіл усіх наявних записів по категоріальних групах.

Алгоритм структуризації баз даних в цілому і відповідний програмний інструментарій характеризує блок-схема на рис. 1.

Групування параметрів має передбачати таке перекомпонування параметрів у симптомокомплексах, у результаті якого у кожному з них спочатку наводяться категоріальні параметри, та потім – кількісні. Кожен запис починається з шифру ідентифікатора особистості пацієнта та діагнозу чи з іншої інтерпретації стану його організму.

Словником категоріальних груп симптомокомплексів для структурування бази даних є упорядкований певним чином перелік всіх можливих поєднань у значеннях повного складу категоріальних параметрів.

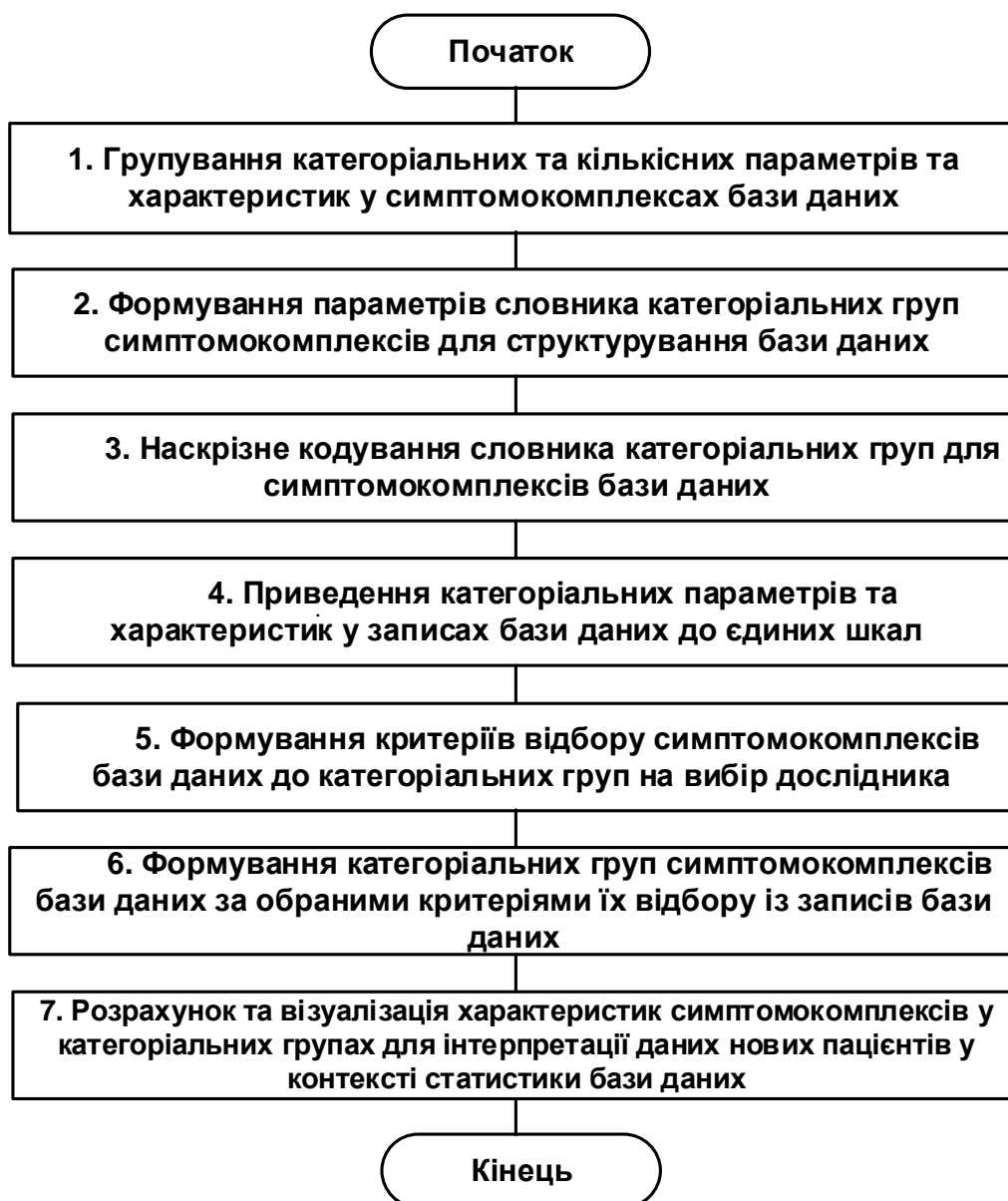


Рис. 1. Блок-схема алгоритму структурування бази даних та оцінки характеристик категоріальних груп симптомокомплексів

Принцип складання категоріального словника для бази досить простий. Наприклад, спочатку складається перелік значень молодшої категоріальної ознаки. Потім цей список тиражується стільки разів, скільки значень має найближча старша категорична ознака. Його значення по черзі приписуються зліва тиражованим спискам. У своєму списку одне й те саме значення, що приписується, повторюється стільки разів, скільки рядків містить цей список.

Далі ці групи розмножуються аналогічно за кількістю значень наступної старшої категоріальної ознаки. Повторюючи аналогічні дії таким чином, можна отримати на заключному кроці повний список категоріальних груп записів даних.

У процесі сортування записів даних відповідно до сформованого категоріального словника сполучення значень категоріальних ознак у записах є ключами їх потрапляння до своїх категоріальних груп.

Структуризація баз даних може бути виконана заздалегідь, і тоді легше системно проводити аналіз вмісту її даних, розкривати особливості категоріальних груп та давати практичну інтерпретацію цих особливостей. В цілому, дослідницький функціонал баз даних може бути системно організований відповідно до змісту та результатів їх структуризації.

В доповіді розглядаються демонстраційні приклади структуризації баз даних розробленим програмним інструментарієм, а також параметрів і характеристик категоріальних груп клінічних випадків.

Ключові слова: бази медико-біологічних даних, структуризація, категоріальні групи параметрів, оцінка характеристик.

УДК 621.3 : 681.5 : 616.24-008.331.1

МЕТОД АВТОМАТИЗОВАНОЇ КОМПЛЕКСНОЇ ДІАГНОСТИКИ ЛЕГЕНЕВОЇ ГІПЕРТЕНЗІЇ

Клочко Т. Р., Якобчук Є. О.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: t.klochko@kpi.ua

Вступ. Опис проблеми

Актуальною проблемою медицини останнім часом є своєчасна діагностика наслідків захворювання на вірус SARS-CoV-2 (Severe Acute Respiratory Syndrome CoronaVirus 2), який має значний вплив на стан організму пацієнта, тобто прояви на плинному рівні функціонування органів здебільшого серцево-судинної системи (ССС) та дихальної системи.

Одним з важких наслідків цієї сукупності патофізіологічних процесів є розвиток легеневої гіпертензії (ЛГ) та її різновидів залежно від особливостей гемодинаміки малого кола кровообігу, як, наприклад, легенева артеріальна гіпертензія (ЛАГ), що характеризуються підвищенням тиску в легеновому колі кровообігу [1, 2]. Зазвичай ЛГ призводить до погіршення якості життя, обмеження фізичної активності, зниження очікуваної тривалості життя та загрози життю.

Як відомо, ЛАГ є здебільшого не дуже поширеним захворюванням. Вона може бути як наслідком вроджених вад за синдромом Ейзенменгера тощо, побічним ефектом низки захворювань ССС та легенових захворювань, а також може бути ідіопатичною. Але вплив на організм вірусу SARS-CoV-2 може бути каталізатором стрімкого розвитку ЛАГ, тому необхідною є вчасна

диференціальна діагностика розвитку захворювання, що надає можливості призначення відповідного лікування.

Постановка задачі

Діагностика та лікування ЛГ є досить складними завданнями, які вимагають комплексного підходу та застосування інноваційних інструментальних та методичних підходів. Також, молекулярно-генетичні методи діагностики дозволяють виявляти специфічні генетичні мутації, пов'язані з розвитком ЛГ, що відкриває нові можливості в індивідуальному підході до лікування пацієнтів. Завдяки науковим дослідженням та медичним відкриттям останніх років, з'явилися нові можливості в діагностиці та лікуванні ЛГ, що дозволяють покращити прогнози та якість життя пацієнтів.

У роботі розглянуті дослідження, пов'язані з легеневою гіпертензією, з фокусом на інноваційних методах діагностики та лікування, найбільш перспективних нових технологій та методів з метою аналізу останніх розробок у галузі легеневої гіпертензії з особливим акцентом на інноваційні методи діагностики та лікування.

Інноваційні методи діагностики та лікування легеневої гіпертензії

Інноваційні методи діагностики та лікування легеневої гіпертензії застосовують різноманітні нові технології та підходи, які пропонуються на основі сучасних досліджень.

Найбільш застосованими апаратурними методами діагностики ЛГ є комп'ютерна томографія, магнітно-резонансна томографія, ехокардіографія, електрокардіографія з тестами на фізичне навантаження, які дозволяють отримати детальну інформацію про стан легень та судин, виявити ознаки ЛГ та оцінити ступінь важкості.

Щодо існуючих методів лікування, деякі з найбільш перспективних підходів створені на основі використання новітніх методик медикаментозного впливу, таких як сучасні регулятори артеріального тиску та препарати, які знижують рівень ендотеліального фактора росту. Крім того, деякі дослідження показали, що використання техніки катетеризації може бути корисним для встановлення діагнозу та планування лікування. Інші інноваційні методи лікування включають в себе використання новітніх хірургічних технік, таких як ендovasкулярна хірургія та трансплантація легенів. В цілому, завдяки інноваційним методам діагностики та лікування, медичні фахівці мають більше можливостей для ефективного лікування легеневої гіпертензії та поліпшення якості життя пацієнтів з цим станом.

Однією з найбільших переваг нових технологій є їх висока точність та ефективність, що дозволяє більш точно діагностувати та лікувати легеневу гіпертензію. Крім того, відомо, що апаратурні нові методи діагностики та лікування можуть бути менш інвазивними та менш травматичними для пацієнтів, що дозволяє їм прискорити реабілітацію.

Однак, також важливо враховувати й недоліки нових технологій. Наприклад, деякі інструментальні методи діагностики та лікування можуть бути більш дорогими, що робить їх менш доступними для деяких пацієнтів. Крім того, ці методи можуть бути менш дослідженими, що може призвести до помилок та неправильних діагнозів. Отже, перед використанням будь-яких нових технологій діагностики та лікування легеневої гіпертензії важливо ретельно зважити їх переваги та недоліки та врахувати потенційний вплив на пацієнтів.

Проте всі ці методи мають застосування саме в амбулаторних та клінічних умовах, але дуже важливим є визначення плинного стану організму пацієнта в домашніх умовах, особливо беручи до уваги поширення вірусних інфекцій типу SARS-CoV-2 та інших впливів, що призводять до патологій [5].

Отже, сучасним аспектом розвитку інструментальних методів діагностики ЛГ може бути створення приладів портативного типу, які в режимі моніторингу визначають комплекс параметрів стану пацієнта.

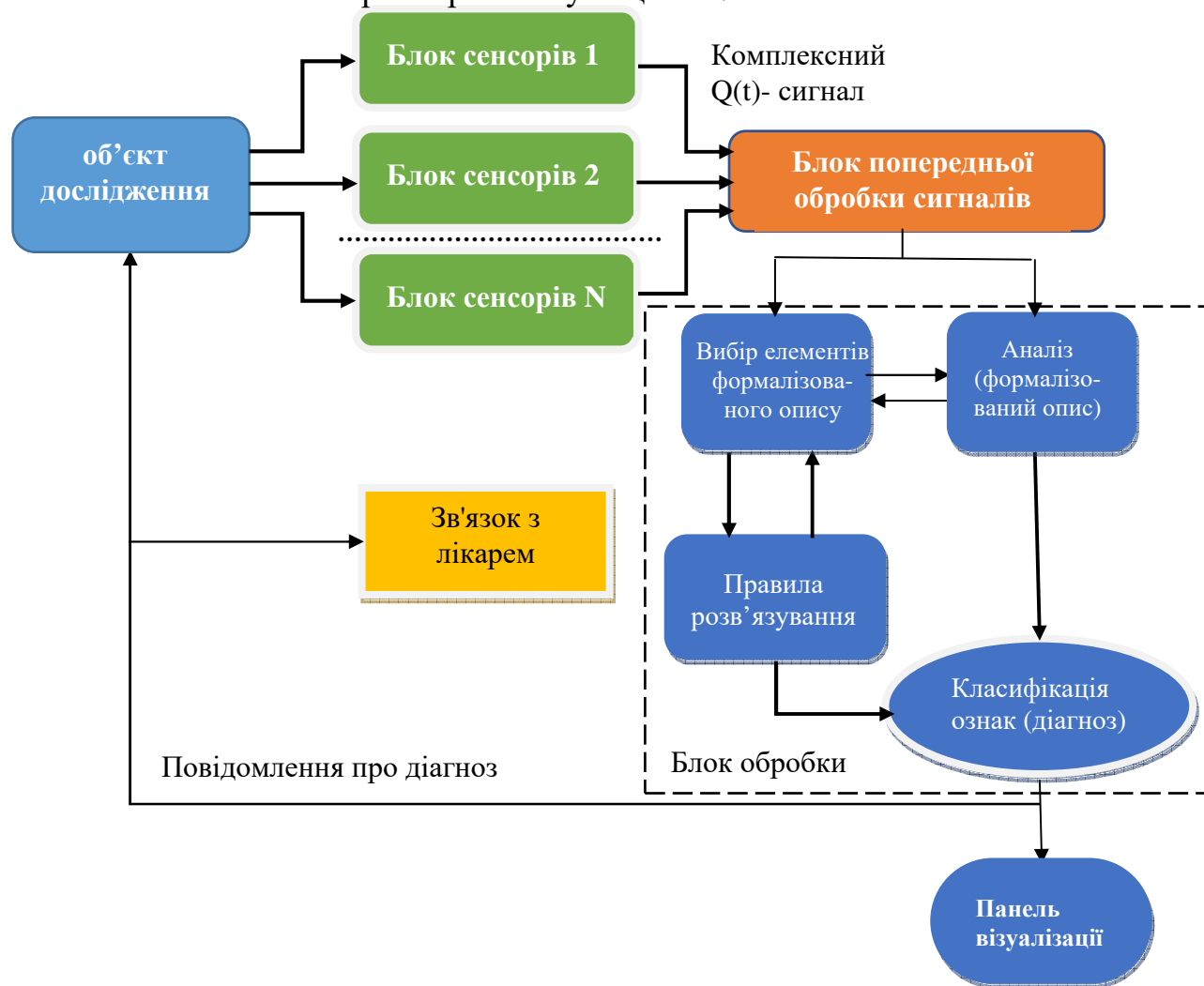


Рис. Структурна схема інтегрованої портативної системи діагностики

У цьому випадку можна запропонувати основні загальні засади створення автоматизованих систем ранньої діагностики ознак ЛГ.

Засади апаратурної реалізації комплексного методу діагностики

Запропоновано загальний устрій систем автоматизованої діагностики ознак ЛГ в режимі моніторингу (Рисунок). Система містить інтегрований блок сенсорів [3, 4] реєстрації та перетворення параметрів залежно від призначення лікаря.

Застосування подібного устрою реалізує засади інтернету речей (IoT) в частині забезпечення взаємодії комплексу сенсорів та блоків їх обробки, аналізу цих масивів даних та формування команди дистанційної передачі діагнозу лікарю, а також повідомлення для пацієнта з метою прийняття власних рішень та узгодження з лікарем або подвійних консультацій щодо стану.

Висновки

Отже, на основі сучасних досягнень в галузі діагностики та лікування легеневої гіпертензії, можна стверджувати, що апаратурні інноваційні методи дозволяють покращити прогноз хвороби та зменшити її негативний вплив на якість життя пацієнтів. Таким чином, надання медичним працівникам, дослідникам та іншим зацікавленим сторонам комплексного та актуального огляду сучасного стану досліджень легеневої гіпертензії та виділення найбільш перспективних напрямків майбутніх досліджень у цій важливій галузі.

Запропонована схема дії портативної системи моніторингу та діагностики легеневої гіпертензії дозволить на основі засад IoT реалізувати можливість комплексних досліджень з метою підвищення точності визначення діагнозу та передачі інформації засобами телемедицини консультуючому лікарю.

Ключові слова: автоматизована система, легенева гіпертензія, діагностика, моніторинг, засади IoT.

Література

- [1] Ю. М. Сіренко, В. А. Жовнір, Л. Ф. Конопльова та інші. Легенева гіпертензія. Адаптована клінічна настанова, заснована на доказах. Державний експертний центр МОЗ України. 2016. https://www.dec.gov.ua/wp-content/uploads/2019/11/2016_614_akn_leggipert.pdf.
- [2] L. Konopliova, & Y. Konopliova, “A complex case of pulmonary hypertension associated with portal hypertension”, *HYPERTENSION*, (3.59), 50–56, 2021. DOI: 10.22141/2224-1485.3.59.2018.139905.
- [3] Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Клочко, *Інтегровані фізіотерапевтичні системи ТОНТОР: монографія*. Київ, Україна: НТУУ «КПІ», 2007.
- [4] А. А. Варналій, Т. Р. Клочко, “Дослідження впливу тривалості моніторингу за допомогою холтера на його ефективність знаходження аритмії”, у *XVI ВНПК «Ефективність та автоматизація інженерних рішень у приладобудуванні»*, Київ, 2020, с. 272-275.
- [5] В. Скицюк і Т. Клочко, «Фантомна модель розповсюдження вірусних об’єктів при пандемії. Частина 3», *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, вип. 61(1), с. 101–108, Чер 2021. DOI: 10.20535/1970.64(2).2022.270036.

UDC 621.9.08 : 616.7 : 514.83

TONTOR STEP MODEL AT DIAGNOSTICS OF MOTION TRAJECTORY DISORDER

V. I. Skytsiouk, T. R. Klotchko

National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

E-mail: t.klochko@kpi.ua

Introduction

Automated information systems for use in medical institutions, their development in the conditions of modern medicine, their construction and principles of operation are currently an urgent problem of medical device engineering. This is due to the need for constant monitoring of the state of medical care for patients, which consists in the organization of all diagnostic and treatment processes, and is also related to the stable operation of the clinical institution. Therefore, the automation of the work of a medical institution is a multi-vector process that depends on the organization of various structures of this institution.

Thus, the development of methods for the organization of automated medical information systems can be attributed to such tasks. Based on the purpose of such systems, it is necessary to understand that such equipment can be created only on the principles of building a multi-level integrated system. Along with this, it is necessary to use control and measuring equipment, which is designed to determine the parameters that are most responsible for the physiological state of the patient, as well as equipment that uses the formation of therapeutic effects. At the same time, it is necessary to combine the general automated medical system with control and measurement equipment, which is a complex technical issue. Diseases of the nervous system, which lead to violations of the coordinates of motor actions, have a tendency to reduce the quality of a person's life, while the ability to lose motor abilities [1, 2], loss of working capacity, and disturbances in the work of the organs of movement are impaired; tremors of limbs and muscle weakness may appear as an option.

Therefore, a very important problem in the diagnosis of early signs of a disorder of the nervous system is the detection, for example, of a violation of a person's movements at certain moments of his activity. It is necessary to develop modern methods of determining such signs, technical automated means of control, which provide wider opportunities for monitoring the patient's condition.

Application of the TONTOR step model to determine disorders of the nervous system

In the work, it is proposed to apply physical and analytical models of TONTOR technology [3], which are related to the determination of the coordinates of the location of the object in the working space of its existence and efficiency.

The main study of the TONTOR step is a comparative analysis of the ratio of the vector of direct action and the real trajectory, which makes it possible to diagnose violations of the trajectory of human movement. Earlier it was shown that there is a

coefficient of realization of the TONTOR step [4]. But this is not only a TONTOR step parameter. Therefore, it is proposed to consider the possibility of obtaining the parameters of the TONTOR step, which determines the spatial and temporal characteristics [5] of the patient's existence and the peculiarities of his condition at each moment of time.

The main idea is as follows. First, it is an imaginary phantom vector of the movement direction and its length at space.

So, if we take as a basis a significant distance between imaginary and real surfaces, then we must take into account the properties of curvilinear real space. At the same time, the real movement of the sensor must be connected with its imaginary trajectory, that is, the function of imaginary reality $R(U)$ must be implemented. The uncertainty of the accuracy of execution of the coordinate movement is completely dependent on the projection of the imaginary coordinate system onto the real one. As a result, we get a spatial error that has a volumetric character. If we allocate some volume, then certain errors will exist in it. It is possible to get a more accurate picture of them if you make a series of parallel and orthogonal sections.

If we accept as a thesis that a closed volume with a geometry related to a real coordinate system, then it is obvious that its spatial location and geometry will be characteristic of a defined volume of real space. That is, it is a part of the real volume $\Delta x, \Delta y, \Delta z$ within which all the errors of the real coordinate system are performed, moreover, it is much larger than the volume.

This volume is quite important for us, for example, to perform some technological operations. As a result, we are adapted to the system of errors in this volume, that is, we have undergone some kind of self-learning course, as a result, getting used to space. Such habituation leads to degradation, since the object does not notice obvious errors, that is, "forgets" about their existence. In order for this not to happen, objects must use reference points from time to time. Such reference points must be located on the walls of the cube, which have more or less defined coordinates in the general system, that is, their personal (relative). As you know, the counterpart zone of human hands is two hemispheres of radius R (the length of the arm), the centers of which are at a distance $R \cdot \sqrt{2} / 2$.

Such an increase in the function makes it possible to obtain the general error vector within the volume of the space's cube, that is, to obtain a derivative in the form

$$P(R)' = \frac{\partial P(R)}{\partial x} i + \frac{\partial P(R)}{\partial y} j + \frac{\partial P(R)}{\partial z} k = \text{grad}P(R).$$

This quantity is gradient of registration error. The main property of the gradient is that it indicates the zone of minimum error in the space of the diagnostic equipment, wherever the examined volume is located. So, in this way, it is possible to influence the accuracy and reliability of the sensors of the movement coordinates of the object, which is diagnosed for early signs of impaired coordination and limitation of motor actions.

The following can be suggested as a variant of the diagnostic process. The diagnosis is as follows. We apply a signal to the integrated transducer that causes the vibration membrane to oscillate, the examinee must place a limb on the integrated transducer and record the value of the sensations by pressing the response button. This value will be recorded on the indicators, we can draw some conclusions based on these values.

The device consists of a signal processing unit, an integrated foot transducer, an integrated hand transducer, a motion sensor, a response button, all peripherals are connected to the processing unit by cables and connectors.

The sensitivity research method using an integrated diagnostic system consists in detecting a violation of the patient's ability to feel changes in the coordinates of limbs.

Sensitivity indicators are an integral characteristic of the examined body area and reflect the functional state of the tactile analyzer. Sensitivity thresholds are measured on the second and (or) third fingers of the right and left hands, respectively. In connection with the change in sensitivity (increasing thresholds) during the day, it is advisable to conduct research at a certain time, preferably in the first half of the day, to obtain more reliable data.

Algorithms are designed to enter information signal data from sensors located at the inputs of general automated medical system through the channels of conversion into a digital type of signals for further processing. Thus, the information signals are entered into the memory of the corresponding block of the general system in the form of a data array to determine the extreme values of the array data. When creating algorithms, the determination of extreme situations of a specific situation of the physiological state of the organism under investigation is determined. Of course, in order to obtain specific values of the criteria with which current values of information signals from the sensors of the system are compared, significant data banks are required. The filling of such data banks follows from the results of experimental studies, which take into account not only physical data of patient, the data of his anamnesis, the current state of the disease. It is necessary to take into account the characteristics of the specific hardware support of the system, the types of its peripheral modules, sensor performance and technical features of application.

Conclusions

The work proposes the use of analytical models of information processing, which determine the main principles of technical complex diagnostics based on the TONTOR step vector model. These models of information signals, registered with the help of built-in TONTOR sensors, make it possible to determine violations of the state of the motor system.

Key words: TONTOR step, vector model, TONTOR sensors, spatial error.

References

- [1] T.-W. Chien, W.-S. Lin, “Simulation study of activities of daily living functions using online computerized adaptive testing,” *BMC Med. Inform. Decis. Mak.*, vol. 16, pp. 130-140, 2016. DOI: 10.1186/s12911-016-0370-8

- [2] Brian J. Gow, Chung-Kang Peng, Peter M. Wayne, and Andrew C. Ahn., “Multiscale Entropy Analysis of Center-of-Pressure Dynamics in Human Postural Control: Methodological Considerations”, *Entropy* 2015, 17(12), 7926-7947, 2015. DOI: 10.3390/e17127849
- [3] В. І. Скицюк, К. Г. Махмудов, Т. Р. Ключко. *Технологія ТОНТОР*. Київ, Україна: Техніка, 1993.
- [4] V. Skytsiouk, and T. Klotchko, “Basic principles of spatial position of imaginary and real TONTOR step”, *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, is. 63(1), pp. 100–106, (Jul. 2022). DOI: 10.20535/1970.63(1).2022.260659
- [5] V. Skytsiouk, and T. Klotchko, “Determination of diagnostic signs of multiple sclerosis using TONTOR step model”, *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, is. 64(2), pp. 93–100, (Jul. 2022). DOI: 10.20535/1970.64(2).2022.270036.

УДК 536. 531; 551. 508.5

ОСОБЛИВОСТІ РЕКОМБІНАЦІЇ НОСІЇВ ЗАРЯДУ В ПОЛІКРИСТАЛІЧНОМУ КАРБІДІ КРЕМНІЮ КУБІЧНОЇ МОДИФІКАЦІЇ, ЛЕГОВАНОМУ БОРОМ

Родіонов В. М., Братусь Т. І.

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, Україна

E-mail: v.rodionov29@gmail.com, tatjana.bratus@gmail.com

Напівпровідниковий широкозонний карбід кремнію (SiC) є привабливим матеріалом для створення елементів електроніки завдяки своїм високим робочим температурам, стійкості до радіації та хімічно активним середовищам.

В даній роботі для визначення параметрів акцепторних центрів бору в процесах генерації та рекомбінації носіїв заряду в рс-3С-SiC вивчалися температурні залежності провідності, фотопровідності (ФП), спектри fotocутливості у видимій і ближній інфрачервоній області.

Показано, що легування рс-3С-SiC домішкою бору в процесі вирощування спричиняє утворення в забороненій зоні центрів акцепторного типу і появи особливостей у спектрі fotocутливості, що може мати практичний інтерес для фотовольтаїки.

Враховуючи нижчі температури вирощування рс-3С-SiC (на 600–800 К) порівняно з монокристаллами, відсутність у технології виготовлення складних та екологічно небезпечних процесів, здатність працювати у складних та екстремальних умовах, а також невисоку щодо інших політипів SiC вартість технології виробництва, легований бором рс-3С-SiC можна вважати оптимальним матеріалом для створення фотоелементів, сенсорів температури і термоанемометрів.

Ключові слова: полікристалічний карбід кремнію, домішка бору, спектр фотопровідності, енергія активації, фотоелементи, сенсори.