

**СЕКЦІЯ 6**  
**ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ**  
**БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

УДК 501.508: 551.510

**НЕФЕЛОМЕТР–ПОЛЯРИМЕТР**

*Смунев Д. А., Кугейко М. М.*  
*Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь*  
*E-mail: [kugeiko@bsu.by](mailto:kugeiko@bsu.by)*

Ранее в [1] получены устойчивые регрессионные соотношения, которые связывают определяемые микрофизические параметры популяций (МФП) эритроцитов в форме сферы и двояковогнутого дискоида с измеряемыми оптическими параметрами (коэффициентами рассеяния под углом и коэффициентами поляризации для поляризованного и неполяризованного оптического излучения). Для каждого из определяемых параметров установлены углы, обеспечивающие минимальную погрешность (~ единиц процентов), рассчитаны коэффициенты в регрессионных соотношениях, что является основой метода измерения комплекса МФП эритроцитов.

Реализация методов определения МФП эритроцитов на базе установленных регрессионных соотношений между измеряемыми и определяемыми параметрами осуществима по довольно простой нефелометрической схеме измерений.

Посылку и регистрацию зондирующего излучения осуществляют двумя источниками и двумя приемниками излучения по двум пересекающимся в рассеивающей среде направлениям зондирования и дополнительно теми же двумя приемниками регистрируют рассеянные средой (в области пересечения направлений зондирования) потоки, а о величине коэффициентов рассеяния под углом и коэффициента поляризации судят по величинам зарегистрированных рассеянных и прошедших через среду зондирующих световых потоков. Для разделения сигналов используется режим с поочередной работой излучателей, а также модуляция сигналов.

Выражения для коэффициента рассеяния и поляризации под углом  $\Theta$  зависят только от измеряемых сигналов и имеют вид:

$$\beta(\Theta) = \sqrt{\frac{P_{\theta}(R_1, R_3)P_{\theta}(R_2, R_4)}{P(R_1, R_4)P(R_2, R_3)}}, \quad P(\Theta) = \frac{i_{\parallel}(\Theta) - i_{\perp}(\Theta)}{i_{\parallel}(\Theta) + i_{\perp}(\Theta)} = \frac{CP'_{\theta}(R_1, R_3) - P'_{\theta}(R_2, R_4)}{CP'_{\theta}(R_1, R_3) + P'_{\theta}(R_2, R_4)}$$

где  $C = A_1K_2/A_2K_1$ .

Количественное значение  $C$  определяется с использованием прямо прошедших сигналов и равно  $P_{\theta}(R_2, R_4)/P_{\theta}(R_1, R_3)$  при любом  $\Theta$ .

Таким образом, рассмотренный выше измеритель МФП эритроцитов является эксплуатационно устойчивым, имеет повышенную надежность, так как влияние таких неконтролируемых факторов, как загрязнение оптических поверхностей, изменение мощностей излучателей и аппаратурных констант приемников, будет практически исключено. Это, в свою очередь, повышает и точностные характеристики определяемых параметров.

*Ключевые слова:* микрофизические параметры эритроцитов, коэффициенты рассеяния и поляризации.

#### **Литература**

- [1] Кугейко М.М., Смутнёв Д.А. Вестник БГУ. Сер. 1, Физика. Математика. Информатика. – 2016. – № 2. – С. 73–78.

УДК 620.11

## **ПІДГОТОВКА ЗРАЗКІВ ПРИ ДОСЛІДЖЕННІ ТЕПЛОФІЗИЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНИХ РЕЧОВИН**

*Матвієнко С.М., Матвієнко А.М.  
КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна  
E-mail: [s.matvienko@kpi.ua](mailto:s.matvienko@kpi.ua)*

Одними з основних показників стану здоров'я людини є фізичні характеристики крові, тому їх вивченню присвячено досить багато досліджень в різних країнах світу.

Часто в імунології та судовій медицині для діагностики стану кровоносної системи використовують теплофізичні характеристики (ТФХ) крові. Тому при проведенні досліджень в цьому напрямку було встановлено, що доцільним є застосування методу прямого підігріву термістора для вимірювання теплопровідності крові. Для цього використовувався багатоканальний прилад для вимірювання теплопровідності рідин, що має невелику похибку вимірювання – менше 2,8%.

Інколи при проведенні досліджень необхідно проводити вимірювання характеристик сумішей або розчинів крові з різними речовинами. Так, для визначення наявності та ступеня імунологічної реакції необхідно провести порівняння ТФХ контрольної суміші та суміші кров+алерген. При цьому за величиною відхилення ТФХ суміші кров+алерген від ТФХ контрольної суміші і визначається наявність та ступінь імунологічної реакції.

Оскільки біологічні матеріали, при зміні їх температури, з часом змінюються їх властивості, тому дослідження характеристик таких речовин треба проводити з врахуванням цих обставин за відповідними методиками. Кров має властивість згортуватися, а при змішуванні її з речовинами, які запобігають згуртуванню, кров через деякий час розділяється на плазму та важкі фракції.

В процесі досліджень ТФХ крові з'ясувалося, що кількість антикоагулянта в пропорції 5:1, яка використовується зазвичай, недостатня для повного

запобігання процесу згортання крові. В такій пропорції (5:1) відбувається часткове згортання крові, про що свідчить зменшення теплопровідності в порівнянні з даними вимірювання сумішей крові та антикоагулянта в пропорції 5:2. Також на основі отриманих експериментальних даних встановлено, що в суміші при пропорції кров: антикоагулянт 5:1 залишається невеликий згусток крові, що може утворюватися на поверхні вимірювального зонду. Цей факт спотворює результати вимірювання і призводить до значної похибки визначення ТФХ біологічного матеріалу, оскільки утворений згусток має значно нижчу теплопровідність, ніж інші компоненти крові.

Враховуючи вищезазначене, при проведенні досліджень ТФХ біологічних речовин необхідно максимально скорочувати процедуру підготовки зразків досліджуваної крові, попереднього підігрівачи та розмішуючи зразки в медичному шейкері.

*Ключові слова:* імунологія, теплопровідність, прямий підігрів термістора.

УДК 615.831.7

## КЕРУВАННЯ УЛЬТРАЗВУКОВИМ ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНИМ АПАРАТОМ ІЗ ФІЗІОЛОГІЧНИМ ЗВОРОТНІМ ЗВ'ЯЗКОМ

*Кравченко А. Ю., Терещенко М. Ф.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-Mail: anatoliy.kravchenko1991@gmail.com, agfarkpi@i.ua*

При використанні у медичній практиці апаратів ультразвукової терапії (УЗТ) важливе значення має відповідність вихідних параметрів номінальним. Як свідчать результати досліджень, поширеними є випадки значних відхилень від номінальних значень. Якщо застосовуються апарати УЗТ, вихідні параметри яких поза встановленими нормами, то можливі два основні варіанти: у першому випадку пацієнт може отримати зовелику дозу ультразвуку, що може нести загрозу його здоров'ю та призвести до травм; у другому випадку, пацієнт може отримати меншу дозу, аніж передбачав лікар, що потенційно може знизити ефективність від лікування. Так при дії ультразвуку змінюється характер протікання фізіологічних та фізико-хімічних процесів в живій тканині [1].

Тому пропонується, для вирішення даної проблеми, застосувати спосіб контролю вихідних параметрів ультразвуку апаратів УЗТ, шляхом створення та впровадження системи керування із біологічним зворотнім зв'язком [2] (рис.).

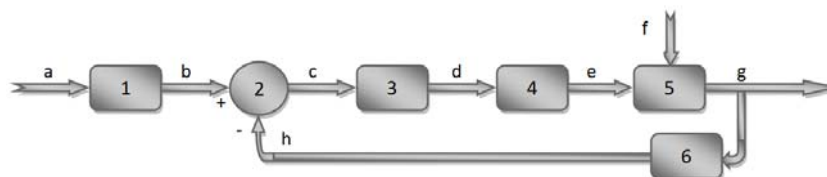


Рис. 1. Функціональна схема системи:

1 – елемент передавання контролю, 2 – елемент порівняння, 3 – елемент передавання управління, 4 – силовий привід, 5 – елемент передавання стану пацієнта  $b$  - елемент передавання вимірювання,  $e$  – регульована змінна,  $b$  – посилювальна змінна,  $c$  – змінна похибки,  $d$  – змінна контрольної переваги,  $h$  – змінна зворотного зв'язку,  $g$  – фізіологічна змінна,  $f$  – змінна порушення спокою пацієнта,  $a$  – контрольна змінна.

Особливою властивістю системи керування із біологічним зворотнім зв'язком є вимірювання фізіологічної змінної для регулювання постачання енергії задля контролю цільової фізіологічної змінної [3].

#### **Література**

- [1] М. Ф. Терещенко, А. Ю. Кравченко, М. В. Чухраєв, А. Ю. Курлянцева, “Вплив ультразвуку терапевтичних інтенсивностей на кластерну структуру дистильованої води” *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 51(1), с. 126-131, 2016.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої*. Київ, Україна: Політехніка, 2018.
- [3] ДСТУ EN 60601-1-10:2015 Вироби медичні електричні. Частина 1-10. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик.

УДК 615.849.19: 577.15

### **ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ВОЗДЕЙСТВИЯ В СОЧЕТАНИИ С ВВЕДЕНИЕМ РАСТИТЕЛЬНЫХ ЭКСТРАКТОВ ДЛЯ РЕГУЛЯЦИИ АНТИОКСИДАНТНОЙ СИСТЕМЫ КРЫС ПРИ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОМ САХАРНОМ ДИАБЕТЕ**

*Орёл Н. М., Лисенкова А. М., Железнякова Т. А.  
Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь  
E-mail: [lisenkova@bsu.by](mailto:lisenkova@bsu.by)*

Ранее было показано, что воздействие низкоинтенсивным лазерным излучением (НИЛИ) на область биологически активных точек (БАТ) при введении некоторых лекарственных средств увеличивает эффективность их действия [1, 2]. Отмечалось положительное регуляторное действие НИЛИ на метаболические процессы в органах и тканях крыс с экспериментальным аллоксановым сахарным диабетом (СД) путем лазерной активации БАТ в сочетании с внутрижелудочным введением лактоферрина [1]. Были установлены некоторые закономерности лазерной коррекции изменений маркерных показателей интенсивности работы антиоксидантной системы в организме крыс при экспериментальном аллоксановом СД путем воздействия на БАТ и введением масла семян расторопши пятнистой [2].

Изучается возможность регуляции активности супероксиддисмутазы (СОД), каталазы (Кат) и уровня малонового диальдегида (МДА) в печени крыс с СД путем воздействия НИЛИ ( $\lambda = 650$  нм) на БАТ в сочетании с введением водных экстрактов растений – Пижмы обыкновенной (*Tanacetum vulgare*, П.о.) и Цмина

песчаного (*Helichrysum arenarium*, Ц.п.), обладающих желчегонным, гипогликемическим, антибактериальным и др. действием.

Исследования показали, что введение в организм крыс с сахарным диабетом экстракта Ц.п. и П.о. в сочетании с лазерным облучением БАТ инициирует нормализацию активности определяемых ферментов и содержания ТБК-активных продуктов у этих животных, но уровни показателей остаются выше контрольных значений в среднем на 25 %. Введение экстракта Ц.п. более эффективно приближает к значениям нормы изменения, установленные в печени крыс с диабетом, чем П.о., а при комбинации действия экстракта Ц.п. и активации БАТ НИЛИ нарушения активностей СОД, Кат и уровня МДА в печени крыс с СД практически восстанавливаются до контрольных значений.

Таким образом, комплексное использование лазерного воздействия в сочетании с растительными препаратами позволяет регулировать активность ферментов антиоксидантной системы и ПОЛ у крыс с экспериментальным СД.

*Ключевые слова:* лазерное излучение, биологически активные точки, растительные экстракты, диабет.

#### **Литература**

- [1] Н. М. Орёл, А. М. Лисенкова, Т. А. Железнякова, И. А. Кобак, *Вестник БГУ*. Сер. 1, № 2, с. 33-39, 2014.
- [2] Н. М. Орёл, А. М. Лисенкова, А. А. Абметко, Т. А. Железнякова, *Доклады БГУИР*, № 7, (101), с. 95-99, 2016.

UDC 621:615.849.19

## METHOD OF BIOLOGICAL TISSUE REGENERATION IN THE TREATMENT OF SINGLE WOUNDS AND SKIN DAMAGES

*Tatiana Klotchko, Iryna Hrybanova*

*Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine*

*E-mail: [t.klochko@kpi.ua](mailto:t.klochko@kpi.ua)*

The actual problem of modern medicine, despite the extensive research that is being carried out in the field of treating skin, which damaged as a result of wounds, burns, is the technology of regeneration of biological tissues. In particular, this problem concerns field military medicine and emergency medicine, when it is necessary to quickly solve a critical situation, for example, in the elimination of bleeding wounds.

The active use of laser radiation to stimulate the regeneration of open wounds has been proven by works [1, 2]. And well known use of incoherent radiation wavelength of 0.47 microns of some researchers [3].

The report describes a new author's technique of exposure to integrated radiation on problem areas of an organism. The modes of influence with the use of low-energy coherent radiation (radiation power from 3.5 to 4.8 mW) of wavelengths of 0.53 microns, 0.65 microns, 0.46 microns are proposed. The first two wavelengths of radiation provide a significant enhancement of the immune system, since they affect



the biological components of the blood in full coincidence with the spectral sensitivity of the hemoglobin. The other part of the light coherent radiation significantly affects the biological parameters of the skin components, while there is an acceleration of healing of skin damages. Time modes of coherent integrated radiation influence, which correspond to activation of biological structures of blood and skin, are suggested. Models of the propagation of light radiation in biological tissues for different modes of radiation are proposed.

*Keywords:* regeneration of biological tissues, wounds, skin damages, integrated light coherent radiation.

#### **References**

- [1] А. Х. М. Дастжерді, Т. Р. Клочко, С. М. Ткаченко, “Метод комплексного лазерофорезу при лікуванні рубцевих утворень та відкритих ран,” *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, вип. 34, с. 148-154, 2007.
- [2] Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, Т. Р. Клочко, *Інтегровані фізіотерапевтичні системи ТОНТОР*. Київ: НТУУ «КПІ», 2007. 216 с.
- [3] N. Adamskaya, P. Dungal, R. Mittermayr, J. Hartinger, G. Feichtinger, K. Wassermann, H. Redl, M. van Griensven, “Light therapy by blue LED improves wound healing in an excision model in rats”, *Injury, Int. J. CareInjured*, 42, pp. 917-921, 2011.

УДК 621.317.421.3

### **ЗМІНА ЗНАЧЕНЬ МАГНІТНОЇ ІНДУКЦІЇ НА ІНДУКТОРАХ АПАРАТУ «МИТ-11Т»**

<sup>1)</sup>Рудик В.Ю., <sup>2)</sup>Терещенко М.Ф., <sup>2)</sup>Рудик Т.О.

<sup>1)</sup>Інститут фізики та біофізики НАН України, Київ, Україна

<sup>2)</sup>КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

E-mail: [ru58@ukr.net](mailto:ru58@ukr.net), [agfarkpi@i.ua](mailto:agfarkpi@i.ua)

На сучасному етапі розвитку інформаційно - вимірювальної техніки актуального значення набуває контроль технічних характеристик фізіотерапевтичних апаратів. На базі апарату «МИТ-11» на основі конструктивних рішень, запропонованих в [1], нами розроблено експериментальний зразок апарату для фізіотерапії комбінованого «МИТ-11Т», в магнітному індукторі якого з червоним лазером встановлено температурний датчик (ТД) [2]. Температурне реле включено послідовно в ланцюг апарат – індуктор. ТД здійснюється контроль температури індуктору та біологічної тканини під час фізіотерапевтичної процедури. Вимірювання температури проводиться з точністю 0,1°C. Робочий діапазон температури на реле 0 - 42°C. Наявність зворотного зв'язку (ЗЗ) сприяє підвищенню лікувального ефекту. Реле забезпечує автоматичне відключення магнітних індукторів апарату при досягненні критично допустимого значення температури біологічної тканини.

Магнітна індукція (МІ) – найбільш важлива технічна характеристика та фактор лікування апаратів магнітотерапії. Для дослідження фактичного значення МІ та порівняння з режимами роботи експериментального зразка

апарату «МИТ-11Т» зі ЗЗ в даній роботі представлено результати вимірювання постійного і змінного магнітного поля лівого (червоного) та правого (інфрачервоного) індукторів за допомогою тесламетрів НТ-20 та Ф4356 на частоті 50 Гц. Частота 50 Гц є однією з найбільш ефективних частот магнітотерапії. Значення постійної (змінної) МІ на червоному індукторі для режимів роботи апарату 6, 12, 15, 18 мТл в центрі становить 3,5 (0,65); 5,9 (0,8); 7,9 (1,6); 9 (2) мТл та зменшується на відстані 15 мм від центру індуктору на 45% (46%); 37% (63%); 34% (69); 29% (75%) відповідно.

Результати вимірювання надали підстави стверджувати, що з оснащенням ЗЗ експериментального зразка апарату «МИТ-11Т» зниження величини МІ у порівнянні з апаратом «МИТ-11» не спостерігається. Сумарна величина МІ, яка складається з постійної та змінної складової, знаходиться на рівні, достатньому для здійснення лікувального ефекту.

*Ключові слова:* індуктор, магнітна індукція, температурний датчик.

#### **Література**

- [1] В. Ю. Рудик, М. Ф. Терещенко, та Т. О. Рудик, «Спосіб адаптивної магнітотерапії», *Вісник НТТУ «КПІ». Серія приладобудування*, № 51(1), с.139-144, 2016.
- [2] В. Ю. Рудик, М. Ф. Терещенко, Т. О. Рудик, та М. В. Чухраєв, «Апарат магнітотерапії «МИТ-11Т» з температурним реле», *XVI Міжнародній науково-технічній конференції «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»*, Кременчук, 2017, с. 82 - 84.

УДК 53.083.91

## **СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ ВПЛИВУ БІОЛОГІЧНО АКТИВНИХ РЕЧОВИН НА ШКІРУ**

*Сорока С.О., Пашикіна О.В.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-mail: [sso-ua@ukr.net](mailto:sso-ua@ukr.net), [olgapashkina2@gmail.com](mailto:olgapashkina2@gmail.com)*

Широке застосування як в спеціалізованих закладах, так і в повсякденному житті мають медичні та косметичні засоби, тому на сьогодні аналіз дії біологічно активних речовин на шкіру є досить актуальним питанням.

Запропонований нами спосіб визначення впливу біологічно активних речовин на шкіру, вирішується за рахунок того, що аналіз нанесених на шкіру косметичних або лікувальних засобів проводимо за допомогою послідовних серій знімків камерою, яка працює в широкому спектральному діапазоні. Після того аналізуємо зміну зображень до та після застосування засобів, при цьому враховуємо часову складову впливу.

Для визначення впливу на шкіру наносяться біологічно активні речовини, наприклад косметичні засоби для автозасмаги або відбілювання шкіри, після чого у видимому діапазоні визначається зміна стану шкіри в певних часових інтервалах, а в інфрачервоному діапазоні визначаються можливі алергічні

реакції. Для оцінки процесу впливу аналізуємо зображення з використанням комп'ютерної обробки.

Застосування запропонованого методу дозволить оцінювати індивідуальну реакцію шкіри людини при використанні косметичних та лікувальних засобів для шкіри. Також даний спосіб дає змогу вчасно виявити шкідливі прояви, використати коригувальні засоби для покращення стану шкіри та зменшити ризик виникнення алергічної реакції.

*Ключові слова:* біологічно активні речовини, спектральний діапазон.

#### **Література**

- [1] В. Я. Беленький, Б. Г. Вайнер, “Метод оценки эффективности действия косметических средств и процедур”. Патент Российской Федерации 2142634С1, 15.09.1997 г.

УДК 615.84

### **МОДУЛЬНІ АДАПТИВНІ ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ**

<sup>1)</sup> Терещенко М.Ф., <sup>2)</sup> Чухраєв М.В., <sup>3)</sup> Тарасюк І.Є., <sup>1)</sup> Терещенко К.М.

<sup>1)</sup> «КПІ ім.Ігоря Сікорського», <sup>2)</sup>ТОВ «Науково- методичний центр «Медінтех» м.Київ,

<sup>3)</sup>Український державний хіміко-технологічний університет м. Дніпро Україна

E-mail: [agfarkpi@i.ua](mailto:agfarkpi@i.ua)

В останні роки тенденції в розвитку фізіотерапевтичних апаратів і систем зв'язані не тільки з глобалізацією та створенням складних автоматизованих лікувально-діагностичних комплексів з адаптацією до біологічного середовища (БС), а і з розробкою простих бюджетних модулів адаптивних фізіотерапевтичних апаратів (АФТА) з окремими режимами фізіотерапевтичного впливу та косметологічної дії [1].

Ознаками цих тенденцій є випуск модулів спеціалізованих на окремому виді фізіотерапевтичної чи косметологічної процедури. Особливістю цих модулів є їх можливість агрегувати в комплексну станцію (КС) інтегрально-системного обслуговування. Конструктивно така станція виконана в вигляді самонаборної стійки в яку підключені окремі модулі. Алгоритм роботи КС забезпечує оцінку фактичного стану пацієнта [2].

Окремі модулі АФТА використовують дію механічних, акустичних коливань (ультразвуку) та вплив декількох компонентів і складових фізичних полів на клітини БС, а інтегральним параметром оцінки стану пацієнта являється, як градієнти температура  $T(t)$  локальної зони дії, так і зміна температури всього організму в цілому, показники тиску крові та їх динаміка, коливання пульсу, електрокардіограми та точний дозований контроль вихідних параметрів впливу. Такі модулі АФТА мають невисоку вартість, доступні малим медичним центрам, поліклінікам, амбулаторіям сімейної медицини.

Ці модулі АФТА використовуються косметологічними салонами та слугують в якості домашніх апаратів профілактики захворювань.



Комплексні станції АФТА характеризується розширеною первинною діагностикою фактичного стану біологічної зони дії, та всього організму в цілому, вибором режимів комбінованої дії акустичного сигналу та параметрів фізичних полів (ФП), причому ефективність впливу фізіопроцедури оцінюється по поточним параметрам відклику біологічної тканини на дозовану дію ультразвуку та ФП. Біофізичну моделі БС при дії дозованих сигналів та полів і її відклик можна виразити через параметр  $W(t)$ , що включає в себе

$$W(t) = F\{f\langle I, h, p, dp, A \rangle, T, \Delta T(t), f\langle B, f \rangle, t, G, dx, dy, dz\}.$$

$W(t)$  враховує дії магнітної індукції  $B(t, f)$ , ультразвуку  $I(t)$  та його амплітуду  $A$ , тиску  $p$  та його градієнту  $dp$ , часу дії  $t$ , градієнтів температури  $\Delta T(t)$ , форми сигналів  $G\{B(t), I(t), \}$  частоти  $f$ , координат  $dx, dy, dz$ , в часі  $t$ .

*Ключові слова:* модульні адаптивні фізіотерапевтичні апарати.

#### **Література**

- [1] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої*. Київ: Вид-во «Політехніка», 2018.
- [2] М. Ф. Терещенко, М. В. Чухраєв, І. Є. Тарасюк, “Система автоматизованих лікувально-діагностичних комплексів з адаптацією”. *Збірник тез доповідей XV міжнародної науково-технічної конференції. Приладобудування: стан і перспективи*, Київ, 2016, с.131-132.

УДК 616.152.21: 612.22

## **ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ ТРАНСКУТАННОГО СЕНСОРА КИСНЮ**

*Івченко П.О.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського”, Київ, Україна*

*E-mail: [polina.mityi@i.ua](mailto:polina.mityi@i.ua)*

В сучасній медицині більш уваги приділяється неінвазивним методам діагностики. Інвазивні методи газового аналізу в основному обмежуються вивченням вмісту кисню в альвеолярному повітрі, артеріальної та венозної крові. Інвазивні методи дослідження мають ряд недоліків: не завжди можлива катетеризація артерій, що призводить до тромбоутворення, можливе інфікування, електроди потребують частого калібрування і т.ін.

Неінвазивні дослідження процесів газообміну між кров'ю і тканинами стало можливим завдяки успішному розвитку транскутанної киснеметрії [1]. Суть методу полягає в використанні мембранних сенсорів кисню, що дозволяє безперервно черезшкірно (транскутанно) визначати парціальний тиск кисню ( $pO_2$ ), що корелює з показником  $pO_2$  артеріальної крові. Такий метод дістав назву транскутанного визначення вмісту кисню в крові.

Тривалі транскутанні вимірювання  $pO_2$  необхідні в терапевтичній практиці як для дорослих так і для новонароджених дітей. Величина  $pO_2$  виміряна транскутанно відображає значення артеріального  $pO_2$  з великою достовірністю. Ці значення відповідають один одному тим більше, чим однорідніше мембрана

шкіри груп пацієнтів, тобто в найбільшій мірі в новонароджених, оскільки шкіра у них тонка, мало розрізняється у різних дітей.

Вимірювання абсолютних значень та динаміки  $pO_2$  є однією з ключових проблем сучасної медицини. Механізм транспорту кисню в тканині, корекція його порушень можливі при вирішенні фізичних процесів, що проходять на межі розподілу двох поверхонь: стінкою артеріально-венозного капіляра і зовнішньою поверхнею шкіряного покриву при накладенні на шкіру транскутанного сенсора кисню. Постачання кисню тканинам – складний процес, який здійснюється системами зовнішнього дихання, кровообігу, капілярної циркуляції і окислювально-відновлювального потенціалу клітин. Транспорт кисню є найважливішим показником життєзабезпечення і його адекватна оцінка обов'язкова для вибору оптимального методу лікування.

Основний висновок, який можна зробити те, що транскутанний метод є перспективним, отримані результати не завжди однозначні, значно залежать від специфіки об'єкту і в кожному конкретному випадку необхідно розробляти відповідну методику застосування.

*Ключові слова:* транскутанний сенсор кисню, неінвазивна діагностика, кисень, парціальний тиск кисню.

#### **Література**

- [1] А. Бубулис та П. О. Івченко, “Транскутанний сенсор для киснеметрії”, на XVI Міжнародній науково-технічній конференції. Приладобудування: стан і перспективи, Київ, 2017, с.116-117.

УДК: 53.083:[61.617-089 + 61.617.51]

### **ПОШУК СПОСОБІВ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ ПЕРИФЕРІЙНОГО ВІДДІЛУ НЕРВОВОЇ ТКАНИНИ В ПРАКТИЦІ ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОГО ХІРУРГА**

<sup>1)</sup>Сорока С.О., <sup>2)</sup>Паливода Р.С.

<sup>1)</sup> КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

<sup>2)</sup> НМУ ім. О.О. Богомольця, Київ, Україна

E-mail: [sso-ua@ukr.net](mailto:sso-ua@ukr.net), [Romeo.250390@gmail.com](mailto:Romeo.250390@gmail.com)

Серед патологій нервової системи органічне пошкодження нервів в практичній діяльності щелепно-лицевого хірурга є доволі частим явищем. Невропатія лицевого нерва (НЛП) посідає друге місце у структурі патології периферичної нервової системи у дорослих. Серед патологічних процесів, які можуть викликати вторинне травмування гілок *n. facialis*, є пухлини привушно слинної залози, черепно-лицеві травми, ятрогенні фактори тощо. Пошкодження гілок лицевого нерву спричиняють дисфункцію м'язів, створюють функціональний, естетичний та психологічний дискомфорт [1, 2].

Метою дослідження стало вивчити можливі технічні способи візуалізації периферійної нервової системи в клініці з метою пошуку альтернативного

методу інтраопераційного нейромоніторингу гілок лицевого нерва, базуючись на властивостях нервового волокна.

У 1964 р. вперше в медичній галузі *Gako J.* (1965), *Parsons R.* (1966) запропонували використовувати світлові та звукові датчики на основі двох методик: електроміографії (ЕМГ) та механографії м'язів. У 1978 р. інша група науковців проводила реєстрацію акустичних стовбурових викликаних потенціалів (ВП). На сьогодні реєстрацію функції рухових черепних нервів (V та VII пари) визначають за допомогою *free-run* (постійний режим). Це значно безпечніше аніж голкова (акупунктурна) стимуляція, яка проводить, коли пацієнт в свідомості.

Окрім візуального контролю (*ad oculus*) на ринку медичної приладів існують системи інтраопераційного моніторингу (контроль цілісності нервів): KLS Martin (NervScout), NIM 3.0 Neuro, Response, Eclipse (4-х, 8-ми та 32-х канальні системи, Medtronic).

Загалом в профільній літературі описано наступні способи:

1. Комп'ютерна томографія (*Fahr L.M., Sauser D.D.*), переважно має наукове значення.

2. Магнітно-резонансна томографія (обмежене використання, дороговартісність, відсутність контролю в режимі реального часу, лише поздовжня реконструкція ходу нерва, діагностика периневральних пухлин).

3. Ультрасонографія (датчики (трансдюсер) з частотою 5-10 МГц, сонографія з високою роздільною здатністю (*HRUS*)) – застосовують для позиціонування нервового волокна, наприклад, з метою контролю проведення анестезії.

### **Висновки**

На сьогодні галузь виробництва медичних приладів в повній мірі не володіє в своєму арсеналі інноваційними, альтернативними способами ідентифікації периферичних нервів, що можуть значно вдосконалити хірургічну тактику на ряду з досвідом та візуальним контролем операційної рани.

*Ключові слова:* нервова тканина, лицевий нерв, нейромоніторинг, візуалізація периферійних нервів

### **Література**

- [1] В. І. Цимбалюк, Я. В. Цимбалюк, М. А. Дем'янов, І. Б. Третяк, “Електростимуляція у відновному лікуванні наслідків ушкодження лицевого нерва”, *Шпитальна хірургія*, №1, с.58-60, 2014.
- [2] Л. Л. Чеботарьова, І. Б. Третяк, А. І. Третьякова, “Інструментальні методи діагностики ураження лицевого нерва (огляд літератури)”, *Укр. нейрохірург. журнал*, № 4, с. 24-34, 2002.

УДК 617.741-077.21

## ІНТРАОПЕРАЦІЙНА БІОМЕТРІЯ ОКА

*Чиж І. Г., Хрієнко К. С.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-mail: [i.g.chizh@gmail.com](mailto:i.g.chizh@gmail.com), [katia.hrienko.1@gmail.com](mailto:katia.hrienko.1@gmail.com)*

Катаракта (помутніння кришталика ока) – поширена вікова патологія зорового органу людей похилого віку. В світі щорічно проводиться більше 20 мільйонів хірургічних операцій з імплантації штучних інтраокулярних лінз (ІОЛ). Забезпечення планової післяопераційної рефракції ока потребує здійснення його доопераційної біометрії та на основі її результатів – розрахунків потрібної оптичної сили ІОЛ. Однак ця технологія не гарантує похибки постопераційної рефракції ока в межах менших  $\pm 0.25$  дптр. Тому подальшим напрямком вдосконалення методів визначення потрібного значення оптичної сили ІОЛ стала інтраопераційна біометрія афакічного ока, тобто біометрія ока в момент після видалення з нього патологічного кришталика. Для цього компанією Wave Tec Vision Systems Inc (США) створено прилад *ORA System® with VerifEye™*, а компанією Clarity Medical Systems (США) прилад *HOLOS IntraOp™ Wavefront Aberrometer*. Обидва прилади використовують аберометрію ока з визначенням амплітуд абераційних мод нижчих степеневих порядків, які, за задумом розробників, повинні дати більше точне визначення потрібної оптичної сили ІОЛ. Проте клінічне застосування цих приладів поки що не показало дуже обнадійливих результатів. Похибки післяопераційної рефракції ще залишаються далеко за бажаними межами.

На наш погляд причиною такої невдачі є вибір аберометричного методу біометрії афакічного ока, який є суттєво чутливим до оптичних завад, що обумовлені існуючою оптичною неоднорідністю ока в указаному стані, та можливою зміною кривизни передньої поверхні рогівки через неприродний внутрішній тиск.

Нами пропонується більш простий в технічній реалізації метод інтраопераційної рефрактометрії, з використанням фотоелектричного аналізу тривимірного розподілу освітленості в «повітряному» зображенні світлової мікрозони сітківки афакічного ока. Метод та апаратний засіб для його реалізації дозволяють визначити кривизну рогівки на момент імплантації ІОЛ, а також вимірювати осьову довжину ока, що створює умови для більш точного визначення потрібної оптичної сили ІОЛ з урахуванням її фактичного розташування в оці пацієнта. Метод є вільним від впливу факторів, що діють як завади при аберометрії, і це дозволяє нам вважати його ефективним і перспективним.

*Ключові слова:* інтраопераційна рефрактометрія ока, «повітряне» зображення мікрозони сітківки.

УДК 623.4

## ЛАЗЕРНИЙ ФАЗОІМПУЛЬСНИЙ ДАЛЕКОМІР

Арустамян А.Е., Яненко О.П.

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

E-mail: [arsen.arsen199415@gmail.com](mailto:arsen.arsen199415@gmail.com), [op291@meta.ua](mailto:op291@meta.ua)

Лазерні далекоміри дозволяють проводити вимірювання відстаней до різноманітних об'єктів зондування. Відоме широке використання далекомірів в геодезії, будівництві та у військовій справі. Однією із проблем є забезпечення високої точності та роздільної здатності світлодалекомірів. Тому дослідження та покращення цих параметрів є актуальним.

На рисунку 1 зображена структурна схема запропонованого авторами фазоімпульсного лазерного далекоміра.

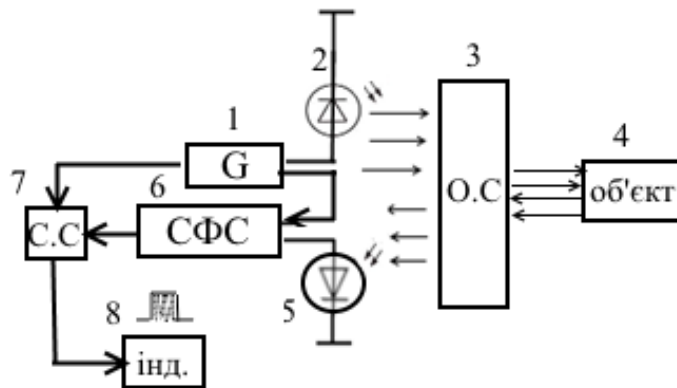


Рисунок 1

Високостабільний кварцевий генератор 1, забезпечує формування двох частот – високої  $f$  для квантування та низької  $F$  для модуляції світлового зондуючого потоку лазера 2. Зондуючі імпульси через оптичну систему 3 потрапляють на об'єкт, відбиваються і направляються на фотодіод 5. Виділений в схемі формування сигналу 6 фазовий інтервал, пропорційний відстані, подається на перший вхід схеми співпадань 7. На другий вхід схеми 7 надходить опорний сигнал квантуючої частоти  $f$  та заповнює сформований сигнал.

Співвідношення між частотами  $f$  та  $F$  визначається виразом :

$$N = \frac{f}{F} = 3600,$$

що відповідає максимальній відстані світлодалекоміра.

За частоти квантування  $1\text{МГц}$  частота модуляції дорівнює  $277,7\text{ Гц}$ . Роздільна здатність  $d_{min}$  при цьому на дистанції  $1\text{ км}$  на один імпульс квантування, розрахована за формулою  $d_{min} = \frac{D}{N}$ , складає  $0,27\text{ м}$ , а при  $f=10\text{ МГц}$  –  $0,0027\text{ м}$ .

*Ключові слова:* далекомір, зондуючі імпульси, зондуючий світловий потік.



УДК 004.852+612.171.1

## АЛГОРИТМ НАВЧАННЯ З УЧИТЕЛЕМ ДІАГНОСТИЧНОЇ СИСТЕМИ З ВИКОРИСТАННЯМ ПОКАЗНИКІВ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ

*Кулахметов Д.Р., Шуляк О.П.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-mail: [coolahmetov@gmail.com](mailto:coolahmetov@gmail.com), [shulyak.alex.47@gmail.com](mailto:shulyak.alex.47@gmail.com).*

Варіабельність серцевого ритму (ВСР) – це нерівномірність частоти серцевих скорочень, обумовлена впливом на неї різноманітних регуляторних процесів в організмі. За показниками ВСР в кардіології визначаються функціональний стан комплексу різних регуляторних систем організму пацієнта.

На сьогодні існують багато методів для визначення показників варіабельності серцевого ритму, наприклад, у часовій області (статистичні та геометричні) або у частотній. При цьому визначені показники використовуються для діагностики загального стану здоров'я пацієнта. Також ці показники можна використовувати для класифікації пацієнтів: набираючи статистику значень показників та результатів діагностики, формувати групи пацієнтів з подібними ознаками, захворюваннями, рівнем загального стану здоров'я.

Метою даної роботи є розроблення та дослідження алгоритму навчання діагностичної системи з учителем класифікації пацієнтів за загальним станом здоров'я на основі використання процедур встановлення належності характеристик зареєстрованих сигналів (ритмограм, гістограм, спектрограм) встановленим групам класифікації за допомогою кореляційних критеріїв.

Алгоритм являє собою реалізацію декількох етапів оброблення даних. По-перше за набраною статистикою здійснюється розділення пацієнтів на групи та знаходиться еталонна форма характеристики сигналу кожної групи – для подальшого порівняння. По-друге, порівняння поточної реалізації характеристик з еталонними: за допомогою кореляційного критерію визначається, з яким еталоном найбільш схожий новий сигнал. Після віднесення нового сигналу до певної групи за показниками ВСР визначається правильність рішення алгоритму. Якщо рішення вірне, то еталонний сигнал групи, до якої віднесено прийнятий сигнал, корегується, що є черговим кроком навчання системи.

Застосування цих алгоритмів автоматизованої діагностичної системи сприяє підвищенню швидкодії та вірності прийняття рішень лікарем про стан здоров'я пацієнтів.

*Ключові слова:* діагностика захворювань, варіабельність серцевого ритму, класифікація пацієнтів, навчання з учителем, кореляційні критерії.

УДК 004.942, 611.738

## МОДЕЛИРОВАНИЕ РИТМИЧЕСКИХ ДВИЖЕНИЙ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ЧЕЛОВЕКА НА НЕЙРОННОМ И МУСКУЛЬНОСКЕЛЕТНОМ УРОВНЕ

<sup>1,2)</sup> Шачиков А. Д., <sup>1)</sup> Энафф П., <sup>2)</sup> Шуляк О. П.

<sup>1)</sup> Университет Лотарингии, Нанси, Франция

<sup>2)</sup> КПИ им. Игоря Сикорского», Киев, Украина

E-mail: [andrii.shachykov@gmail.com](mailto:andrii.shachykov@gmail.com), [patrick.henaff@loria.fr](mailto:patrick.henaff@loria.fr), [shulyak.alex.47@gmail.com](mailto:shulyak.alex.47@gmail.com)

Болезнь Паркинсона – это нейродегенеративное заболевание, отмеченное тремором, мышечной жесткостью и медленными неточными движениями.

На сегодняшний день существуют разработки вычислительных моделей движений, затронутых болезнью Паркинсона, например, походки или жеста захвата. Но при этом, в этих работах не моделируются нижние структуры, получающие сигналы от базальных ганглий. Эти структуры, располагающиеся в спинном мозгу, получили название центральных генераторов упорядоченной активности (ЦГУА).

Целью данной работы является моделирование нижних конечностей человека для изучения влияния болезни Паркинсона на ходьбу. Представленная работа иллюстрирована управлением бедром человека двумя мускулами тазобедренного сустава.

ЦГУА способны самостоятельно генерировать ритмические сигналы, без сигналов от вышележащих центров, которые лишь влияют на синхронизацию. Данная модель подтверждена двумя нейрологическими исследованиями и объединяет их предложения в многослойную многорежимную модель ЦГУА.

Моделирование показывает установление стабильного колебательного вращения сустава после короткого переходного периода. Изменение частоты ЦГУА не влияет на фазу или амплитуду колебаний и смещает центр тяжести. Данное поведение требует компенсации взаимодействием с другими суставами ног или сигналом от высших нервных центров равновесия.

В целом, подтверждена состоятельность управления моделью и последовательность преобразований сигналов генераторов при управлении, что указывает на целесообразность построения полной модели ходьбы человека. Применительно к управлению одним суставом двумя мускулами с помощью фазовой диаграммы показано, что вращение сустава ритмично и стабильно.

Дальнейшая работа может быть направлена на интеграцию нескольких ЦГУА для управления всеми тремя суставами обеих ног для достижения стабильной ходьбы. Еще одним направлением может быть усложнение устройства ЦГУА для большей биологической правдоподобности, например, добавление интернейронов и вносимых ими задержек.

*Ключевые слова:* центральный генератор упорядоченной активности, мускульно-скелетная модель, болезнь Паркинсона.

УДК 621

## МОДЕЛЮВАННЯ ПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ БІОМЕХАНІЧНОЇ КОНСТРУКЦІЇ «СТЕГНОВА КІСТКА – МЕТАЛЕВА ПЛАСТИНА»

*Тодосієнко І. В., Турчина М. О., Зубчук В. І., Лазарев І. А.  
КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна  
E-mail: [todosko77@gmail.com](mailto:todosko77@gmail.com)*

В Україні за рік реєструється близько 2 млн. травм стегнової кістки, 150 тис. з них лікуються оперативно [1]. Значне зміщення, наявність великої кількості уламків є показами до застосування пластин при переломах, оскільки нормальне зростання з допомогою гіпсу в даних умовах неможливе. Найбільш оптимальним методом лікування є остеосинтез, при якому уламки скріплюються між собою пластиною.

Розрахунки для моделі (рис.1) проведені за допомогою програмного пакету Ansys. Критерієм оцінки пружно-деформованого стану біомеханічної конструкції «стегнова кістка – металева пластина» при екстремедулярному остеосинтезі було напруження за Мізесом [2].

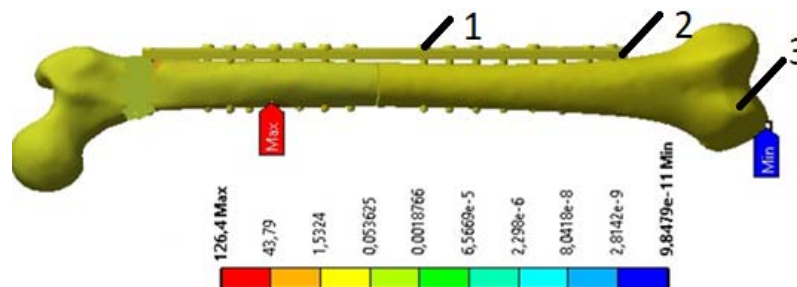


Рис. 1. Розподіл напружень у конструкції «стегнова кістка – металева пластина»: 1 – кортикальний гвинт, 2 – накіткова пластина, 3 – стегнова кістка.

Пластина (рис.1-2) фіксується на кістці (рис.1-3) за допомогою кортикальних гвинтів (рис.1-1). При такому виді фіксації уламків максимальні значення напружень локалізовані на металевій пластині – п'ятий кортикальний гвинт (рис.1, max). Таким чином, напруження у самій кістці мінімальні. Це забезпечує більш швидке зрощення уламків та можливість навантаження кінцівки через досить короткий термін після проведення операції.

*Ключові слова:* біомеханічна конструкція, пружно-деформований стан, кортикальний гвинт, екстремедулярний метод, напруження за Мізесом.

### **Література**

- [1] Г. В. Гайко, М. О. Корж, А. В. Калашніков, С. І. Герасименко, В. П. Полішко, *Аналіз стану травматологічно-ортопедичної допомоги населенню України в 2006-2007 рр.* Київ: Видавнича компанія «Воля», 2008.

[2] Критерій: максимальні напруження за Мізесом [Електронний ресурс]: [http://help.solidworks.com/2013/russian/SolidWorks/cworks/r\\_Maximum\\_von\\_Mises\\_Stress\\_Criterion.htm](http://help.solidworks.com/2013/russian/SolidWorks/cworks/r_Maximum_von_Mises_Stress_Criterion.htm)

УДК 621

## МОДЕЛЮВАННЯ ПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ БІОМЕХАНІЧНОЇ КОНСТРУКЦІЇ «ПЛЕЧОВА КІСТКА – ФІКСАТОР»

*Турчина М. О., Тодосієнко І. В., Зубчук В. І., Лазарев І. А.  
КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна  
E-mail: [mariiaturchyna@gmail.com](mailto:mariiaturchyna@gmail.com)*

Переломи плечової кістки становлять 5-9% від усіх переломів скелету, з частотою – 85-260 випадків на 100 тис. населення [1]. Традиційно переломи даної локації лікують консервативним методом, за допомогою гіпсової пов'язки. Цей спосіб не є ефективним при нестабільних переломах та переломах зі зміщенням. Тому, переломи плечової кістки, особливо зі зміщенням, потребують хірургічного лікування методом внутрішньої фіксації задля досягнення первинної стабільності перелому.

Перевагами інтрамедулярного остеосинтезу є малоінвазивність. При такому методі фіксації переломів плечової кістки використовують блоковані стрижні та гвинти, що безпосередньо фіксують стрижень в кістці.

Головним критерієм оцінки пружно-деформованого стану біомеханічної конструкції (рис.1) є розподіл напружень за Мізесом [3]. Розрахунки біомеханічної моделі проведені за допомогою програмного пакету Ansys.

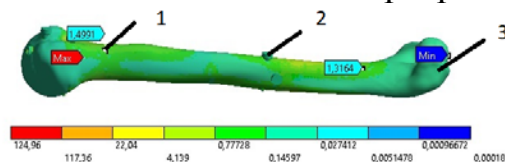


Рис. 1. Розподіл напружень у конструкції «плечова кістка – фіксатор»: 1 – стрижень, 2 – гвинт, 3 – плечова кістка.

При такому виді фіксації максимум напружень локалізований на самому стрижні на ділянці кутового переходу (рис.1-1). Таким чином, інтрамедулярний метод остеосинтезу за допомогою блокованого стрижня забезпечує надійну фіксацію уламків плечової кістки за рахунок механічних властивостей металеві конструкції.

*Ключові слова:* біомеханічна конструкція, пружно-деформований стан, розподіл за Мізесом, інтрамедулярний остеосинтез, блокований стрижень.

### **Література**

[1] Г. В. Гайко, С. С. Страфун, І. М. Курінний, “Причина і структура інвалідності внаслідок травм верхньої кінцівки”. *Лікування травм верхньої кінцівки та їх наслідків : матеріали наук.-практ. конф. з міжнар. участю*, Київ, с. 15–16, 2007.

[2] Критерій: напруження за Мізесом [Електронний ресурс]: [http://help.solidworks.com/2013/russian/SolidWorks/cworks/r\\_Maximum\\_von\\_Mises\\_Stress\\_Criterion.htm](http://help.solidworks.com/2013/russian/SolidWorks/cworks/r_Maximum_von_Mises_Stress_Criterion.htm).

УДК 57.087:617.57-77

## FORCE-МІОГРАФІЧНА СИСТЕМА КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ ПАЛЬЦІВ РУКИ

*Вонсевич К.П.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-mail: [wonsewych@gmail.com](mailto:wonsewych@gmail.com)*

Реабілітація пацієнтів з обмеженими можливостями – одна із важливих сфер при розробці біонічної апаратури. Не останню роль тут відіграє напрям мультифункціонального протезування верхніх кінцівок. Для ефективної реалізації таких пристроїв, необхідно забезпечити сумісне функціонування їх окремих складових частин, зокрема – пристроїв для вимірювання керуючого біологічного сигналу (БС), органів управління протезом, виконавчих механізмів та системи зворотного зв'язку.

Можливим рішенням для реалізації портативних та високоточних вимірювальних пристроїв (ВП) є метод так званої Force-міографії. Він базується на вимірюванні об'ємних змін форми м'язів за допомогою датчиків сили, що розміщуються над поверхнею досліджуваного м'язу. На відміну від традиційних методів поверхневої міографії цей метод не потребує прецизійного розташування датчиків у певній вимірювальній зоні чи додаткової підготовки шкіри пацієнта. Не менш важливим компонентом біонічного протезу (БП) є система зворотного зв'язку (ЗЗ), яка повинна максимально ефективно відображати взаємодію робочої поверхні протезу з об'єктом маніпулювання, зберігаючи при цьому мінімальну кількість і мініатюризацію сенсорних елементів. Особливо важливими описані вище критерії є при реалізації БП окремих пальців.

Саме тому, автором планується розробка системи керування БП пальців на основі мало каналного приладу для вимірювання Force-міографічного сигналу та елементарної системи ЗЗ. При реалізації ВП планується виготовлення 4-х каналного приладу на основі тензочувливих датчиків тиску і мікроконтролерної системи обробки сигналу, а елементарна система ЗЗ може бути реалізована за допомогою опто-електронних компонентів, що працюють в ІЧ-діапазоні (таких як опто-пари, або джерела світла з приймачами випромінювання на базі фотоелементів).

*Ключові слова:* протез пальців, force-міографія, зворотний зв'язок

### **Література**

[1] К. П. Вонсевич, М. О. Безуглий, А. О. Гапонюк, “Інформаційно-вимірювальна система міографу біонічного протезу кінцівки”, *Перспективні технології та прилади*. №. 10, с. 32–37, 2017.



[2] К. П. Вонсевич, М. О. Безуглий, А. О. Гапонюк, “Оцінювання часових характеристик електроміограми функціональних рухів кисті руки для інтуїтивного керування біонічним протезом”, *Наукові Вісті НТУУ КПІ*, №. 1, С. 45–53, 2018.

УДК 681.3

## ПІДВИЩЕННЯ ІНФОРМАТИВНОСТІ ТЕРМОГРАФІЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ, ВИКОРИСТОВУВАНИХ В МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ

<sup>1)</sup>Шевченко В.С., <sup>2)</sup>Дунаєвський В.І., <sup>2)</sup>Маслов В.П., <sup>1)</sup>Тимофєєв В.І. <sup>1)</sup>Назарчук С.С.,  
<sup>1)</sup>Котовський В. Й.

<sup>1)</sup> *КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

<sup>2)</sup> *Інститут фізики напівпровідників ім.В.Є. Лашкарьова НАН України, Київ, Україна*

*E-mail: [kotovsk@kpi.ua](mailto:kotovsk@kpi.ua)*

Сучасні тепловізори за останні десятиріччя знайшли широке застосування як ефективний метод променевої діагностики. Використовуються стаціонарні та переносні тепловізори. В стаціонарних тепловізорах, як правило, застосовуються охолоджувальні фотоматриці. Тепловізори з охолоджувальною матрицею мають високу температурну чутливість, яка забезпечує точність вимірювання температури в межах (0,07-0,001)°С. Переносні тепловізори не потребують охолодження, але їх мінімальна різниця температур, яку можна розрізнити, значно поступається стаціонарним тепловізорам за температурними показниками та якістю отримуваних зображень. Крім того, при використанні охолоджувальної матриці зменшується вплив теплового шуму, внаслідок чого тепловізійне зображення отримується більш чітке та контрастне.

В останні роки значна увага приділяється вдосконаленню програмного забезпечення [1-7] для підвищення інформативності термограм та спрощення роботи лікаря– термографіста в розшифруванні термографічних зображень.

Робота присвячена питанню підвищення якості термографічного зображення шляхом усунення впливу фонового шуму, виключення “гарячих точок”, поява яких пов’язана з наявністю бракованих пікселів, зменшенню впливу шумів на чіткість термограм, приведення температурної шкали до реальних значень, отриманні можливості виділяти на термографічних зображеннях зон з максимальною та мінімальною температурою. Розроблені коди для усунення вищезазначених недоліків та поліпшення термографічних зображень. Внаслідок виконаної роботи по вдосконаленню програмного забезпечення досягнуто: зменшення впливу шумів; виключено вплив “гарячих точок”; отримано можливість виділяти зони з мінімальною та максимальною температурою та приведення температурної шкали до реальних значень. До основної програми розроблено додаткове програмне забезпечення для вирішення та практичного втілення вищевказаних проблем.

Розроблені також практичні рекомендації для лікаря-термографіста по роботі з термографом з удосконаленим програмним забезпеченням.

Виконана робота показала, що завдяки вдосконаленню програмного забезпечення при роботі з термографом можливо отримати більш якісні термографічні зображення та підвищити їх інформативність.

*Ключові слова:* термографія, програмне забезпечення, коди.

#### **Література**

- [1] В. А. Емельянов, Н. Ю. Емельянова, “Интеллектуальный метод распознавания изображений термограмм с использованием контурного анализа”. *Системы обработки информации*, Вип. 9(116), с. 22-27, 2013.
- [2] А. А. Балашов, Д. С. Кацуба, “Способ определения рабочих участков экспериментальных термограмм”. *Вопросы современной науки и практики*. №3(53), с. 214-219, 2014.
- [3] А. Г. Лосев, А. В. Хоперсков, А. С. Астахов, Х. М. Сулейманова, “Проблемы измерения и моделирования тепловых и радиационных полей в биотканях: анализ данных микроволновой термометрии”. *Вестник Волгогр. гос.ун-та. Сер. 1, Мат.Физ.* №6(31), с. 31-71, 2015.
- [4] К. М. Ставоровский, “Автоматическая диагностика и анализ термограмм в медицинской практике”. *ElectronComm*. Vol. 19, №1(78), pp. 47-55, 2014,
- [5] Н. Баша, Л. Шульга, “Алгоритм автоматического выделения лица на термографических изображениях”, ФГУП “Научно-исследовательский институт прикладной акустики”.
- [6] *Физика визуализации изображений в медицине: В 2 т.* Под ред. С. Уэбба. Москва: Мир, 1991.
- [7] V. P. Vavilov, E. V. Vavilova, D. N. Popov, “Statistical analysis of the human body temperature asymmetry as the basis for detecting pathologies by means of IR thermography”. *Proceedings of SPIE*. Vol.4360. pp. 482–4, 2001.

УДК 621.38

## **АНАЛІЗ ІСНУЮЧИХ ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ ОТРИМАННЯ ВИСОКОТЕХНОЛОГІЧНОГО ГРАФЕНУ**

*Сорока С. О., Шурапов Ю. В.*

*КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна*

*E-mail: [sso-ua@ukr.net](mailto:sso-ua@ukr.net) , [spri.ukr@gmail.com](mailto:spri.ukr@gmail.com)*

Стрімкий ріст розвитку мікроелектроніки виявив обмеження найпоширенішого матеріалу - кремнію, при зменшенні розмірів елементів, і в наслідок, погіршенні характеристик електронних пристроїв. Винахід графена, двомірного матеріалу з гексагональною кристалічною структурою, відкрив нові горизонти розвитку мікро та наноелектроніки.

Основними властивостями графена є його висока електропровідність і теплопровідність, а також висока пружність та механічна стійкість.

Метою роботи є огляд методів отримання високотехнологічного графену, оцінка його якісних характеристик і можливості утворення більш складних форм та сполук.

На сьогодні існує п'ять основних способів отримання високотехнологічного графену:

- механічне відшарування з високорієнтованого піролітичного графіту;

- епітаксціальний спосіб вирощування графена на металевій поверхні;
- отримати графену з розчину;
- термічного розкладання підложки карбіда кремнія;
- хімічне осадження з газової фази.

Залежно від методів отримання графена, його якості можемо визначити перспективи його дальнішого використання. Серед важливих аспектів застосування графена треба виділити можливість використання в наноелектроніці як основу для фіксації наноелементів і в якості провідника. Більш того, графен є перспективним матеріалом для виготовлення електродів в суперконденсаторах і для використання їх в якості перезаряджаючих джерел струму. Можливість використання графену як матеріалу для створення гнучких ЖК-дисплеїв, створення мембран з регульованою проникністю, анізотропних іонних провідників, надяскравих світлодіодів, високоефективних сонячних батарей і т.д. [1, 2]

На даному етапі дослідження та розвитку цієї теми розглядається можливість використання графену для створення 3-х-вимірних структур з графену для отримання суперконденсаторів та структур, що у 10 разів міцніші за сталь та всього на 5% щільніші за неї. [3].

*Ключові слова:* графен, гексагональна двовимірна гратка, наноматеріал

#### **Література**

- [1] Hua-Qiang Wu et al Graphene applications in electronic and optoelectronic devices and circuits 2013 Chinese Phys. B 22 098106
- [2] Avouris, P., & Xia, F. (2012). Graphene applications in electronics and photonics. MRS Bulletin, 37(12), 1225-1234. doi:10.1557/mrs.2012.206.
- [3] Carbon Nanotube-Bridged Graphene 3D Building Blocks for Ultrafast Compact Supercapacitors Duy Tho Pham, Tae Hoon Lee, Dinh Hoa Luong, Fei Yao, Arunabha Ghosh, Viet Thong Le, Tae Hyung Kim, Bing Li, Jian Chang, and Young Hee Lee ACS Nano 2015 9 (2), 2018-2027 doi: 10.1021/nm507079x

UDC 621:681.2

## THE PRECISION INCREASE OF ULTRASOUND DEVICE FOR OBJECT'S STRUCTURES DIAGNOSTIC

*Tatiana Klotchko, Yelizaveta Zorko  
Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine  
E-mail: [t.klochko@kpi.ua](mailto:t.klochko@kpi.ua)*

The main problem of systems of diagnostics of the internal composition of objects is to provide high resolving power of converters, sufficient dynamic range and frequency bandwidth of the diagnostic signal. These characteristics determine the accuracy of the sensors of the object structure diagnostics system.

In a single sensor framework, you can combine the source and receiver of ultrasonic signals. When the ultrasound is emitted into the object, the signal is

reflected and scattered on the structural inhomogeneities. The response signals reflected to the sensor are recorded by the receiver. If the observed biological structures are stationary, the response signals from them do not have a frequency shift. When the internal structures move in the signals, a frequency shift appears, which changes the value of the frequency of the response signal in comparison with the frequency of the emitted ultrasonic signal. Thus, it is possible to simultaneously record both dynamic and static parameters of inhomogeneities in the internal composition of objects. Therefore, the design features of the source and receiver of ultrasonic signals are of primary importance for increasing the accuracy and reliability of structural diagnostics. The flat disk piezoelectric sensor of the sensor provides a narrowband amplitude-frequency characteristic (AFC), which can lead to loss of accuracy of the signal processing device.

The design of the piezoelectric element of the system sensor is proposed, which provides an extension of the frequency response shifted relative to the central resonant frequency in a wide range. When the configuration of the piezoelement is changed by introducing a different thickness, the frequency range of the passband of the sensor of the system increases. The proposed stepped element configuration ensures the operation of the sensor at several maximum frequencies with an extended frequency response AFC. In this case, each concentric element of the transducer radiates a frequency that depends on its thickness. In addition, the extension of the frequency band of the frequency response of the sensor element is achieved by sectioning the electrode of the piezoelectric element, coordinated with the working side of the sensor.

Thus, the proposed design of the piezoelectric element of the sensor of the system makes it possible to increase resolution of the system when registering the response signals, which provides an increase in the reliability of diagnostics of the violation of the internal structure of the object.

*Keywords:* system, diagnostics, piezoelectric sensor, bandwidth.

УДК 538.95, 535.51, 535.012.2

## ФОРМУВАННЯ НАНОСТРУКТУР НА ТОНКИХ МЕТАЛЕВИХ ПЛІВКАХ В УМОВАХ ПОВЕРХНЕВОГО ПЛАЗМОННОГО РЕЗОНАНСА

<sup>1)</sup>Сорока С.О., <sup>2)</sup>Федоренко Л.Л.

<sup>1</sup> КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, Україна

<sup>2</sup> Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є. Лашкарьова НАН України, Київ, Україна

E-mail: [sso-ua@ukr.net](mailto:sso-ua@ukr.net), [leonfdrn@gmail.com](mailto:leonfdrn@gmail.com)

В даний час наноостровкові плівки (НП) металів виявляють широке застосування в плазмоніці та фотоніці [1,2]. Широкий інтерес до них викликано наявністю поверхневого плазмонного резонансу (ППР) в наночастинках (НЧ). Варіюючи параметри ППР можна управляти спектром та амплітудними характеристиками оптичної нелінійності структур. Амплітуда і положення

пікового ППР визначається властивістю НЧ та параметрами речовини, що їх оточує. На цьому засновані принципи реєстрації хімічних та біохімічних реакцій, що використовується в сучасній сенсоріці. Потужність лазерного світла у цих вимірах не перевищує декількох мВт. В той же час характерна для ППР регулярність світлової хвилі відкриває можливості періодичного по поверхні розігріву тонкої металевої плівки при високих рівнях лазерної інтенсивності і її відповідної фрагментації. Підтвердження такого ефекту недавно було отримано в експериментах на плівках золота [1]. В даній роботі представлено результати нанофрагментації нікелевих плівок в умовах фазового синхронізму поляритон-плазмонних хвиль в тонких плівках Ni, нанесених на скляну підкладку та транспорт сформованих наночастинок Ni через повітряний проміжок на окрему поверхню з допомогою імпульсного лазерного опромінення.

Нами запропоновано новий підхід до нано-структурування металевих плівок, заснований на збудженні поверхневих плазмон-поляритонних хвиль потужним лазерним світлом Р-поляризації світла та перенесення наночастинок металу зі скляної підкладки на окрему поверхню. Для ефективного застосування наноостровкових структур в виробництві, необхідно мінімізувати відстані між наноостровками і забезпечити можливість задавати їх концентрацію, розмір і взаємне розташування.

Пропонована до розробки методика, заснована на взаємодії поверхневих плазмон-поляритонних хвиль в тонких металевих шарах дає можливість формування та транспорт наноострівців із заданими параметрами.

*Ключові слова:* наноостровкові плівки, поверхневий плазмонний резонанс, наночастинки

#### **Література**

- [1] Pelton M. et al. *Introduction to Metal-Nanoparticle Plasmonics*. Hoboken. John Wiley & Sons. Inc., 2013.
- [2] Shahbazyan T.V. et al. *Plasmonics: Theory and Applications*. N.Y.: Springer, 2013.
- [3] Fedorenko L., Matyash I., Kazantseva Z., Rudenko S., Kolomyichenko Ya. “Laser-assisted implantation of gold nanoparticles, formed under surface plasmon-polariton resonant conditions in polymer layer”, *Applied Surface Science*. 290, pp.1–5, 2014.

УДК 616.831-005-07+611.13/27

## **МАЛОІНВАЗИВНІ МЕТОДИКИ В ДІАГНОСТИЦІ ПАТОЛОГІЇ ГРУДНИХ ЗАЛОЗ**

*Францевич К. А.*

*Національний військово-медичний клінічний центр  
«Головний військовий клінічний госпіталь», Київ, Україна  
E-mail: [tamolog273@i.ua](mailto:tamolog273@i.ua)*

Пункційна біопсія (ПБ) – обов’язкова складова діагностичного алгоритму раку грудної залози (РГЗ). ПБ може виконуватися в кількох методологічних



варіантах. Мамографія в комплексі з ультразвуковою діагностикою є одним з найбільш розповсюджених методів променевої візуалізації патології ГЗ, ранньої та диференціальної діагностики новоутворень, основної технології супроводження інвазивних діагностичних методів.

#### **Матеріали і методи дослідження**

В процесі дослідження аналізували матеріали досліджень 897 пацієнток в віці 35 - 65 років. Мамографічне дослідження виконували на сучасній мамографічній системі «Diamond» GE, ультразвукове дослідження - на апараті Ultima, (виробництво «РАДМИР»,) з високочастотним лінійним датчиком 7,5 МГц.

#### **Результати дослідження та обговорення**

Серед верифікованих гістологічних форм РГЗ, переважає інвазивний протоковий рак (59,0%). Рідше зустрічається інвазивний дольковий (8,0%), тубулярний (7,0%), рак в кисті (5,0%), слизовий (4,0%), медулярний (4,0%), інша патологія (13,0%).

#### **Висновки**

Використання малоінвазивних методик в діагностиці патології грудних залоз підвищує швидкість постановки діагнозу та призначення диференційованого лікування, що скорочує час оздоровлення.

*Ключові слова:* грудна залоза, пункційна біопсія.

УДК 535.2:616-71

### **ОСОБЛИВОСТІ НЕІНВАЗИВНОЇ ГЛЮКОМЕТРІЇ ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ**

*Безуглий М. О., Безугла Н. В.  
КПІ ім. Ігоря Сікорського», Київ, Україна  
E-mail: [m.bezuglyi@kpi.ua](mailto:m.bezuglyi@kpi.ua)*

Питанню створення методів та інформаційно-вимірювальних засобів для неінвазивного, зокрема оптичного, визначення рівня цукру в крові людини присвячено достатня кількість лабораторних досліджень. Проте при створенні прототипу оптичного глюкометра і виведенні його на рівень клінічних випробувань і сертифікації практично завжди стикаються зі значною варіативністю вимірюваних величин, а відтак і неможливістю встановлення точного діагностичного показника для різних пацієнтів.

Автори пов'язують це з кількома аспектами. По перше, зі зниженою питомою вагою зареєстрованого світла, що обмежене типологією використаних оптичних систем. По друге – з нестійкою математичною моделлю поширення оптичного випромінювання в біологічній тканині зі спектрально-чутливими до ефектів світло-поглинання та світлорозсіювання глюкозою оптичними властивостями. І по-третє – з відсутністю опрацьованого алгоритму встановлення «базової лінії» вмісту цукру в крові для окремого пацієнта.

У роботі на підставі експериментального спектрофотометричного дослідження фантомних середовищ з різною концентрацією глюкози запропоновано метод оптичної глюкометрії з використанням засад методу дзеркальних еліпсоїдів обертання [1]. Проведено чисельне моделювання поширення оптичного випромінювання у системі вимірювального засобу з еліпсоїдальними рефлекторами у відбитому та пропущеному світлі крізь біологічне середовище з урахування ефектів світлорозсіяння на шарах шкіри людини [2]. На підставі отриманих даних проведено схемо-технічне моделювання роботи неінвазивного оптичного глюкометра та розроблено його прототип.

Завдяки специфічній конструкції фотометричної системи [2] глюкометра максимізовано кількість світла, що потрапляє у вимірювальний канал як у напрямку розсіяння вперед, так і розсіяння назад. Оптимізовано модель функціонування системи та розроблені рекомендації до її калібрування.

*Ключові слова:* оптичний глюкометр, еліпсоїдальний рефлектор.

#### **Література**

- [1] M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, I. V. Helich, “Ray tracing in ellipsoidal reflectors for optical biometry of media”, *Appl Opt.*, no. 56 (30), pp. 8520–8526, 2017. doi: 10.1364/AO.56.008520.
- [2] M. A. Bezuglyi, N. V. Bezuglaya, S. Kostuk, “Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors”, *Devices and Methods of Measurements*. 9(1):56-65, 2018. DOI:10.21122/2220-9506-2018-9-1-56-65.