

СЕКЦІЯ 6
ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНА ТЕХНІКА ТА ТЕХНОЛОГІЇ
БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

УДК 534.231.2

СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ КОНТАКТУ НАДШИРОКОСМУГОВОЇ
УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ГОЛОВКИ ТЕРАПЕВТИЧНОГО АПАРАТУ З ТІЛОМ
ЛЮДИНИ

¹⁾Довженко О. П., ²⁾Марченко О. Т., ¹⁾Якуніна Н. О., ¹⁾Лук'яненко Е. В.

¹⁾Національний технічний університет України

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

²⁾ТОВ «ТЕХНО-МЕД Україна», Київ, Україна

E-mail: dovzhenkoa@ukr.net, al.marchenko123@gmail.com, nyanata@gmail.com,
edlyk@ukr.net

Лікування та поліпшення стану шкіри людини становить одне з найважливіших завдань сучасної дерматології та косметології. Ультразвукові апарати (УА), знайшли широке застосування для багатьох лікувальних та косметологічних процедур. Робочим інструментом УА є ультразвукова головка (УГ), яка створює ультразвукові коливання і передає їх на тіло пацієнта. Зазвичай ці ультразвукові коливання мають одну або декілька частот, значення яких залежать від характеристик п'єзоелектричного матеріалу, що використовується в УГ [1, 2]. Інтенсивність ультразвуку цих УА складає 0,1 ... 1,0 Вт/см².

Для контролю контакту УГ зі шкірою пацієнта і відліку точного часу проведеної процедури використовуються різні методи. Найбільш традиційним з них є контроль струму, що протікає через УГ. Цей метод ефективний при використанні в УГ п'єзоелектричних матеріалів з добре вираженими резонансними властивостями, у яких фактор якості на частотах резонансу значно залежить від того, наскільки якісно УГ контактує зі шкірою пацієнта.

Авторами був розроблений, виготовлений та випробуваний макетний зразок УА, в якому був застосований надширокосмуговий ультразвуковий сигнал в діапазоні частот 1...25 МГц з інтенсивністю на поверхні шкіри 1 мВт/см². В якості п'єзоперетворювача була застосована п'єзоплівка, у якої резонансні властивості були відсутні. Тому, на відміну від класичних методів, для контролю контакту УГ з тілом пацієнта були застосовані ультразвукові сигнали, відбиті від шкіри пацієнта. Для реалізації цього методу на робочій поверхні УГ розташували випромінюючий та приймальний елементи, розділені ізолятором (Рис. 1).

Якщо УГ добре контактує з тілом людини, то частина ультразвукового сигналу, який створюється випромінюючим елементом, відбивається від

структур шкіри і потрапляє до приймального елемента, який перетворює ультразвуковий сигнал в електричний.

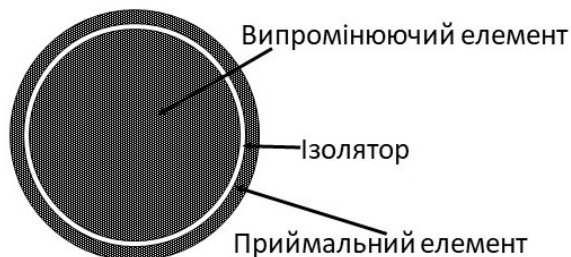


Рис. 1. Робоча поверхня УГ розробленого УА

Спрощена блок-схема розробленого УА показана на Рис.2.

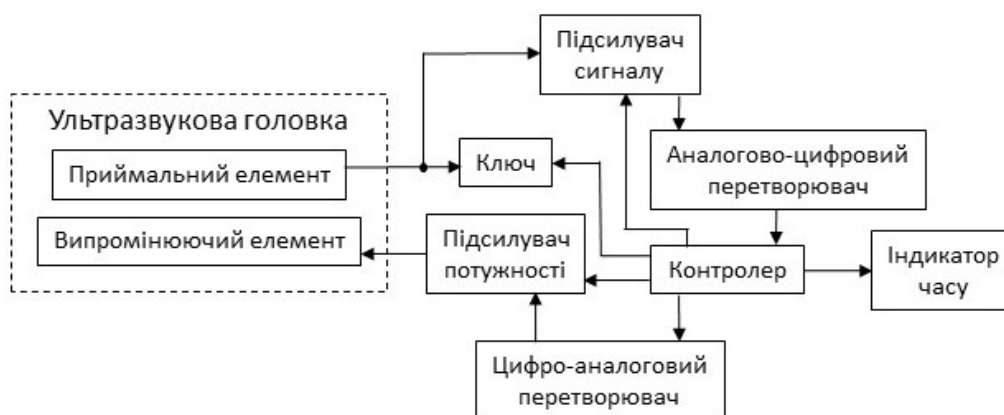


Рис. 2. Спрощена блок-схема розробленого УА

Алгоритм роботи УА наступний. На випромінюючий елемент УГ подається імпульсний електричний сигнал з підсилювача потужності, який посилює вихідний сигнал цифро-аналогового перетворювача, що керується контролером. Сигнал з приймального елемента УГ поступає на підсилювач сигналу, а потім за допомогою аналогово-цифрового перетворювача надходить до контролера, який після аналізу параметрів сигналу визначає наявність контакту УГ з тілом людини і або продовжує відлік часу процедури на індикаторі часу, або призупиняє його. Для запобігання хибним результатам вимірів за рахунок електромагнітних завад на час випромінювання ультразвуку приймальний елемент УГ шунтується за допомогою ключа. Також на цей час блокується робота підсилювача сигналу.

Випробування макетного зразка розробленого УА підтвердили його високу інформативність та надійність, що базуються на використанні розроблених схемотехнічних рішень та алгоритмів роботи.

Ключові слова: ультразвук, головка, контакт.

Література

- [1] А. Н. Беловол, С. Г. Ткаченко, Е. Г. Татузян, *Физиотерапия в косметологии: учебн. пособ. по элективному курсу*. Харьков, Украина: ХНМУ, 2015.

- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, М. В. Чухраєв, А. Ю. Кравченко, *Ультразвукові фізіотерапевтичні апарати та пристрої: монографія*. Київ, Україна: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2018.

УДК 634.1; 634.11

TUNNEL-CONVEYOR DRYING OF SMALL CONTAINERS WITH ANTI-BACTERIAL EFFECT

¹⁾Kuz V. I., ²⁾Yanenko O. P., ²⁾Shevchenko K. L., ³⁾Tkachuk R. A.

¹⁾Farm "Gadz", Buchach, Ukraine

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

³⁾Ternopil Ivan Puluj National Technical University, Ternopil, Ukraine

E-mail: vasylkuz1992@gmail.com, op291@meta.ua, autom1@meta.ua,
romantkachuk48@gmail.com

It is extremely important to ensure the sanitary cleanliness of containers and containers for some vegetables and fruits for long-term storage of carrots, cabbage beets and especially apples of winter varieties. At the same time, plastic containers are used - beans, which are indispensable in agriculture: during harvesting, storage and processing of vegetables and fruits. Ventilated walls and bottom provide good air circulation, maintaining the freshness of vegetables and fruits. Also containers stack up to 12 pieces in height, they are easy to use for bookmarking vegetables and fruits and are reusable. But these reusable benefits can only be realized in sanitary containers.

According to the GADZ farm (Trybukhivtsi village, Ternopil region), the loss of horticultural products during storage can reach 2-4% of the total amount set aside for storage of the crop for the entire period of storage. The main causes of apple loss are bacteria and fungi that remain in reusable containers.

Therefore, preventive work on pre-treatment of containers, cleaning and disinfection helps to reduce losses and increase economic benefits in the process of storing horticultural products [1].

This goal is achieved by the fact that the proposed model of cleaning and disinfection of containers and small containers includes a closed tunnel, transport platform, conveyor line and section of rinsing container, section of infrared drying and section of ultraviolet disinfection [2].

The introduction of the infrared drying section and the ultraviolet disinfection section into the conveyor line simplifies the technological scheme of the installation, eliminates the use of harmful chemical solutions and disinfectants and increases sterility, reduces energy consumption and increases energy efficiency of the installation [3].

In addition, sets of LED arrays were used as infrared and ultraviolet radiation sources.

In fig. 1 presents a functional diagram of the installation for cleaning and disinfection of containers and small containers. Symbols in the figure: 1 - area for cleaning water containers (rinsing section); 2 - blowing and drying zone (infrared drying section); 3 - zone of bactericidal disinfection (section of ultraviolet disinfection); 4 - wooden and plastic containers (sholler, containers); 5 - nozzles for water supply under high pressure for circular washing of containers (placed in all planes); 6 - fans for blowing residual water on the container (located in all planes); 7 - infrared matrix for complete drying of the container (located in all planes); 8 - ultraviolet matrix for bactericidal disinfection of containers (located in all planes); 9, 10 - input and output of the conveyor line. 11 - closed tunnel with transport platform.

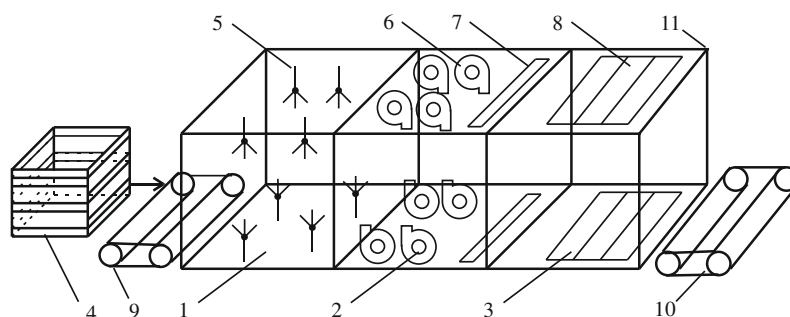


Fig. 1. Functional diagram

Installation for cleaning and disinfection of containers and small containers works as follows. Dirty containers fall into the cleaning zone of section 1, where on all sides there are nozzles of high water pressure, under the action of which the container is rinsed, the duration of stay in the zone -20 sec. Branch areas with a transparent plastic curtain. Then on the conveyor the cleaned container gets to a zone of drying of section 2 where fans blow away the remains of water from a container, and infrared light-emitting diodes completely dry a container. As a source of thermal radiation is used infrared LED matrix - IR LED, with a wavelength of 940 nm and a power of 10W, and the ultraviolet matrix is based on 20 light diodes 2835 SMD UV LED, with a wavelength of 365 nm and a power of 10 watts.

The duration of the drying procedure is 20 seconds. The final zone is bactericidal disinfection in section 3, where ultraviolet matrices of light diodes are placed on all sides. The duration of the bactericidal disinfection procedure is 20 seconds. Thus, at the exit of the conveyor line we get a completely clean container without fungi and bacteria for further sale in trade or economic needs, which will reduce losses of already harvested during storage and ensure the preservation of the crop by 2-4%.

The main advantages of Infrared and ultraviolet radiation with conventional bactericidal lamps are energy efficiency, the speed of the lamp entering the irradiation mode, uniform irradiation of the container, which provides fast and high-quality drying and disinfection. For comparison: When using Ultraviolet LEDs with a power of 20W, instead of bactericidal lamps 200W, energy efficiency is 10 times.

Also, the service life of LEDs is 5 times at least longer than in conventional bactericidal lamps, which is also a great advantage.

References

- [1] Van Doremalen N., Bushmaker T., Morris D.H., Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1. N. Engl. J. Med. 2020; 382:1564–1567.
- [2] O. P. Yanenko, K. L. Shevchenko, R. A. Tkachuk, V. I. Kuz, "Device for light therapy", №113732 A61B 5/00 / application № u201608572, application. 04.08.2016, publ. 10.02.2017 - Bull. №3.
- [3] L. P. Krukovskaya, *Ultraviolet radiation - its biological effects: Methodical manual*, SPb, RF: SPbTPU, 2009, 26 p.

УДК 53.089.6:535.3

ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЄДНОСТІ ВИМІРЮВАНЬ У ФОТОМЕТРИ З ЕЛІПСОЇДАЛЬНИМИ РЕФЛЕКТОРАМИ

Бондарєв Д. В.

Національний технічний університет України

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

E-mail: denis3500722@gmail.com

Забезпечення єдності вимірювань, особливо для нових класів інформаційно-вимірювальних систем, є необхідним та безальтернативним процесом порівняння результатів досліджень, проведених у різних умовах з використанням різноманітних методів та моделей. Метод фотометрії еліпсоїдальними рефлекторами [1] є новим методом просторового аналізу, що дозволяє досліджувати світлорозсіювальні середовища у пропущеному та відбитому випромінюванні оптичного діапазону в межах повного тілесного кута. До основних складових, що визначають спектральний та робочий діапазони роботи вимірювальної системи з еліпсоїдальними рефлекторами, відносять колімоване джерело випромінювання та матричний фотодетектор. З позицій сумірності результатів саме джерело та фотоприймач, як змінні елементи, потребують розгляду умов та особливостей використання.

Для отримання кількісних показників при дослідженні відбитого та пропущеного випромінювання система біомедичного фотометру з еліпсоїдальними рефлекторами [1, 2] містить дві монохромні камери DMK 21AF04.AS на основі ПЗЗ матриць, систему колімованого випромінювання зі змінними когерентними джерелами з довжиною хвилі $\lambda = 532$ нм та $\lambda = 650$ нм, а також блок керування, що дозволяє змінювати потужність лазерів.

Оскільки більшість напівпровідникових лазерів є лазерними діодами з накачуванням електричним струмом і контактом між *n*-легованими та *p*-легованими напівпровідниковими матеріалами, то період їх повної накачки є відносно невеликим, що в контексті біомедичних досліджень безумовно слід вважати перевагою. Перед початком вимірювань лазер прогрівають до стану

теплової рівноваги відповідно до рекомендацій, що містяться у сертифікаті лазера. Вимірювання слід виконувати у робочих умовах, вказаних виробником. Оскільки вимірювання носять відносний характер, необхідним параметром є значення потужності лазера, який слід перевіряти, зокрема, на підставі критеріїв, зазначених в ISO 11554:2017 [3].

Насичення (*saturation*) та розмиття (*blooming*) – пов'язані явища, що відбуваються у всіх ПЗЗ в умовах, за яких досягається або кінцева ємність заряду окремих фотодіодів, або максимальна ємність перенесення заряду ПЗЗ. Як тільки відбувається насичення у місці збору заряду, накопичення додаткового фото-генерованого заряду призводить до перетікання або викиду надлишкових електронів у сусідні структури пристрою [4]. Ряд потенційно небажаних ефектів розмиття може відбиватися на вихідному сигналі датчика, починаючи від білих смуг на зображенні та помилкових значень сигналу пікселів і закінчуючи повним виходом з ладу на стадії вихідного підсилення сигналу, призводячи до темного зображення [4].

Ємність заряду датчика зображення може бути обмежена або характеристиками окремих фотодіодів (пікселів), або самою ПЗЗ-матрицею, і визначається максимальною кількістю заряду, який датчик зображення може зібрати і передати, зберігаючи при цьому всі технічні характеристики продуктивності. Ця межа ємності називається рівнем заряду насичення (*saturation charge level*), і коли ця межа досягається, піксель або ПЗЗ є насиченим [4]. Перевищення рівня насиченості призводить до появи розмитих артефактів на зображеннях.

Коли робота матриці обмежена лише лінійною частиною заповнення потенціальної ями, ПЗЗ працює як фотометричний детектор, придатний для кількісних вимірів. Цілком ймовірно, що для багатьох ПЗЗ-камер система буде працювати за межами діапазону лінійної характеристики до того, як станеться явище розмиття зображення. Незважаючи на те, що існує безліч різних механізмів для мінімізації ефектів розмиття у пристроях із зарядним зв'язком, залежно від конкретної конструкції ПЗЗ та типу програми зазвичай краще розпізнавати та уникати умов насичення, ніж покладатися на заходи щодо запобігання розмиття. Одним із факторів, який слід враховувати, є правильна робота регулятора підсилення камери, який можна відрегулювати так, щоб повна бітова глибина аналого-цифрового перетворювача не перевищувала лінійну ємність повного осередку ПЗЗ. При правильному виконанні цієї настройки всі 12-, 14- або 16-бітові можливості високопродуктивної камери можна використовувати для фотометричних програм, не наближаючись до повної ємності потенційної ями пікселю [4].

Насичення та розмиття також виникають при відносно високих рівнях сигналу в режимі фіксованого шуму ПЗЗ, в якому шум прямо пропорційний сигналу. Відношення сигнал/шум також пропорційне сигналу в цьому шумовому режимі, і це може значно обмежити продуктивність камери, якщо

використовується повний динамічний діапазон (аж до межі повної ями). Системи камер наукового рівня зазвичай використовують методи плоского поля для видалення шуму неоднорідності пікселів, що дозволяє виконувати візуалізацію в розширеному режимі з обмеженим шумом [4].

Серед можливих механізмів керування розмиттям найпоширенішим підходом є включення для цієї мети конкретних конструктивних особливостей ПЗЗ під час виготовлення датчика. Загалом, ефекти розмиття можна значно зменшити, включивши структури, що запобігають розмиттю поруч із ямами для збору заряду в ПЗЗ, щоб забезпечити безпечний шлях для видалення надлишкового заряду, який не спотворює дані зображення [4].

Слід звертати увагу на відсутність дефектів в камерах на основі ПЗЗ матриці. Часто такими дефектами можуть бути: білі точки (центри підвищеної генерації темного струму; дефекти структури напівпровідника; пульсуючі білі крапки), чорні або сірі точки (спричинені порушенням структури напівпровідника; обумовлені дефектом напівпровідника, що обмежує канал перенесення заряду; обумовлені прилиплими до поверхні фоточутливого шару матриці крупинками пилу) [4, 5].

Обробка фотометричних знімків є не менш важливою при досягненні єдності вимірювань. Для кількісної оцінки отриманих зображень фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами використовується програмне забезпечення для апертурної фотометрії, наприклад, “IRIS” [5]. Дана програма є ліцензійною та використовується для визначення інтенсивності в астрономічних дослідженнях. Методика зонного аналізу фотометричних знімків була описана в роботі [6] та є оптимальною при роботі з зображеннями отриманими таким обладнанням. У результаті обробки отримують кількісні показники інтенсивності пропущеного та відбитого світла, що і слугують базою для подальшого аналізу.

Для отримання коректних даних, кожену процедуру вимірювання потрібно виконувати мінімум 10 разів. Це дозволить зменшити значення похибки вимірювань, що не можливо при однократному вимірюванні. Перевірити достовірність отриманих даних можна порівнявши їх зі значеннями модельного експерименту за допомогою програмного забезпечення “BT-Mod” [1].

У роботі розглянуто різні складові, що допоможуть в майбутньому сприяти єдності вимірювань фотометром з еліпсоїдальними рефлекторами. До цих складових входять: 1) перевірка на відповідність ТУ джерела випромінювання, повірка якого виконується за ISO 11554:2017; 2) запобігання розмиттю на приймачах випромінювання під час їх роботи та перевірка на відсутність дефектів; 3) використання перевіреного програмного забезпечення при обробці зображень; 4) дотримування методики проведення вимірювань та методики оцінки достовірності отриманих даних.

Ключові слова: еліпсоїдальний рефлектор, фотометрія, ПЗЗ-камера, лазерний діод.

Література

- [1] М. О. Безуглий, “Еліпсоїдальні рефлектори для фотометрії біологічних середовищ”, дис. д-ра техн. наук, Київ, 2020.
- [2] M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, S. Kostuk, “Influence of laser beam profile on light scattering by human skin during photometry by ellipsoidal reflectors”, *Devices and Methods of Measurements*, no.9, 2018, Pp. 56 – 65. doi: 10.21122/2220-9506-2018-9-1-56-65.
- [3] ISO 11554:2017. Optics and photonics – Lasers and laser-related equipment – Test methods for laser beam power, energy and temporal characteristics.
- [4] T. J. Fellers and M. W. Davidson, CCD Saturation and Blooming. [Online]. Available: <https://hamamatsu.magnet.fsu.edu/articles/ccdsatandblooming.html>. Accessed on: April 21, 2022.
- [5] Christian Buil, IRIS, 2021. [Online]. Available: <http://www.astrosurf.com/buil/iris-software.html>. Accessed on: April 21, 2022.
- [6] М. А. Безуглий, Н. В. Безуглая, А. Б. Самиляк, “Обработка изображений при эллипсоидальной фотометрии”, *Приборы и методы измерений*, Т. 7, № 1, с. 67–76, 2016.

УДК 612.171.1+ 004.852

ПРО ДЕТАЛІЗАЦІЮ РОЗПІЗНАВАЛЬНИХ АЛГОРИТМІВ В ДІАГНОСТИЦІ ПАЦІЄНТІВ

Шуляк О. П., Мневєць А. В.

Національний технічний університет України

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

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

Розглядаються питання вдосконалення програмного забезпечення процедур диференціальної діагностики пацієнтів за профілем нефрології в системах, які навчаються з учителем і використовують накопичений досвід попередньої клінічної практики у вигляді зібраної статистики про симптомокомплекси пацієнтів з підтвердженими діагнозами.

Під об'єктами можливої деталізації в дослідженнях і розробці розпізнавальних алгоритмів тут розуміються комплекси ознак, якими описуються стан спостережуваних систем або форма їх сигналів; критерії порівняння комплексів таких ознак для визначення їх близькості або відмінностей між собою в прийнятті рішень; складні критерії прийняття рішень про тип клінічних випадків пацієнтів; навчальні вибірки або угруповання точок, які зображують симптомокомплекси в ознакових просторах.

Всі ці об'єкти є комплексними і їх деталізація передбачає поділ таких об'єктів на складові елементи, пошук для них в апріорних даних додаткової інформації і з'єднання цих елементів заново в колишні комплексні об'єкти з урахуванням знайдених додаткових відомостей. Всі ці дії спрямовані на розкриття можливих резервів у підвищенні валідності рішень розпізнавальних процедур.

В якості єдиного загального критерію оцінки результативності зазначеної деталізації був використаний показник загальної валідності рішень досліджуваних алгоритмів. Оцінювалися також показники чутливості алгоритмів і специфічності їх рішень.

У дослідженнях використані дані, в яких стан нирки пацієнта розкривається симптомокомплексом з восьми різнорідних кількісних показників: Age (вік пацієнта), Length, Width, Thickness (довжина, ширина і товщина нирки), Thiekrag (товщина паренхіми нирки), Speed (середня лінійна швидкість кровотоку через нирку), Index (індекс резистентності), Speedup (прискорення артеріального потоку в систолу).

Таким симптомокомплексом властива суттєва різнорідність ознак за їх фізичною природою, функціональним медико-біологічним значенням, діагностичним навантаженням, за одиницями вимірювання, діапазонами мінливості, розподілом частот появи різних значень, за величиною цих значень, за рівнем їх розкиду.

В якості додаткових даних з метою деталізації розпізнавальних алгоритмів використані отримані на наявній реальній статистиці характеристики частот появи різних можливих значень всіх зазначених клінічних показників, іншими словами, гістограми розподілу значень ознак для кожного з можливих діагнозів, яких в базі даних було три: «1» – здорова нирка, «2» – множинні кісти, «3» – гідронефроз.

Як об'єкт, на якому відпрацьовуються питання деталізації в зазначених умовах, використовується спеціальний розпізнавальний алгоритм обробки даних пацієнта, який пропонує для нього прийнятний діагноз. Алгоритм досліджувався у двох модифікаціях, одна з яких побудована за принципом голосування за всіма ознаками симптомокомплексу, а друга – за принципом накопичення значень показника відповідності даних пацієнта до гістограмам цих ознак.

У роботі вводиться, таким чином, спеціальний кількісний показник відповідності поточного значення клінічної ознаки нирки пацієнта до гістограм розподілу цієї клінічної ознаки для різних діагнозів.

Пропонується розгляд принципу прийняття діагностичних рішень в цих модифікаціях, розгляд порядку дослідження результативності здійснюваної деталізації алгоритмів, результатів порівняльної оцінки валідності рішень для модифікацій алгоритму в їх вихідному вигляді перед проведенням певних дій з деталізації.

Обговорюються також порядок і результати деталізації алгоритмів, яка заснована на врахуванні розкиду значень ознак в симптомокомплексах для різних діагнозів. Така деталізація реалізована шляхом введення відповідних вагових коефіцієнтів для елементів критерію прийняття рішень.

Розглядаються також варіанти та можливості деталізації тих самих модифікацій, які розпізнають алгоритми з урахуванням інформативності ознак,

під якими в роботі розуміється характер і рівень їх впливу на валідність рішень, а він, як виявилось в процесі випробувань алгоритмів, може бути як позитивним, так і негативним, а також різним для різних діагнозів. Йдеться про можливість варіювання складом ознак в симптомокомплексах для прийняття рішень.

В цілому, в роботі розкривається загальний зміст можливого підходу до порядку отримання програмного інструментарію для виявлення, оцінки та реалізації резервів підвищення якості формованих діагностичних рішень за рахунок більш повного урахування і використання на етапах навчання розпізнавальних алгоритмів додаткових відомостей в апріорних і поточних даних про різномірні ознаки об'єктів, що діагностуються.

Для розкриття змісту досліджень та їх результатів пропонуються відповідні рисунки, формули, таблиці отриманих оцінок, зокрема, оцінок валідності рішень цих алгоритмів у різних ситуаціях, графіки досліджуваних залежностей, аналіз виявлених особливостей.

Ключові слова: діагностика пацієнтів, комплекси ознак, розпізнавальні алгоритми, валідність рішень, розкриття резервів підвищення.

УДК 62+614.2:614.4

ВИКОРИСТАННЯ БІОМЕТРИЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ У РОБОТАХ-ПОМІЧНИКАХ ДЛЯ ІДЕНТИФІКАЦІЇ ХВОРИХ В УМОВАХ COVID-19

Ануфрієв В. В., Глухов О. В., Кравчук О. О.

Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна

E-mail: valentyn.anufriev@nure.ua, oleg.glukhov@nure.ua, olha.kravchuk@nure.ua

У медицині біометрія використовується для моніторингу, ідентифікації пацієнтів без ID (наприклад, паспорта), а також у рамках національних програм ідентифікації носіїв ВІЛ із відбитків пальців. В умовах пандемії особливо гострою стала проблема швидкої ідентифікації пацієнта в непритомному стані.

Мета даної роботи – представити можливу систему біометричної ідентифікації пацієнтів для зменшення робочого навантаження медперсоналу в умовах пандемії.

Усі методи ідентифікації поділяються на 2 групи: статичні (ґрунтуються на фізіологічних характеристиках людини) та динамічні (засновані на особливостях поведінки людини). У даній роботі розглядається сканер васкулярного (венозного) рисунку долоні ZKTeco PV10R, основними технічними характеристиками якого є:

- Габарити – 42×34 мм;
- Камера – ЧБ (1080×720 пікс);
- Відстань, на якій проводиться сканування – 8-15 см;
- Відсоток хибних пропусків (FAR – 0.001%) та хибних відмов (FRR – 3%);

- Робоча напруга – 5 В;
- Робочий струм – 300-340 мА.

Принцип дії приладу заснований на методі відбиття, суть якого полягає у тому, що інфрачервоне випромінювання поглинається гемоглобіном крові значно більшою мірою, ніж іншими тканинами. В результаті від судин відбивається випромінювання меншої інтенсивності, і завдяки цьому в ІЧ-променях формується унікальний малюнок системи кровоносних судин долоні. Даний метод дає можливість розташувати всі елементи системи в одному корпусі, завдяки чому зменшується розмір [1].

Точність подібного методу ідентифікації надто висока, оскільки форма малюнка вен у людини не змінюється впродовж усього життя. Ще одна перевага технології – її безконтактність. Тобто, з одного боку, ця система ідентифікації найбільш захищена від можливості підробки, з іншого ж, такий метод ідентифікації гігієнічніший за найпоширеніший нині – за відбитками пальців.

Пристрій орієнтований на роботу з готовою базою даних пацієнтів та використання персонального комп'ютеру у якості серверу. За допомогою наявного SDK можна з легкістю побудувати систему з використанням датчиків контролю здоров'я пацієнтів (рис. 1) [2].

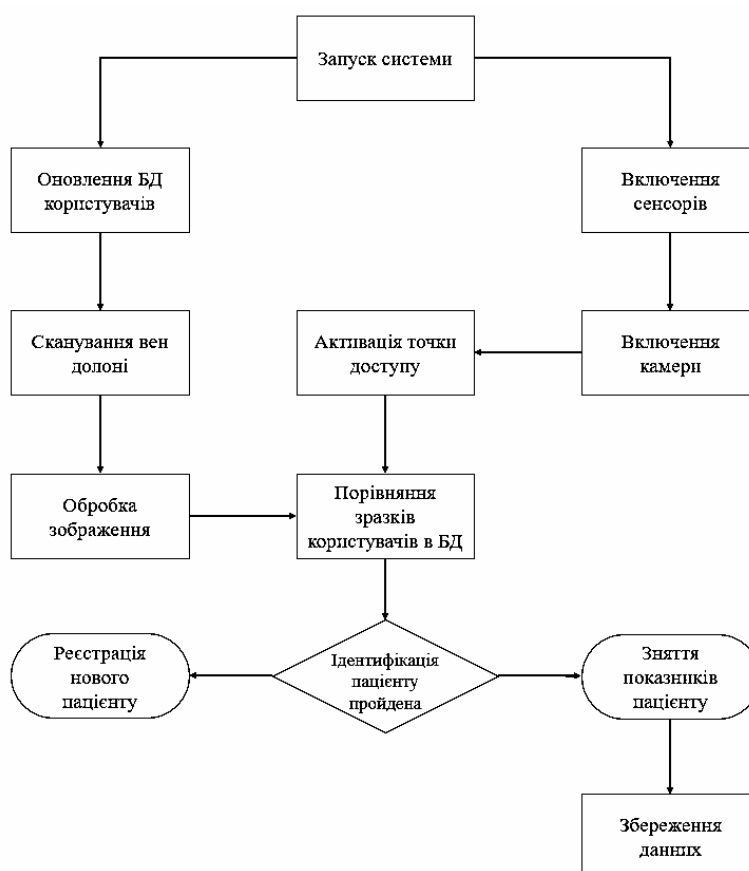


Рис. 1. Функціональна схема роботи системи

Таким чином, система для біометричної ідентифікації пацієнтів на основі васкулярного рисунку дає можливість швидко ідентифікувати новоприбулого пацієнта, у поєднанні з іншими датчиками, його стан здоров'я, назначені ліки, а також ефективно відстежувати місцезнаходження пацієнтів на території медичного закладу та заповненість палат [3]. Завдяки тому, що отримання венозного рисунку не потребує прямого фізичного контакту із сканером зменшується вірогідність розповсюдження хвороб у межах медичного закладу.

Ключові слова: біометрична ідентифікація, васкулярний рисунок, база даних.

Література

- [1] V. M. Beresnev, V. A. Chekubasheva, O. V. Glukhov, O. O. Kravchuk, *J. Nano Electron. Phys.* 13, No 5, 05039 (2021).
- [2] О. В. Глухов, О. О. Кравчук, В. А. Чекубашева, В. Є. Роговець, Є. В. Левченко, «Розробка автономної системи контролю параметрів організму для використання в умовах COVID-19, медико-психологічні аспекти реабілітації й абілітації в епоху турбулентності», у *Збірн. наук. праць за заг. ред. проф. О.А. Панченка*. 2021. Київ. КВІЦ. с. 69-72.
- [3] V. Chekubasheva, O. Glukhov, O. Kravchuk, V. Rohovets, “Creation of a remote presence robot based on the TI-RSLK development board”, in *II International Advanced Study Conference Condensed Matter and Low Physics 2021*, Kharkiv, 2021, p. 229.

УДК616-006.04;616.21-073-65

МОДЕЛЮВАННЯ ПРОЦЕСУ ВПЛИВУ РАДІОЧАСТОТНОГО ОПРОМІНЮВАННЯ ФАНТОМУ ГРУДНОЇ ЗАЛОЗИ

^{1, 3)}Орел В. Е., ²⁾Дунаєвський В. І., ³⁾Котовський В. Й., ³⁾Кузь О. П.,
²⁾Кислий В. П., ³⁾Дрозденко О. В., ³⁾Назарчук С. С., ¹⁾Дасюкевич О. Й.

¹⁾"Національний Інститут раку" МОЗ України, Київ, Україна

²⁾Інститут фізики напівпровідників ім. В. Є. Лашкарєва НАН України, Київ, Україна

³⁾Національний технічний університет України

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

E-mail: valeriiozel@gmail.com

Електромагнітне опромінення (ЕМО) радіочастотного діапазону широко застосовується в онкології для індукції локальної гіпертермії злоякісних новоутворень в якості неоад'ювантного методу протипухлинної терапії. Нагрівання пухлини до 38-42°C використовують для подолання резистентності, яке виникає під час хіміотерапії злоякісних пухлин [1, 2]. При комплексному лікуванні новоутворень, радіохвилі взаємодіють з протипухлинними препаратами у гетерогенній структурі пухлини, і як наслідок, ініціюють локальні та системні ефекти, впливаючи також на нелінійну термодинаміку гомеостазу на різних рівнях організму [3].

Нагрівання злоякісних пухлин під дією локального ЕМО виникає у результаті дії замкнених індукційних струмів. Враховуючи гетерогенну структуру пухлини з істотними змінами ступеню васкуляризації, температура у

грудній залозі під впливом електромагнітного поля (ЕМП) також варіює у значних межах, що суттєво обмежує дію препаратів у пухлині. Відомо, що найбільш виражений протипухлинний ефект виникає за максимального поглинання ЕМП та наступній ініціації помірної гіпертермії саме у пухлині. Тому, під час дії ЕМО важливим та актуальним постає питання про оцінку розподілу напруги силових ліній ЕМП, що забезпечує оптимальний розподіл тепла 38-42°C саме у пухлині хворих на рак грудної залози.

Простим та зручним методом визначення візуалізації розподілу ЕМП є метод дистанційної інфрачервоної термографії (ІЧТ), який широко застосовується у медичній практиці [4, 5]. Застосування ІЧТ для дослідження теплової візуалізації термографічного зображення дозволяє одночасно підібрати найбільш оптимальні режими опромінення новоутворень та види аплікаторів.

Для дослідження й оцінки розподілу температурних патернів фантому грудної залози [6] було використано термограф ThermaCAM E300 FLIR SYSTEM з неохолоджувальною матрицею розміром 320x240 пікселів (хром-ванадієвих мікроболометрів) з температурною чутливістю 0,1°C у діапазоні 7-14 мкм за відпрацьованою методикою, викладеною авторами в роботі [7]. ЕМО проводили апаратом "Магнітерм" (Радмір, Україна).

У якості прикладу застосування можливості ІЧТ у дослідженні температурних патернів теплового поля представлена термографічна візуалізація фантому грудної залози (рис. 1) до впливу ЕМО (а) та після дії опромінювання (б).

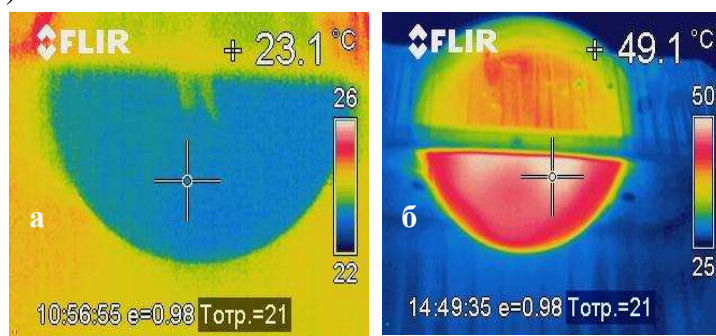


Рис. 1. Термографічна візуалізація фантому грудної залози:
а – до опромінювання; б – після опромінювання

З метою вибору режиму опромінювання та досягнення заданої температури побудований графік залежності температури від часу опромінювання. Вимірювалась температура фантому грудної залози з інтервалом 10 хвилин. Час опромінювання встановлювали залежно від температури, яку необхідно досягнути в зоні пухлини. Отримані результати представлені на рис. 2.

Висновки. Виконана робота показала, що інфрачервона термографія є ефективним інструментом визначення максимального поглинання силових ліній електромагнітного опромінювання у фантомі грудної залози за

термографічним зображенням.

Використання інфрачервоної термографії дозволяє підібрати найбільш ефективний режим електромагнітного опромінювання пухлини грудної залози при комплексній терапії.

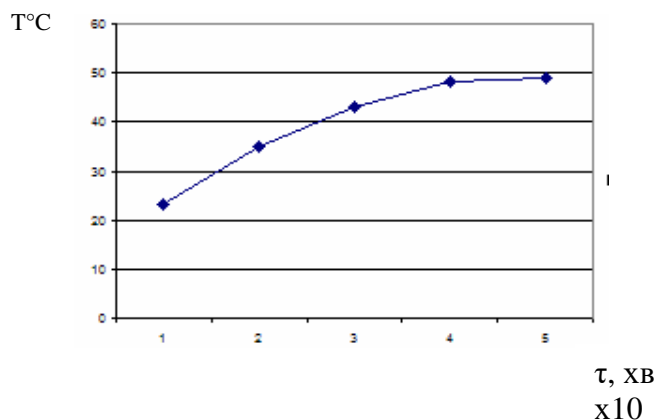


Рис. 2. Залежність температури фантому грудної залози від часу опромінювання

Ключові слова: електромагнітне опромінення, пухлина грудної залози, термографія.

Література

- [1] В. Э. Орел, Н. А. Николов, А. В. Романов, Н. Н. Дзятковская, Ю. И. Мельник, "Влияние увеличения неоднородности электромагнитного поля на усиление противоопухолевой активности доксорубина", *Электроника и связь. Биомедицинские приборы и систем*, 2008. Ч. 2. №3-4. с. 173-177, .
- [2] В. Э. Орел, Н. А. Николов, В. И. Котовский, В. И. Дунаевский, И. И. Смоланка, А. Д. Лобода, И. В. Досенко, А. В. Романов, О. Ю. Ярошенко, "Компьютерный структурный анализ паттернов теплового поля в тканях организма при воздействии радиочастотной умеренной гипертермии", *Электроника и связь*, №5 (70), с. 15-23, 2012.
- [3] Л. А. Сивак, І. І. Смоланка, В. Э. Орел, С. В. Литвиненко, А. В. Романов, М. Ю. Кліманов, А. Д. Лобода, С. І. Коровін, "Магнітотермія злоякісних новоутворень", *Клінічна онкологія*, № 2(26), с. 66-70, 2017.
- [4] И. С. Кожевников, М. Н. Панков, А. В. Грибанов, Л. Ф. Старцева, Н. А. Ермошина, "Применение инфракрасной термографии в современной медицине", (обзор литературы). *Экология человека*, № 2. с. 39-46, 2017.
- [5] А. М. Морозов, Е. М. Мохов, В. А. Кадыков, А. В. Панова. "Медицинская термография: возможности и перспективы", *Казанский медицинский журнал*, Т. 99, № 2, с. 264-270, 2018. doi: 10.17816/KMJ2018-264
- [6] M. Lazebnik, E.L. Madsen, G.R. frank. "Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications", *Phys. Med. Biol.* Vol. 50, pp. 4245-4528, 2005.
- [7] Ye. F. Venger, V. I. Dunaievsky, V. Yo. Kotovskyi, S. V. Bolgarska, V. P. Kyslyi, V. I. Tymofeyev, V. E. Orel, and S. S. Nazarchuk, "Infrared Thermography as an Effective Tool for Research and Industrial Application", *Sci. innov.*, Vol. 17, no. 5. pp. 20-33, 2021. doi: [10.5407/scine17.05.020](https://doi.org/10.5407/scine17.05.020)

УДК 615.841:621.317.4

МОБІЛЬНИЙ АВТОМАТИЗОВАНИЙ АПАРАТ МАГНІТОТЕРАПІЇ

Рогожніков Р. А., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

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

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

Зараз вся увага світу сконцентрована на війні в Україні. Але не потрібно забувати про пандемію коронавірусного захворювання (COVID-19), що має стрімке поширення з повітряно-крапельним механізмом передачі та надійно захистити себе від нього. Тож був проведений аналіз подібних захисних, технічних рішень, але жодне з них не має багатозадачності або безпеки оператора від контакту з пацієнтом. Тому, для безпеки медичного персоналу, в умовах пандемії нами був запропонований мобільний автоматизований апарат магнітотерапії. Де функцію мобільності виконує смартфон, з якого є можливість керувати та контролювати роботу автоматизованого апарату магнітотерапії та моніторингу пацієнта, що збільшить безпеку та зручність роботи оператора, при цьому зменшить ризик захворювань від передачі інфекцій та вірусів [1].

Основною задачею дослідження є розробка та реалізація функції мобільності на основі автоматизованого апарату магнітотерапії (ААМ). Це розширить можливості ААМ та надасть безпеку персоналу і забезпечить повний цикл керування та контролю над терапевтичною процедурою. А саме, забезпечить контроль параметрів магнітної індукції та часу терапевтичної дії при одночасному контролі фізіологічних параметрів людини – зміні коливань температури та кров'яного тиску.

Для реалізації такої модифікації автоматизованого апарату магнітотерапії необхідно Bluetooth модуль, що пов'язаний з центральним процесором комп'ютера та спеціально розроблена програма для смартфона з операційною системою (ОС) Android, що дозволить під'єднатися до апарату, синхронізувати дані та надсилати сигнали керування через систему Bluetooth [2]. Тобто наш смартфон виконує функцію передачі сигналів безпосередньо у сам апарат та приймання сигналів від апарату, що дозволяє керування та моніторинг параметрів апарату та фізіологічного стану пацієнта. При цьому необхідно створити додаток для смартфона, що допоможе автоматизувати процеси керування і контролю та з легкістю проводити процедури магнітотерапії.

Нами було запропоновано та спроектовано структурну схему мобільного автоматизованого апарату магнітотерапії (ААМ-М), що представлена на рис. 1, де модуль Bluetooth під'єднано до центрального процесора комп'ютера та розміщений спеціальний блок з датчиками контролю параметрів апарату та пацієнта. Принцип роботи системи полягає у тому, що на автоматизованому апараті магнітотерапії наявний модуль Bluetooth за допомогою якого відбувається передача даних між ним та мобільним телефоном з ОС Android [3].

На смартфоні інстальовано спеціальний додаток, за допомогою якого можна передавати команди на модуль Bluetooth, а той, у свою чергу, подає керуючі сигнали на центральний процесор комп'ютера, що обробляє та виконує переданий сигнал. У мобільному додатку можна вести спостереження за температурними характеристиками як самого апарату, так і параметри пацієнта з використанням блоку датчиків градієнта температур і датчиків температури тіла. Також вести моніторинг пацієнта за допомогою реєстрації графіку зміни пульсу з часом та значень кров'яного тиску [4]. Є можливість обирати режим роботи автоматизованого апарату магнітотерапії та часу терапевтичного сеансу.

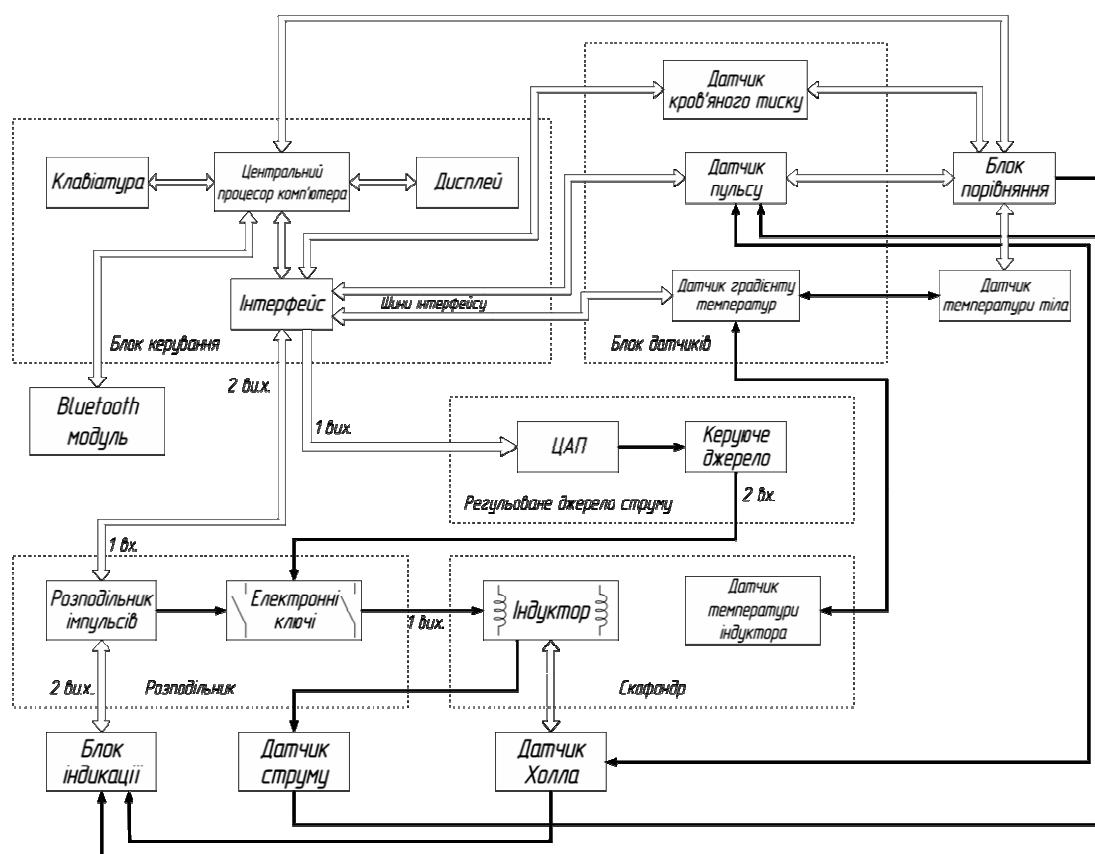


Рис. 1. Структурна схема мобільного автоматизованого апарату магнітотерапії

Нами розроблено стартовий інтерфейс (рис. 2) додатку для смартфону під ОС Android, де представлено вигляд графіка зміни значень пульсу, вибір апарату для перегляду детальнішої інформації про стан приладу [5]. Також є спеціальний розділ “Процедури”, де можна вести моніторинг пацієнта та температуру прогріву індуктора. Можна додати нову “Процедуру”, де обираються необхідний апарат, вид та параметри магнітного поля, час процедури, та при необхідності додати її опис.

У цій роботі було проведено аналіз подібних технічних рішень, розроблено та реалізовано функції мобільності на основі автоматизованого магнітотерапевтичного апарату. Спроековано структурну схему для мобільного ААМ-М та сконструйовано початковий інтерфейс додатку для смартфону.

Отже введення функції мобільності дозволяє персоналу знаходитися у безпеці та мати мінімальний контакт з пацієнтом в умовах пандемії, при цьому мати змогу керувати та забезпечувати стабільний моніторинг за роботою апарату та пацієнтом при процедурах магнітотерапії [6].

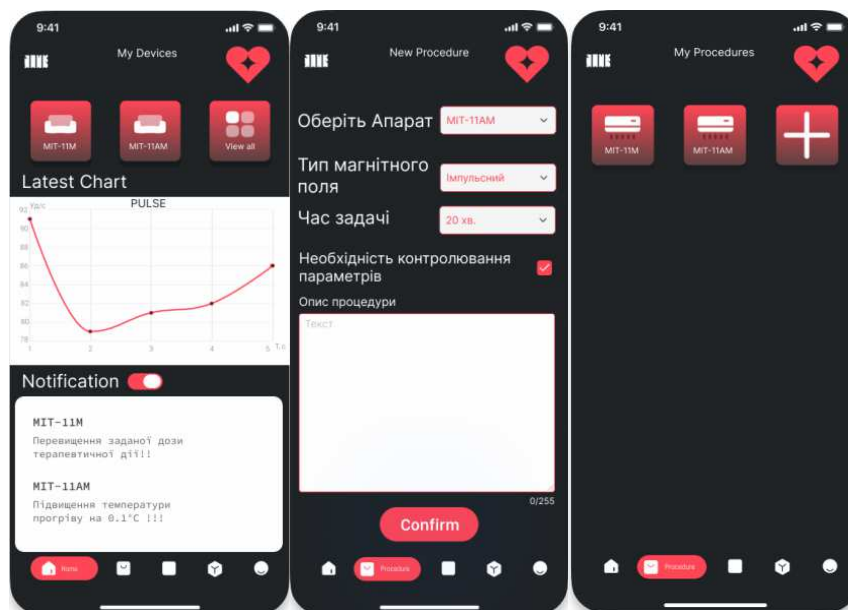


Рис.2. Стартовий інтерфейс додатку для смартфона

Також можна підключати декілька пристроїв до одного мобільного телефону з інсталюваним додатком, це створює керовану багатозадачність. Тобто можливість проводити декілька сеансів за раз та лікувати більше пацієнтів.

Ключові слова: магнітотерапевтичні апарати, автоматизація, мобільність, Bluetooth.

Література

- [1] G. S.Tymchik, M. F. Tereshchenko, S. O. Soroka, M. M. Tereshchenko, «Control over influence of the magnetic field parameters on a biological object», in *XIII International PhD Workshop OWD 2011*, 22–25 October 2011, с. 295-299.
- [2] М. Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, В. Ю. Рудик, М. В. Чухраєв, Т. О. Рудик, *Автоматизовані магнітотерапевтичні апарати: монографія*. Київ, Україна: Політехніка, 2020. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/37587>
- [3] Sergey Matvienko, Vadim Shevchenko, Mykola Tereshchenko, Anatolii Kravchenko, Ruslan Ivanenko, “Determination of composition based on thermal conductivity by thermistor direct heating method”, *Eastern-European Journal of Enterprise Technologies*, 1/5 (103), pp. 19–29, 2020. doi: 10.15587/1729-4061.2020.193429.
- [4] В. Ю. Рудик, М. Ф. Терещенко, Т. О. Рудик, «Спосіб адаптивної магнітотерапії», *Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут". Серія приладобудування*, Вип. 51, с. 139–144, 2016.
- [5] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, «Analysis of Dynamic Load on Human Foot», in *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, pp. 400-404, 2020. doi: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.

- [6] М. Ф. Терещенко, В. В. Гриценко, «Методи та принципи побудови фізіотерапевтичної апаратури імпульсних магнітних полів», *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 38, с. 127 – 135, 2009.

УДК 615.472

АВТОМАТИЗАЦІЯ КОНТРОЛЮ ПРОЦЕСОМ ЛАЗЕРНОГО ОПРОМІНЮВАННЯ ПРИ ЛАЗЕРОХІРУРГІЇ

^{1,2)}Комарова О. С., ¹⁾Терещенко М. Ф., ²⁾Холін В. В., ³⁾Павлов С. В.

¹⁾Національний технічний університет України

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

²⁾Приватне підприємство "Фотоніка Плюс", Черкаси, Україна

³⁾Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна

E-mail: komarova.ollha@gmail.com, agfarkpi@i.ua, info@fotonikaplus.com.ua, psv@vntu.edu.ua

В основі лазерної хірургії, лазерної терапії та лазерної діагностики лежить використання лазерних джерел випромінювання [1]. При лазерохірургії під дією потужним лазерним променем на біологічну тканину відбувається теплова термодеструкція біологічних клітин за рахунок поглинання останніми електромагнітного випромінювання оптичного діапазону спектра.

В рамках проведення лазерної хірургічної операції вирішується завдання нормованого в часі збільшення значень температури патологічної зони тканини відповідно до вимог медичних протоколів. Залежно від енергетичних параметрів, тривалості обробки та максимальної температури в тканинах можна виявити різні ефекти, такі як: гіпертермія [2], коагуляція, випаровування, карбонізації (обвуглювання) та плавлення [3].

Процеси, що відбуваються при впливі лазерного випромінювання на біологічні тканини і призводять до зміни її температури, дуже складні і не до кінця вивчені. На підвищення значень температури патологічної зони тканини, крім параметрів лазерного випромінювання впливають і характеристики самої біологічної тканини [4]. Це і коефіцієнт відбивання біологічної поверхні, молекулярний склад і просторовий розподіл основних хромофорів (молекул) тканини, теплоємність, теплопровідність, тип і стан мікроциркуляторно-тканинної системи в межах патологічного обсягу [5].

Розподіл значень температури в біологічному об'єкті визначається цілою низкою чинників:

- Кількість поглиненої енергії зменшується із зростанням глибини (за законом, близьким до експоненціального). Тому значення температури в глибині тканини менше температури поверхневих шарів.
- Розсіювання випромінювання лазерного променя призводить до поглинання значної частини випромінювання в стороні від початкового напрямку поширення променя.

- Теплова енергія одночасно відводиться внаслідок теплопровідності і кровотоку.

- Розподіл параметрів температури залежить від геометрії лазерного пучка.

Таким чином, виникають градієнти температури як по глибині тканини (в осьовому напрямку пучка лазерного випромінювання), так і під різними кутами до осьового напрямку.

Істотно вплинути на формування температурного поля при лазерному опроміненні можуть способи його реалізації. Способи генерації лазерного випромінювання характеризуються різноманітністю, як з точки зору розташування вихідної поверхні оптичного каскаду світовода, щодо біологічного обсягу (дистантний, контактний, контактено-компресійний, внутрішньооб'ємний), так і з точки зору локалізації вхідних світлових плям променя, щодо патологічної тканини (зовнішній, внутрішньопорожнинний, внутріорганний, внутрішньотканинний, внутрішньосудинний і т.п.).

При визначенні й розрахунку результатів лазерного нагріву тканини необхідно враховувати, що оптичні, механічні та термічні властивості тканини змінюються в процесі її нагрівання.

Забезпечення заданого медичними протоколами температурного діапазону в обумовлених часових інтервалах при лазероіндукованій термодеструкції критично важливо, оскільки і недогрів, і перегрів патологічної тканини можуть призвести до непрогнозованого біологічного відгуку.

Досить популярні на сьогодні інфрачервона термографія та пірометрія дозволяють проводити безконтактний моніторинг температури біологічної поверхні *in vivo*. Методи характеризуються достатньою температурною чутливістю, малою похибкою. Крім того, інфрачервона термографія забезпечує контроль розподілу температури в межах поперечних перерізів площ, що перекривають всі потенційні медико-біологічні задачі.

До недоліків, крім тільки проекційного використання, варто віднести і порівняно її велику інерційність. У зв'язку з цим досить перспективними в медико-біологічних застосуваннях можуть виявитися волоконно-оптичні датчики температури, які досить динамічно розвиваються в останнє десятиліття [6, 7].

Отже, процес контролю температури патологічного біологічного об'єму в процесі лазероіндукованої термодеструкції супроводжують дві нерозв'язані на сьогодні проблеми: неможливість вимірювання *in vivo* параметрів температури в кожній точці досліджуваного патологічного об'єму та неможливість контролю зміни значень параметрів температури тканини *in vivo*, що спровоковані лазерним впливом, коливання значень параметрів якого, ми визначаємо на підставі контролю зміни температури *in vivo*.

Нами досліджуються напрями автоматизації контролю процесом лазерного опромінювання при лазерохірургічних втрученнях як за рахунок моніторингу значень параметрів температури біологічної тканини *in vivo* при здійсненні лазерного деструктивного впливу, так і шляхом вимірювання коливань

градієнтів температур в різних типах оптичних волокон, та стабільність підтримання самих енергетичних та оптико-фізичних параметрів цих волокон. Особливий напрям зв'язаний з зонами взаємодії лазерного випромінювання та площинами його впливу, їх конфігураціями, характером біологічного середовища та часом дії.

Ключові слова: лазерна хірургія, лазерне випромінювання, лазероіндукована термодеструкція, волоконно-оптичні датчики температури, оптичне волокно

Література

- [1] Н. Ф. Терещенко, К. А. Апыхтин, О. С. Прендюк, Н. В. Махия, «Использование программноаппаратного комплекса CARDIOMOOD в оценке действия лазерного излучения на состояние вегетативной нервной системы человека», *Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування*, Вип. 50, № 2, с. 160–169, 2015.
- [2] В. В. Холін, “Метод і оптико-електронний прилад для оксиметрично-корегованої фотодинамічної терапії пухлин”, автореф. на здобуття наук. ступеня канд. техн наук, Вінниця, 2021.
- [3] В. Д. Попов, ред. Современные аспекты лазерной терапии. Черкасы, Україна: Вертикаль, издатель С. Г. Кандыч, 2012.
- [4] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: підручник*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- [5] W. Wójcik, S. Pavlov, M. Kalimoldayev. *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book, 2019. doi: 10.1201/9780429057618.
- [6] P. Roriz, S. Silva, O. Frazão and S. Novais, "Optical fiber temperature sensors and their biomedical applications", *Sensors*, vol. 20, no. 7, pp. 2113, Apr. 2020, doi: 10.3390/s20072113.
- [7] І. І. Чичура, “Моделювання та оптимізація характеристик волоконнооптичних датчиків температури”, дис. канд. фіз.-мат. наук, Ужгородський національний університет, Ужгород, 2021.

УДК 615.472

АКУСТИЧНИЙ ВІДЕОКАПСУЛЬНИЙ ЕНДОСКОП ВИСОКОГО РІВНЯ

Баталія Б. О., Терещенко М. Ф., Яковенко І. О.

Національний технічний університет України

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

E-mail: ggchameleon@gmail.com

У наш час проблеми та захворювання шлунково-кишкового тракту (ШКТ) отримали величезні розмах та масштаби. Серед розповсюджених захворювань – виразки товстої та тонкої кишки, гастрити, панкреатити, кровотечі. Патології необхідно діагностувати та лікувати. Одним з сучасних та нових методів діагностування ШКТ є відеокапсульна ендоскопія. Наразі існують моделі капсульних ендоскопів, але жоден з них не надає такий рівень аналізу новоутворення, як надає звичайна ендоскопія в комбінації з біопсією, або ультразвуковою діагностикою [1]. Через це дана технологія потребує нового

рішення, яке надасть змогу більш детально вивчати ШКТ за допомогою компактних відеокапсул.

Нами проведено аналіз існуючих сучасних технічних рішень капсульних ендоскопів, та їх характеристик [1]. Після аналізу, очевидною стала тенденція, де виробники сучасних моделей капсульних ендоскопів шукають поліпшення та рішення проблем пов'язаних з часом автономної роботи, якістю та кількістю кадрів зйомки, а також вагою моделей. Але зараз неможливо проаналізувати новоутворення, оскільки брати на аналіз проблемну тканину за допомогою даного методу складно, а інформація відеокамери надає лише поверхневий аналіз стану стінок ШКТ [2]. Наявну проблему можна вирішити модифікацією структури капсульного ендоскопа, шляхом додавання до відеокапсули декількох модулів (рис. 1). Для проведення діагностики за допомогою ультразвуку та відео, капсула повинна містити такі модулі, як ультразвукові перетворювачі, та відеокамери високого рівня з джерелом світла [3].

Для отримання кругового зображення, ультразвуковий перетворювач повинен обертатися, тому одним модулем повинен бути обертальний механізм, який приєднаний до джерела живлення та коливально-інерційного механізму.



Рис.1. Принцип проведення капсульної ендоскопії

Коливально-інерційним механізмом та електроприводом капсула приводиться до руху по шлунково-кишковому тракту. Для того, щоб її рух був направленим, на зовнішній частині корпусу розташовані зубці, які створюють знакозмінну силу опору при русі вперед та назад. Для передачі інформації (відео ультразвукових зображень) до лікаря, у капсулі встановлений модуль передачі інформації, та приймач для зворотного зв'язку (отримання команд на контролер) [3].

Вибір просвітлюючого шару. Модифікацією для ефективної роботи ультразвукового модулю має бути акустичне вікно в корпусі самої капсули. Матеріал протектора повинен бути нетоксичним, захищати перетворювач від агресивного середовища ШКТ, та ушкоджень.

Серед матеріалів, які задовольняють таким вимогам, можна виділити біосумісний метилметакрилат (ПММА) [4, 5], з малим значенням імпедансу, що є важливим показником для протектора [6]. Дане значення, відповідає більшості відеокапсульних ендоскопів сучасного ринку [7].

Якість зображення. Одним з важливих питань, яке необхідно вирішити для розуміння ефективності даної модифікації, є якість зображення капсульного ендоскопу.

Найважливішим інтегральним показником якості зображення є відношення контрастності отриманого ультразвукового зображення до параметру шуму (CNR). Обраховується цей показник за відношенням:

$$CNR = \frac{|mean_t - mean_n|}{\sqrt{sta_t^2 + sta_n^2}}, \quad (1)$$

де $|mean_t - mean_n|$ значення абсолютного контрасту з точки зору різниці інтенсивності між зображенням об'єкта і його фоном, а $\sqrt{sta_t^2 + sta_n^2}$ – значення шуму зображення, що відповідає стандартному відхиленню фону [4].

Використовуючи п'єзокристал LN piezocrystal, ми можемо стверджувати, що в даній модифікації можливо отримати зображення із задовільною якістю [6].

В досліді були отримані середні результати значень CNR 6,5, 4,3 та 3,3, що є достатніми значеннями для чіткого для лікаря зображення [7].

Розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через різні біологічні шари. Для подальшого вибору робочої частоти п'єзоперетворювача в даній роботі проведено розрахунок кутів заломлення при проходженні ультразвуку через біологічні шари кишечника.

Для розрахунку обрано швидкість розповсюдження ультразвуку $c=1644.90 (\pm 20.21)$ м/с [8]. Дане значення відповідає швидкості розповсюдження ультразвуку в щитовидній залозі, його обрано, через те, що густина слизових тканин кишечника максимально наближена до густини щитовидної залози.

Отримані в результаті розрахунку дані проілюстровані на (рис. 2).

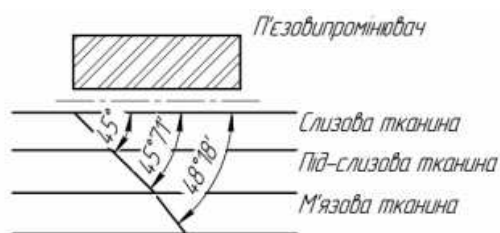


Рис. 2. Кути заломлення при проходженні ультразвуку

В даному дослідженні проведено аналіз структури та сучасних методів діагностики шлунково-кишкового тракту, обрано найперспективніший метод, який має велику кількість переваг над іншими - капсульну ендоскопію. Проведено огляд сучасних рішень з принципів побудови капсульних ендоскопів, які використовуються на практиці та висвітлені шляхи отримання

більш детальної інформації про новоутворення. Розраховано кути заломлення при проходженні ультразвуку через біологічні шари кишечника, для подальшого розрахунку робочої частоти п'єзоперетворювача. В майбутніх дослідженнях дана ідея та принцип її реалізації будуть розроблені та впроваджені в практику.

Ключові слова: капсульна ендоскопія, шлунково – кишковий тракт, ультразвуковий випромінювач, діагностика, п'єзокристал, контрастність.

Література

- [1] М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, І. О. Яковенко, *Біофізика: підручник*. Київ, Україна: Політехніка, 2019. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- [2] Б. О. Баталія, «Акустичний-відеокапсульний ендоскоп», на *XVII Всеукр. наук.-практ. конф. студентів, аспірантів та молодих вчених Ефективність Інженерних рішень у приладобудуванні*, Київ, 2021, с. 286-290.
- [3] Б. О. Баталія, М. Ф. Терещенко, І. О. Яковенко, “Автоматизований автономний пристрій зондування шлунково-кишкового тракту”, МПК *A61B 1/00 Пат.150514 України*, опубл.23.02.2022 р., Бюл.8.
- [4] Hened Saade, María de Lourdes Guillén, Judith Cabello Romero, Jesús Cepeda, Anna Ilyna, Salvador Fernández, Francisco Javier Enríquez-Medrano, Raúl Guillermo López, "Biocompatible and Biodegradable Ultrafine Nanoparticles of Poly(Methyl Methacrylate-co-Methacrylic Acid) Prepared via Semicontinuous Heterophase Polymerization: Kinetics and Product Characterization", *International Journal of Polymer Science*, vol. 2016, Article ID 7674620, 8 pages, 2016. doi: 10.1155/2016/7674620
- [5] A.Konstantinidis. X-Ray and Ultrasound Imaging [Електронний ресурс] Comprehensive Biomedical Physics, 2014. – Режим доступу до ресурсу: <https://www.sciencedirect.com/topics/nursing-and-health-professions/contrast-tonoise-ratio>.
- [7] Qifa Zhou, Kwok Ho Lam, «Piezoelectric single crystal ultrasonic transducers for biomedical applications», *Progress in Materials Science*, № 66, pp. 88, 2014.
- [8] Monica Soldan; Paulo Cesar Silva; Alberto Schanaider; Joao Carlos Machado, “50 MHz Ultrasound Characterization of Colitis on Rats, in vitro”, 2008 IEEE Ultrasonics Symposium, 2-5 Nov. 2008. DOI: 10.1109/IUS11849.2008.

УДК 617.3

КОМПЛЕКСНА БІОМЕХАНІЧНА МОДЕЛЬ СТОПИ

Цапенко В. В., Терещенко М. Ф.

Національний технічний університет України

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

E-mail: capenko.valik@ukr.net, agfarkpi@i.ua

Стопа є першою, найбільш навантаженою ланкою опорно-рухового апарату, яка здійснює контакт, перерозподіляє силу реакції опори на розташовані вище сегменти опорно-рухового апарату та виконує важливі ресорну та поштовхову функцію. З точки зору біомеханіки, доцільніше розглядати стопу не як окремо взятий функціональний сегмент, а як елемент складної системи опорно-рухового апарату.

На сучасному етапі розвитку біомеханічного аналізу, для моделювання роботи нижніх кінцівок переважно застосовується комбінований оціночно-експериментальний підхід, що включає в себе в тому чи іншому порядку (в разі необхідності – в декількох циклах) наступні етапи: а) виявлення основних якісних особливостей систем та отримання групових оцінок на можливо більш простих біомеханічних моделях; б) пряма експериментальна перевірка отриманих висновків, результатів та пряме експериментальне дослідження розглядуваних величин [1].

Виділимо основні силові елементи біомеханічної моделі стопи: трубчасті кістки, хрящові диски, склепіння стопи, шар м'язових тканин, локальні опори. В нормі, навантаження створене вагою тіла людини передається через трубчасті кістки та хрящові диски на арку стопи, через неї на п'яту, шар м'яких тканин і нарешті на поверхню опори [2].

Враховуючи оціночно-експериментальний підхід в рамках даного дослідження, розглянемо сумарний вплив силових елементів, у вигляді рівнодіючої сили реакції опори R_d , прикладеної вздовж геометричної осі стопи. Оскільки відсутні навантаження, які призводять до руйнування – деформації волокон та кісткової тканини не враховуємо. Значення внутрішніх зусиль в зв'язково-сухожильно-м'язовому комплексі поверхні стопи визначати немає необхідності, оскільки вони врівноважуються зусиллями ахілового сухожилля [3]. Тоді біомеханічну функцію стопи можна оцінити за зміною значення параметру жорсткості, тобто статичної деформації розглядуваної системи. Виходячи з цього, спрощену біомеханічну модель стопи можна зобразити у вигляді арки (Рис. 1.) [1].

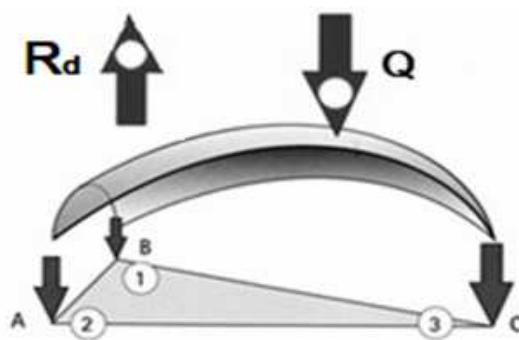


Рис. 1. Біомеханічна модель стопи

В рамках біомеханічного моделювання припустимо, що тіло людини з певною масою здійснюючи цикл кроку опирається на стопу – пружну систему. Відповідно тіло людини діє на стопу з певною силою, вплив якої протягом циклу кроку визначається динамічним коефіцієнтом опорних навантажень [1]. Стопа як опорна конструкція першою сприймає ударний імпульс опорної реакції, і відповідно, протягом дуже короткого проміжку часу, пружна система

відчує деяку деформацію Δl , як результуючу зміну розмірів відрізків АВ, ВС, АС (Рис. 1).

При цьому слід розрізняти статичну деформацію Δl_s :

$$\Delta l_s = l_s - l_0, \quad (1)$$

де l_s – довжина стопи навантаженої масою тіла в статичному обстеженні; l_0 – довжина стопи без навантаження;

та динамічну деформацію Δl_d :

$$\Delta l_d = l_d - l_0 \quad (2)$$

де l_d – довжина стопи навантаженої масою тіла в динамічному обстеженні.

Відповідно, внаслідок опорних взаємодій в пружній системі виникнуть певні напруження σ [4]. Тоді справедливим буде твердження – кінетична енергія тіла E_{k1} , яке опирається на пружну систему, в момент повної опори повністю переходить в потенційну енергію деформації E_{p2} та кінетичну енергію руху E_{k2} розглядуваної пружної системи.

Відповідно кінетична енергія тіла:

$$E_{k1} = E_{k2} + E_{p2} . \quad (3)$$

Враховуючи, що маса розглядуваної пружної системи значно менша маси тіла – враховується лише зміна потенційної енергії деформації, як результат зменшення швидкості тіла, яке опирається.

$$E_{k1} = E_{p2} . \quad (4)$$

Оскільки до моменту закінчення деформації тіло пройде шлях $(L + \Delta l)$, (де L – довжина кроку)) [5], то його кінетична енергія E_{k1} буде вимірюватися виконаною ним роботою A і буде дорівнювати:

$$A = Q_{st} \cdot (L + \Delta l_d) \quad (5)$$

При статичній деформації Δl_s потенційну енергію E_{p2s} можна визначити за формулою

$$E_{p2s} = \frac{1}{2} Q_{st} \Delta l_s \quad (6)$$

Враховуючи закон Гука, формула (6) набуде виду:

$$E_{p2s} = \frac{1}{2} k \Delta l_s^2 \quad (7)$$

де k – коефіцієнт жорсткості тіла.

Встановлено, що при динамічній дії навантажень, закон Гука залишається в силі, і модуль пружності зберігає свою величину [1]. Тому для енергії деформації E_{p2} справедливим є вираз.

$$E_{p2} = \frac{1}{2} k \Delta l_d^2 = \frac{Q_d}{2 \Delta l_s} \Delta l_d^2. \quad (8)$$

Підставивши отримані співвідношення в формулу (4), отримаємо рівність:

$$Q_{st} (L + \Delta l_d) = \frac{1}{2 \Delta l_s} Q_d \Delta l_d^2. \quad (9)$$

Відповідно, можна записати вираз для опорного динамічного навантаження Q_d :

$$Q_d = 2 Q_s \Delta l_s \frac{(L + \Delta l_d)}{\Delta l_d^2} \quad (10)$$

або

$$\frac{Q_d}{2 Q_s} = \Delta l_s \frac{(L + \Delta l_d)}{\Delta l_d^2}.$$

У виразі (10) права частина буде виражати кількісну міру механічного перенавантаження стопи, яке визначає зміну фізичного стану. З наведеного математичного аналізу видно, що величина деформацій та напружень викликаних динамічними навантаженнями, залежить від жорсткості та повздовжніх розмірів пружної системи.

Таким чином, отримана узагальнена біомеханічна математична модель (10) досить добре візуалізує чутливість до асиметричного навантаження, що призводить до неефективного використання опорно-ресорних властивостей, функціональних змін стоп та дає можливість комплексно оцінити вплив різновидів навантажень з врахуванням сил інерції.

Ключові слова: цикл кроку, біомеханічна модель, деформація, напруження, жорсткість, навантаження, опорна сила.

Література

- [1] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, V. Shevchenko, R. Ivanenko, «Methodology for calculating shock loads on the human foot», *Advances in Science, Technology and Engineering Systems Journal*, vol. 6, no. 2, 2021, pp. 58-64. DOI: 10.25046/aj060208
- [2] V. Tsapenko, M. Tereshchenko, G. Tymchik, S. Matvienko and V. Shevchenko, «Analysis of Dynamic Load on Human Foot», in *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, Kyiv, Ukraine, 2020, pp. 400-404. DOI: 10.1109/ELNANO50318.2020.9088788.
- [3] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, «Аналіз впливу різниці довжини нижніх кінцівок на біомеханічні параметри ходи», *Вісник КПІ. Серія приладобудування*, № 57(1), с. 102-107, 2019. DOI: 10.20535/1970.57(1).2019.172034
- [4] V. Tsapenko, N. Tereshchenko, «Method of study of spatial parameters of the human foot», in *Proc. XI Int. Sci. Tech. Conf. Integrated Intellectual Robotechnical Complexes (IIRTC-2018)*, Kyiv, Ukraine, 2018, pp. 157–159.
- [5] В. В. Цапенко, М. Ф. Терещенко, Г. С. Тимчик, «Моделі оцінювання біомеханічних параметрів нижніх кінцівок у дітей», *KPI Science News*, №1, с. 67-75, 2019. DOI: 10.20535/kpi-sn.2019.1.158812

УДК 612.171.1+ 004.852

ГРУПУВАННЯ НАВЧАЛЬНИХ ВИБІРОК ДЛЯ ПІДВИЩЕННЯ ДОСТОВІРНОСТІ РІШЕНЬ РОЗПІЗНАВАЛЬНОГО АЛГОРИТМУ

Шуляк О. П., Мневець А. В., Лагутін В. В.

Національний технічний університет України

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

E-mail: shulyak.alex.47@gmail.com, amnevec-ee22@iit.kpi.ua, vitaly.1193@gmail.com

Проведені дослідження спрямовані в цілому на вдосконалення програмного інструментарію виявлення та реалізації резервів у підвищенні якості рішень розпізнавальних процедур в системах діагностики пацієнтів. Єдиним критерієм оцінки якості таких рішень є їх загальна валідність в поєднанні з показниками чутливості і специфічності.

Розглядається розпізнавальний алгоритм, який використовується в обробці даних пацієнтів у вирішенні питань визначення типів сигналів відомих різновидів. Алгоритм проходить навчання на навчальних вибірках достовірних сигналів (QRS-комплексів електрокардіограми) трьох типів. Під групуванням розуміється попередня кластеризація кожної з таких вибірок. У кожному кластері сигнали близькі за своєю формою і вони враховують особливості розташування скупчень точок в ознакових просторах. На цьому побудовано очікування виграшу в достовірності рішень алгоритму.

Замість трьох навчальних вибірок для трьох типів сигналів тут використовується по кілька кластерів. Питання кластеризації вирішується окремо і в рівних умовах у кожній вибірці. Критерій прийняття рішень стає двоступеневим: спочатку визначається кластер, а потім тип сигналів, який він об'єднує, вказує на доцільне остаточне рішення алгоритму.

В якості ознак для опису форми сигналів використовуються сімейства ізоліній. Їх положення на шкалі сигналів змінюється відповідно до зміни їх форми. Вони є інтегральними характеристиками на інтервалах спостереження процесів і забезпечують певну стійкість таких описів форми до випадкових змін сигналів в процесі їх спостереження і реєстрації. Описом сигналів є числові комплекси рівнів, які займають ізолінії.

Спочатку розглядається завдання в цілому: розпізнавальний алгоритм, який досліджується, типи сигналів, які він розпізнає, критерій і порядок оцінки валідності рішень, які він приймає. Виконується оцінка валідності цих рішень на навчальних вибірках сигналів у вихідному вигляді цих вибірок. Потім розкривається зміст програмної процедури групування цих вибірок і оцінка її результативності за підсумками випробувань алгоритму.

Досліджуваний алгоритм для прийняття рішень використовує систему еталонів, з якими порівнюються сигнали, що розпізнаються. Спочатку кількість еталонів дорівнює кількості типів сигналів, а після групування вибірок – кількості кластерів.

Ключові слова: медико-біологічні сигнали, розпізнавальні процедури, валідність рішень, комбіновані критерії прийняття діагностичних рішень.

УДК 621.317: 621.385

ЕЛЕКТРОМАГНІТНА СУМІСНІСТЬ ДІЕЛЕКТРИЧНИХ МАТЕРІАЛІВ ТА ІМПЛАНТАТІВ З ТІЛОМ ЛЮДИНИ

¹⁾Яненко О. П., ¹⁾Перегудов С. М., ¹⁾Шевченко К. Л., ²⁾Маланчук В. О.,

²⁾Половчанська О. Д., ²⁾Швидченко В. С.

¹⁾Національний технічний університет України

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

²⁾НМУ імені О. О. Богомольця Київ, Україна

E-mail: op291@meta.ua, pereg@i.ua, autom1@meta.ua, malanchuk_v_a@ukr.net,
oleksandragolovchanska@gmail.com, bio4smile@gmail.com

Діелектричні матеріали широко застосовуються в реконструктивних хірургічних технологіях. При цьому використовуються як трансплантанти (живі біотканини або органи від фізичних донорів), так і їх аналоги замітники – імплантати. Імплантати можуть бути металевими, діелектричними або комбінованими (металеві з діелектричним покриттям). Окрім того початковий стан частини матеріалів імплантатів, а також окремих їхніх фракцій може бути порошкоподібним або рідким [1].

Незалежно від типу імплантатів та діелектричних матеріалів, з яких вони виготовляються, існують єдині вимоги біологічної сумісності, які можна представити чотирма групами [1, 2]:

- біологічна толерантність, яку визначають більш ніж 6 показників;
- хімічна інертність, що базується на декількох показниках, основним з яких є хімічна стійкість щодо біотканини (відсутність хімічних реакцій з нею);
- механічна сумісність, може описуватися 3-4 показниками;
- фізична сумісність, яку характеризують показники рентгеноконтрасності, збігу електропровідності та теплопровідності, магнітної сприйнятливості (яка має бути малою) та інших.

Зазначені показники та вимоги стосуються в основному межі імплантант – біотканина. У той же час, за результатами досліджень авторів [3], взаємодія на макрорівні клітин біотканини з матеріалом імплантанта є надзвичайно складним і далеко невивченим процесом. Тому з метою підвищення ефективності імплантації, зменшення побічних ефектів та ускладнень, удосконалення відомих і створення нових матеріалів та видів імплантатів дослідження цих процесів є актуальною задачею, значимість якої обумовлюється також появою нових наноматеріалів і технологій на їх основі.

Організм людини у нормальному стані характеризується сталою підвищеною, порівняно з навколишнім середовищем температурою, яка знаходиться в межах 36-37°C.

Така величина, як показник, повною мірою відноситься до групи фізичної сумісності. У той же час відомо, що нагріті тіла випромінюють електромагнітні шумові сигнали в широкому діапазоні частот, спектральна щільність потужності яких описуються відомим законом Планка. У випадку мікрохвильового діапазону закон Планка описується наближеною формулою Релея – Джинса. Спектральну щільність потужності шумового сигналу при цьому можна записати як

$$S(f, T) = 2\pi\beta \frac{f^2}{c^2} kTS_0, \quad (1)$$

де $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – постійна Больцмана;

T – термодинамічна температура джерела випромінювання;

β – коефіцієнт випромінювальної здатності об’єкта дослідження;

f – частота випромінювання;

S_0 – площа поверхні об’єкту, що досліджується, яка в радіодіапазоні обмежена апертурою приймальної антени.

Для визначення середньої потужності шумового сигналу на частоті дослідження можна застосовувати формулу Найквіста

$$P = kT\Delta f, \quad (2)$$

де Δf – смуга частот аналізу випромінювання шляхом апаратурної реєстрації.

Таким чином, як слідує з наведеного, за температури тіла людини між імплантатом та прилеглими біотканинами виникають слабкі потоки електромагнітного випромінювання (ЕМВ), зокрема у мікрохвильовому діапазоні на рівні $10^{-14} - 10^{-13}$ Вт, баланс яких необхідно враховувати [4]. Значна відмінність різниці ЕМВ біотканини та імплантанта спричиняє появу додатного або від’ємного опромінення, що в довготермінованому часі може знижувати ефективність імплантації [5]. Отже постає питання електромагнітної сумісності імплантатів і прилеглих до них біотканин, яка поки що відсутня в переліку критеріїв біосумісності.

Авторами проведено експериментальне дослідження власного ЕМВ 13 зразків біоматеріалів, що використовуються для щелепно-лицевої реконструктивно-відновної хірургії (НМУ, стоматологічний факультет, кафедра щелепно-лицевої хірургії). Випромінювання реєструвалось на частоті 51 ГГц за допомогою високочутливої радіометричної системи (КПІ, РТФ, кафедра прикладної радіоелектроніки). Одночасно визначався середній рівень випромінювання учасників експериментів, значення становило $2,3 \cdot 10^{-14}$ Вт та цільної кістки, яка є об’єктом реконструктивної хірургії. Відносна похибка вимірювань не перевищувала 10 %. Зазначені величини використовувалися як зразкові для порівняння випромінювання експериментальних зразків біоматеріалів.

В результаті дослідження випромінювальної здатності біоматеріалів визначена наявність і величина мікрохвильової компоненти у міліметровому діапазоні довжин хвиль та проведена оцінка їх електромагнітної сумісності з тканинами тіла людини:

– матеріали першої групи (ципранол, розчин аналіту «Дезолева», мелена кістка хребця, зинат) характеризуються найбільшою мірою сумісності з біотканинами людини та мають перевагу щодо їх використання, оскільки інтенсивність їх випромінювання складає 66-77 % від інтенсивності м'яких та кісткових тканин. В довготермінованому часі імпланти з таких матеріалів, з точки зору електромагнітної сумісності, не повинні впливати на електромагнітний стан прилеглого біосередовища та змінювати його;

– матеріали другої групи (клей з фолієвою кислотою, кістковий матеріал *Cerabone*, пудра гідроксиапатит, клей без фолієвої кислоти) мають в 3-4 рази менший рівень випромінювання і за інтенсивністю є джерелами формування від'ємного потоку, тому характеризуються низьким рівнем електромагнітної сумісності;

– матеріали третьої групи (штучна кісткова тканина, желатин, колаген у вигляді губки, фолієва кислота і промисловий зразок імпланта зуба) мають надзвичайно низьку випромінювальну здатність порівняно з кістковою тканиною (приблизно 5-6 %), тому формують інтенсивний мікрохвильовий від'ємний потік і в довготермінованому часі можуть бути джерелом ускладнень в післяопераційний період.

Висновки

1. Таким чином, при проведенні хірургічних втручань щодо усунення дефектів направленої регенерації тканин альвеолярних відростків щелеп доцільне використання матеріалів, більш сумісних за мікрохвильовим ЕМВ, що сприятиме підвищенню ефективності хірургічних операцій.

2. Дослідження електромагнітної сумісності об'єктів на межі імплантат-біотканина матеріалів та врахування їх результатів дозволять розробляти нові види імплантатів з покращеними характеристиками біосумісності.

Ключові слова: біоматеріал, імплантат, мікрохвильове випромінювання.

Література

- [1] Hench, Larry L., Jones, Julian R. (eds.): *Biomaterials, Artifical Organs and Tissues Engineering*. Woodhead publishing ltd., Cambridge, England, 2005, p. 304.
- [2] Velnar, Tomaz, Gorazd Bunc, Robert Klobucar, and Lidija Gradisnik. 2016. “Biomaterials and Host Versus Graft Response: A Short Review”, *Bosnian Journal of Basic Medical Sciences* 16 (2), 2016, pp. 82-90. DOI: <https://doi.org/10.17305/bjbms.2016.525>.
- [3] Zhu, Wenzhen et al. “Interactions at engineered graft-tissue interfaces: A review.” *APL bioengineering*, vol. 4,3 031502. 21 Aug. 2020. DOI: <https://doi.org/10.1063/5.0014519>.
- [4] O. Yanenko, “Low-intensive microwave signals in biology and medicine”, *Journal of Human Physiology*, vol. 01, is. 01, Singapur, pp. 29-41, 15.11. 2019
- [5] G. V. Ponezha, S. P. Sitko, Yu. A. Skripnik, A. F. Yanenko, “Regula and Reverse Fluxes of Microwave Radiation from Physical and Biological Objects”, *Physics of the Alive*, vol. 6, No. 1, pp.11-14, 1998.

УДК 681.52; 004.71

СИСТЕМА БЕЗДРОТОВОЇ ПІДЗАРЯДКИ ДЛЯ МЕДИЧНИХ РОБОТІВ-АСИСТЕНТІВ НА ОСНОВІ TurtleBot 3 Waffle Pi

Глухов О. В., Дубіцький А. Є., Кравчук О. О.

Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна

E-mail: oleg.glukhov@nure.ua, artur.dubitskyi@nure.ua, olha.kravchuk@nure.ua

Використання медичних роботів-асистентів значно зменшує затрати ресурсів та час роботи людини. Проте воно потребує вирішення проблеми навігації, безпеки переміщення та живлення роботизованої системи.

Система бездротової передачі енергії (БПЕ) вирішує питання живлення роботу. Така система включає у себе передатчик, що під'єднаний до центральної мережі, він і є док-станцією для робота; та приймач на стороні робота.

Таким чином, док-станція складається із схеми, що перетворює мережеву напругу у високочастотну напругу для передачі через котушки. На стороні робота – схема прийому напруги, випрямлення її, та перетворення у потрібний для живлення акумуляторів стан шляхом AC-DC та DC-DC понижуючих конверторів.

У роботі [1] детально розглядаються основні моменти, пов'язані із БПЕ. Так, було виявлено, що на відстані до 10 см між двома котушками прийому-передачі, центри яких розмішені на одній осі, спостерігається максимальна ефективність передачі, до 80 %, та стабільність коефіцієнта передачі від опору навантаження. Із збільшенням відстані між котушками, коефіцієнт передачі спадає, а опір навантаження має більший на нього вплив, що також підтверджується у роботі [2].

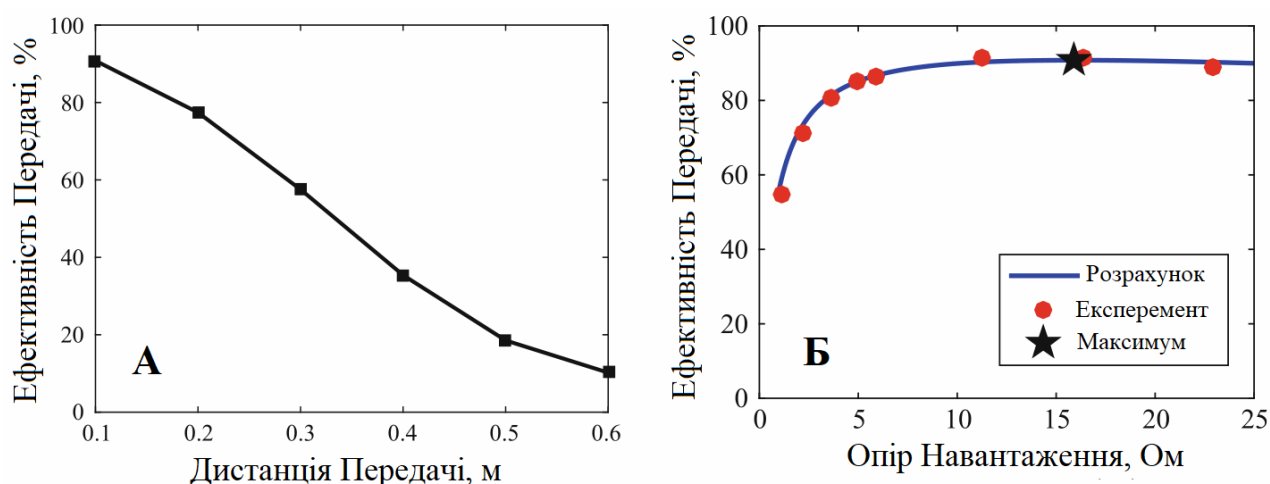


Рис. 1. Залежність ефективності передачі від дистанції між котушками – А; залежність ефективності передачі від опору навантаження за відстанню між котушками 10 см – Б

Маючи представлення про роботу станції підзарядки, розглянемо яким же чином робот-асистент буде повертатися до неї.

Автори робіт [3, 4] по різному підійшли до проблеми навігації та безпечного переміщення. У першому випадку була використана система навігації за допомогою штатних можливостей платформи TurtleBot3 Waffle Pi, таких як LiDAR та Pi-Camera, і, відповідно, використовувалась система ROS та бібліотека move_base, що включає інструменти планування траєкторії та метод SLAM [5]. На додачу, у приміщенні робот не повинен стикатися із рухомими об'єктами, як то люди або інші роботи. Для цього пропонується конвертувати усі локалізовані об'єкти у геометричні примітиви за допомогою бібліотеки ROS costmap_converter, що включає плагін costmap_converter: CostmapToDynamicObstacles, який саме і дозволяє уникати зіткнень із рухомими примітивами та прораховувати їх траєкторію.

У другому варіанті, автор відмовився від відносно дорогого скануючого лазерного далекоміру для автоматичного повернення робота, та пропонує використовувати зміну пар зображень із двох бортових камер. На одному зображенні визначаються особливі точки та іншому вони дублюються для зменшення похибки. При зміщенні робота, зображення змінюються та визначається на скільки змістилися опорні точки на зображеннях та береться до уваги показники одометрів. Також відзначається універсальність методу [3].

Алгоритм повернення робота може бути запущений за умови досягнення критичного рівня заряду батареї, так і після виконання завдання: завдання виконане – повернення на зарядку. Так у роботі [6] представлений саме перший спосіб: коли робот заряджений, він від'єднується від док-станції та їде виконувати завдання. У ході роботи заряд витрачається, досягаючи певного рівня, вмикається програма повернення роботу до станції на зарядку. Також пропонується варіант індикації величини заряду.

Процес паркування робота-асистента теж потребує уваги. У роботі [7] використовують ІЧ габаритні світлодіоди на док-станції для коректного позиціонування автомобілю під час паркування та ІЧ камери або відповідні ІЧ-фільтри для їх сканування. Запропоновані способи зчитування рисунку світлодіодних габаритів, один із яких був описаний раніше та у роботі [3].

Отже, док-станція являє собою систему із лінією габаритних ІЧ-світлодіодів для полегшення паркування робота, містить котушку-передавач, яка під'єднана до схеми коливального кола, та інверторного перетворювача мережевої напруги у високочастотну змінну напругу. TurtleBot 3 Waffle Pi оснащений котушкою-приймачем, яка під'єднана до відповідного коливального кола, яке, у свою чергу, до кола випрямлячів та перетворювачів, що формують напругу живлення, придатну до живлення акумуляторів [8]. Також, робот оснащений лазерним далекоміром, камерою із ІЧ-фільтром. Працює під керуванням ROS із потрібними бібліотеками, що відтворюють алгоритми переміщення та SLAM,

алгоритмом повернення до станції зарядки, тригером якого є певний рівень заряду.



Рис. 2. Можливий зовнішній вигляд Док-станції для робота

У роботі було проаналізовано вказані джерела та запропоновано систему бездротової зарядки та алгоритм повернення до док-станції для робота-асистента на основі роботизованої платформи TurtleBot 3 Waffle Pi.

Ключові слова: зарядка, TurtleBot 3, wireless charging, асистент, бездротова передача енергії, робот, асистент.

Література

- [1] Y. Zhang, *Key Technologies of Magnetically-Coupled Resonant Wireless Power Transfer*. Singapore: Springer Theses, 2018.
- [2] M. Tampubolon, L. Pamungkas, H.-J. Chiu, Y.-C. Liu, Y.-C. Hsieh, "Dynamic Wireless Power Transfer for Logistic Robots", *Energies*, vol. 11, no. 527, 2018. doi:10.3390/en11030527
- [3] М. Шевченко, *Планування траєкторії мобільного робота в умовах невизначеного навколишнього середовища*. Київ, Україна: НТУУ "КПІ", 2019.
- [4] R. Safin, R. Lavrenov, K.-H. Hsia, E. Maslak, N. Schiefermeier-Mach, E. Magid, "Modelling a TurtleBot3 Based Delivery System for a Smart Hospital in Gazebo", in *International Siberian Conference on Control and Communications*, 2021, 1-6.
- [5] О. Глухов, В. Чекубашева, "Реалізація алгоритму EKF SLAM на базі програмного пакету MATLAB", *Радіоелектроніка та молодь у XXI столітті*, Харків, 2021, с. 75–76.
- [6] T. Narendran, Mr. P. Saravanan, Dr. V. Nandagopal, "Design and Implementation of Smart Docking and Recharging System for Defense Robot", *IOSR Journal of Electrical and Electronics Engineering*, vol. 10, no. 1, pp. 38-41, 2015. DOI: 10.9790/1676-10123841
- [7] J. Pérez, F. Nashashibi, B. Lefaudeux, P. Resende, E. Pollard, "Autonomous Docking Based on Infrared System for Electric Vehicle Charging in Urban Areas", *Sensors*, no. 13, pp. 2645-2663, 2013.
- [8] V. Chekubasheva, O. Glukhov, O. Kravchuk, V. Rohovets, "Creation of a remote presence robot based on the TI-RSLK development board", in *II International Advanced Study Conference Condensed Matter and Low Physics*, Kharkiv, p. 229.

УДК 681.5

РЕАЛІЗАЦІЯ БЛОКУ СЕНСОРІВ ВИМІРЮВАННЯ ВЕНОЗНОГО ПУЛЬСУ ТА ТИСКУ ДЛЯ ВИКОРИСТАННЯ У РОБОТІ-АСИСТЕНТІ ДЛЯ ЛІКАРЕНЬ

Глухов О. В., Кравчук О. О., Стаднік Д. В.

Харківський національний університет радіоелектроніки, Харків, Україна

E-mail: oleg.glukhov@nure.ua, olha.kravchuk@nure.ua, daniil.stadnik@nure.ua

У зв'язку із загостренням епідеміологічної ситуації в світі важливим напрямком розвитку робототехніки є розробка роботизованих систем, що здатні отримати данні виключаючи безпосередній контакт оператора з хворим [1]. Наразі роботи, у клінічній практиці, застосовуються для підтримки співробітників системи охорони здоров'я та покращення якості обслуговування пацієнтів. Наприклад, роботи можуть самостійно чистити та готувати палати для пацієнтів, обмежуючи кількість особистих контактів у відділеннях інфекційних захворювань. Задля зниження впливу патогенів лікарні та клініки, під час пандемії COVID-19, почали використовувати роботів для виконання значно ширшого спектру завдань. Основними параметрами, що контролює медперсонал при огляді пацієнтів, є температура тіла, тиск, пульс, діурез та частота дихання. Вимірювання перших чотирьох параметрів можна проводити роботизованою системою за допомогою датчиків певної функціональності [2].

Для вимірювання венозного тиску у роботі запропоновано використовувати електронний (цифровий) датчик тиску (рис. 1). Датчик тиску SPD005G потребує напруги живлення від 5 В до 10 В. З робочою температурою від -20 °С до +85 °С і дозволяє виміряти тиск від 0 до 35 кПа (0-3569 мм.вод.ст.). При ціні близько 180 грн., даний тип датчику може стати оптимальним рішенням при використанні «робота – асистента» для лікарень.



Рис. 1. Приклад цифрового датчика тиску(SPD005G)

Венозний пульс, як і венозний тиск, можна виміряти електронними датчиками тиску (рис. 2).

Важливою характеристикою датчика при вимірюванні венозного пульсу є довжина хвилі, що випускається. Оскільки кров людини має червоний колір, то

найкраще відбивається оптичне випромінювання, що відповідає червоному (625-740 нм).



Рис. 2. Датчики венозного пульсу: а - MAX30102, б - Pulse sensor

Таблиця 1. Порівняння характеристик датчиків пульсу

Пристрій	Довжина хвилі	Робоча температура	Споживаний струм	Ціна
Pulse sensor (Arduino)	565 нм	Від -40 до +85 °C	4-5 мА	110грн
MAX30102 (Arduino)	660-880 нм	Від -25 до +65 °C	1,2 мА	70 грн

Для підвищення точності доречно використовувати інший відтінок, що добре нею поглинається. Таким, наприклад, є зелений діапазон (500-585 нм). Тому для датчиків, зазвичай, обирається довжина, що дорівнює 525 нм. Виходячи з цього, нами було запропоновано Pulse sensor, оскільки він має довжину хвилі, що дорівнює 565 нм.

Отже, у наданому дослідженні запропоновано блоки датчиків «робота - асистента» для вимірювання венозного тиску та венозного пульсу (табл. 1). В роботі проаналізовано та доведено ефективність використання запропонованих датчиків для виконання даної задачі. Датчик тиску SPD005G та датчик пульсу Pulse sensor є сумісними з мікроконтролером Arduino Uno, тому запропоновані пристрої зможуть функціонувати у єдиній системі «робота - асистента».

Ключові слова: тиск, пульс, робот-асистент, ARDUINO.

Література

- [1] V. M. Beresnev, V. A. Chekubasheva, O. V. Glukhov, O. O. Kravchuk, *J. Nano- Electron. Phys.* 13, No 5, 2021, 05039.
- [2] О. В. Глухов, О. О. Кравчук, В. А. Чекубашева, В. Є. Роговець, Є. В. Шевченко, “Розробка автономної системи контролю параметрів організму для використання в умовах covid-19, медико-психологічні аспекти реабілітації й абілітації в епоху турбулентності”, у *Збірн. наук. праць за заг. ред. проф. О.А. Панченка*. 2021. Київ. КВІЦ, с.69-72.

УДК 621: 514.83

AUTOMATED CONTROL OF TOUCHING SENSORS TO OBJECT'S SURFACE DURING MEDICAL DIAGNOSTICS

Tatiana Klotchko, and Volodymyr Skytsiouk

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

E-mail: t.klochko@kpi.ua

Currently, it is important to study the impact of adverse factors of working environment process on the development of neurological pathology, for example. At the same time this is one of problems is detection of diseases depending on the characteristics of professional activity [1, 2]. Despite the improvement of technological processes, many operations are performed manually, in direct contact with existing mechanisms that are associated with heavy physical labor, increased nervous and emotional stress, and the risk of injury and are important factors in the development of both occupational action and occupational diseases [3]. The development of devices for diagnosis of occupational diseases is an urgent task of modern medical instrumentation.

It is quite natural that when using precision sensors for recording the patient's condition, it is necessary to control the location of the surfaces of objects that the medical sensor touches.

In order to improve the accuracy of determining the location of an object in space, it is necessary to automate the process of registering and recording current coordinates in space.

Such a space can be the working space of diagnostic equipment or the zone of influence of medical equipment. The main task here is to correctly determine the coordinates of the object to which the actions of medical technological equipment are applied. At the same time, possible distortions of the object's coordinates are extremely important, which negatively affect the accuracy of "working body" action of medical equipment.

This is because different coordinate systems (imaginary and real) have their own assessment of curvature and straightness. Therefore, if you are in a curvilinear space relative to another, then you have your own criteria for estimating distortion and any other different coordinate system will be perceived by you as a certain distortion.

Therefore, any deviation from the imaginary technological phantom of a real object is regarded as an error or spatial distortion. As a consequence of this situation, it is necessary to develop a number of criteria for determining the quality of the imaginary surface, which can be considered as a reference, when performing comparative analyzes of different levels of complexity for manipulation during medical diagnostics. The main problem in such cases is an imaginary standard, which serves as a model for estimating the spatial error of a real object.

The authors have studied some of the same cases that arise when registering the coordinates of objects [4 - 7]. These cases show variations in possible distortions that

occur during the transition from phantom space to the real coordinate space of real actions of medical equipment. Thus, we need to consider the interaction of Pandan zones of the medical sensor (or other working manipulator) of medical equipment and object (living organism).

These principles will create an opportunity to develop integrated methods and systems for therapeutic effect of physical fields on the biological object and researches, which improves the quality of modern technology treatment processes.

This researching proposed the use of artificial biological sensors to detect the contact of the surface of the object of medical exposure, such as using this Pacini bodies in the state of irritation.

The mechanical essence of pressure transmission is that Pacini's body is a physical receptor of the "on-off" type (fact as TONTOR sensor). If Pacini's body by 20 μm is compressed, which reaches a peak in 2 ms, the pressure within the core is most of the pressure on the surface until the maximum is reached. Then, with the onset of the static simulation period, the core pressure rapidly drops to zero as a result of a related pressure drop transmitted by the flexible elements due to the elasticity of the plates and their bonds. That is, with some approximation, we can assume that Pacini's body has the properties of an elastic filter. In general, we can assume that Pacini's bodies react quite strongly to the speed of movement. In addition, Pacini bodies can be considered as a low-pass filter, ie it is known that the frequency threshold of the body for sound stimuli is from 112 Hz to 117 Hz. On the basis of analytical models of construction of analogs of biological TONTOR sensor it is possible to provide the automated control of a current coordinate of local object on a surface which is affected by medical radiations.

Thus, we can accurately determine the moment of contact of the surface of the medical sensor of the manipulator of the surface of the object, and then vary the spatio-temporal coordinates of the object's location to find the best recognition of the object's position.

The proposed method of determining the position of, for example, a pathological object, or the exact location of the site of influence during medical manipulations can provide a fundamental possibility of embedding such sensors in the automated medical system of clinical application.

Keywords: surfaces of objects, space-time coordinates, detection of diseases, medical sensor touches.

Literature

- [1] J. Diedrichsen, R. Shadmehr, R.B. Ivry, "The coordination of movement: Optimal feedback control and beyond", *Trends Cogn. Sci.*, 14, pp. 31–39, 2010.
- [2] B. Ballanger, S. Thobois, P. Baraduc, R.S. Turner, E. Broussolle, M. Desmurget, "Paradoxical kinesis" is not a hallmark of Parkinson's disease but a general property of the motor system", *Mov. Disord.*, 21, pp. 1490–1495, 2006.
- [3] J. Shemmell, M. Krutky, E. Perreault, "Stretch sensitive reflexes as an adaptive mechanism for maintaining limb stability", *Clin. Neurophysiol.*, 121, pp. 1680–1689, 2010.

- [4] Gregory Tymchik, Volodymyr Skytsiuk, Tatiana Klotchko, “Distortion of Phantom Object's Realizations in Biological Presence Zone”, in *2020 IEEE 40th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)*, 2020, pp. 464-468.
- [5] V. I. Skytsiuk, 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.
- [6] В. І. Скицюк, і Т. Р. Ключко, “Визначення координати уявно-реальної поверхні межевої панданної зони об’єкта. Частина 2. Методи визначення”, *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, is. 53(1), pp. 49-56, 2017.
- [7] В. І. Скицюк, і Т. Р. Ключко, “Підгрунття інформаційних властивостей панданних зон абстрактної сутності. Частина 1. Основні типи панданних зон”, *Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak.*, is. 48(2), pp.105-111, 2014.

УДК 681.7

АНАЛІЗ РОБІТ У ГАЛУЗІ ПРОГНОЗНОГО СТИМУЛЮЮЧОГО ВПЛИВУ НА М’ЯЗОВЕ ВОЛОКНО

¹⁾Безвесільна О. М., ¹⁾Котляр С. С., ¹⁾Нечай С. О., ²⁾Омельчук І. О.

¹⁾Національний технічний університет України

“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, Київ, Україна,

²⁾Державний університет «Житомирська політехніка», Житомир, Україна

E-mail: o.bezvesilna@gmail.com, s.tkachenko@kpi.ua, prilad@ukr.net

Проведено аналіз робіт, присвячених прогнозованому електростимулюючому впливу на м’язове волокно, інформація може бути корисною для використання при реабілітації поранених, лікуванні травм у спорті та ін.

Існуючі методи у галузі прогнозного впливу на м’язове волокно мають ряд суттєвих недоліків, які є причиною того, що у даний час найбільш ефективним, з огляду оптимального управління, методом знаходження настроювань регулятора є експериментальний пошук. Якість будь-якої автоматизованої системи регулювання (АСР) визначається величиною похибки. Але функцію похибки для будь-якого моменту часу важко визначити, оскільки вона описується за допомогою диференціального рівняння високого порядку і залежить від великої кількості параметрів системи. Тому оцінюють якість систем керування за деякими її властивостями, які визначають за допомогою критеріїв якості. Серед усіх відомих критеріїв якості найбільш універсальним є інтегральний критерій якості, який оцінює узагальнені властивості автоматичної системи регулювання (АСР): точність, запас стійкості, швидкодію [1-10].

Можна виділити наступні напрями дослідження методів ідентифікації керованих об’єктів, які засновані на: методі найменших квадратів [5]; методі інструментальних змінних [6]; ідентифікації за частотними характеристиками [7]; рандомізованих алгоритмах ідентифікації [8]; активній ідентифікації з використанням додаткового випробувального сигналу [9, 10]. Загальними недоліками застосування цих методів є наступні: негарантована збіжність

динамічних процесів ідентифікації, слабка застосовність цих методів у випадку задач великої кількості невідомих параметрів, значна вартість відповідного програмного забезпечення. З аналізу літератури [1-10] видно, що розробка методів розрахунку оптимальних настроювань регулятора є важливою та перспективною задачею, надто коли системи регулювання використовуються у медичній практиці.

Оскільки організм людини теж можна розглядати, як систему з багатьма коливальними ланками з різними параметрами, то використання АСР з оптимізованими параметрами настроювання для забезпечення ефективного впливу на організм людини з лікувальною метою, є актуальною задачею сьогодення [1-10]. М'язові волокна також можна розглядати, як об'єкт регулювання з наявністю власних коливань.

З аналізу відомих робіт видно, що розробка методів розрахунку оптимальних настроювань регулятора є важливою та перспективною задачею, особливо коли системи регулювання використовуються у медичній практиці.

Ключові слова: м'язове волокно, стимулюючий сигнал, налаштування параметрів регулятора.

Література.

- [1] Закон України про метрологію та метрологічну діяльність. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://zakon4.rada.gov.ua/laws/show/1314-18>.
- [2] Рекомендации EUROLAB–Украина по внедрению требований ISO/IEC 17025: 2005 в практику испытательных и калибровочных лабораторий ЕА - 4/02. Выражение неопределенности измерения при калибровках. [Електронний ресурс]. Доступно: <http://www.euroacademia.com.ua/site/menu/ru/view/9>.
- [3] П. В. Новицкий, И. А. Зограф, В. С. Лабунец, Динамика погрешностей средств измерений, 2-е изд., перераб. и доп., Ленинград: Энергоатомиздат, 1990.
- [4] М. М. Микийчук, “Метрологічне забезпечення якості продукції на стадії виготовлення”, дис. д-ра техн. наук, Львів, 2015.
- [5] А. Э. Фридман, Теория метрологической надежности средств измерений и других технических средств, имеющих точностные характеристики, дисс. д-ра техн. наук, СПб, 1994.
- [6] С. Б. Данилевич, С. С. Колесников, “Метрологическое обеспечение производства и качества продукции”, *Законодательная и прикладная метрология*, № 2, с. 6–9, 2017.
- [7] А. Е. Данилов, И. Н. Бригаденко, Г. Н. Иванова, Е. Ю. Парамонова, “Хорош ли продолжительный межповерочный интервал для теплосчётчиков при расширенном диапазоне измерения расхода”, *Энергосбережение*, № 5, 2015.
- [8] РМГ 74- 2004 ГСИ, Методы определения межповерочных и межкалибровочных интервалов средств измерений. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://metrology.com.ua/>
- [9] ГОСТ 8.565-99. ГСИ. Порядок установления и корректировки межповерочных интервалов эталонов.
- [10] М. М. Микийчук, Актуальні питання метрологічної надійності промислових ЗВТ, *Методи та прилади контролю якості*, № 23, с. 126–129, 2019.

УДК 681.7

МЕТОД ЧАСОВИХ РЯДІВ ДЛЯ РОЗРАХУНКУ ПАРАМЕТРІВ НАСТРОЙКИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ СИСТЕМИ РЕГУЛЮВАННЯ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЮЮЧОГО ВПЛИВУ НА М'ЯЗОВЕ ВОЛОКНО

¹⁾Безвесільна О. М., ¹⁾Киричук Ю. В., ¹⁾Назаренко Н. М., ²⁾Ткачук А. Г., ²⁾Омельчук І. О.

¹⁾Національний технічний університет України

“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”, Київ, Україна,

²⁾Державний університет «Житомирська політехніка», Житомир, Україна

E-mail: o.bezvesilna@gmail.com, kirichuky@gmail.com, andrew.tkachuk@i.ua

Використання автоматизованої системи регулювання (АСР) з оптимізованими параметрами настроювання для забезпечення ефективного впливу на організм людини є актуальною задачею при проведенні різноманітних фізіотерапевтичних заходів у сеансах лікувальної, профілактичної та реабілітаційної медицини [1-3].

Кількісна оцінка реакції м'язової тканини на електричний сигнал дозволить з великим ступенем достовірності діагностувати порушення у роботі опорно-рухового апарату та ступінь впливу на м'язову тканину.

В основу побудови АСР покладено принцип прогнозування поведінки часових рядів. Виходячи з трактування [3], часовий ряд – це множина спостережень, одержуваних послідовно в часі. Якщо час змінюється дискретно, часовий ряд називається дискретним. У [3] розглянуто дискретні часові ряди, в яких спостереження здійснюються через фіксовані інтервали часу, прийняті за одиницю розрахунку. Перехід від моменту одного спостереження до моменту наступного спостереження прийнято називати кроком. Якщо значення членів часового ряду точно визначене певною математичною функцією, то часовий ряд називається детермінованим. Якщо ці значення можуть бути описані тільки за допомогою розподілу ймовірностей, часовий ряд називається випадковим. Явище, що розвивається у часі, згідно закону теорії ймовірностей, називається стохастичним процесом. У подальшому його будемо називати процесом. Аналізований відрізок часового ряду може розглядатися, як одна часткова реалізація (вибірка) досліджуваного стохастичного процесу, що генерується прихованим імовірнісним механізмом [3]. Також представлені методи прогнозування часових рядів різного типу та алгоритми оцінювання рядів за допомогою адаптивних методів.

Представлені у [3] адаптивні методи мають наступні властивості:

- вони застосовні для широкого кола завдань;
- адаптивне прогнозування не вимагає великого обсягу інформації, воно базується на інтенсивному аналізі інформації, що отримується в окремих часових рядах;
- модель, що описує структуру показника та його динаміку, як правило, відрізняється ясністю й простотою математичного формулювання;

- неоднорідність часових рядів і їх зв'язків знаходить висвітлення в адаптивній еволюції параметрів або навіть у структурі моделей.

На часовий ряд впливають у різний час різні фактори. Одні з них по тим або іншим причинам послаблюють свій вплив, інші впливають активніше. Таким чином, реальний процес протікає у мінливих умовах, що створюють його зовнішнє середовище, до якого він пристосовується. А модель, у свою чергу, адаптується до ряду, що представляє цей процес.

По тому, наскільки добре модель піддається «навчанню», можна судити про її здатність адекватно відображати закономірності даного часового ряду. Після вибору параметра адаптації надалі самонавчання моделі відбувається у процесі переробки нових статистичних даних.

При побудові адаптивної моделі доводиться обирати між загальною й окремою моделлю і, зважаючи на їх переваги і недоліки, віддавати перевагу тій моделі, від якої можна чекати найменшої помилки прогнозування.

Таким чином, з вищенаведеного ми бачимо, що результати, отримані за допомогою будь-якого вимірювання, можуть бути розглянуті, як дискретний стохастичний часовий ряд з певним кроком, який в умовах конкретної системи також є різним і визначає частоту вимірювань за допомогою даної АСР. Очевидно, що для кожної системи цей показник є індивідуальним.

Перспективним є використання методу часових рядів для розрахунку параметрів настройки автоматизованої системи регулювання електростимулюючого впливу на м'язове волокно.

Ключові слова: м'язове волокно, електростимулюючий сигнал, налаштування параметрів регулятора.

Література

- [1] The Fitness for Purpose of Analytical Methods A Laboratory Guide to Method Validation and Related Topics EURACHEM Guide. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://www.eurachem.org › stories › Guides>
- [2] Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results NIST Technical Note 1297 1994 Edition. [Електронний ресурс]. Доступно: <https://www.eurachem.org › stories › Guides>.
- [3] Ю. П. Лукашин, *Адаптивные методы краткосрочного прогнозирования временных рядов, учеб. пособие*. Москва: Финансы и статистика, 2015.