

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 617.741-077.21

ПРО ДОПУСТИМИ ПОХИБКИ ІНТРАОПЕРАЦІЙНОЇ БІОМЕТРІЇ ОКА

Чиж І. Г., Хрієнко К. С.

Національний технічний університет України

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

E-mail: i.g.chizh@gmail.com, katia.hrienko.1@gmail.com

При хірургічному лікуванні катаракти забезпечення планової післяопераційної рефракції ока потребує відповідного точного визначення оптичної сили (P) інтраокулярної лінзи (ІОЛ). Відмінним може вважатися результат імплантації, якщо післяопераційна рефракція відрізняється від планової в межах ± 0.25 діоптрій. Сучасна технологія визначення P , що основана на використанні даних доопераційної біометрії, поки що не гарантує вказаної похибки рефракції. Так отримання фактичного відхилення післяопераційної рефракції у ± 0.5 дптр від планового значення вважається успіхом.

В роботі [1] запропоновано метод інтраопераційної біометрії ока для здійснення в момент після видалення патологічного кришталика. Показано, що похибка визначення P ІОЛ у ± 0.32 дптр за результатами такої інтраопераційної біометрії може забезпечити післяопераційне відхилення рефракції ока в межах ± 0.25 дптр. Метод забезпечує визначення L – передньо-заднього відрізка ока, що іноді взагалі неможливо достатньо точно здійснити сучасними методами доопераційної біометрії, (акустичною ехолокацією ока), особливо при великій щільності катаракти, та прогнозувати відстань d , яка вказує розташування ІОЛ в оці пацієнта за результатом інтраопераційного вимірювання відстані між передньою поверхнею рогівки та задньою поверхнею капсули кришталика. Для розрахунків P потрібно також мати середнє значення радіуса r кривизни поверхні рогівки, яке може бути визначеним до операції.

Оскільки $P = P(L, d, r)$, то похибка визначення P залежить від похибок вимірювань L , d , r . Допустимі похибки вимірювань L , d , r , були визначені за допомогою теорії функції випадкових аргументів для оптичної системи середньостатистичного ока ($L = 24$ мм), короткого ($L = 22$ мм) і довгого ока ($L = 26$ мм). Враховувалось внутрішнє розташування ІОЛ в оці пацієнта. При аналізі допустимих похибок використовувалася аризонська модель оптичної системи ока, як найбільш адекватна і точна.

Встановлено, що для середньостатистичного ока з вірогідністю 95% допустима похибка визначення P ІОЛ ± 0.32 дптр може бути досягнута при допустимих помилках вимірювань параметрів $L, d, r \pm 0.04$ мм. Показано зміну допустимих помилок вимірювань вказаних параметрів залежно від довжини ока і розташування ІОЛ в оці пацієнта.

Ключові слова: інтраопераційна біометрія ока, допустимі похибки біометрії ока, допустима похибка визначення P інтраокулярної лінзи.

Література

- [1] I. N. Chyzh and K. S. Khriienko, “Method of intraoperative refractometry of the aphakic eye” KPI Science News no. 2, pp. 84-93, 2018.

УДК 615.837.3:615.47

МОДЕРНІЗАЦІЯ ІНСТРУМЕНТУ ФАКОЕМУЛЬСИФІКАЦІЇ ДЛЯ РІЗНИХ ТИПІВ КОЛИВАНЬ

Зубчук В. І., Наумкіна З. М.

Національний технічний університет України

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

E-mail: zoyanaumkina@gmail.com

В останні роки метод факоемульсифікації, став новим стандартом в хірургії катаракт. Ультразвуковий інструмент такого апарата складається з хвилеводу, у вигляді порожнистої голки, концентратора ультразвукових коливань, парної кількості п'єзоелементів і опорної муфти, розміщених в корпусі. Ультразвукові коливання можуть мати характер поздовжніх, крутильних або вигнутих, а також поєднуватися в різних пропорціях, утворюючи композитні коливання різної форми для уникнення втрати оклюзії і різних термічних ускладнень [1].

Для отримання непродольних коливань використано даний варіант конструкції ультразвукового інструменту, що зможе допомогти уникнути проблем з лініями аспірації, іригації та опіками задньої стінки сітківки (рис. 1, рис. 2).

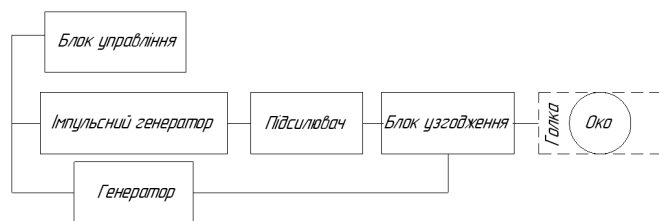


Рис. 1. Структура апарата для факоемульсифікації

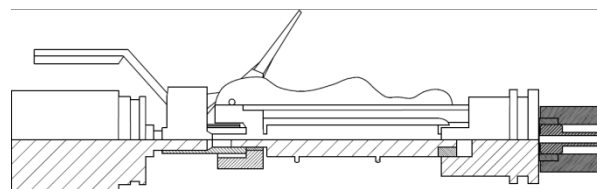


Рис. 2. Загальний вид робочої ручки факоемульсифікації

Робоча частина ручного блоку являє собою центрально розташований порожнистий резонуючий стрижень або рупор, з'єднаний з набором

п'єзоелектричних елементів (ПЕ), створюють ультразвукові коливання для рупора і ріжучої голки в процесі факоемульсифікації, і управляються консоллю (блок управління). Генератори виробляють фіксовані частоти для отримання непродольно-крутильних коливань. Регулювання потужності здійснюється блоком узгодження для системи «голка/око», де голка виступає у ролі передавача коливань (рис. 1).

Ключові слова: катаракта, факоемульсифікація, іригація, ультразвук, коливання.

Література

[1] І. Е. Юшін, *Факоемульсифікація*. с. 104-105, 2012.

УДК 617.7 – 007. 681

AUTOMATED SYSTEM OF PREOPERATIVE CONTROL OF IMPLANT PARAMETERS FOR GLAUCOMA TREATMENT

¹Tkachuk A., ¹Tkachuk R., ²Yanenko O.

¹Ternopil Ivan Pul'uj National Technical University, Ternopil, Ukraine

²National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»,
Kyiv, Ukraine

E-mail: 0andryxa0@gmail.com

Since some parameters of the implants may have significant variation. It is also important to maintain its stability during the time and operation of the device. The normal range of intraocular pressure, at which no pathological damage occurs and to which the implant should react, reaches the range of 9-21 mm Hg, but it can fluctuate, even up to 60 mm Hg. Therefore, testing of existing implants before surgical surgery is an actual task for ophthalmologists and implant designers.

At present, there are papers and patents with descriptions of methods of implant testing for operability.

The sources [1-4] consider various variants of implant testing from simple ones, due to the earth gravity with a measuring bar, to the devices of moderate complexity with analog and digital measuring instruments and devices of high complexity, for example, considered in [4]. Reviewed methods and devices have several shortcomings that limit their use in medical practice.

The purpose of this work is the improvement of the method and creation of the automated device for preoperative testing implants which use for the regulation of intraocular pressure, which provide simplification of the testing scheme and increase of sensitivity, accuracy, and objectivity of implant parameters determination. The result is also an increase in efficiency when using the proposed technical solution in medical-surgical practice.

Fig.1 shows the structural scheme of the automated system for testing implants for the intraocular pressure regulation developed by the authors.

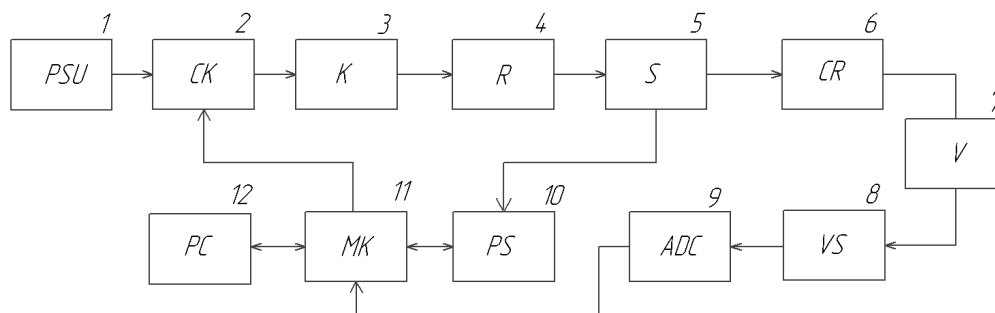


Fig. 1. Structure scheme of the implant testing device.

The device includes power supply unit 1, the compressor with electronic key 2, in series connected with nonreturn valve 3, the physiological saline reservoir 4, 3-input splitter 5 with micro-electromechanical pressure meter 10 connected to microcontroller 11, crane with cannula 6, and the implant 7 to the output of which is connected liquid detector 8 and ADC 9, connected to the input of microcontroller 11, the second output of which is connected to the computer input 12.

The algorithm of the device operation consists of connecting the implant 7 to the cannula 6 and opening the crane of the physiological solution. On computer 12 the implant inspection mode is switched on, microcontroller 11 switches on the compressor 2 through the electronic key to increase the pressure in the reservoir 4, using the nonreturn valve 3, the air will not be able to return to the compressor from the reservoir. The pressure is increasing and is monitored by the microelectromechanical pressure sensor 11 level of pressure is read by the microcontroller 12 and recorded in the computer memory as a pressure graph. The system pressure rises from zero to the implant trigger value and is monitored.

When the implant is active, the liquid appears on the implant output, to the liquid detector 8, the opening pressure level of the implant is record. The signal of the detector 8 convert into digital form via ADC 9 and is delivered to the microcontroller 11, which stops the compressor 2 via an electronic key, disconnecting the power supply. The value of opening pressure from microcontroller 11 records in the computer. When the implant 7 is open, the pressure in the system gradually decreases, the dynamics of pressure change is controlled by the microelectromechanical pressure sensor 10 and input into the computer 12. In case of closing the valve, the pressure is set to a constant level, the value of closing pressure from the electromechanical pressure sensor 6 is transmitted to microcontroller 11 and input into the computer. With the use of the computer program is built a graph of the pressure change of this instance of the valve and determined the working range of pressure in which the valve can operate.

The offered system provides simplification of the scheme with the simultaneous possibility of automation of the process of preoperative check of various types implants, increase sensitivity, the accuracy of measurement and objectivity of determination parameters of implants and reproducibility of characteristics at a repeated operation that will promote the increase of efficiency of conducted

operations. Shortened time of implant check, which is limited by 2-3 minutes, and a possibility to save and store information about parameters both in electronic and paper form.

Keywords: Ahmed glaucoma valve, glaucoma, glaucoma drainage devices, IOP, intraocular fluid, pressure, system.

References

- [1] Patent US № 05656026, A61 1/00, 12.08. 1997 “Method of in vitro testing one-way pressure gradient limiting valved glaucoma drainage implants”.
- [2] J. Cheng, L. Beltran-Agullo et al, “Flow Test to Predict Early Hypotony and Hypertensive Phase After Ahmed Glaucoma Valve (AGV) Surgical Implantation”, *Columbia University Medical Center*, vol. 25(6), pp. 493-496, 2016.
- [3] J M. Porter, C. H. Krawczyk, R. F. Carey, PhD “In Vitro Flow Testing of Glaucoma Drainage Devices Ophthalmology”, 1997; P. 1701-1707.
- [4] N. S. Choudhari, S. V. Badakere, A. Richhariya, S. N. S. Harsha, S. Senthil, C. S. Garudadri, “Is Ahmed glaucoma valve consistent in performance?”, *Trans VisSciTech.*, Vol. 7(3):19, 8 p. 2018.

УДК 612.171.1+ 004.852

ІНТЕГРАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА ФОРМИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ В ПРОЦЕДУРАХ ЇХ РОЗПІЗНАВАННЯ

Шуляк О. П., Лагутін В. В.

Національний технічний університет України

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

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, vitaly.1193@gmail.com

Обговорюються алгоритми розпізнавання медико-біологічних сигналів з діагностичними цілями в системах, що навчаються з учителем. Класифікація сигналів вважається заданою і охоплює всі їх різновиди. Для кожного класу по навчальній вибірці сигналів формується еталон і розпізнавання чергового сигналу виконується шляхом його порівняння з еталонами з вибором серед них найбільш близького варіанту при прийнятті рішень.

Увага до використання інтегральних характеристик форми пов'язана з тим, що сигнали різних класів на значній частині інтервалів часу їх розгляду можуть бути практично не відрізнятися один від одного, в той час як на попередніх перед ними ділянках будуть наявними помітні відмінності, корисні для прийняття рішень.

В таких умовах, якщо накопичувати зміни сигналів, то на виході інформативних інтервалів будуть сформовані необхідні відмінності, а на неінформативних ділянках, що за ними йдуть, ці відмінності будуть лише підтверджуватися. Неінформативні ділянки стануть інформативними, виникнуть більш легкі умови розпізнавання сигналів, що і є бажаним результатом для підвищення показників валідності розпізнавання сигналів.

Зазначеним перетворенням в процедурах розпізнавання сигналів піддаються як еталони, так і вхідні сигнали, які розпізнаються.

Цей підхід буде результативним, якщо значення сигналу, що накопичуються, будуть невід'ємними. Виконання цієї умови забезпечується переходом від вихідної шкали розгляду сигналу до шкали його зміни [min, max], на якій нижній рівень приймається за нуль. Проміжними варіантами забезпечення невід'ємності значень сигналу для переходу до інтегральних характеристик форми сигналів є перехід до модулів відліків або до парних ступенями їх значень.

Пропонуються для розгляду відповідні розроблені програмні процедури розпізнавання сигналів з використанням інтегральних характеристик їх форми та результати їх попереднього дослідження з підрахунком правильних та помилкових рішень, зазначенням типів помилок та з розрахунком показників чутливості, специфічності і загальної валідності.

Процедури розроблені для класифікації з трьома типами сигналів і протестовані на завданні розпізнавання трьох (N, A, V) типів QRS-комплексів в півгодинному запису електрокардіограми пацієнта з розміткою типів комплексів в базі даних в Internet.

Ключові слова: діагностичні системи, навчання з учителем, розпізнавальні процедури, векторні показники подібності форми сигналів.

УДК 615.84

АВТОМАТИЗОВАНІ ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНІ СИСТЕМИ З АДАПТИВНИМ КЕРУВАННЯМ

¹⁾Терещенко М. Ф., ²⁾Чухраєв М. В.

¹⁾Національний технічний університет України

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

²⁾ТОВ «Науково-методичний центр «Медінтех», Київ, Україна

E-mail: agfarkpi@i.ua

Світові тенденції розвитку систем автоматизованих лікувально-діагностичних комплексів з адаптацією (САЛДКА) до біологічного середовища (БС) призвів до поширення системного діагностування та розширення адаптивної автоматизації в виборі режимів, параметрів направленої дії ефективного лікувального впливу в фізіопроцедурі [1].

Характерними ознаками цих тенденцій є індивідуальний, інтегрально-системний підхід до фактичного стану пацієнта з миттєвою апаратною адаптацією та синхронною автоматизацією налаштування в виборі режимів фізіотерапевтичного впливу по отриманим діагностичним показникам фактичного стану пацієнта [2].

Частина комплексів САЛДКА використовує дію механіко-акустичних коливань в широкому діапазоні частот від інфразвуку до ультразвуку та

комбінований вплив декількох компонентів і складових фізичних полів на клітини БС, а часто системно - інтегральним параметром оцінки стану пацієнта являються градієнти температура $T(t)$ БС локальної зони дії, та всього організму в цілому, диференціальні показники тиску крові, пульсу, електрокардіограми та точний дозований контроль вихідних параметрів впливу на пацієнта [3].

Такі комплекси САЛДКА належать до вибірково-інтелектуальних систем автоматизованих лікувально-діагностичних комплексів з адаптивним керуванням (ВІСАЛДКА) акустопольового напрямку[4].

Цей напрямок в роботі комплексів ВІСАЛДКА характеризується розширеною первинною діагностикою фактичного стану біологічної зони дії, та всього організму в цілому, розширеним вибором режимів комбінованої дії акустичного сигналу та параметрів фізичних полів (ФП), причому суттєва ефективність впливу фізіопроцедури оцінюється по дійсним поточним параметрам відклику біологічної тканини (БТ) на дозовану дію ультразвуку та ФП [5].

Дія ультразвуку характеризується механічним, температурним і фізико-хімічним та іншими впливами на БТ, а ФП коригує значення електромагнітної складової та магніточутливості живої тканини.

Так характеристики комбінованої дії акустичних і фізичних полів численні та різнопланові, а їх інтегральний біологічний вплив може бути оцінений по системному значенню інформаційних параметрів: значень градієнтів амплітуди коливання БТ, тиску крові, пульсу, температури $T(t)$, як в системній сукупності так і по окремим локальним параметрам. В поєднанні з дійсними значеннями інтегрально-системного діагностичного контролю та комбінованої дозованої дії фізичних сигналів і полів з поточним контролем за їх впливом на пацієнта досягається прогнозно-контрольований лікувальний фізіотерапевтичний ефект.

Позитивні ефекти орієнтації біологічних молекул, локальна зміна їх концентрації і динамічної структури проявляється при терапевтичних значеннях інтенсивності ультразвуку і магнітної індукції, та характеризується значеннями температурних градієнтів БТ, що контролює комплекс ВІСАЛДКА.

Узагальнена біофізична моделі процесу взаємодії біологічної тканини при дії, як окремих дозованих сигналів чи полів, так і їх сукупний вплив на БТ і її відклик на ці дії, можна виразити через значення інтегрального комплексного параметра $Z(k,t)$, що включає в себе залежність

$$Z(k,t) = \int_{t=0,k}^{\infty} F\{f\langle I, h, p, A \rangle, T, \Delta T(t), f\langle B(t, f), \omega \rangle, t, G, dx, dy, dz\}$$

Розроблена узагальнена модель, що враховує параметри дії інтенсивності ультразвуку $I(t)$ та його амплітуду A , тиску p , висоти коливань h , часу дії t , магнітної індукції $B(t, f)$, кругової частоти ω , градієнтів температури $\Delta T(t)$, форми сигналів $G\{B(t), I(t)\}$, координат dx, dy, dz , частоти f , що змінюються в часі.

Ключові слова: автоматизовані лікувально-діагностичні системи, фізіотерапевтичні адаптивні комплекси.

Література

- [1] В. В. Цапенко, Н. Ф. Терещенко, “Исследование параметров влияния электрических сигналов на эффективность введения фармакологических препаратов в биологическую ткань», *Новые направления развития приборостроения. Материалы 9-й Междунар. научно-технической конференции молодых учёных и студентов в 2 томах*, Том 1, с.135, 2016.
- [2] A. Kurylova, and N. Tereshchenko, “Estimation of ultrasound influence on biological tissue”, in Proc. XIII Int. Ph.D. Workshop OWD 2011, Conference Archives PTETIS, Wisla, Poland, 2011, pp. 319-323.
- [3] М. Ф. Терещенко, А. Ю. Кравченко, М. В. Чухраєв, А. Ю. Курлянцева, “Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води”, *Вісник НТУУ «КПІ». Сер. Приладобудування*, №51(1), с. 126-131, 2016.
- [4] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: практикум*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
- [5] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика. Лабораторний практикум: навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра спеціальності 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/31467>

УДК 612.171.1+ 004.852

ВЕКТОРНІ ПОКАЗНИКИ ПОДІБНОСТІ ФОРМИ МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ СИГНАЛІВ В ПРОЦЕДУРАХ ЇХ РОЗПІЗНАВАННЯ

Шуляк О. П., Лагутін В. В.

Національний технічний університет України

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

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, vitaly.1193@gmail.com

Розглядаються процедури розпізнавання медико-біологічних сигналів з повторюваністю їх форми і деякою її варіабельністю в діагностичних системах, які навчаються з учителем. Вважається, що класифікація сигналів задана вчителем, що вона є вичерпною і має зрозумілу медичну інтерпретацію та задана множинами екземплярів в навчальних і контрольних вибірках. Пропонуються векторні показники подібності форми сигналів і порядок їх використання в процедурах розпізнавання спостережуваних процесів.

Особливість і перевага таких показників полягає в тому, що схожість між сигналами тут виражається не одним числом, а комплексом чисел. Серед них можна вибирати найбільш підходящі складові на користь кожного класу сигналів за технологією підгонки при прийнятті рішень. Можливі ранжування, відбір або блокування таких складових при їх комбінуванні в кінцевому критерії прийняття рішень по вкладу в значення показників їх вірності. Мають місця інші особливості.

У цій роботі розглядаються базові процедури розпізнавання сигналів з використанням повних наборів компонент зазначених показників без їх відбору.

Під векторним показником подібності форми двох сигналів розуміється вектор (рельєф) доданків скалярного добутку характеристик їх форми. Характеристикою форми сигналу тут є послідовність його відліків, з якої вилучена їх постійна складова та проведено нормування за інтенсивністю.

Розглядаються варіанти авто- та взаємної кореляції з розрахунком скалярного добутку характеристик форми сигналів (еталонів) на себе і отриманням скалярних добутків сигналів з еталонами інших класів.

На етапі навчання формуються зразкові рельєфи (еталони) – їх середній вигляд на множинах навчальних вибірок. Поточні сигнали, які розпізнаються, трансформуються у відповідні рельєфи аналогічним чином. Порівняння рельєфів сигналів для прийняття рішень здійснюється з використанням знову ж скалярних добутків. Рішення приймаються по максимуму кореляції перетвореного сигналу з розрахованими еталонами.

На прикладі класифікації з трьома типами сигналів пропонуються блок-схеми відповідних процедур обробки даних. Розглядається тестовий приклад оцінки на контрольних вибірках показників чутливості, специфічності, загальної валідності рішень. Тест стосується розпізнавання N, A і V типів QRS-комплексів в півгодинному запису електрокардіограми пацієнта.

Ключові слова: діагностичні системи, навчання з учителем, розпізнавальні процедури, векторні показники подібності форми сигналів.

УДК 616.152.21: 543.27

ДОСЛІДЖЕННЯ СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ НА ОСНОВІ ТРАНСКУТАННОЇ КИСНЕМЕТРІЇ

Івченко П. О.

Національний технічний університет України

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

E-mail: polina.mityi@i.ua

Одним з важливих показників, за допомогою якого можна неінвазивно отримувати діагностичну інформацію є кисневий статус організму, який може бути визначений шляхом транскутанного контролю парціального тиску кисню (pO_2) в підшкірних тканинах біологічного об'єкту (БО). Кисень є обов'язковим компонентом окислювально-відновних реакцій, в результаті яких утворюється енергія необхідна для життєдіяльності БО. Ще в 1851 році Герлах показав, що кисень дифундує через шкіру.

Серед можливих методик визначення pO_2 – найбільш перспективними є неінвазивні методи. За останні чотири десятиріччя зарубіжні та вітчизняні

дослідники (Davies, Clark, Коваленко, Березовський, Ландау, Чілая) розробили новий напрямок в використанні мембранних сенсорів кисню – безкровне черезшкірне визначення pO_2 , що в певних умовах корелює з показником pO_2 артеріальної крові. Такий метод дістав назви транскутанного визначення вмісту кисню в крові [1].

Особливо великого значення набуває моніторинг газів крові під час та після операцій на серці з метою шунтування коронарної артерії. Для забезпечення нерухомого операційного поля застосовують штучний кровообіг. Без знання точних значень pO_2 артеріальної крові важко забезпечити оптимальний режим роботи апаратів штучного кровообігу. Тривалі транскутанні вимірювання pO_2 необхідні в терапевтичній практиці для оцінки стану перфузії периферичних тканин. Оцінка стану перфузії периферичних тканин набуває особливу актуальність, при хронічному кисневому голодуванні організму, яке відіграє провідну роль у патогенезі хронічної ішемії при захворюваннях артерій. Низький рівень pO_2 в м'язевих тканинах може стати важливим критерієм при виборі методу хірургічного лікування та прогнозування результатів захворювання.

Вимірювання абсолютних значень та динаміки pO_2 являється однією з ключових проблем фізіології і практичної медицини. Постачання кисню тканинам – складний процес, який здійснюється системами зовнішнього дихання, кровообігу і окислювально-відновлювального потенціалу клітин.

Ключові слова: транскутанна киснеметрия, кисень, біологічний об'єкт, парціальний тиск кисню.

Література

- [1] П. О. Івченко, “Особливості застосування транскутанного сенсора кисню”, на XVII Міжнародній науково-технічній конференції. Приладобудування: стан і перспективи, Київ, 2018, с.121-122.

УДК519.713.536.373

ІНФРАЧЕРВОНА ТЕРМОГРАФІЯ ЯК ІНСТРУМЕНТ НАУКОВИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

¹⁾Дунаєвський В. І., ¹⁾Ліптуга А. І., ²⁾Тимофєєв В. І., ³⁾Орел В. Е.,
²⁾Назарчук С. С., ²⁾Котовський В. Й.

¹⁾Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України, Київ, Україна

²⁾Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, Київ, Україна

³⁾Національний Інститут раку, Київ, Україна

E-mail: kotovsk@kpi.ua

Розвиток сучасної експериментальної науки характеризується тим, що незважаючи на наявність різних технічних засобів та принципів вимірювань, які застосовуються в дослідженнях, створення нових вимірювальних систем є

актуальним напрямком для творчого пошуку науковців. Продовжується стрімке зростання нових та вдосконалення існуючих інструментів фізичних досліджень.

Інфрачервона термографія (ІЧ) належить до числа сучасних вимірювальних засобів фізичного експерименту, проста та зручна у застосуванні.

Сучасні матричні тепловізійні системи та їх програмне забезпечення перетворили цей метод із якісного в кількісний метод досліджень.

Отримані нові результати поєднання базових досліджень ультразвукової та індукційної ІЧ термографії. Ці методи виступають як альтернатива традиційному активному контролю із застосуванням оптичного нагріву [1].

Успішно застосовують термографію для діагностики зливків кремнію [2], здійснюється термографічний контроль сонячних батарей в режимі стабілізації нагріву темновим струмом [3, 4]. В радіоелектронній промисловості термографія використовується для теплового контролю режимів роботи радіоелектронної техніки [5]. Розроблена система теплового безконтактного контролю суцільності металопрокату та якості матеріалів тепловиділяючих об'єктів [6].

Розроблений метод теплового неруйнівного контролю виробів [7]. Виконаний комплекс досліджень по використанню ІЧ термографії в медичній практиці [8, 9]. Перелічити всі досягнення по використанню термографії в рамках однієї роботи практично неможливо.

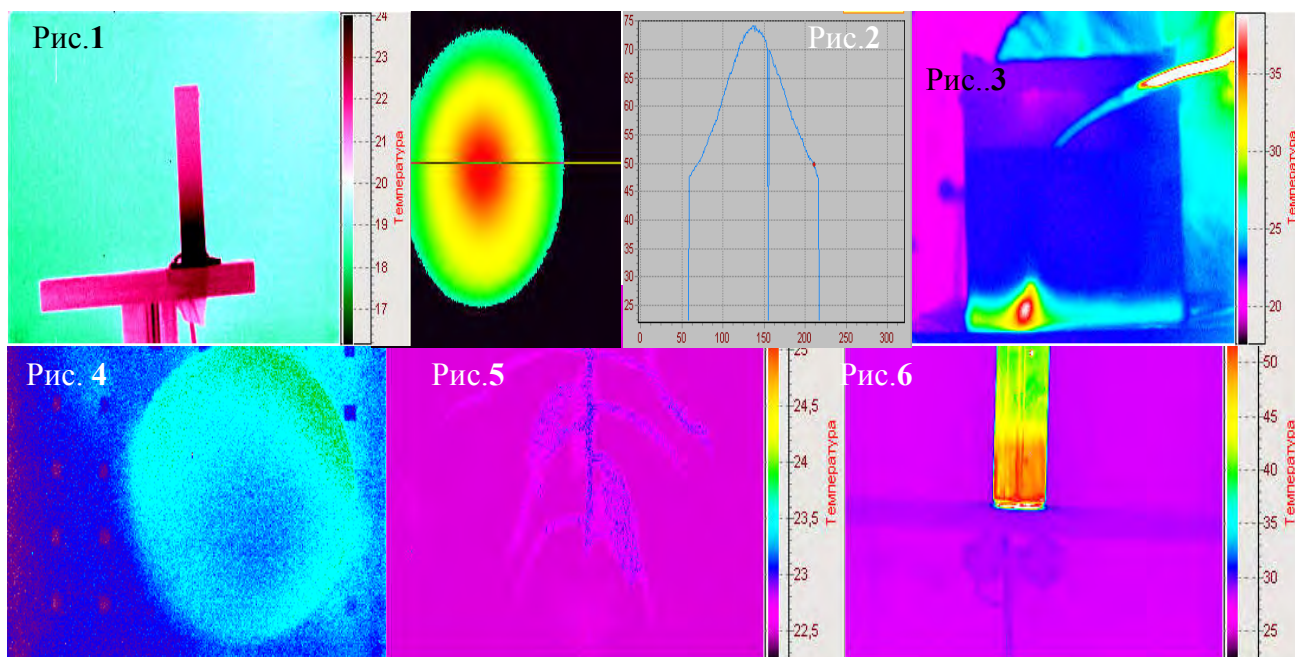
Нами накопичений великий обсяг досліджень по використанню ІЧ термографії в різних галузях. В даній роботі наведені деякі отримані результати досліджень по використанню ІЧ термографії в екології, кристалографії, біомедицині, процесу теплопередачі кераміки.

Досліджувався процес розповсюдження тепла при нагріві монокристалу кварцу в залежності від часу нагріву. Як приклад, на Рис. 1 показана термограма кристалу кварцу під час нагріву.

Розтікання тепла при локальному нагріві в центрі керамічного диску та розподіл температури по діаметру пластини показані на Рис. 2. Ця термограма отримана при дослідженні процесу передачі тепла від центру пластини до периферичної області. Процес розтікання на придонній поверхні селевого шару показаний на Рис. 3.

Досліджувався процес нагріву різних субстанцій для визначення процесу їх нагріву під впливом електромагнітного опромінювання радіочастотного діапазону, яке широко використовується для індукції гіпертермії злоякісних пухлин в якості неод"ювантного методу протипухлинної терапії (Рис.4).

Процес оводнення рослини під час поливу спостерігаємо на Рис. 5. Розподіл рівня рідини в ємності показаний на Рис. 6. Цей метод використовується для визначення рівня рідких речовин у великих ємностях.



Висновки: Термографія, як фізичний метод дослідження теплових процесів, демонструє високу ефективність та простоту у його застосуванні.

Ключові слова: термографія, наукові дослідження, теплопередача.

Література

- [1] В. П. Вавилов, Д. Ф. Нестерук, “Неразрушающий контроль материалов методами ультразвуковой и индукционной термографии”, *Инноватика и экспертиза*, вып.1(10), с.40-47, 2013.
- [2] В. А. Юрьев, В. П. Калинушкин, А. П. Лыткин, С. И. Ляпунов, “Применение инфракрасной термографии для диагностики слитков кремния”, *Микроэлектроника*, том 33, №6, с. 429-432, 2004.
- [3] В. А. Порев, В. И. Дунаевский, К. М. Божко, “Термографический контроль солнечных элементов и батарей в режиме стабилизации нагрева темновым током”, *Известия академии инженерных наук им. А.М. Прохорова*, №2, с.57-61, 2014.
- [4] К. М. Божко, В. І. Дунаєвський, В. Й. Котовський, В. П. Маслов, В. А. Порев, “Інфрачервона термографія сонячних елементів, нагрітих темновим струмом”, *Вісник Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут”. Серія “ПРИЛАДОБУДУВАННЯ”*, Ви. 46, с.56-63, 2013.
- [5] Р. П. Орел, А. В. Мякий, «Тепловой контроль работы радиоэлектронной аппаратуры», *Экономика, наука, производство: Сборник научных трудов Россия, Москва*, №26, 2013, С. 120-122.
- [6] О. Н. Будадин, А. В. Дужий, «Система теплового бесконтактного контроля сплошности металлопроката и качества материалов тепловыделяющих объектов», *Заводская лаборатория- Київ*, №11, с.29-32, 2001.
- [7] О. Н. Будадин, А. И. Потапов, В. И. Колганов, Т. Е. Троицкий-Марков, Е. В. Абрамова, *Тепло неразрушающий контроль изделий*. Москва, Россия: Наука, 2001.
- [8] Л. Г. Розенфельд, В. Ф. Мачулин, Е. Ф. Венгер, Н. Н. Колотилов, А. В. Самохин, Д. Д. Заболотная, А. Г. Коллюх, В. И. Дунаевский, Е. А. Соловьев, “Дистанционная инфракрасная термография: достижения, современные возможности, перспективы”, *Врачебное дело*, №5-6, с.119-124, 2008.

[9] В. Э. Орел, А. В. Романов, Н. Н. Дзятковская, Ю. И. Мельник, “Влияние увеличения неоднородности электромагнитного поля на усиление противоопухолевой активности доксорубцина”, *Биомедицинские приборы и системы*, с.173-177, 2008.

УДК 535.2:535.36:53.043

ДОСЛІДЖЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ПРОСВІТЛЕННЯ М’ЯЗОВОЇ ТКАНИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ФОТОМЕТРА З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

Нагорний А. І., Безугла Н. В.

Національний технічний університет України

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

E-mail: n.bezugla@kpi.ua

В останні роки в медицині зростають методи лікування, які включають в себе застосування оптичного випромінювання. Це пояснюється останніми досягненнями в області мікроскопії, розвитком лазерів, відносною безпечністю для людського організму, та дешевизною. В терапевтичних цілях оптичне випромінювання застосовують в хірургії для видалення різноманітних утворень з значно меншими крововтратами, стоматології для відбілювання зубів знаття болі, онкології усунення онкостазів, офтальмології – лазерна корекція, гінекології, дерматології та інших галузях медицини [1]. В діагностиці в таких методах як оптична когерентна томографія, методи з використанням флюоресценції, конфокальна мікроскопія та інші. Не зважаючи на всі переваги залишається проблематичним доставка оптичного випромінювання до тканин та органів які знаходяться на значній глибині. Основним фактором розсіювання променю є неоднорідність показників заломлення різних шарів шкіри. На сьогоднішній день існує велика кількість способів управління оптичними властивостями біотканин, найпопулярніші з яких компресія, розтягнення, дегідратація та коагуляція, оптичне просвітлення. Оптичне просвітлення полягає в введенні в тканину спеціального агента, який з часом знизить неоднорідність показника заломлення, що у свою чергу збільшить глибину проникнення променю [2].

Існує велика кількість хімічних сполук які застосовуються в якості оптичних просвітлюючих агентів [3]. Всі ці речовини можна класифікувати за наступною системою:

- 1) Спирти (гліцерин, варіації поліетиленгліколю, бутандіолу, водних розчинів манніту та інші).
- 2) Вуглеводи (фруктоза, глюкоза, рибоза, сахароза, декстроза).
- 3) Органічна кислота (олеїнова кислота) та.
- 4) Інші органічні розчинники (диметилсульфід та інші).

Методом даної роботи є дослідити кінетику оптичних процесів при просвітлення м’язової тканини свинини агентом ПЕГ400 [4].

Дослід проводився на м'язовій тканині свині. М'ясо не піддавалось термічній обробці (заморожуванню). Для контролю оптичних показників тканини застосовувався фотометр з еліпсоїдальними рефлекторами.

Фотометр працює за наступним принципом, джерело випромінює когерентний промінь який попадає на дзеркало яке перенаправляє його на біологічну тканину де він зазнає поглинання, відбиття та розсіювання. Далі рефлектор еліпсоїдальної форми спрямовує відбиті промені на узгоджувальну оптичну систему, яка, в свою чергу, передає оптичну енергію на приймач випромінювання.

Основною ідеєю застосування даного пристрою є отримання зображень інтенсивності відбитого та дифузно відбитого випромінювання та подальше визначення за допомогою зворотного методу Монте-Карло коефіцієнту поглинання μ_a коефіцієнту розсіяння μ_s , фактору анізотропії розсіяння, а також показника заломлення [5]. В якості просвітлюючого агента було використано розчинник ПЕГ 400, який широко застосовується в медицині. Зображення фіксувались кожні дві хвилини впродовж двох годин. Довжина хвилі 694,3 нм.

В ході проведеного дослідження було отримано фотометричні зображення розсіяного назад світла залежно від часу просвітлення (див. Рис. 1).

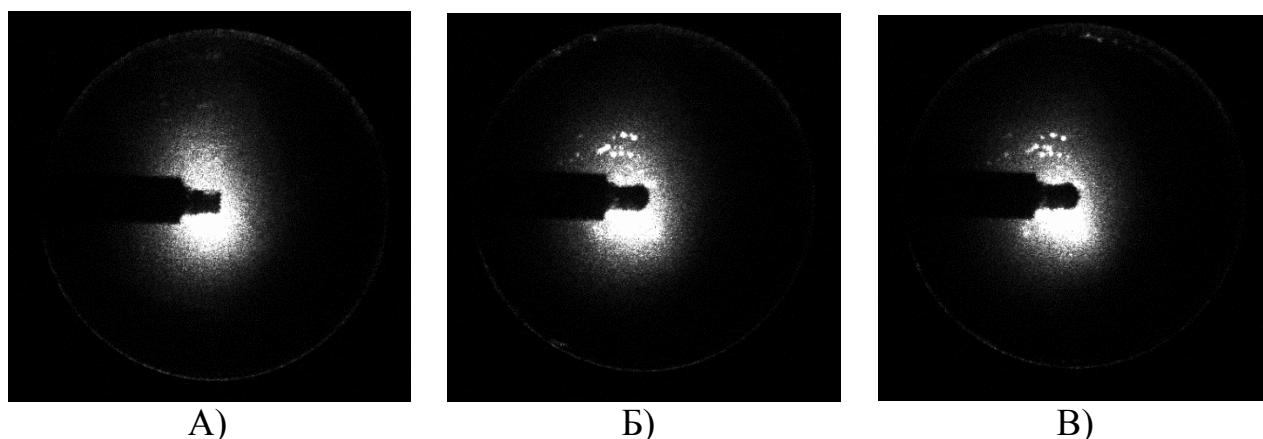


Рис. 1. Модельні зображення при фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами у відбитому світлі для часу просвітлення 0 хв (А), 60 хв (Б) та 120 хв (В).

Провівши необхідні обчислення, було виявлено, що введення в тканину агента згладжує нерівномірність показника заломлення, таким чином тканина поглинає більше світла, що доводить доцільність подальшого дослідження явища просвітлення, а також впровадження даної методики в медичну практику.

Ключові слова: оптичне просвітлення, еліпсоїдальний рефлектор.

Література

- [1] Е. А. Шахно, *Физические основы применения лазеров в медицине*. СПб, Россия: НИУ ИТМО, с. 7-13, 2012.
- [2] Е. А. Genina, A. N. Bashkatov, V. V. Tuchin, “Tissue optical immersion clearing”, *Expert Review of Medical Devices*, vol. 7, no. 6, pp. 825–842, 2010.

- [3] Е. М. Артемина, С. Р. Утц, С. А. Ювченко, Д. А. Зимняков, М. В. Алонова, “Сравнительная оценка просветляющих агентов с целью повышения качества дальней длинноволновой ультрафиолетовой терапии хронических дерматозов», *Саратовский научно-медицинский журнал*, Vol. 12 (3), с. 453–458, 2016.
- [4] М. О. Bezuglyi, N. V. Bezugla, and A. I. Nahorni, “Control of Clearing of Human Skin by Ellipsoidal Reflector Method”, *Науковий журнал “Мікросхеми та фізична електроніка*, Том 24, №2, с. 6-13, 2019. DOI: 10.20535/2523-4455.2019.24.2.172771
- [5] М. А. Безуглый, Н. В. Безуглая, А. Б. Самияк, “Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии”, *Приборы и методы измерений*, Т. 7, № 1, с. 67–76, 2016.

UDC 621: 514.83

SPATIAL-TIME PHANTOM MODEL OF VIRUS INFECTION SPREADING

¹⁾Volodymyr Skytsiouk, ¹⁾Tatiana Klotchko, ²⁾Nina Artyukhina

¹⁾National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”,
Kyiv, Ukraine

²⁾Belarussian National Technical University, Minsk, Republic Belarus

E-mail: t.klochko@kpi.ua; art49@mail.ru

Modern medicine is faced with problem of diagnosis of infectious diseases, as well as determining location of the source and nature of the formation of viruses, their structure and nature of interaction with living organisms. These problems to avoiding pandemics are paramount.

It is known that the main method of infection is penetration of virus into a living cell and formation of the object of biological structure’s pathological distortion, since viruses are able to live and reproduce only in cells of other organisms. In external environment, they do not show any signs of life. The process of finding the spatial coordinates of a pathological object’s presence zone in mass of a living organism by authors earlier has been discussed [1].

There are currently some mathematical models [2, 3, 4] for the spread of virus infections, but they mostly take into account the parameter of path from the source of infection to the affected object. But spatial parameters of the virus spreading trajectory are important because it makes it possible to change the spatial coordinates of the object’s location to avoid infection.

Thus, we need to consider the processes involved in the mechanics of virus movement (or set of viruses) in space and time from source of infection to the object of damage, which is a living cell of body. So, we are considering a single virus as pathological carrier, which forms the beginning of a pandemic.

Since the geometry of a single virus is mostly spherical, it is possible to imagine its Pandan zone [5] as a vector field of type

$$\mathbf{V} = F(\rho)\mathbf{r}, \quad \rho = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}, \quad \mathbf{r} = x\mathbf{i} + y\mathbf{j} + z\mathbf{k},$$

\mathbf{r} – distance to the center of source spread, that is maternal body, and x, y, z – Cartesian coordinates of the virus location.

Thus, at its motion in space, an element, such as a virus, forms an electromagnetic field that corresponds to its presence zone and Pandan zone of description [5], which can be detected by integrated electromagnetic radiation sensors [6] and considered as a charged particle.

The mass of this particle is mass of the virus, that is, it differs from mass of light particles. Mostly viruses spread through space not one by one, but by flow, that is, the flow propagation process can be described as the action of an electromagnetic field system and charged individual particles, then

$$S_m = -\sum mc \int_a^b dl,$$

c – speed of movement of photic radiation flux, dl - Minkowski's metric arc $\mathbb{R}^{1,3}$.

Integral is determined along Worldline of each virus spreading between the initial moment of separation from the maternal body and until it in a living cell of affected organism is immersed.

Taking into account 4-dimensional Minkowski's space-time continuum [7], we can say that Worldline of a particle motion to represent the sequence of events is used. Thus, in this case the occurrence of a pandemic, Worldline means a sequence of events, which, for example, determines the medical history of an individual group of patients or one patient, beginning from the time and place of the formation of virus by maternal body until it enters the living cell of patient's body. Then, given the three-dimensional rate v of a single virus spread in three-dimensional form over an interval t of time, we are obtained

$$S_m = -\int_{t_1}^{t_2} mc^2 \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}} dt.$$

If we consider set of viruses that spread at a sufficiently high rate of incidence, taking into account the interaction between particles and the field, we obtain the following dependence

$$S_B = -\left[\sum \frac{e}{c} \int A_k dx^k + \int_{t_1}^{t_2} mc^2 \sqrt{1 - \frac{v^2}{c^2}} dt \right],$$

e – charge of virus, $A_i dx^i$ - 1-form equation in Minkowski space $\mathbb{R}^{1,3}$, coefficients which depend on the spatial and time coordinates of virus.

Thus, results of modeling the phantom spread of virus infection we obtaine, prove possibility of determining the space-time coordinates of virus flow.

Keywords: virus infection spreading, phantom, Minkowski space, space-time coordinates.

Literature

- [1] V. I. Skytsiouk, and T. R. Klotchko, “Determination of the coordinates of the pathological zones in the mass of the biological object”, *Microwave & Telecommunication Technology*, (IEEE Xplore), vol. 2, pp. 1083-1084, 2013.

- [2] Brauer, Fred, and Carlos Castillo–Chavez, “Mathematical models in population biology and epidemiology”, vol. 40. New York: Springer, 2012.
- [3] Roberts M, Andreasen V, Lloyd A, Pellis L., ‘Nine challenges for deterministic epidemic models’, *Epidemics*, Mar 1; 10:49–53, 2015.
- [4] В. Н. Леоненко, *Математическая эпидемиология. Учебно-методическое пособие по выполнению лабораторных работ*. СПб, Россия: Университет ИТМО, 2018.
- [5] В. І. Скицюк, і Т. Р. Ключко, “Підгрунття інформаційних властивостей панданних зон абстрактної сутності. Частина 1. Основні типи панданних зон”, *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 48(2), с.105-111, 2014.
- [6] Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, і Т. Р. Ключко. Чутники електромагнітного випромінювання біотехнічних об’єктів: монографія. Київ: *Леся*, 2004. 64 с., іл.
- [7] Catoni, F., et al. *Mathematics of Minkowski Space*. Frontiers in Mathematics. Basel: *Birkhäuser Verlag*, 2008. doi:10.1007/978-3-7643-8614-6. ISBN 978-3-7643-8613-9. ISSN 1660-8046.
- [8] T. R. Klotchko, “Formalized model of the zone presence of structures of the biological objects”, *Microwave & Telecommunication Technology*, (IEEE Xplore), vol. 2, pp. 1036-1037, 2011.

УДК 541.136; 621.355.9

ВДОСКОНАЛЕННЯ ХАРАКТЕРИСТИК ЕЛЕКТРОДІВ ЛІТІЙ–ІОННИХ АКУМУЛЯТОРІВ

¹⁾Родіонов В. Є., ²⁾Сорока С. О., ³⁾Родіонов Є. В.

¹⁾Державна установа "Інститут геохімії навколишнього середовища Національної академії наук України", Відділ ядерно-фізичних технологій, Київ, Україна

²⁾Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського", Київ, Україна

³⁾Національний університет харчових технологій, Київ, Україна
E-mail: sso-ua@ukr.net

Неефективне використання енергоресурсів, перетворення хімічної енергії природного палива в інші види енергії, в основі якого лежить процес горіння, фактично поставив людство на грань екологічної катастрофи, тому енергозбереження є однією з найважливіших задач, спрямованих на збереження природних ресурсів і людства в цілому. Реалізація програм в даній області немислима без розвитку екологічно чистої сонячної і вітрової енергетики, а також створення екологічного транспорту на основі гібридних і електричних двигунів. Проблеми, що стримують розвиток найбільш ефективних індивідуальних сонячних і вітрових установок потужністю до 100 кВт і гібридного автотранспорту схожі і вимагають ефективного акумулювання енергії, що виробляється.

Найбільш ефективно, компактно і безпечно дані процеси могли б бути реалізовані за допомогою електрохімічних акумуляторів, однак існуючі промислові зразки на основі традиційних систем мають велику кількість недоліків: низьку питому енергію, токсичність, малий ресурс. При цьому

перспективи поліпшення їх параметрів виглядають сумнівно, так як розвиток даних акумуляторів практично досягло межі технічного вдосконалення.

Започаткована нами наукова робота полягає в отриманні нових методик створення та дослідженні нанорозмірних плівок на електродах літій-іонних акумуляторів отриманих за допомогою магнетронного напилення вуглецю та кремнію, які можуть покращити експлуатаційні характеристики акумуляторних батарей.

Основним завданням даної роботи є збільшити в 1,5 - 2 рази і більше існуюче відношення Wh kg^{-1} до $300\text{-}400 \text{ Wh kg}^{-1}$, зменшити в 3 - 4 рази собівартість основних катодних і анодних систем акумуляторів, що істотно зменшить його вартість.

Шар аморфного вуглецю є мезопористого структуру, сформованою з безлічі сферичних, пов'язаних між собою порожнин товщиною $0,05 - 0,1 \text{ мкм}$ і повторює конфігурацію труєної підкладки з високою пористістю. Шар наноситься магнетронним розпиленням при подачі в робочу камеру робочого газу аргону. Параметри плівок вуглецю залежать від тиску аргону в камері напилення. Склад напилення плівки плавно змінюється при контрольованому вакуумметрами зміні тиску аргону.

Запропонований метод полягає в тому, що заявлений спосіб отримання тонкоплівкового нанокompозитного електродного матеріалу для негативного електрода літій-іонних акумуляторів на основі плівок, сформованих з нанорозмірних кластерів кремнію в оболонці з двоокису кремнію, які отримують в одну стадію магнетронним розпиленням кремнієвої мішені в плазмі, що містить аргон і контрольовані добавки кисню.

Зазначені наноструктуровані плівки отримують в плазмі магнетронного розряду, що містить 1 – 3 % кисню за об'ємом в аргоні. Збільшення або зменшення частки кисню в аргоні, який напускається в камеру для формування плазми, призводить до збільшення або зменшення вмісту двоокису кремнію в плівці. Це дозволяє регулювати вміст двоокису кремнію в плівці. За результатами електрохімічних досліджень вміст двоокису кремнію в плівці має перебувати в межах 16 – 41 вагових %, наноструктурований кремній в оболонці двоокису кремнію при цьому має кластерну структуру з розмірами кластерів 5 – 15 нм, що дозволяє забезпечити високі значення кулонівської ефективності та питомої ємності електрода літій-іонних акумуляторів.

Збільшення іонної провідності зразків відбувається в основному за рахунок зменшення опору кордонів зерен. Це може бути обумовлено декількома причинами: зменшення концентрації діелектричних домішок в поверхневому шарі, про що свідчать дані рентгенофазового аналізу; збільшення кількості контактів між частинками, підвищення концентрації і прискорення дифузії іонів літію в при поверхневому шарі за рахунок збільшення вакансійного розподілу.

Ключові слова: акумуляторна батарея, вакуумна камера, магнетронне напилення, нанорозмірні плівки.