

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ**  
**Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова**



**«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ МЕДИЧНОЇ, БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ  
ТА ІНФОРМАТИКИ»**

**МАТЕРІАЛИ ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ  
КОНФЕРЕНЦІЇ З МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ**

**27 квітня 2022 року**  
**Вінниця**

**МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ**

**Вінницький національний медичний університет  
ім. М.І. Пирогова**

**МАТЕРІАЛИ ВСЕУКРАЇНСЬКОЇ НАУКОВО-  
ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ  
«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ МЕДИЧНОЇ,  
БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ  
ТА ІНФОРМАТИКИ»**

**27 квітня 2022 року**

**м. Вінниця**

УДК 577.35+004  
ISBN 978-617-7237-95-1 (електронне видання)

### **ГОЛОВНИЙ РЕДАКТОР**

академік Національної академії медичних наук України,  
ректор ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,  
доктор медичних наук, професор,  
**Василь МОРОЗ**

### **ЗАСТУПНИКИ ГОЛОВНОГО РЕДАКТОРА**

проректор з наукової роботи  
ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,  
доктор медичних наук, професор  
**Олег ВЛАСЕНКО**  
завідувач кафедри біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики  
ЗВО «Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова»,  
доктор технічних наук, професор  
**Анатолій КУЛИК**

### **РЕДАКЦІЙНА КОЛЕГІЯ:**

**Олег АВРУНІН**, доктор технічних наук, професор, завідувач кафедри біомедичної інженерії  
ЗВО «Харківський національний університет радіоелектроніки»;  
**Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ**, доктор технічних наук, доцент, доцент кафедри фізики  
напівпровідників і наноструктур ЗВО «Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича»;  
**Ірина ЖУРАВСЬКА**, доктор технічних наук, професор, професор кафедри комп'ютерної  
інженерії ЗВО «Чорноморський національний університет імені Петра Могили»;  
**Сергій ПАВЛОВ**, доктор технічних наук, професор, професор кафедри біомедичної інженерії  
ЗВО «Вінницький національний технічний університет»;  
**Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ**, кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри кафедри  
біологічної фізики, медичної апаратури та інформатики ЗВО «Вінницький національний медичний  
університет ім. М.І. Пирогова» (**ВІДПОВІДАЛЬНИЙ СЕКРЕТАР**)

**Актуальні задачі медичної, біологічної фізики та інформатики.** Матеріали доповідей та виступів  
всеукраїнської науково-практичної конференції з міжнародною участю 27 квітня 2022 року Вінниця.  
– Вінниця: Едельвейс. – 126 с.

УДК 577.35+004  
ISBN 978-617-7237-95-1 (електронне видання)

Збірник містить матеріали доповідей та виступів учасників всеукраїнської науково-  
практичної конференції з міжнародною участю «Актуальні задачі медичної, біологічної фізики та  
інформатики», яка відбулась в Вінницькому національному медичному університеті ім. М.І.  
Пирогова 27 квітня 2022 року. У поданих матеріалах висвітлюється широке коло актуальних проблем  
розвитку теоретичних та технічних аспектів, пов'язаних з біологією та медициною. Збірник  
призначено для науковців, викладачів закладів вищої освіти, аспірантів, магістрів, здобувачів, і  
студентів.

Матеріали подані в авторській редакції. Автори опублікованих матеріалів несуть повну  
відповідальність за підбір, точність наведених фактів, цитат, даних, власних імен, посилань,  
грамотність, літературний стиль та інші відомості. Редколегія залишає за собою право скорочувати та  
редагувати подані матеріали. Рукописи не повертаються. Організатори конференції та члени  
редколегії не завжди поділяють думки учасників (авторів).

Рекомендовано до друку Вченою радою Вінницького національного медичного університету ім. М.І.  
Пирогова (протокол № 8 від 26.05 2022 р.)

## ОРГАНІЗАТОРИ КОНФЕРЕНЦІЇ



Вінницький національний  
медичний університет  
ім. М.І. Пирогова



Вінницький національний  
технічний університет



Національний медичний  
університет ім.  
О.О.Богомольця



Донецький національний  
університет ім. Василя Стуса

## ОРГАНІЗАЦІЙНИЙ КОМІТЕТ КОНФЕРЕНЦІЇ

**Голова:** Олег Власенко, проректор з наукової роботи ЗВО «ВНМУ ім. М.І. Пирогова», д.м.н., професор

**Члени:** Анатолій КУЛИК, Роман КВЄТНИЙ, Олександр ЧАЛИЙ, Ольга ДОЦЕНКО, Анатолій ПОВОРозНЮК, Юрій ТРИУС, Володимир ЛУЖЕЦЬКИЙ, Микола МОЙСЕЄНКО, Віра ПЕТРУК, Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ.

**Метою конференції** є висвітлення здобутків молодих вчених України при розроблюванні, використанні і впровадженні технічних засобів та інформаційних технологій в галузях медицини та біології.

ВСЕУКРАЇНЬСЬКА НАУКОВО-ПРАКТИЧНА КОНФЕРЕНЦІЯ  
«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ МЕДИЧНОЇ, БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ТА ІНФОРМАТИКИ»  
27 квітня 2022 року м. Вінниця

Доброго дня!

Вітаю Вас всіх на цій конференції в такий непростий для України час. Думаю, що саме співробітництво медиків і технічних працівників є зараз основою для укріплення обороноздатності, а наробки, які зараз на часі для використання, вже давно розроблювалися і зараз інтенсивно оновлюються. Є також і нові досягнення.

Повинен Вам сказати, що співпраця нашого Вінницького медичного і Вінницького технічного університетів має давню історію глибиною майже у п'ятдесят років. За цей час розроблені надзвичайно потужні технічні та медичні впровадження і відомо їх близько ста. Один із найбільш вдалих і успішних проектів – комп'ютерна програма діагностики СКІФ. Але й інші розробки на часі. Вони є актуальними і плідна співпраця продовжується.

Я хочу побажати успіхів конференції в налагодженні співпраці, в баченні перспектив тому, що заявлені доповіді будуть спонукати до наступних ідей та їх втілення. Бажаю всім успіхів і хочу висловити подяку організаторам конференції за те, що в такий складний час ця конференція відбувається.

Дякую за увагу.

Голова організаційного комітету  
конференції, проректор з наукової  
роботи ЗВО «Вінницький національний  
медичний університет ім. М.І. Пирогова»,  
д.мед.н., професор

Олег ВЛАСЕНКО

Шановні колеги!

Дуже приємно, що відбувається ця конференція, що в ній приймають участь представники таких міст як Миколаїв, Харків, Маріуполь, які знаходяться під постійним бомбардуванням. Ми всім серцем прикипіли до Вас, бажаємо всього найкращого. Ми разом з Вами.

Розпочинаємо роботу конференції.

Зав. кафедри біологічної фізики, інформатики  
та медичної апаратури ЗВО «Вінницький  
національний медичний університет  
ім. М.І. Пирогова», д.т.н., професор

Анатолій КУЛИК

## ЗМІСТ

THE USE OF CASE STUDIES IN THE NATURAL SCIENCE DISCIPLINES OF DOCTOR TRAINING ON THE EXAMPLE OF MEDICAL AND BIOLOGICAL PHYSICS .....	8
FEATURES OF THE TOPIC "PHYSICAL BASIS OF ULTRASOUND USING IN MEDICINE" FOR STUDENTS OF DIFFERENT MEDICAL SPECIALTIES .....	10
USE OF LABORATORY EMULATOR PROGRAM IN MEDICAL AND BIOLOGICAL PHYSICS "STUDY OF LIQUID VISCOSITY" DURING REMOTE LEARNING .....	12
РОЛЬ КЕЙС-МЕТОДУ У РОЗВИТКУ ОБОВ'ЯЗКОВИХ ЗАГАЛЬНИХ КОМПЕТЕНТНОСТЕЙ МАЙБУТНЬОГО ЛІКАРЯ .....	14
МІЖДИСЦИПЛІНАРНА ІНТЕГРАЦІЯ ПРИ ПІДГОТОВЦІ СТУДЕНТА-МЕДИКА .....	16
ВИХОВНІ ЦІЛІ РОЗВИТКУ ОСОБИСТОСТІ СТУДЕНТА – МЕДИКА .....	18
ЗАСОБИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПНЕВМАТИЧНОЇ ПОТУЖНОСТІ ПРИ ДИХАННІ ЛЮДИНИ .....	20
ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА НЕІНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЮ І ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ПЕРЕЛОМУ ПРИ КІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ .....	22
ПРИСТРІЙ ДЛЯ АНАЛІЗУ ПРИЧИНИ ПЛАЧУ НЕМОВЛЯ .....	24
АЛГОРИТМ КОМПЕНСАЦІЇ ФОНОВОЇ ЗАСВІТКИ У ФОТОПРИЙМАЛЬНОМУ ПРИСТРОЇ ДЛЯ FSO .....	26
РОЗШИРЕННЯ ДИНАМІЧНОГО ДІАПАЗОНУ ФОТОДІОДУ МЕТОДАМИ ПРОГРАМНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ .....	29
ЗАСТОСУВАННЯ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧНИХ МЕТОДІВ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ОПТИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ БІОТКАНИН .....	31
ОСОБЛИВОСТІ МЕХАНІЗМІВ ВПЛИВУ СУДИНОЗВУЖУВАЛЬНИХ КРАПЕЛЬ НА НОСОВУ ПОРОЖНИНУ .....	33
PHOTOTHERAPY AS A METHOD OF TREATMENT OF PSORIASIS .....	36
MATHEMATICAL MODEL OF FORCE LOADING OF MUSCLE TISSUE .....	37
ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ НАНОТЕХНОЛОГІЙ В КАРДІОЛОГІЇ .....	41
ВИКОРИСТАННЯ КРЕМНІЄВОГО ФОТОДІОДА З ПІДВИЩЕНОЮ ЧУТЛИВІСТЮ У МОБІЛЬНІЙ МЕДИЦИНІ .....	42
ТЕРАГЕРЦОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ .....	44
ДОСЛІДЖЕННЯ IN SILICO ТА IN VITRO МЕТАБОЛІЗМУ СІРКОВМІСНИХ АМІНОКИСЛОТ В ЕРИТРОЦИТАХ ЛЮДИНИ .....	46
РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ ПІСЛЯ ПЕРЕНЕСЕННЯ ІШЕМІЧНОГО ІНСУЛЬТА НА БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНОМУ ВЕЛОТРЕНАЖЕРІ .....	47

EFFECTIVE ALGORITHMS FOR PROCESSING BIOMEDICAL IMAGES IN BREAST CANCER IMAGE ANALYSIS.....	49
ІНФОРМАЦІЙНА МЕДИЧНА ЕКСПЕРТНА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ ВАЖКОСТІ ДІАБЕТИЧНОГО КЕТОАЦИДОЗУ.....	52
МАТЕМАТИЧНІ АСПЕКТИ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ БІОПОДІБНИХ ПРОЦЕСІВ.....	55
ЗАДАЧІ, МЕТОДИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ У МЕДИЧНОМУ МЕНЕДЖМЕНТІ.....	60
РОЗРОБКА І ВПРОВАДЖЕННЯ ПОЛІТИКИ ІНФОРМАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ.....	66
ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕРНІЗАЦІЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРА НЕРВОВИХ ВУЗЛІВ ТИПУ VEB.....	67
БЛОКОВИЙ ШИФР НА ОСНОВІ ТРИВИМІРНИХ КЛІТИННИХ АВТОМАТІВ.....	69
РОЗПІЗНАВАННЯ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗНІМКІВ ХВОРИХ НА COVID-19 ЗА ДОПОМОГОЮ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ.....	70
ЗАСТОСУВАННЯ СТОХАСТИЧНИХ АЛГОРИТМІВ ОПТИМІЗАЦІЇ З ДЕКОМПОЗИЦІЄЮ ПРОСТОРУ ПОШУКУ.....	72
МОДИФІКОВАНИЙ АЛГОРИТМ ОПТИМІЗАЦІЇ ФУНКЦІЇ ВТРАТ НЕЙРОМЕРЕЖІ.....	73
ФУНКЦІОНАЛЬНА МОДЕЛЬ КЕРУВАННЯ СТАНОМ ХВОРОГО.....	74
КОМПЛЕКСНИЙ ЗАХИСТ ІНФОРМАЦІЇ В МЕДИЧНІЙ ІНФОРМАЦІЙНІЙ СИСТЕМІ.....	75
РОЗРОБКА МУЛЬТИМОВНОГО КЛАСИФІКАТОРА ТЕКСТУ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРЕДТРЕНОВАНОЇ МОДЕЛІ.....	78
ОГЛЯД АНАЛОГІВ ПРОГРАМ ТА ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ УКРАЇНСЬКОГО МОВЛЕННЯ З ПЕРЕТВОРЕННЯМ У ТЕКСТ.....	79
ВИКОРИСТАННЯ НЕЧІТКИХ БАЗ ЗНАНЬ З ФУНКЦІЯМИ НАЛЕЖНОСТІ ТИПУ-2 У МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ.....	82
ПОБУДОВА АЛГОРИТМУ ВИДІЛЕННЯ ЗАДАНОГО ФРАГМЕНТА НА МЕДИЧНОМУ ЗОБРАЖЕННІ В СЕРЕДОВИЩІ NI LABVIEW.....	88
ЗАСТОСУВАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗНІМКІВ ХВОРИХ НА COVID-19.....	91
ЗІСТАВНІСТЬ ПОКАЗНИКІВ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО ТА ПУЛЬСОВГО РИТМІВ, ОТРИМАНИХ МЕТОДАМИ КРАДІОГРАФІЇ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ.....	93
ДІДЖИТАЛІЗАЦІЯ ПОБУДУВАННЯ ЧЕРГИ ВИКЛИКІВ ЛІКАРЯ У ШПИТАЛІ.....	100

## THE USE OF CASE STUDIES IN THE NATURAL SCIENCE DISCIPLINES OF DOCTOR TRAINING ON THE EXAMPLE OF MEDICAL AND BIOLOGICAL PHYSICS

Volodymyr FEDIV, Olena OLAR, Tetiana BIRIUKOVA  
*Bukovinian State Medical University*  
*e-mail: elena.olar@ukr.net*

The peculiarity of the case study method consists in the methodology and practice of a probably and specific practical situation, where a process of realization of specific knowledge is shown. This technique is important for students of medical universities, because in their future activities they have to be able to think outside the box, act, skillfully operate by the acquired knowledge necessary for successful future clinical practice [1].

We present, as an example, a case study for the development of physician competencies for the ultrasound (US) use in medicine, which was tested and approved in a practical session in "Medical and Biological Physics" for first-year students mastering in "Medicine".

Ultrasound medical technology has improved significantly over the last decade. Thanks to the achievements in the fields of visualization, automation, mobility and information technologies and the appearance of innovative specialized ultrasonic systems, the whole range of medical services has significantly expanded. Thus, students must not only master the basics of physical laws of US interaction with biological environments and methods of influencing on living structure, but also be aware of the latest advances in medicine through scientific and technological progress.

The structure of the case consists of content, procedural, diagnostic and evaluation (assessment-diagnostic) blocks.

The full amount of educational information is offered to students in the form of educational resources on the distance learning server (MOODLE platform). All students have permanent access to learning materials.

Physical characteristics of mechanical waves, including ultrasound, processes and phenomena involving ultrasound, transformation of energy types are studied in the course of the school program in physics. The diagnostic block of the case allows to check the students' knowledge level.

The content block includes information about the sources of ultrasound and their characteristics, the interaction of ultrasound with the environment and biological structures.

The procedural block includes: discussion of the role of phenomena - cavitation, interference, absorption, reflection to obtain the results of the interaction of ultrasound with biological objects; analysis of situational medical problems; analysis of tasks with quantitative characteristics of US and environments of its distribution; analysis of phenomena through observation in the process of performing practical tasks in the classroom.

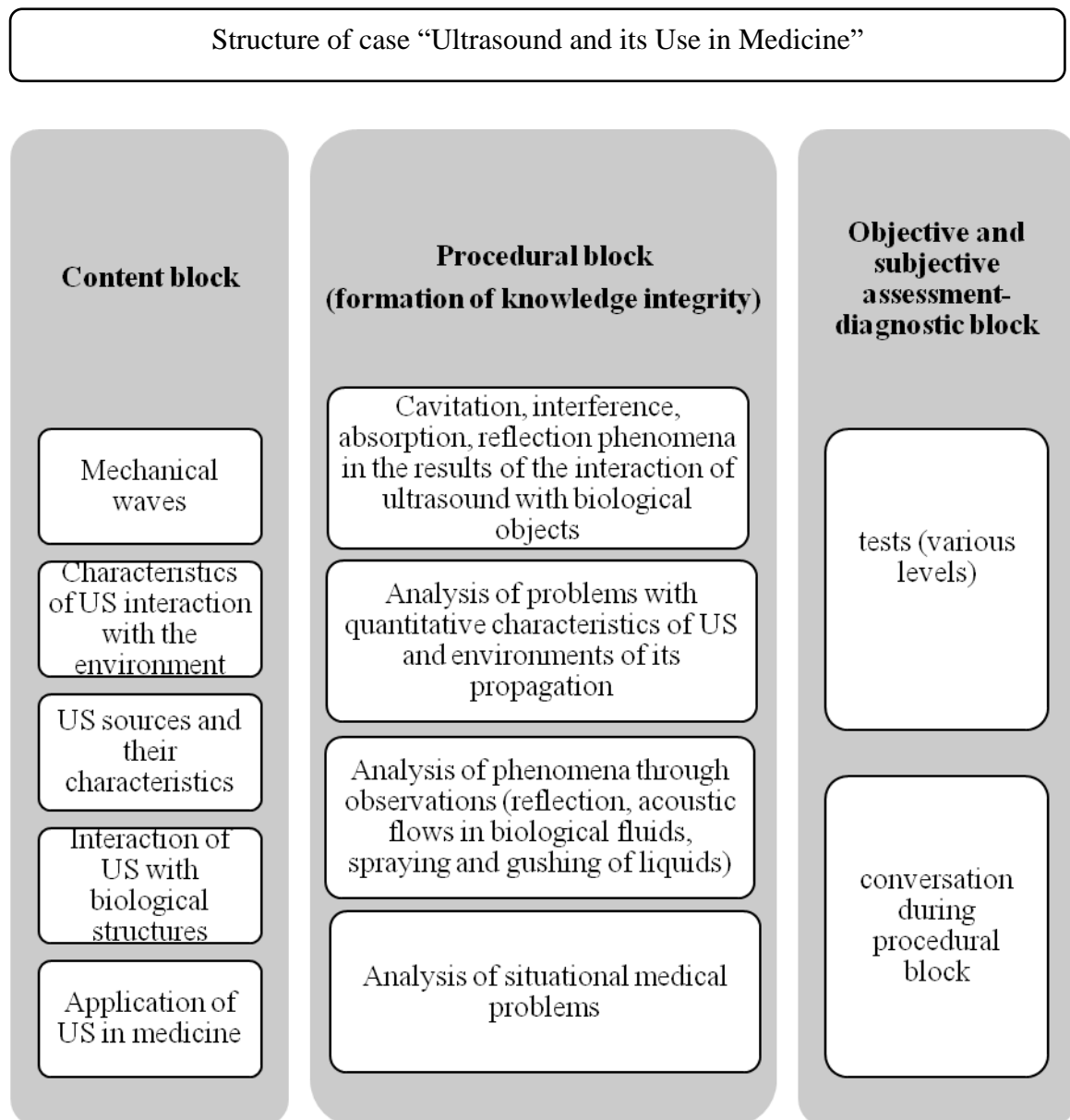
The assessment-diagnostic block of the case is conducted by multi-level tests, which objectively allow to assess the quality of acquired knowledge and skills.

It should be noted that the case method as a pedagogical tool plays a significant role in training of a competent specialist and is positively perceived among students. They are willing to work in a team, showing activity in the search for information from various sources in preparation for classes, which contributes to the formation of not only general but also professional competencies.

It should also be noted the gradual increase in students' interest in mastering the material of physics and mathematics, which is confirmed by their participation in discussions and discussion of visual materials, as well as participation in student scientific conferences in medical and biological physics.



We present flowchart of a practical session “Ultrasound and its Use in Medicine” for case method study for first-year students mastering in "Medicine":



### REFERENCES

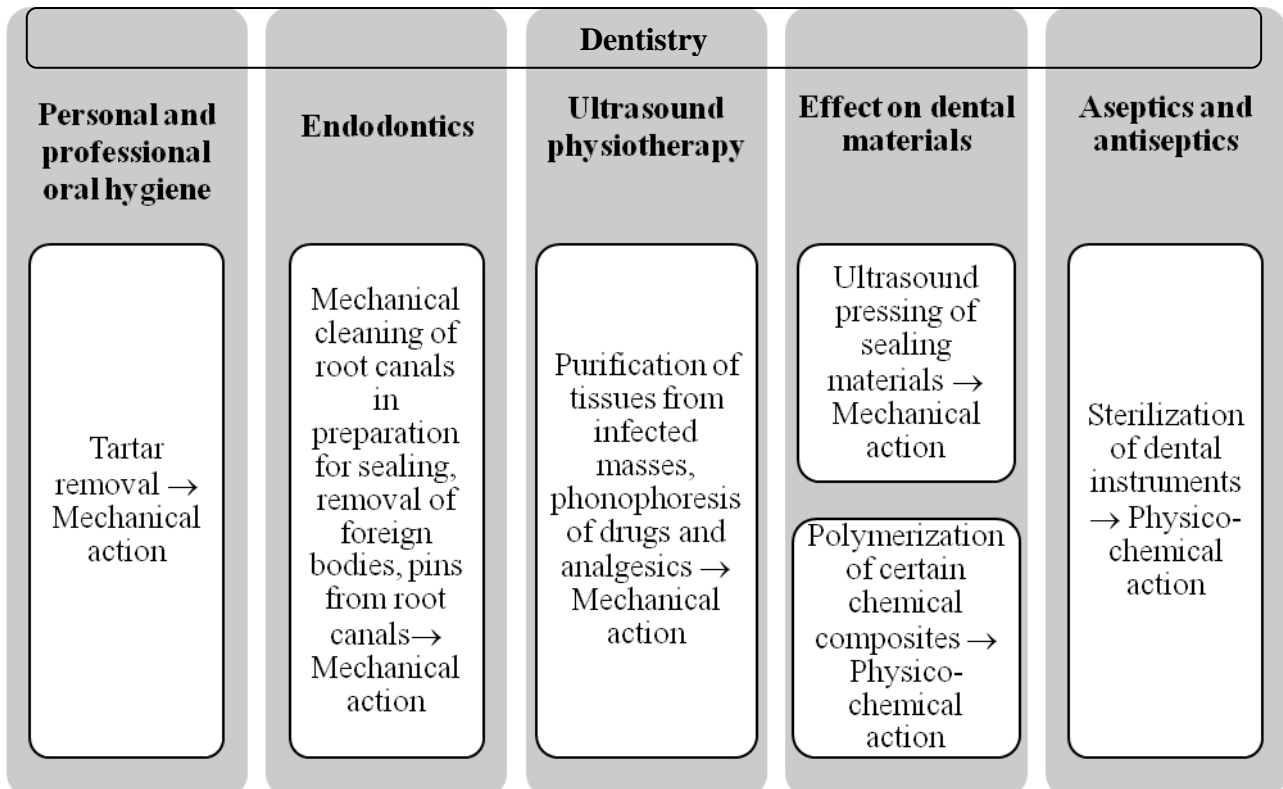
- [1] Oleksandr Y. Korniiichuk, Leonid M. Bambyzov, Valentyna M. Kosenko, Anastasiya M. Spaska and Yaroslav V. Tsekhmister “Application of the Case Study Method in Medical Education” International Journal of Learning, Teaching and Educational Research, Vol. 20, No. 7, pp. 175-191, July 2021. [Online]. Available: <http://dSPACE.ZSMU.EDU.UA/bitstream/123456789/14591/1/3927-15388-1-PB.pdf> [Accessed Apr. 12, 2022].

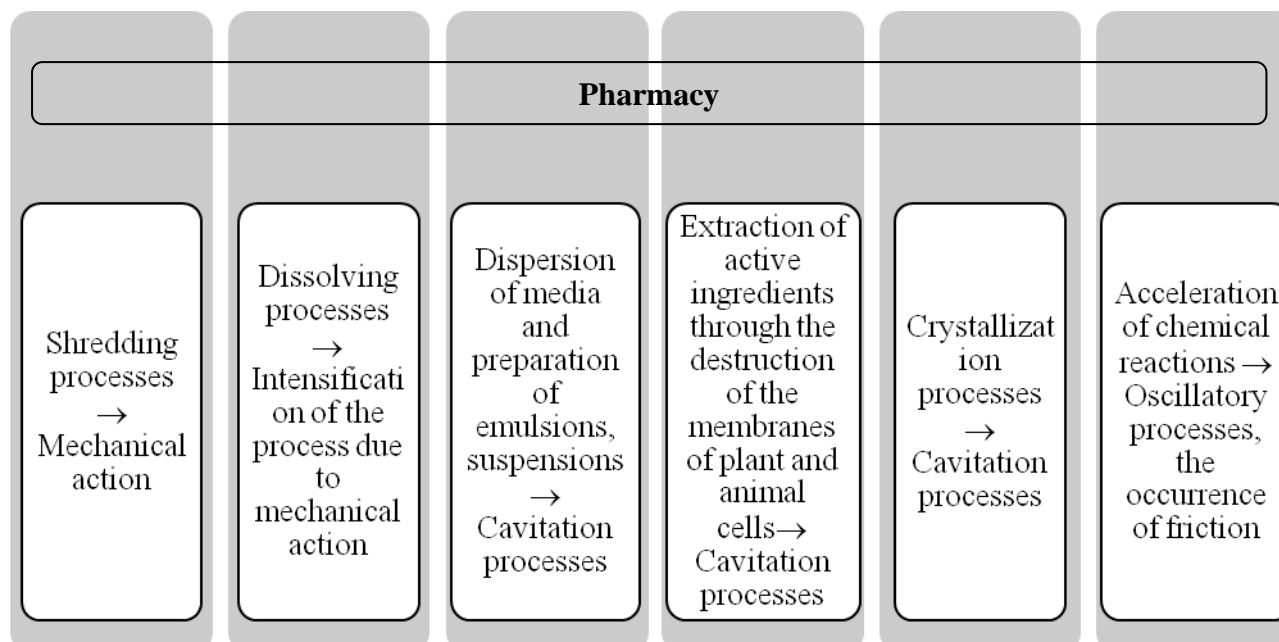
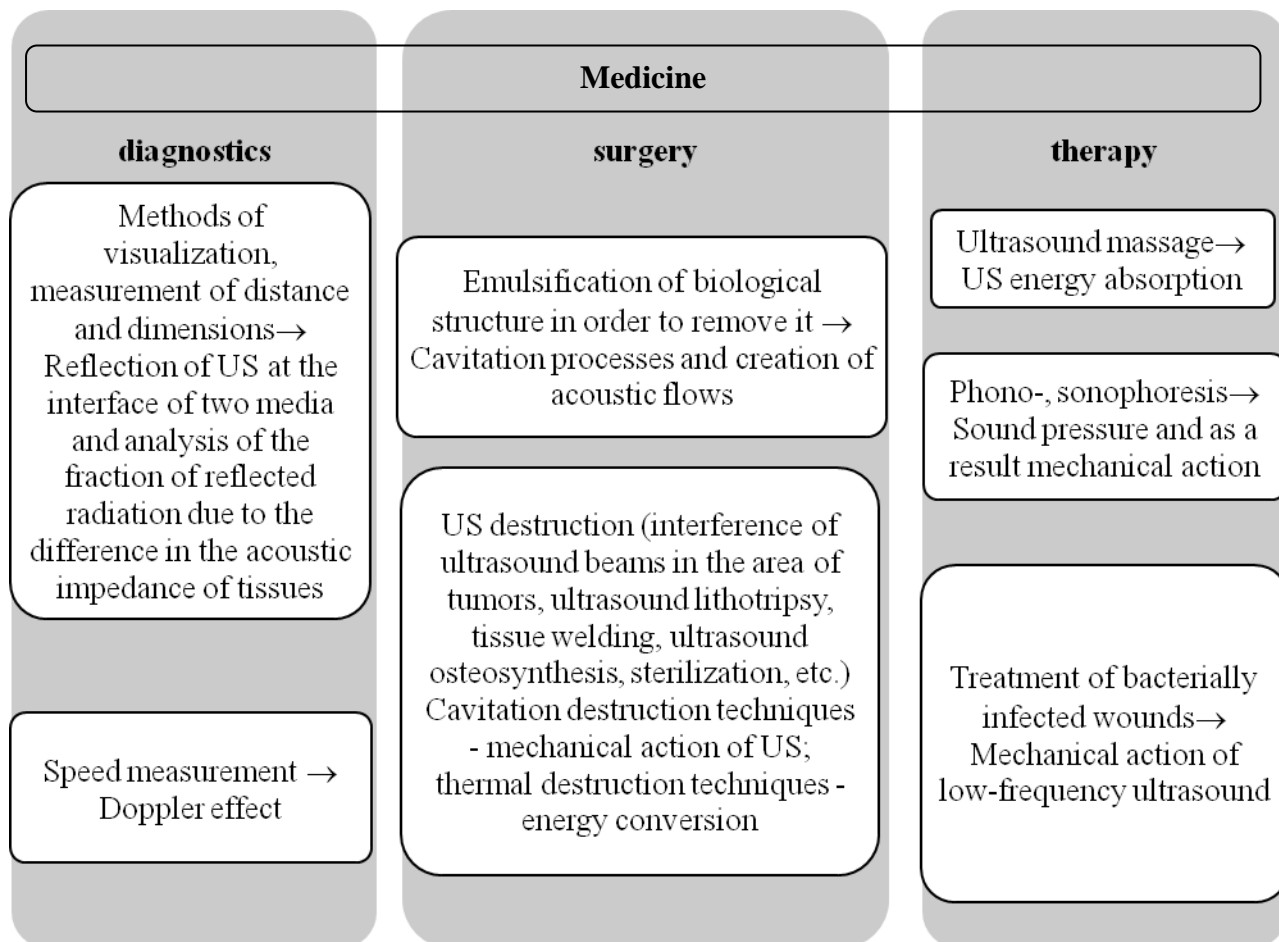
FEATURES OF THE TOPIC "PHYSICAL BASIS OF ULTRASOUND USING IN  
 MEDICINE" FOR STUDENTS OF DIFFERENT MEDICAL SPECIALTIES

Volodymyr FEDIV, Olena OLAR, Tetiana BIRIUKOVA  
*Bukovinian State Medical University*  
*e-mail: elena.olar@ukr.net*

Ultrasound methods of research and treatment are used in different areas of medicine, dentistry and pharmacy to solve a wide range of problems. Based on the content of the discipline and determining professional goals, the lesson structure provides an invariant component that forms general competence (basic concepts, patterns, principles, basic knowledge and skills) and a variable component important for the formation of professional competence. We present a comparative analysis of a practical lesson on "Physical foundations of ultrasound in medicine" for first-year students in the fields of "Medicine", "Dentistry", "Pharmacy" in terms of studying disciplines "Medical and Biological Physics" and "Biological Physics with Physical methods of analysis ", which are components of fundamental training.

The use of US in different area has its own specificity. Students of specialty “Medicine” discuss diagnostic, modern surgery and therapeutic methods of ultrasound using, of “Dentistry” - focus on the use of ultrasound for oral hygiene and endodontics, of “Pharmacy”- on aspects related to the manufacturing and delivering of drugs. We provide systematized information for students of the above areas on the relationship between methods and physical phenomena that are their bases.





The logically structured sequence of the material and the form of its presentation are extremely important for understanding the content of the discipline.

The considered features of the presentation of educational material for students of different specialties show how their professional competencies are formed.

## USE OF LABORATORY EMULATOR PROGRAM IN MEDICAL AND BIOLOGICAL PHYSICS "STUDY OF LIQUID VISCOSITY" DURING REMOTE LEARNING

<sup>1</sup>Viktor REVENOK, <sup>1</sup>Anita Vincent SHEEJA, <sup>1</sup>Riya POONIA  
<sup>1</sup>National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya  
e-mail: vrevenok@ukr.net

Laboratory work is an important component of the educational process, which provides a link between theory and practice, the development of intellectual and cognitive activity of students. Laboratory work in medical and biological physics is directly related to educational experiment, experiments, homework, solving problems using observations and experiments. In the process of laboratory work, students acquire skills in the use of instruments, laboratory equipment, apparatus, technical means, including computer technology.

The pandemic led to the need to switch all classes to distance learning. At National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsya lectures, seminars, practical and laboratory classes were conducted using the service MS Teams, knowledge was assessed using the formed text tasks, tests. Regarding the preparation and holding of lectures, seminars and certain types of practical classes, the MS Teams platform has the necessary tools: video conferencing, notebook, chat and others. For laboratory work with the experiment in the environment of MS Teams, you can use presentations or videos, which present devices and other technical means, and demonstration of their work in both statics and dynamics. The result of the experiment is a table with data, which is passed to students for further processing and drawing conclusions. Thus, students do not take a direct part in the experiment, but are passive observers when the experiment is conducted by the teacher on a pre-recorded video, or observe certain stages of the experiment presented in the form of a presentation.

**The task and purpose of the work** is to develop an interactive laboratory workshop "Study of liquid viscosity" in the discipline "Medical and Biological Physics".

**Solving the problem.** The use of emulators, which reproduce the work of devices on the computer, allows you to directly involve students in laboratory work. The algorithm for performing laboratory work in medical and biological physics is shown in Fig.1.

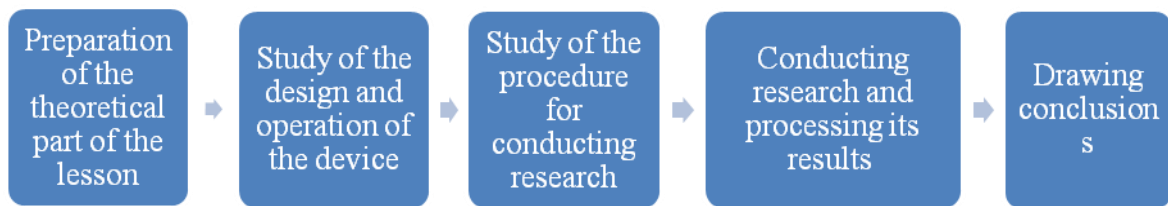


Figure 1 - Algorithm for laboratory work in the discipline "Medical and Biological Physics".

The presented emulator implements the following tasks [1].

### TASK 1. INTRODUCTION TO THE STRUCTURE OF VISCAL VISCOMETER OSVALD.

It is possible to get acquainted with the structure of the Oswald viscometer (Fig. 2) by pressing the "Info" button on the main screen of the emulator immediately after its download (Fig. 3).

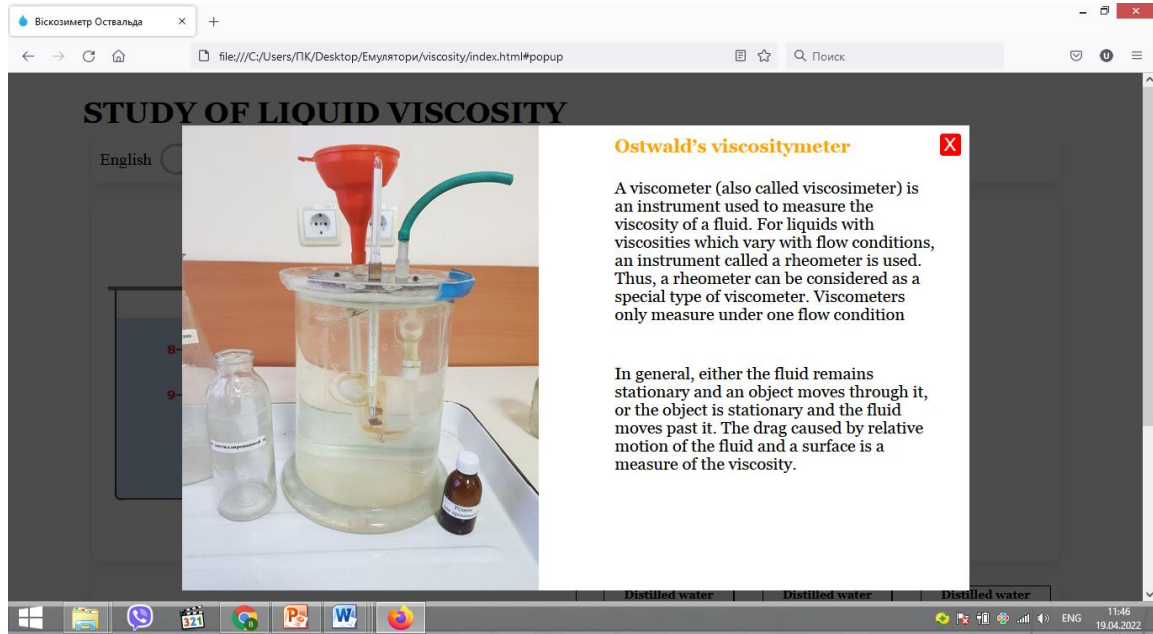


Figure 2. The structure of the Ostwald viscometer.

**TASK 2. MEASURING THE TIME OF LIQUID LEAKING THROUGH THE CAPILLARY OF THE VISCOSYMETER.**

2.1. On the main screen of the emulator (Fig. 3) to select as the test liquid distilled water at a temperature of 24°C and confirm the choice by clicking "Confirm".

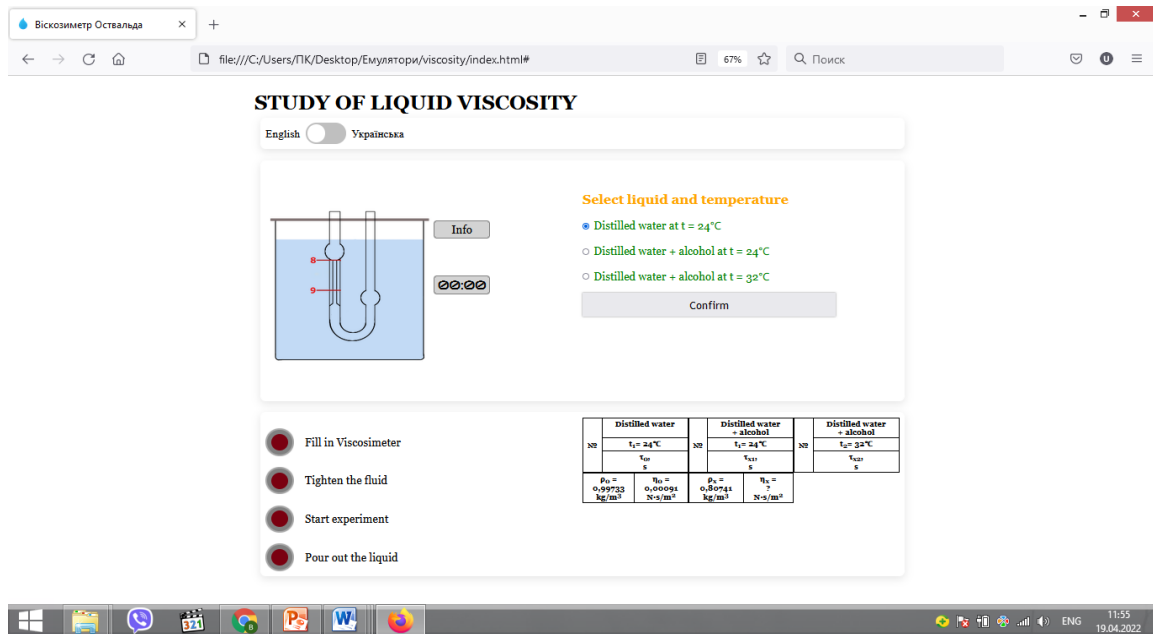


Figure 3. The main screen of the emulator.

2.2. Pour distilled water into the viscometer by pressing the " Fill in Viscosimeter" button.

2.3. Pull the liquid with a rubber bulb above the mark 8, using the "Tighten the fluid" button.

2.4. Measure the time  $\tau_0$  of distilled water flow through the capillary between marks 8 and 9 by pressing the "Start experiment" button. Carry out 5 such measurements and the results will be automatically entered in the table.

2.5. End the experiment with distilled water by clicking the "Pour out the liquid" button.

2.6. Select the test liquid distilled water with alcohol at a temperature of 24<sup>0</sup>C and press the "Confirm" button.

2.7. Carry out 5 measurements of the time  $\tau_{x1}$  of the leak of the test fluid at a temperature  $t_1 = 24^0\text{C}$  similar to paragraphs 2.2 - 2.5. The results will be automatically entered in the table.

2.8. Values  $\rho_0$ ,  $\eta_0$ ,  $\rho_x$  are given in the table for temperature  $t_1 = 24^0\text{C}$ .

### TASK 3. STUDY OF THE INFLUENCE OF TEMPERATURE ON LIQUID VISCOSITY.

3.1. On the main screen of the emulator (Fig. 2) select distilled water with alcohol at a temperature of 32<sup>0</sup>C as the test liquid and press the "Confirm" button.

3.2. Carry out 5 measurements of the time  $\tau_{x2}$  of the leak of the test fluid at a temperature  $t_2 = 32^0\text{C}$  similar to paragraphs 2.2 - 2.5. The results will be automatically entered in the table.

The emulator can be installed on the server, and students - to perform work through an Internet browser.

### REFERENCES

- [1] A.Y. Kulik, V.I. Revenok, K.V. Dobrovolskaya, N.S. Nazarenko, P.P. Kovalchuk Laboratory workshop on medical and biological physics. Vinnytsya: VNMU the name of M. I. Pyrogorova, 2019.

## РОЛЬ КЕЙС-МЕТОДУ У РОЗВИТКУ ОБОВ'ЯЗКОВИХ ЗАГАЛЬНИХ КОМПЕТЕНТНОСТЕЙ МАЙБУТНЬОГО ЛІКАРЯ

Емілія ОСТАПЕНКО

*Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова  
e-mail: zaremiliya@gmail.com*

Сучасна стратегія модернізації вищої медичної освіти потребує залучення новітніх інтерактивних методів навчання з використанням інформаційних технологій, що приведе до якісної зміни педагогічного процесу. Медична освіта має сприяти формуванню активного процесу навчання, розвитку здібностей до самонавчання, запам'ятовування, систематизації засвоєного матеріалу та здатності використовувати ці знання на практиці. Тому основною метою сучасної медичної освіти є необхідність значного зміцнення практичного аспекту підготовки майбутніх лікарів, зменшення розриву між теорією і клінічною практикою [1].

Згідно стандарту вищої освіти спеціальності 222 Медицина до переліку обов'язкових загальних компетентностей випускника входить здатність: до абстрактного мислення, аналізу та синтезу; до пошуку, опрацювання та аналізу інформації з різних джерел; використовувати інформаційні і комунікаційні технології; працювати в команді; застосовувати знання у практичних ситуаціях тощо. Для розвитку зазначених компетентностей, умінь та навичок розумової діяльності нині широко застосовуються інтерактивні форми проведення занять: ділові та рольові ігри, групові дискусії, розгляд конкретних ситуацій, мозковий штурм, психологічні тренінги, комп'ютерні симуляції тощо. Одним із перспективних є кейс-метод, що доповнює традиційні методи навчання.

Кейс-метод допомагає студентам знаходити рішення, необхідні для клінічних ситуацій, одержувати не лише теоретичні знання, а й набувати практичні навички та клінічний досвід, підвищує впевненість студентів у своїх професійних здібностях [2]. «Застосування кейс-методу в процесі навчання сприяє формуванню також навичок дискусійного спілкування студентів, стимулює їхнє творче мислення, уміння письмово

викладати свої думки, здійснювати оцінювання та самооцінювання виконаної роботи» [3, ст.26].

Сьогодні існують різні класифікації та форми кейсів (від декількох речень до великої кількості сторінок). Медичний кейс – це клінічне ситуаційне завдання, що взяли із реальної практики (часто, розбір конкретного хворого чи клінічного спостереження), яке має виконати студент. Актуальними кейсами в медичній освіті є ілюстровані інтерактивні матеріали, серед яких можуть бути дані віртуального пацієнта: скарги, анамнез, об'єктивне дослідження тощо. На основі цих даних пропонується зробити висновок про попередній діагноз, необхідність додаткового плану обстеження, призначення лікування та одержання результатів лікування хворого за призначеною методикою. Також можуть бути корисними не лише для студентів, а й для викладачів, навчальні кейси у формі графічної та текстової інформації. Ознайомитися з такими можна, наприклад, на порталі National Center for Case Study Teaching in Science.

У використанні кейс-методів розглядається два етапи діяльності викладача. Перший - створення кейсу і питань для його аналізу, другий - впровадження в навчальний процес. Складність першого етапу полягає в тому, що текст має бути написаний грамотно, цікаво, актуально, доступно і водночас не має підказувати жодного рішення проблеми. Для цього викладач виконує плідну науково-дослідну, методичну та конструюючу роботу, використовуючи різні засоби масової інформації, проблемні реальні ситуації в медичній практиці, електронні картки пацієнта, статистичні та наукові матеріали. У другому етапі викладач презентує навчальний продукт, організовує невеличкі групи, мотивує та підтримує студентів у дискусіях, оцінює внесок кожного у аналізі ситуації.

Отже, кейс-метод – це метод суперечок, дискусій, аргументацій з постійною взаємодією викладача та студента, що сприяє розвитку активності особистості у навчальному процесі, формує позитивну мотивацію до навчання, створює умови для правильного прийняття рішення, спрямовані на підтримку у набутті практичного досвіду та розвитку обов'язкових загальних компетентностей майбутнього лікаря.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Журавльова Л. В., Лопіна Н. А. Практично-орієнтований кейс-метод навчання в системі безперервної медичної освіти на основі інформаційно-освітніх вебтехнологій як спосіб симуляційного навчання : навч.-метод. посібник для викладачів мед. освітніх закладів. – Харків : ХНМУ, 2019. – 76 с.
- [2] Oleksandr Y. Korniiichuk, Leonid M. Bambyzov, Valentyna M. Kosenko, Anastasiya M. Spaska, Yaroslav V. Tsekhmister “Application of the Case Study Method in Medical Education” *International Journal of Learning, Teaching and Educational Research*, Vol. 20, No. 7, pp. 175-191, July 2021. [Online]. Available: <http://ijlter.net/index.php/ijlter/article/view/65> [Accessed Apr. 12, 2022]
- [3] Киричок В. А. Можливості застосування інтерактивних методів навчання у системі післядипломної медичної освіти. *Медична освіта*, №1, С. 25-28, 2016. <https://doi.org/10.11603/me.v0i1.6355>

## МІЖДИСЦИПЛІНАРНА ІНТЕГРАЦІЯ ПРИ ПІДГОТОВЦІ СТУДЕНТА-МЕДИКА

Дмитро ОСТАФІЙЧУК, Тетяна БІРЮКОВА  
*Буковинський державний медичний університет*  
*e-mail: tanokbir@ukr.net*

Підготовка медичного фахівця як цілісної особистості передбачає й створює умови для розвитку нових стратегій та моделей навчання, які актуальні в сучасних умовах розвитку суспільства. Одним з таких напрямків є міждисциплінарна інтеграція, за допомогою якої створюються відповідні умови для становлення особистості майбутнього лікаря й відбувається комплексний підхід до підготовки фахівця до вирішення різноманітних проблемних ситуацій його майбутньої професійної діяльності, що сприяє формуванню конкурентоспроможного фахівця.

Процес міждисциплінарної інтеграції у вищій медичній школі включає в себе послідовне вивчення медико-біологічних, фундаментальних, а потім профільних дисциплін. При чому кожна наступна спирається на попередні шляхом актуалізації необхідних знань, навичок, вмінь з попередніх, або відбувається предметно-орієнтоване навчання в межах вертикальної інтеграції. Розвиток системного підходу в розумінні природи людського організму, вдосконалення шляхів їх діагностики і лікування призводить до значного зростання вимог до ефективності міждисциплінарної інтеграції. Тому в сучасних умовах більш дієва так звана горизонтальна інтеграція, яка дозволяє здійснювати об'єктно-орієнтоване навчання з досягненням вищого рівня міжпредметної інтеграції. Перевага цієї інтеграції полягає в тому, що головним елементом технології навчання стають об'єкти майбутньої лікарської діяльності. Організм людини, його функціональні системи, органи в нормі та патологічно змінені є об'єктами, навколо яких об'єднуються в модулі навчальні дисципліни з метою міждисциплінарного вивчення цих систем. При цій технології вивчаються не окремі дисципліни (біофізика, біохімія, анатомія, гістологія, фізіологія, пропедевтика, клінічні дисципліни), а одночасно, комплексно та системно вивчаються окремі функціональні системи, органи в морфофункціональному і семіопатичному аспектах в нормі і патології. Наприклад, предметом вивчення в курсі біофізики є серцево-судинна діяльність та кровоносна система людини, що забезпечує розкриття основ гемодинаміки та мікроциркуляції крові, вимірювання основних гемодинамічних параметрів крові, проведення порівняльного аналізу типу «норма – патологія», а в кінцевому аспекті модуль з цієї дисципліни забезпечує взаємозв'язане розкриття анатомічної будови серця, його фізіологічних функцій та біохімічних процесів, методів лабораторної діагностики. Тому модульне навчання - це система прогресуючого навчання, або система дисциплін, що забезпечують комплексне розкриття міждисциплінарних взаємозв'язків щодо вивчення певного органу, системи чи організму в цілому.

Сучасний досвід свідчить про те, що застосування названих міждисциплінарних технологій підготовки лікаря дозволяють підняти його на якісно новий рівень клінічного мислення, здатного системно, комплексно вирішувати задачі лікарської практики на діагностичному та лікувальному рівнях на основі широкого інтегрування даних різноманітних дисциплін. Впровадження таких технологій є складним процесом, бо вимагає радикальної перебудови навчальних програм, кафедральних структур, спеціальної підготовки професорсько-викладацького складу.

В межах вітчизняної методичної системи можливо визначити методичні вимоги щодо планування та здійснення міжпредметної інтеграції на учбових заняттях. Основна задача міждисциплінарного інтегрування полягає в тому, щоб при вивченні певної теми актуалізувати, активізувати раніше засвоєнні знання, навички, вміння, необхідні для повноцінного вивчення даної теми. Теми наступних дисциплін, що будуть вивчатися в



подальшому, при цьому повинні бути враховані. Тому міждисциплінарна інтеграція вирішує задачу органічного злиття нової теми з попередніми та наступними, визначення логічних зв'язків між різними дисциплінами та об'єднання їх в єдину систему.

Методичне планування міждисциплінарної інтеграції проводиться в наступних напрямках: визначаються дисципліни, розділи, теми, які є забезпечувачими, попередніми, базовими щодо вивчення теми даного заняття; визначаються перспективні дисципліни, їх розділи, теми, в яких в подальшому будуть використані матеріали даної теми заняття (наступні дисципліни); плануються внутрішньо предметні зв'язки, що передбачають інтеграцію теми, що вивчається, з попередніми і наступними темами даної дисципліни. Можна привести інформативну форму планування міжпредметної інтеграції з курсу біофізики по темі: «Радіоактивний розпад. Іонізуюче випромінювання». Забезпечуючі (попередні) дисципліни: біологія та біохімія – забезпечують базові знання з будови клітини, її основні елементи, біологічні мембрани та процеси транспорту через них, ДНК та конфірмаційні зміни білкових молекул, біохімічні процеси в клітині, механізми утворення іонів, радикалів, вільних радикалів і т. п. Наступні: біофізика – формує базові знання з питань радіоактивного розпаду та дії іонізуючого випромінювання, характеризує види радіоактивного розпаду, визначає вплив радіаційного фону на процеси ділення та росту клітин, відновлення біотканин, забезпечує вивчення механізмів і напрямків застосування радіоактивних речовин у діагностиці та лікуванні захворювань. Внутрішньо предметна інтеграція: біофізика - діагностичні, хірургічні та терапевтичні методи в медицині: радіоактивні ізотопи призначені для медико-біологічних досліджень, радіоізотопної діагностики, променевої терапії злоякісних пухлин (в онкології); функціональна візуалізація, що полягає у введенні в організм радіоактивних ізотопів і отримання двовимірного зображення (сцинтиграфія); біохімічні зміни в організмі дозволяє виявити позитрон – емісійна томографія; використання іонізуючих випромінювань з лікувальною метою (радіотерапія); руйнування ділянки ураження (пухлини) завдяки високій дозі опромінення (радіохірургія, гамма – ніж, фотонний кіберніж); визначення норм радіаційної безпеки (дозиметрія). Інтеграційним напрямком по даній темі між попередніми та наступними дисциплінами може бути вивчення питань зміни хімічної природи речовини, що піддається впливу випромінювання, пошкодження молекул (ДНК), взаємодія іонізуючого випромінювання з молекулами води і створення вільнорадикальних форм з високою реакційною здатністю, які викликають хімічні зміни у молекулах, зміна радіочутливості клітин (стовбурових, ембріональних, епітеліальних та лімфоцитів).

Здійснення міжпредметної інтеграції передбачає пошук різноманітних методичних форм і методів її реалізації: лекція, теоретична бесіда, рішення задач, що мають міждисциплінарний контекст, семінар, використання тестів інтегрованого змісту. Для досягнення цілей міждисциплінарної інтеграції важлива систематичність та послідовність в здійсненні цього підходу, як при вивченні теоретичних так і клінічних дисциплін.

Таким чином, використання міждисциплінарних зв'язків розвиває кругозір, глибину мислення, адекватне сприйняття явищ та навчального матеріалу, що сприяє ефективному використанню набутих знань студентами-медиками у професійній діяльності та суспільному житті.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Шульгай А.Г., Федонюк Л.Я., Мудра А.Є., Олещук О.М. Міждисциплінарна інтеграція як складова проблемно-орієнтованого навчання у медичному університеті. *Медична освіта*. 2018. № 4. С. 113-116.
- [2] Микитюк О.Ю., Боєчко В.Ф., Олар О.І. Міжпредметна інтеграція при вивченні медичної і біологічної фізики як фактор формування наукового світогляду майбутнього лікаря / Кредитно-модульна система організації навчального процесу у вищих медичних

(фармацевтичному) навчальних закладах України на новому етапі : матеріали доп. Х ювіл. Всеукр. навч.-наук. конф. з міжнар. участю, 18–19 квіт. 2013 р. Тернопіль : ТДМУ, 2013. Ч. 2. С. 602–604.

[3] Інтеграція знань у медичній освіті / Гірка В.Д. та ін. *Проблеми безперервної медичної освіти та науки*. 2018. № 1 (28). С. 13-16.

## ВИХОВНІ ЦІЛІ РОЗВИТКУ ОСОБИСТОСТІ СТУДЕНТА – МЕДИКА

Дмитро ОСТАФІЙЧУК, Тетяна БІРЮКОВА  
*Буковинський державний медичний університет*  
*e-mail: tanokbir@ukr.net*

Професійна підготовка медичного працівника ставить за мету формування системних знань, вмінь, навичок, розвиток специфічних рис, які відповідають вимогам їх майбутньої професійної діяльності. Перед медичним вузом постає проблема цілісного розвитку особистості, яке має професійне спрямування і також передбачає залучення особистості до системи загальнолюдських цінностей. Процеси навчання і виховання неможливо відокремлювати, вони нерозривно пов'язані, висувають нові та більш складні задачі перед студентом медичного вузу, сприяють розвитку психічних процесів та визначених якостей особистості. Вони формують певний результат в плані розвитку особистості щодо відповідності її сучасним вимогам професії та суспільства, враховуючи залежність від змісту, форм, методів, напруженості, складності, спрямованості навчального процесу.

Процес навчання в медичному закладі сприяє професійно-орієнтованому розвитку психічних процесів майбутнього медичного працівника, таких як сприймання та пам'яті, клінічного мислення, уяви, професійної уваги. Логічно та об'єктивно побудований процес навчання стимулює розвиток системи професійно-значимих рис особистості (відповідальності, комунікабельності, толерантності, стриманості, витривалості, мобільності, тощо, екстремальних професійних ситуацій).

Розвиток особистості фахівця певною мірою визначається соціально-економічним статусом професії медичного працівника. При наявності високої мотивації до оволодіння професією легко формується професійний спектр якостей особистості, від яких залежить рівень професійних досягнень. Низький чи дуже низький соціально-економічний статус медичних професій, малозначимість, недовіра механізмів стимулювання якісної праці та освіти у вітчизняних умовах призводить до різкого зниження рівня мотивації, що викликає труднощі розвитку у студентів спектру професійно важливих якостей.

Визначимо основні психологічні умови розвитку професійної особистості медичного працівника. Однією з головних психологічних умов є єдність виховного матеріалу із змістом теми. Ніякого умовного нав'язування, жодного декларування абстрактних ідей не повинно бути. Виховна інформація визначається темою і повинна органічно впливати з її змісту, психологічно сприйматися в єдності. Необхідно відмітити, що ідеологізована, абсурдна виховна інформація, яка штучно нав'язується свідомості студента, дуже часто дає ефект відторження.

Суттєвим психологічним моментом є емоційне відтворення виховної інформації. З цією метою може бути використаний будь-який матеріал, який викликає у студентів позитивні емоції, сприяє виходу їх з стану емоційної рівноваги.

На відміну від вже визначеного традиційного підходу до виховання тільки на позитивному прикладі, сучасний підхід має бути більше зорієнтований на використання дуже великого об'єму інформації, який об'єктивно відображає сучасний стан справ чи проблем в системі охорони здоров'я. Це дозволяє створити атмосферу довіри між

викладачами та студентами, розвиває у студентів готовність до професійної діяльності в реальних умовах, дозволяє стимулювати їх до спільного пошуку шляхів вирішення проблем вітчизняної системи охорони здоров'я. Актуальним в сучасному контексті можуть бути такі виховні аспекти: деонтологічний, екологічний, правовий, гуманістичний, патріотичний, професійної відповідальності, психотерапевтичний, соціально-екологічний.

Враховуючи тему, її зміст, значення в майбутній професійній діяльності, виховні цілі студентів медичних вузів можуть бути сформульовані, наприклад, у таких напрямках:

- розвиток деонтологічних уявлень, вміння здійснювати деонтологічний підхід до хворих з визначеною патологією;
- розвинути уявлення про вплив екологічних, соціально-економічних факторів на стан здоров'я;
- на прикладі діяльності вчених-медиків розвинути уявлення про пріоритет вітчизняної медичної школи в вирішенні проблем;
- розвинути відчуття відповідальності за своєчасність і правильність професійних дій;
- розвинути навички щодо психотерапевтичного підходу до хворого певного профілю;
- сформулювати систему сучасних правових понять, норм у контексті визначеної медичної теми;
- оволодіти вміннями встановлювати психологічний контакт з хворим.

Тому сьогодні головним завданням у формуванні світогляду майбутнього медика є не тільки лікування пацієнта, а підтримання здоров'я людини, запобігання захворюванням, забезпечення максимальної незалежності людини від хвороб відповідно до її індивідуальних можливостей. Сучасний медик-фахівець, що самостійно діє у рамках лікувального процесу і йому необхідно:

- вміти зібрати дані про пацієнта, визначити проблеми, рішення яких є першочерговим;
- навчитися ставити правильний діагноз, згідно нього скласти план дій, оцінювати його результати;
- коректувати план лікування, відповідно до динаміки стану здоров'я пацієнта, аналізувати свою роботу;
- усвідомлювати відповідальність за свої дії, шукати шляхи удосконалення методики лікування, розуміти свої помилки, усувати їх, розуміти свої помилки, усувати їх і нести за них відповідальність.

В цілому, сучасний виховний процес у медичних вузах розвивається в бік гуманістичної орієнтації, який означає «те, що робить своїм предметом людину».

Ідея і практика гуманізації медичної освіти передбачає визнання особистості – унікальної, неповторної індивідуальності кожної людини. Вона також дозволяє створити умови для максимального саморозвитку, самореалізації особистості, розкриття закладених в ній потенціалів, здібностей у відповідності до її власної спрямованості та вибору. Необхідно розширити гуманітарне ядро медичної освіти з метою залучення майбутнього фахівця до системи загальнолюдських цінностей через цілий простір гуманітарних дисциплін, який акумулює систему світових надбань з філософії, історії, психології, педагогіки, соціології, права.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Сучасні методологічні засади виховання особистості лікаря та провізора у вищих навчальних закладах / за заг.ред. Зіменковського Б.С. Львів, Кварт, 2018. 164 с.
- [2] Примачок Л.Л. Особливості виховання особистості студента медика. Психолого-педагогічні науки. 2014. №1. С. 59-64.
- [3] Дебич М. Гуманізація навчально-виховного процесу у вищій школі. Вища школа. 2011. №5-6. С. 47-52.

## ЗАСОБИ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПНЕВМАТИЧНОЇ ПОТУЖНОСТІ ПРИ ДИХАННІ ЛЮДИНИ

<sup>1</sup>О.О. АВРУНІН, <sup>1</sup>Я.В. НОСОВА, <sup>2</sup>Н.О. ШУШЛЯПІНА

*1 – Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна*

*2 – Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна*

*e-mail: yana.nosova@nure.ua*

Одним із найважливіших фізіологічних процесів є зовнішнє дихання [1, 2]. Більшість функцій організму людини не можливі без зовнішнього дихання, зокрема робота м'язів, яка безпосередньо залежить від транспортування кисню. Дослідження показників процесу дихання дозволяє оцінити фізичні можливості людини при виконанні різних видів навантажень [3, 4]. При цьому інтерес представляє оцінка кореляції енергетичних характеристик дихання з роботою м'язів при фізичних навантаженнях. Завдяки високій індивідуальній варіабельності фізіологічних процесів такі показники досі не є стандартними для медичних протоколів при процедурах риноманометрії та спірометрії [5, 6].

Тому, метою роботи є визначення та аналіз пневматичної потужності при диханні людини і порівняння її з потужністю, яка розвивається людиною при різних видах фізичних навантажень. Пневматичну потужність при відомих перепаді тиску  $\Delta p$  та витраті повітря  $Q$  можна визначити за формулою [1]

$$N = \Delta p \cdot Q \quad (1)$$

Дані показники про носовому диханні можна визначити за допомогою методу комп'ютерної риноманометрії, яка дозволяє досліджувати залежність перепаду тиску від витрати повітря під час виконання дихальних маневрів. При чому найбільш оптимальним для цього є метод задньої активної риноманометрії, який дозволяє визначити аеродинамічні показники при форсованому диханні при максимальній фізіологічності дослідження.

В роботі експериментальні дослідження проводились за допомогою пристрою для тестування носового дихання ТНДА [7] у людини чоловічого полу 18 років без виражених захворювань дихальної системи. Виконувалось визначення витрати повітря та відповідного перепаду тиску у верхніх дихальних шляхах при форсованому диханні носом та окремо витрати повітря при ротовому диханні з використанням відповідних фізіологічних показників перепаду тиску у легенях. Зареєстровані максимальні значення при носовому диханні перепаду тиску близько 9 кПа та 0,005 м<sup>3</sup>/с витрати повітря згідно з формулою (1) дозволили визначити пневматичну потужність у 45 Вт. При ротовому диханні максимальна витрата повітря склала 0,0076 м<sup>3</sup>/с, що при максимальному фізіологічному перепаді тиску у легенях (близько 40 кПа) складає суттєво більшу величину пневматичної потужності – приблизно 300 Вт. Якщо провести порівняння потужності, яка розвивається при людиною при типових фізичних навантаженнях, наприклад, 200 Вт – ходьба зі швидкістю (7 км/год), 320 Вт – їзда на велосипеді зі швидкістю 20 км/год, 690 Вт – їзда на велосипеді зі швидкістю більш 20 км/год, або при вітрі, 750 Вт – біг зі швидкістю 9 км/год, а також до 4000 Вт – при силових навантаженнях у важкої атлетиці, то, виходячи з положення, що потужність дихальних м'язів може складати до 10% від загальної потужності м'язів [1,2], можна зробити висновок, що стабільне носове дихання забезпечується лише при швидкій ходьбі та при швидкісній їзді на велосипеді. При інших навантаженнях (біг, швидкісна їзда на велосипеді з вітром) велика імовірність переходу на ротове дихання. Тому, під час тренувань при виконанні фізичних навантажень доцільно використовувати спеціальні назальні розширювачі (див. рис. 1) для підвищення витрати повітря при більш фізіологічному носовому диханні. Назальні розширювачі можуть бути різного призначення і, як наслідок, відповідних конструкцій і можуть використовуватись не тільки при виконанні фізичних

навантажень, а і для усунення сонного апное. Для фізичних тренувань доцільним є використання конструкцій у вигляді парних сполошних (див. рис. 1, а), або перфорованих (див. рис. 1, б) силіконових трубок, або вставок (див. рис. 1, в), які вставляються у присінку носу та дозволяють розширити область біля носового клапану. Вибір діаметрів (або розмірів для конструкції на рис. 1, в) таких вставок повинен чітко відповідати індивідуальній анатомічній варіабельності. В протилежному випадку буде навпаки спостерігатись забруднення носового дихання за рахунок звуження порожнини на ділянці присінки носу.

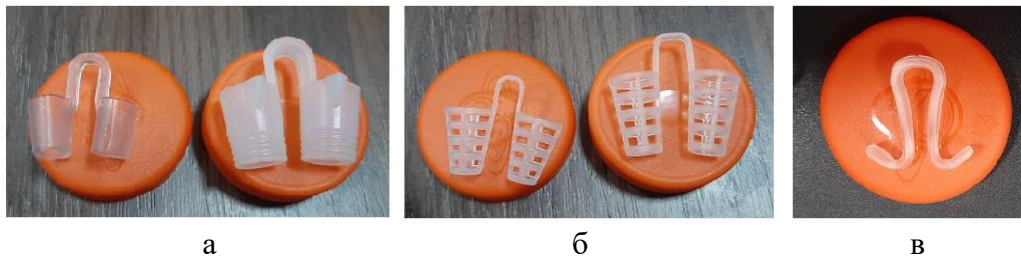


Рисунок 1. Деякі типи назальних розширювачів, які можна використовувати при спортивних навантаженнях

Використовуючи коректно подобрані назальні розширювачі, можливо, навіть при деяких порушеннях носового дихання, при тривалих видах кардіологічних навантажень підтримувати десятки хвилин фізіологічного дихання з послідовним переходом на ротове дихання. Натомість, короткочасне пікове навантаження при силових вправах, наприклад, підйомі штанги, відразу потребує ротового дихання для відповідного забезпечення тканин киснем. Перспективою роботи є набір статистичних результатів для різних груп за віком полом та типам навантажень, і дослідження впливу різних типів назальних розширювачів на показники носового дихання, а також проявів ефекту втоми при тривалих навантаженнях.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Аврунин О. Г. Методы и средства функциональной диагностики внешнего дыхания / О.Г. Аврунин, Р. С. Томашевский, Х. И. Фарук. – Харьков: ХНАДУ, 2015. – 208 с.
- [2] Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання : монографія / О. Г. Аврунін, Є. В. Бодяньський, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків:ХНУРЕ, 2018. – 132 с.
- [3] Аврунин О. Г. Особенности исследования носового дыхания при физических нагрузках / О. Г. Аврунин, Я. В. Носова, С. А. Худаева. // Тези доповіді 5-й всеукраїнської науково-практичної конференції «Здоров'я нації та вдосконалення фізкультурно-спортивної освіти в Україні». – 2018. – С. 117–119.
- [4] Avrunin, O. G., Nosova, Y. V., Paliy, V. G., Shushlyapina, N. O., Kalimoldayev, M., Komada, P., & Sagymbekova, A. Study of the air flow mode in the nasal cavity during a forced breath. In Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017 (Vol. 10445, p. 104453H). International Society for Optics and Photonics. (2017).
- [5] Сучасні методи діагностики респіраторно-ольфакторної функції: монографія / О. Г. Аврунін, Я. В. Носова, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків : ХНУРЕ, 2021. – 150 с. ISBN 978-966-659-300-2.
- [6] Аврунин О. Г. Сравнение дискриминантных характеристик риноманометрических методов диагностики / О.Г. Аврунин, В.В. Семенец, П.Ф. Щапов // Радиотехніка. – 2011. – 164. – С. 102– 107.

- [7] Nosova Y.V. A tool for researching respiratory and olfaction disorders/ Y.V. Nosova, K.I. Faruk, O.G. Avrunin // Telecommunications and Radio Engineering.– 2018. – №77(15). – С. 1389–1395.

## ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА НЕІНВАЗИВНОГО КОНТРОЛЮ І ДІАГНОСТИКИ СТАНУ ПЕРЕЛОМУ ПРИ КІСТКОВОМУ ОСТЕОСИНТЕЗІ

<sup>1</sup>Валерій КРИВОНОСОВ, <sup>2</sup>Олександр ШАЙКО-ШАЙКОВСЬКИЙ  
<sup>1</sup>АМІ НУ ОМА

<sup>2</sup>Черновецький національний університет імені Юрія Федьковича  
e-mail: yhtverf007@ukr.net

**Вступ.** Сучасна травматологія має у своєму розпорядженні великий оперативний асортимент методів і засобів, що сприяють скороченню термінів реабілітації пацієнтів, одними з яких є накісні фіксуючі конструкції (ФК), статистичні дані показують, що в період реабілітації хворого, внаслідок ослаблення ФК, у 8% випадків стався перелом регенерату та накісної пластини (НП), у 4,8% - деформація накісткової пластини, перелом фіксатора або кріпильних гвинтів у 3,5%, уповільнена консолидація відзначена у 2% пацієнтів, у 0,7% - розвинулися запальні процеси та нагноєння м'яких тканин[1].

Розрахунок розміру кісткової пластини, виду її перерізу, діаметр і кількість кріпильних гвинтів, визначаються із середньої ваги тіла хворого або ваги окремих частин тіла. Відсутність впливу випадкового ударного навантаження на ФК дозволяє у 95% випадків успішно проводити курс лікування хворого. Для забезпечення необхідної жорсткості ФК, при дії ударного випадкового навантаження, що перевищує розрахункове значення у 4-5 разів, потрібне збільшення розмірів НП у кілька разів, що робить її неможливою до застосування.

**Метод досліджень.** Одним з напрямків успішного лікування перелому кістки є розробка інформаційно-діагностичних систем моніторингу в реальному часі не тільки стану ФК та швидкості наростання хрящового мозолю, але й виявляти причини виникнення запального процесу.

Отримані результати дослідження дали змогу сформулювати вимоги до методу неінвазивної діагностики стану перелому трубчастої кістки.

Метод повинен забезпечувати:

- контроль сили тиску кісткової пластини на кістку в момент її встановлення та до завершення процесу реабілітації у двох крайніх точках пластини;
- контроль появи деформації накісткової пластини при дії згинальних моментів у місці перелому кістки;
- контроль наростання хрящового мозоля;
- контроль зміни температур тіла пацієнта, наприклад, зап'ястя руки, та локальної температури кісткової пластини;
- відсутність активних джерел харчування у ФК.

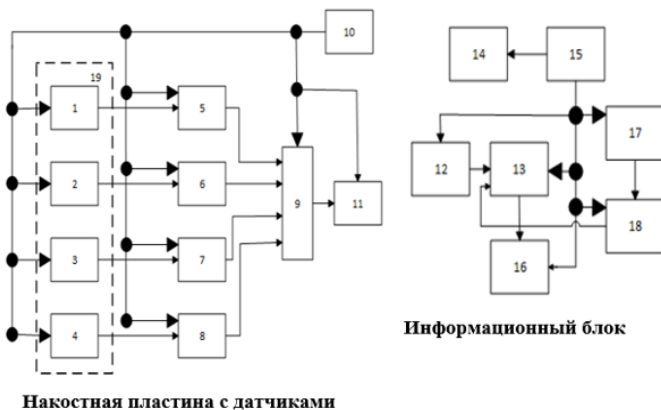


Рис 1. Комплексное устройство инвазивного контроля состояния перелома кости.

Розвиток мікро-схемотехніки, використання бездротової передачі енергії та технології ближнього безконтактного зв'язку (NFC, англ. Near-Field



Communication) дозволяють вирішувати завдання неінвазивного контролю цілісності фіксуєчого пристрою (ФК), динаміки відновлення перелому, діагностику причин запальних процесів у пацієнта.

**Практична реалізація.** На рис.1, представлена блок-схема комплексного пристрою неінвазивного контролю перелому кістки, де позначено:1,2,3 - тензодатчики,4 - датчики вимірювання температури кісткової пластини, 5,6,7,8 - аналогово-цифрові перетворювачі, 9 - перший мікроконтролер, 10 - блок живлення з вбудованою вторинною обмоткою повітряного трансформатора, 11 - передавач сигналу, 12 - приймач сигналу, 13 - другий мікроконтролер, 14 - високочастотний інвертор з первинною обмоткою повітряного трансформатора, 15 - блок живлення, 16 – інформаційне табло 17 - датчики вимірювання температури тіла, 18 - аналого-цифровий перетворювач, 19 - накісткова пластина, 20 - отвори для фіксуєчих гвинтів. На накістковій пластині 19 встановлені датчик вимірювання температури кісткової пластини 4, два тензодатчики 1 і 3 встановлені між двома крайніми отворами 20 для фіксуєчих гвинтів, а тензодатчик 2, встановлений по центру вище місця перелому, виходи тензодатчиків 1,2,3 і датчика температури чотири аналогово-цифрових перетворювачів 5,6,7,8 під'єднані до входів першого мікроконтролера 9, вихід якого з'єднаний з входом передавача сигналу 11, а тензодатчики 1,2,3, датчик вимірювання температури кісткової пластини 4, чотири аналогово-цифрових перетворювача 5,6,7,8 і перший мікроконтролер під'єднані до виходу блоку живлення з вбудованою вторинною обмоткою повітряного трансформатора 10, датчик вимірювання температури тіла 17, через аналогово-цифровий перетворювач 18 приєднаний до першого входу другого мікроконтролера 13, до другого входу якого приєднаний вихід приймача сигналу 12, вихід другого мікроконтролера 13 приєднаний до входу інформаційного табло 16, перший вихід блоку живлення 15 з'єднаний з входами датчика вимірювання температури тіла 17, п'ятого аналогово-цифрового перетворювача 18, другого мікроконтролера 13, приймача сигналу 12 та інформаційного табло 16, другий вихід блоку живлення 15 під'єднаний до високочастотного інвертора 14 високочастотного повітряного трансформатора, мікроконтролера та передавача.

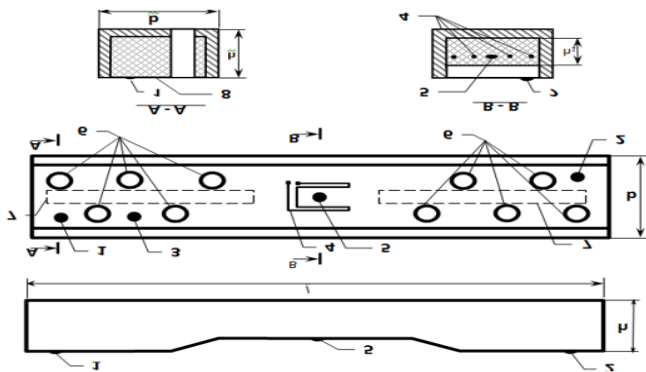


Рис. 2. Накісткова пластина со встроєними сенсорами, процесором и схемотехнікой

На рис. 2, представлена накісткова пластина з вбудованими трьома датчиками контролю тиску пластини на кістку і кісткового мозоля, датчик контролю вигину пластини, температурним датчиком, вторинною обмоткою Де 1 і 2 - тензодатчики, 3 - температурний датчик, 4 - решітчастий тензодатчик датчик контролю зростання кісткового мозолю, 6 – отвори під фіксуєчі гвинти, 7 – місця встановлення мікроконтролера, блоків живлення та передачі даних, полімерний матеріал, 8 – полімерний наповнювач.

**Висновки:** Вплив випадкових навантажень є причиною поломок фіксуєчої конструкції.

Бездротова передача електроенергії та інформації дозволили розробити метод неінвазивного контролю та діагностики перелому трубчастих кісток та встановити критеріальні залежності між контрольованими параметрами.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Статистика ВОЗ о ведущих причинах смертности и инвалидности во всем мире за период 2000-2019 г.г , 20 декабря 2020 г. <https://www.who.int/ru/news/item/09-12-2020-who-reveals-leading-causes-of-death-and-disability-worldwide-2000-2019>.

- [2] Пат. № 122468 Україна H02N A 61B 5\103 ; Спосіб контролю перелома кости при накістному остеосинтезі Кривоносов В.Э Заявл. а2019 07284, 01.07.2019.; Оуб. 10.11.2020; Бюл. № 21. - 7 с.
- [3] Патент на винахід 123932 Україна С2 МПК ; Пристрій для діагностики стану перелому при накістковому остеосинтезі Кривоносов В.С., Шайко Шайковський А.Ш., Кривоносов В.В. Заявл. а2019 141579 02.12.2019; Оубл. 23.06.2021, Бюл. № 25. - 7 с.

## ПРИСТРІЙ ДЛЯ АНАЛІЗУ ПРИЧИНИ ПЛАЧУ НЕМОВЛЯ

Ярослав КУЛИК

Вінницький національний технічний університет  
e-mail: Yaroslav\_Kulik@i.ua

**Вступ.** Розвиток та впровадження технології «Інтернету медичних речей» дозволяє отримувати додаткові переваги в галузі охорони здоров'я. Використання нових методів аналізу даних дозволяє визначати характеристики, які раніше було складно отримати аналогічними методами [1]. У даній роботі пропонується загальна структура пристрою та архітектура штучної нейромережі для експрес-аналізу звуку плачу дитини, що дозволить краще реагувати на її потреби. *Метою роботи* є підвищення ймовірності правильного аналізу звукового запису дитячого плачу.

**Постановка задачі.** Плач у немовлят виникає через вібрацію голосових зв'язок, яка виробляє періодичні повітряні імпульси з основною частотою у здорових дітей 250-600 Гц. Сигнал крику формується голосовим трактом, що призводить до резонансних частот, які називаються формантами. Перші дві форманти зазвичай зустрічаються близько 1100 Гц і 3300 Гц відповідно [2]. Можна виділити 4 основні причини плачу, кожна з яких дає свою форму звукових імпульсів. Форма цих імпульсів, їх характеристики, можуть бути використані для аналізу та класифікації причини по одній з 4-х категорій.

**Основні результати.** Пропонований пристрій (рис. 1) дозволяє визначати, плаче дитина чи ні, а також класифікувати його. Звуки записуються за допомогою мікрофона MP23ABS1 MEMS із відрахунками 16 кГц. Пристрій ESP32 працює як інтернет-шлюз і через Wi-Fi передає запис на віддалений сервер, де обробляється сигнал, перш ніж передавати його для класифікації попередньо навчєній штучній нейромережі. Якщо система визначає, що дитина плаче, світлодіод на платі датчика світиться одним із кольорів відповідно до визначеної категорії причини. Використання штучного інтелекту є необхідністю, оскільки програмування алгоритму є складним. Крім того, пристрою потрібні достатньо потужні датчики для отримання якісних даних.

У завданнях класифікації або виявлення зображень на основі згорткових нейромереж(CNN) вхідні дані в мережу зазвичай складаються з необроблених зображень. Роль CNN полягає в тому, щоб ефективно витягувати просторові характеристики з вхідних зображень і поширювати їх на більш глибокі шари, щоб на виході CNN було отримано правильне передбачення [3].

Однак використання необроблених аудіосигналів як вхідних даних для CNN, як правило, небажано, оскільки фільтри згортки застосовуватимуться до тимчасово суміжних зразків. При роботі з частотами дискретизації, такими як 44100 Гц, вихід таких фільтрів має обмежену користь, зокрема, коли використовуються типові невеликі (одновимірні) ядра.



Пропонований пристрій для виявлення дитячого плачу, виконує поданням аудіоданих у вигляді log Mel-filter перетворення [4].



Рисунок 1 – Пропонована структура пристрою

У нашому варіанті на основі мережі Inception-ResNet-A ми опускаємо останні 384 фільтри 1 x 1 ядра для зменшення складності та через відносно низьку розмірність вхідних даних [5]. Щоб отримати правильний розподіл двох класів (крик/не крик), ми зменшуємо вихідну глибину останнього модуля до 2 за допомогою двох повністю з'єднаних шарів (з 10 і 2 одиницями відповідно). Якщо необхідно виконати класифікацію звуку за видом плачу по 4-м категоріям, тоді використовується зменшення вихідної глибини з 10 до 4. Остаточний вихід досягається шляхом застосування softmax до виходу останнього повністю підключеного шару (рис 2).

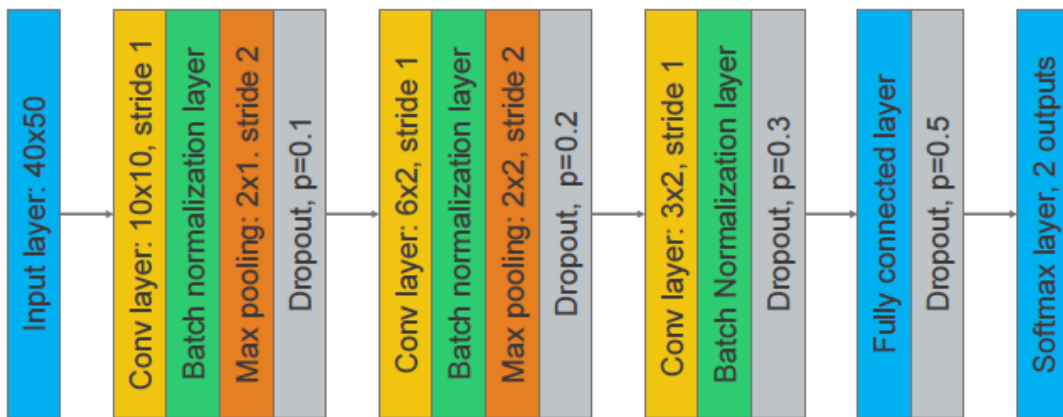


Рисунок 2 – Архітектура згорткової нейромережі для пропонованого пристрою

**Висновки.** Запропонований пристрій може допомогти при автоматичному експрес-аналізу звуку дитячого плачу. Перевагою пристрою є низька ціна та простота, доступність для вдосконалення, недоліком - недостатня точність. Незважаючи на наявність хибних результатів, даний пристрій може бути корисний при догляді за немовлятами. Підвищення точності аналізу можливе при розробці кращої архітектури нейромережі, що потребує великої кількості експериментів та ускладнює етап розробки пристрою, або при використанні кращого обладнання, що призведе до значного збільшення вартості пристрою.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] D. Jude Hemanth, J. Anitha, George and A. Tsihrintzis. Internet of medical things. Remote healthcare systems and applications, Springer, Cham, 2021, 265 p., ISBN 978-3-030-63937-2, [online] available: <https://doi.org/10.1007/978-3-030-63937-2>.
- [2] L. L. Lagasse, A. R. Neal, and B. M. Lester, Assessment of infant cry: acoustic cry analysis and parental perception : Mental retardation and developmental disabilities research reviews, vol. 11, no. 1, pp. 83-93, 2005.
- [3] Rafael Torres, Daniele Battaglini, and Ludovick Lepauloux. Baby cry sound detection: a comparison of hand crafted features and deep learning approach : 18th international conference on engineering applications of neural networks, aug 2017, Athens, Greece. pp. 2096, p. 179, [online] available: <https://hal.archives-ouvertes.fr/hal-01588679/>.
- [4] Faruk Aktas, Emre Kavus, and Yunus Kavus. A real-time infant health monitoring system for hard of hearing parents by using android-based mobil devices article in istanbul university - journal of electrical and electronics engineering: IU-JEEE Vol. 17(1), 3107-3112, march 2017, [online] available: <https://www.researchgate.net/publication/315696973>.
- [5] Rami Cohen and Dima Ruinskiy. Baby cry detection: deep learning and classical approaches: ICSEE International Conference on the Science of Electrical Engineering, 2016, pP. 171-196., [online] available: [https://doi.org/10.1007/978-3-030-31764-5\\_7](https://doi.org/10.1007/978-3-030-31764-5_7).

## АЛГОРИТМ КОМПЕНСАЦІЇ ФОНОВОЇ ЗАСВІТКИ У ФОТОПРИЙМАЛЬНОМУ ПРИБОРІ ДЛЯ FSO

<sup>1</sup>Володимир ЛІПКА, <sup>2</sup>Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ

<sup>1</sup>Акціонерне товариство «Центральне конструкторське бюро «Ритм»

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича

*e-mail: y.dobrovolsky@chnu.edu.ua*

Отримання, оброблення та аналіз медичних і біологічних зображень і сигналів здійснюється, як відомо, відбувається за допомогою генерації, прийняття та детектування потоків оптичного випромінювання. Для цієї мети слугують так звані відкриті оптичні канали. Медичні та біологічні зображення можуть бути більш, або менш інформативними у залежності від того, яким чином отримано зображення. Його якість залежить від мінімізації похибок при отриманні зображення, розпізнаванні корисної інформації в умовах фонові засвітки, протидії шумам, які створюють вимірювальні тракти, тощо. Технологія, яка забезпечує передачу інформації по відкритому оптичному каналу, широко застосовується у Інтернет-технологіях, коли прокладка оптичних чи електричних кабелів є неможливою. Тоді передачі інформації здійснюється через повітря. Вона має назву FSO – Free Space Optics – вільний оптичний простір [1]. Вона забезпечує бездротові високошвидкісні захищені канали зв'язку, що передають сигнал на відстань до 8000 м, на швидкостях від 2 Мбіт/с до 10 Гбіт/с [2].

Відомі алгоритми підвищення ефективності FSO технологій не розглядають питання стійкості ФПП приймальної системи до оптичних завад. З одного боку така стійкість забезпечується застосуванням оптичних фільтрів, які мають забезпечити подавлення оптичного сигналу за межами робочої довжини хвилі. Але, такі оптичні фільтри мають власний коефіцієнт поглинання на цій самій, робочій довжині хвилі. Тому вони зменшують

потужність оптичного сигналу, який реєструє ФПП, що веде до збільшення ймовірності втрати часті інформації, що передається.

Тому актуальним сьогодні є питання створення алгоритму забезпечення стійкості технології FSO до оптичних завад для отримання, оброблення та аналізу медичних і біологічних зображень і сигналів не тільки оптичним методом, а і схемо технічним. А саме – створенням схеми обробки фотосигналу в ФПП таким чином, щоби вона забезпечувала компенсацію фонові засвітці у ФПП для мінімального спотворення корисного інформаційного сигналу, що передається на робочій довжині хвилі, від фонового оптичного сигналу, який є оптичною завадою.

Отже, **метою дослідження** є створення алгоритму забезпечення компенсації фонові засвітці у ФПП, призначеного для отримання, оброблення та аналізу медичних і біологічних зображень на основі технології FSO схемотехнічним методом.

Для цієї мети застосовуються схеми автоматичного регулювання підсилення (АРП) [3]. Такі схеми широко використовуються у медичні галузі [4, 5]. Схеми АРП здатні регулювати коефіцієнт підсилення фотосигналу, і, таким чином, покращувати чутливість ФПП. Окрім того, АРП здатний відслідковувати сигнал із певною частотою, пропорційною відповідному рівню оптичного сигналу [6].

Для реалізації завдання розглянемо систему, яка складається із лазера, який сканує певну поверхню для отримання зображення, яке створює фотоприймач у складі ФПП. Наприклад ПЗЗ матриця. Таким лазером може бути вертикально випромінюючий лазер, або поверхнево-випромінюючий лазер з вертикальним резонатором (vertical-cavity surface-emitting laser, VCSEL).

Найбільш поширені VCSEL складаються з шарів напівпровідникових матеріалів різного складу, що чередуються (наприклад, твердих розчинів AlGaAs с різним вмістом Al), вирощених на підкладці GaAs, для випромінювання в діапазоні 750-980 нм. В цьому випадку кремнієві фотодіодні матриці ідеально підходять для систем FSO, оскільки їх максимальна чутливість забезпечується саме у цьому діапазоні довжин хвиль.

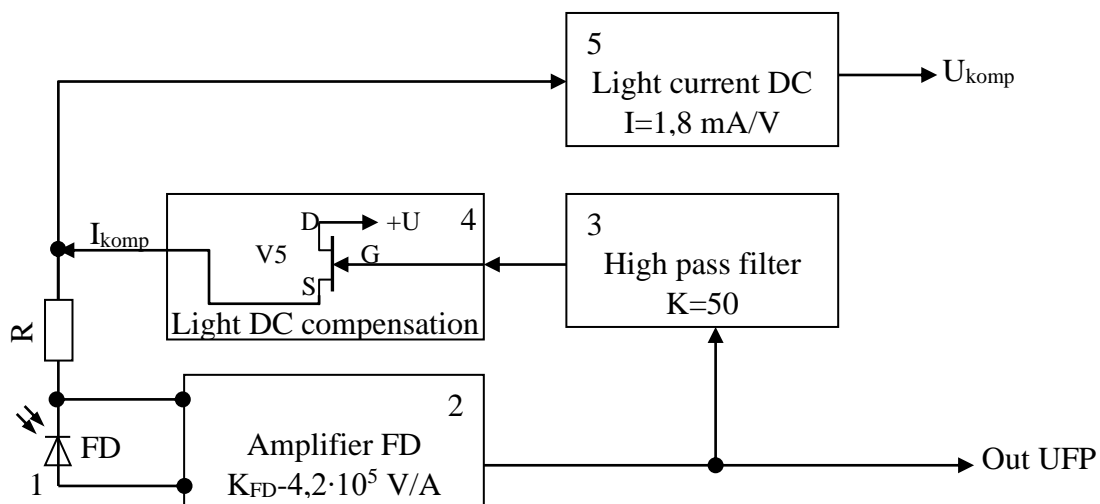


Рисунок 1. Блок-схема ФПП, стійкого до не модульованого фонового випромінювання.

1 – фотодіод; 2 – перетворювач струм-напруга; 3 – фільтр високої частоти; 4 - джерела струму кероване напругою; 5 – технологічний каскад для вимірювання струму компенсації; Out\_UFP – вихідна напруга ФПП;  $U_{komp}$  – напруга, пропорційна струму компенсації; R – обмежувальний резистор струму компенсації фотодіоду.

Тому ФПП створювався на основі матриці з кремнієвих p-i-n фотодіодів, які мають високу чутливість до монохроматичного випромінювання з довжиною хвилі 980 нм, яка

відповідає дожині хвилі VCSEL на основі AlGaAs. Загальний діапазон чутливості такого окремого фотодіоду складає 400 – 1100 нм.

Для створеного ФПП було розроблено електричну схему компенсації немодульованого фонового фотосигналу, генерованого фоновим випромінюванням.

Блок-схема конструкції фотоприймального пристрою показано на рисунку 1.

Розглянемо роботу схеми на прикладі одного фотодіоду. Особливість роботи запропонованої схеми ФПП полягає у наступному. Оптичне випромінювання широкого частотного спектру поглинається фотодіодом (1), який генерує фотострум, що за допомогою перетворювача струм-напруга (2), перетворюється у напругу Out\_UFP. Зворотний зв'язок перетворювача струм-напруга (2) складається з фільтра високих частот (3) (RC фільтр) і джерела струму керованого напругою (4). Фільтр високих частот (3) формує коефіцієнт перетворення в полосі частот і коефіцієнт згасання на низьких частотах. Відсіювання фотосигналу, зумовленого оптичним випромінюванням частотного складу, який відрізняється від робочої частоти здійснюється за допомогою фільтра високих частот (3) (RC фільтр) і джерела струму керованого напругою (4). Струм компенсації  $I_{\text{комр.}}$  на виході джерела струму керованого напругою (5), є еквівалентним струму, що генерується оптичними завадами по за робочим частотним діапазоном фотоприймального пристрою, і віднімається від загального фото сигналу, генерованого фотодіодом 1. Струм компенсації  $I_{\text{комр.}}$  вимірюється технологічним каскадом для вимірювання струму компенсації (5).

Досліджено амплітудно-частотну характеристику (АЧХ) вольтової монохроматичної чутливост першого каскаду ФПП (2), результати дослідження приведено на рисунку 2.

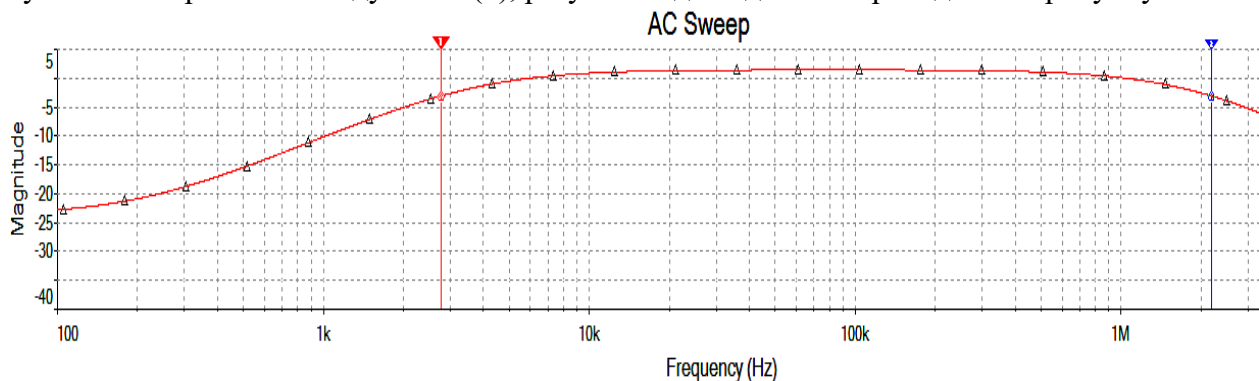


Рисунок 2. АЧХ вольтової монохроматичної чутливост першого каскаду ФПП, стійкого до немодульованого фонового оптичного випромінювання.

Дослідження запропонованої конструкції ФПП показали, що вона забезпечує вибір корисного сигналу певної частоти модуляції у частотному діапазоні від 3 кГц до 2МГц і ефективно подавляє частоти, викликані оптичними завадами у низько частотному діапазоні від постійної складової до 3 кГц включно. Також виявлено, що запропонована конструкція стійко компенсує струм  $I_{\text{комр.}}$  до 15 мА, що еквівалентно потужності світлових завад, які падають на поверхню фотодіода, близько 15 мВт.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] Samir Ahmed Al-gailani, Mohd Fadzli Mohd Salleh, Ali Aahmed Salem, Redhwan Qasem Shaddad. «Usman Ullah Sheikh, Nasir Ahmed Algeelani, and Tarik A». *Almohamad A Survey of Free Space Optics (FSO) Communication Systems, Links, and Networks*. *IEEE Access*. Volume: 9, Pages 7353 – 7373, 2020. DOI: [10.1109/ACCESS.2020.3048049](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3048049).

[2] Mikołajczyk J., Bielecki Z., Bugajski M., Piotrowski J., Wojtas J., Gawron W., Szabra D., Prokopiuk A. «Analysis of Free-Space Optics Development». *Metrol. Measur. Syst.*, 24, N 4, pp. 653 – 674, 2017. DOI: [10.1515/mms-2017-0060/](https://doi.org/10.1515/mms-2017-0060/)

[3] Pérez Alegre, Pablo Juan, Santiago López Celma, Calvo Belén. «Automatic Gain Control». *Techniques and Architectures for RF Receivers*. 2011 <https://www.springer.com/gp/book/9781461401667/>.

[4] Thomas F.A., Dietz V., Schrafl-Altermatt M. «Automatic gain control of neural coupling during cooperative hand movements». *Scientific Reports*, volume 8, Article number: 5959, 2018. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-24498-6>,

[5] Veugen Lidwien C E, Chalupper Josef, Snik Ad F M, van Opstal A John, Mens Lucas H M. «Matching Automatic Gain Control Across Devices in Bimodal Cochlear Implant Users». *Ear Hear*. May-Jun, 37(3), pp. 260-270, 2016. doi: 10.1097/AUD.0000000000000260.

[6] Raynor J.M., Seitz P. «A linear array of photodetectors with wide dynamic range and near photon quantum-noise limit». *Sensors and Actuators A: Physical*, Volume 61, Issues 1–3, Pages 327-330, June 1997. [doi.org/10.1016/S0924-4247\(97\)01481-7](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(97)01481-7).

## РОЗШИРЕННЯ ДИНАМІЧНОГО ДІАПАЗОНУ ФОТОДІОДУ МЕТОДАМИ ПРОГРАМНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

<sup>1</sup>Володимир ЛШКА, <sup>2</sup>Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, <sup>2</sup>Сергій БОГУСЕВИЧ

<sup>1</sup>Акціонерне товариство «Центральне конструкторське бюро «Ритм»

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича

e-mail: [y.dobrovolsky@chnu.edu.ua](mailto:y.dobrovolsky@chnu.edu.ua)

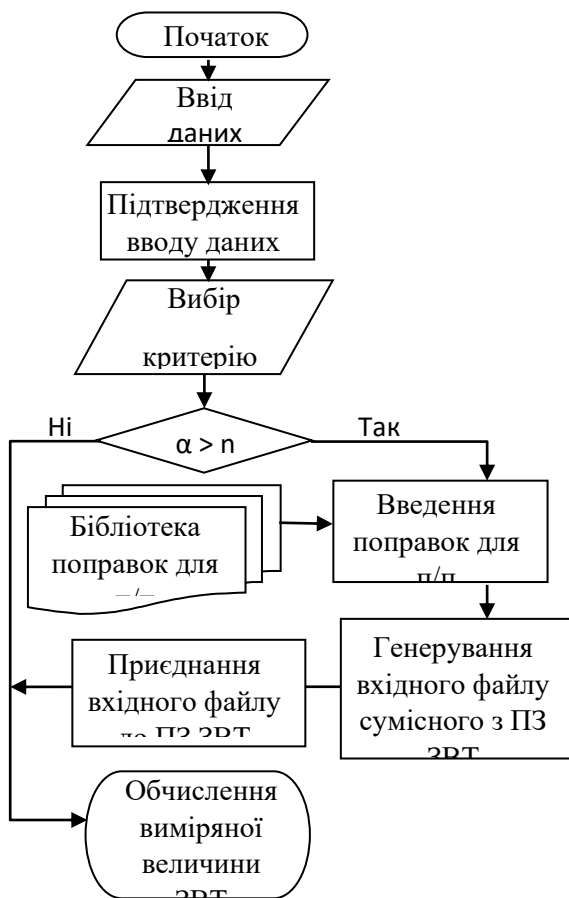


Рис.1. Блок-схема алгоритму

Організація вимірювань характеристик оптичного випромінювання та їх приладове забезпечення, є актуальним завданням сучасної вимірювальної техніки та електроніки. Такі вимірювання ґрунтуються на первинних перетворювачах, які перетворюють енергію оптичного випромінювання у фотострум, або фотонапругу. Аналізуючи ці величини можна з великою точністю визначити як потужність та довжину хвилі оптичного випромінювання, так і про джерело його надходження. Для цієї мети слугують різні типи фотодіодів. Однією з визначальних характеристик фотодіоду є його динамічний діапазон. Відомо, що діапазон, в якому залежність між фотострумом і падаючою на фотоприймач оптичною потужністю, є лінійним, називається динамічним діапазоном. За критерій лінійності приймають відхилення від лінійного закону у всьому діапазоні вимірювання фотодіоду. За звичай таке відхилення не перевищує 1%. Розширення динамічного діапазону фотодіоду за звичай досягається зменшенням його шуму, зокрема завдяки оптимізації його конструкції та технології [1, 2].

Завдання розширення динамічного діапазону фотодіоду можуть розв'язуватись у тому числі і методами програмної інженерії, а саме за допомогою створення програмного забезпечення (ПЗ) для аналізу ступеня лінійності фотодіоду і введення потрібних поправок для його розширення [3].

Метою роботи є розробка алгоритму та ПЗ на його основі для розширення динамічного діапазону фотодіоду, який застосовується у фотоприймальному пристрої (ФПП) для роботи у відкритлому оптичному каналі в системах FSO – Free Space Optics – вільний оптичний простір [4] для вимірювання, наприклад, освітленості.

На рисунку 1 наведена блок-схема алгоритму ПЗ, а на рисунку 2 - дизайн інтерфейсу для роботи з ПЗ.

У ПЗ встановлюється критерій нелінійності  $\alpha$ , наприклад більше 1 %. Потім створюється база даних, отримана за допомогою прямого вимірювання залежності фотоструму кожного окремого фотодіоду ( $I_1$ ) від потужності падаючого оптичного випромінювання за межами його динамічного діапазону. Визначається різницю струму між вимірним значенням і таким, яке мало би бути з урахуванням забезпечення лінійності ( $\Delta I$ ). За результатами вимірювань та розрахунків створюється бібліотека введених даних, яка записується у базу даних ПЗ.

Після вводу даних оператор запускає програму та вводить отримані дані в відповідні поля таблиці ( $I_1$ ,  $\Delta I$ ,  $\alpha$ ) після чого підтверджує їх вірність. Система аналізує введену інформацію та запускає алгоритм розширення динамічного діапазону, якщо це необхідно.

У результаті виконання алгоритму, користувач отримує файл з протоколом обміну .bin, який може бути приєднаний до ПЗ, як завантажено у контролер ФПП для розширення динамічного діапазону фотодіоду і ФПП у цілому.

	$I_1$	$\Delta I$	$\alpha$
1	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ
2	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ
3	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ	ВВЕДІТЬ ВАШІ ДАНІ

Рисунок 2. Дизайн інтерфейсу для роботи з ПЗ

Зауважимо, що для кожної пари фотодіод – ФПП має створюватись своя унікальна база даних, яка повинна міститися у бібліотеці даних контролера, який обслуговує роботу ФПП.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] Antoni Rogalski. «Infrared and Terahertz Detectors» Third Edition, CRC Press 1066, 2018, 861p.

[2] Klamkin J., Ramaswamy A., Johansson L.A., Chou H.-F., Sysak M.N., Raring J.W., Parthasarathy N., DenBaars S.P., Bowers J.E., Coldren L.A. «High output saturation and high-

linearity uni-traveling-carrier waveguide photodiodes». *IEEE Photonics Technology Letters*, v. 19, # 3, p. 149–151, 2007.

[3] John R., Jackson M. «Software measurement methods: recipes for success?». *Information and Software Technology*, Volume 36, Issue 3, Pages 173-189, 1994. [doi.org/10.1016/0950-5849\(94\)90056-6](https://doi.org/10.1016/0950-5849(94)90056-6).

[4] Samir Ahmed Al-gailani, Mohd Fadzli Mohd Salleh, Ali Aahmed Salem, Redhwan Qasem Shaddad, Usman Ullah Sheikh, Nasir Ahmed Algeelani, and Tarik A. Almohamad. «A Survey of Free Space Optics (FSO)». *Communication Systems, Links, and Networks. IEEE Access*. Vol. 9, pp. 7353 – 7373. doi: [10.1109/ACCESS.2020.3048049](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3048049).

## ЗАСТОСУВАННЯ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧНИХ МЕТОДІВ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ОПТИЧНИХ ПОКАЗНИКІВ БІОТКАНИН

<sup>1</sup>Жанна ХОМЕНКО, <sup>2</sup>Алія ЗИЛЬГАРАЕВА, <sup>3</sup>Олександр БЕЗКРЕВНИЙ

<sup>1</sup>Державний університет «Житомирська політехніка»

<sup>2</sup>Казахський національний дослідний технічний університет імені К.І. Самбаєва

<sup>3</sup>Вінницький національний технічний університет

e-mail: [joanekhomenko@gmail.com](mailto:joanekhomenko@gmail.com)

**ВСТУП.** Оптичні методи дослідження в біомедичній практиці засновані на законах випромінювання, поширення і взаємодії світла з речовиною. До них відносять методи прямого візуального спостереження і контролю медично-біологічних об'єктів з використанням лінз, мікроскопів, освітлювачів, фото- і кіноапаратури.

До найбільш широко розповсюджених в біології і медицині оптичних методів належить спектроскопія. Розрізняють електронну спектроскопію (ультрафіолетову і видиму), коливальну й обертальну (інфрачервону, комбінаційного розсіювання, а також мікрохвильову і радіоспектроскопію). Областю застосування є визначення атомного і молекулярного складу речовини, її структури, концентрації й ін. [1,2].

Спектральний аналіз за характером розв'язуваних задач можна поділити на елементний (визначення складу зразка по елементах), ізотопний (визначення складу зразка по ізотопах), молекулярний (визначення молекулярного складу зразка) і структурний (визначення структурних складових молекулярного з'єднання). Для проведення спектрального аналізу використовують спектроскопи, спектрографи, спектрометри і спектрофотометри. Поряд з останніми при аналізі складу, концентрації і структури речовин використовують колориметри і фотометри.

Існують оптичні методи, що дозволяють виміряти величину розсіювання світла об'єктом (колоїдними розчинами, суспензіями й ін.). Прилади, призначені для дослідження світлорозсіювання, одержали назву нефелометрів і турбідиметрів. За допомогою цих методів визначають молекулярну масу і розміри різних макромолекул (білків, нуклеїнових кислот) і часток у колоїдних розчинах, суспензіях, а також одержують інформацію про характер міжмолекулярних взаємодій [1,2,7].

## ОСОБЛИВОСТІ ЗАСТОСУВАННЯ СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧНОГО МЕТОДУ В БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ

Традиційні методи контролю та вимірювань оптичних характеристик вже не у повній мірі задовольняють вимоги сучасної спектроскопії світлорозсіювальних об'єктів, а тому потребують подальших наукових пошуків, нових розробок, суттєвого вдосконалення, автоматизації та інтелектуалізації.



Відзначимо, що методи вимірювання пропускання або поглинання світла речовиною, як правило, є диференціальними, так як в процесі вимірювань відбувається порівняння властивостей досліджуваного об'єкта з контрольним зразком, яке реалізується як в однопроменевих, так і двопроменевих диференціальних спектрометрах [ 1 ,8].

### РЕКОМЕНДАЦІЇ ЩОДО РЕАЛІЗАЦІЇ СПЕКТРОФОТОМЕТРА ДЛЯ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Пропонується для проведення біомедичних досліджень спектрофотометричними методами застосовувати оптоволоконний спектрометр **AvaSpec-ULS2048-USB2** до складу якого входять галогенне джерело світла **AvaLight-HAL** з джерелом живлення (1), спеціалізований світловод **FCR-7IR200-2-MS-PK-S** (2), оптичний блок (3), до складу якого входять дифракційна ґратка NB, щілина 50 мкм, фільтр для зменшення ефектів другого порядку **OSF-475**, референсний білий відбивач (98%) (3), оптоволоконний спектрометр **AvaSpec-ULS2048-USB2** (4), блок спряження з комп'ютером, спеціалізоване програмне забезпечення **AvaSoft-Full** та **AvaSoft-CHEM** (рис. 3). Оптоволоконний спектрометр дозволяє неінвазивно вимірювати концентрації невідомих зразків або зміни концентрації в часі, досліджувати концентрацію кисню у крові та гемоглобіну, рівень мікросудинного кровообігу, оптичних особливостей біотканин, інше.



Рис. 3 - Оптоволоконний спектрометр **AvaSpec-ULS2048-USB2**

**Характеристики системи:** Діапазон: 500-1050 нм; Детектор: CCD, 2048 пікселів; Дифракційна ґратка: NB, NIR діапазон, 600 ліній/мм; Щілина: 50 мкм

Спеціалізоване програмне забезпечення **AvaSoft-CHEM** дозволяє в режимі реального часу визначати концентрацію за допомогою спектроскопічної системи.

### ВИСНОВКИ

Відзначимо, що спектрофотометрія - перспективний метод дослідження оптичних властивостей, складу, структури і локальних неоднорідностей біотканин. Даний метод дає кількісну оцінку глибини і обсягу ураження біологічних тканин. Перевагою спектрофотометричного методу є можливість реєстрації змін епітелію і новоутворень внутрішніх органів, що дозволяє провести ранню діагностику захворювання і збільшує ймовірність позитивного результату лікування. Значні успіхи має спектрофотометрія ближнього ІК діапазону при дослідженні ступеня оксигенації тканин мозку. Достатня прозорість для ІК-світла тканин голови і її розміри, а також доступність спектрометрів з охолоджуваними матричними детекторами дозволили створити спектральні системи візуалізації ділянок тканин мозку з різним ступенем оксигенації. Методики діагностики *in vivo* використовують або співвідношення інтегральних коефіцієнтів відбиття по виділених смугах, або вимір нахилу спектральних кривих по окремих дільницях спектра.



### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Сахновский М. Ю. Исследование оптических свойств светорассеивающих сред с малым удельным поглощением : дисс. канд. физ.-мат. наук : 05.11.07. – Л. : ГОИ, 1965. – 154 с.
- [2] Петрук В. Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.
- [3] Павлов С. В., Кожем'яко В. П., Петрук В. Г., Колісник П. Ф. Фотоплетизмографічні технології контролю серцево-судинної системи. Монографія – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2007. – 254 с.
- [4] Фізичні основи біомедичної оптики: Монографія / С.Павлов, В.Кожем'яко, П.Колісник, Т.Козловська, В.Думенкою – Вінниця : ВНТУ, 2010. – 156 с.
- [5] Тучин В. В. «Оптическая биомедицинская диагностика» В 2 томах / В. В. Тучин. – Москва: Физмалит, 2007. – 560 с.
- [6] Безуглий М.О. Особливості виготовлення еліпсоїдальних рефлекторів фотометрів / М.О. Безуглий, І.І. Синявський, Н.В. Безугла, А.Г. Козловський // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2016, №2 (52).– С.76-81.85
- [7] Безуглий М.О. Контроль форми еліпсоїдальних рефлекторів біомедичних фотометрів / М.О. Безуглий, Лінючева О.В., Безугла Н.В., Бик М.В., Костюк С.А // Вісник НТУУ «КПІ». Серія Приладобудування. – 2017, №1 (53). – С.62-69.
- [8] Prahl S. A. A Monte Carlo Model of Light Propagation in Tissue / S. A. Prahl, M. Keijzer, S. L. Jacques, A. J. Welch // Dosimetry of Laser Radiation in Medicine and Biology, SPIE Institute Series. – 1989. – vol. 5, – Pp. 102–111.
- [9] Hall G. Goniometric measurements of thick tissue using Monte Carlo simulations to obtain the single scattering anisotropy coefficient / G. Hall, S. L. Jacques. // Biomedical optics express. – 2007. – no.11. – Pp. 2707–2719.
- [10] Производитель биомедицинских приборов. Режим доступа:<http://www.iss.com/index.html>
- [11] Binding J. Brain refractive index measured in vivo with high-NA defocus-corrected full-field OCT and consequences for two-photon microscopy / J. Binding, J. V. Arous, J.-F. L?ger, S. Gigan, C. Voccaro, L. Bourdieu // OPTICS EXPRESS. – 2011. – No. 6 (19). – Pp. 4833 – 4847.

### ОСОБЛИВОСТІ МЕХАНІЗМІВ ВПЛИВУ СУДИНОЗВУЖУВАЛЬНИХ КРАПЕЛЬ НА НОСОВУ ПОРОЖНИНУ

<sup>1</sup>С.А. Худаєва, <sup>1</sup>О.Г. Аврунін, <sup>1</sup>Я.В. Носова, <sup>2</sup>Н.О. Шушляпіна

*1 – Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна*

*2 – Харківський національний медичний університет, м. Харків, Україна*

*e-mail: yana.nosova@nure.ua*

Основною причиною порушень носового дихання є зміни архітектоніки носової порожнини та відповідних аеродинамічних властивостей повітряного потоку, що проходить через носові ходи [1, 2]. Найпопулярнішими препаратами швидкого усунення симптомів утруднення носового дихання при закладеності носу та нежиті в суспільстві є судинозвужувальні краплі. Тому, на фармакологічному ринку представлено велику кількість видів таких назальних крапель. Ці медичні засоби дозволено купувати без рецепта, тому може скластися помилкове враження, що вони безпечні й не можуть нанести людині ніякої шкоди. Але механізм дії судинозвужувальних крапель складається з впливу їх на слизову

оболонку носу та викликає звуження дрібних артерій мікроциркуляторного русла [3, 4]. Цей ефект не є довготривалим та викликає зворотну реакцію, особливо коли починається часте та безконтрольне використання судинозвужувальних крапель, яке призводить до звикання. При цьому зменшується сприятливість судин до препарату і як наслідок – збільшується частота приймання та об'єм вприскування крапель. У результаті відбуваються патологічні зміни кровоносних судин носа, вони надмірно розширюються, прилив крові до слизової оболонки носа збільшується і виникає виражений набряк та набухання слизової оболонки, яка збільшується в розмірах, та відповідно зменшується обсяг порожнини носа, крізь який проходить повітря при диханні. Тому, доцільними є дослідження, які спрямовані на визначення негативних ефектів використання судинозвужувальних крапель та формування відповідних рекомендацій для їх усунення.

Для визначення частоти використання судинозвужувальних крапель було проведено електронне онлайн-опитування в гугл-формі для студентів ХНМУ [5], у якому взяло участь 20 студентів. При цьому з'ясувалося, що лише 5 студентів з опитуваних використовують краплі виключно за призначенням лікаря. 9 студентів використовують краплі довше ніж 5-7 днів. 7 осіб використовують краплі від 3 разів на день. 4 студенти зазначили, що з кожним наступним днем використання крапель збільшують частоту та об'єм. При цьому 2 людини стверджують, що мають проблеми з нюхом, а 3 особи, які постійно використовують краплі, часто страждають на головний біль. 5 студентів вважають, що мають залежність від крапель. В суб'єктивному та об'єктивному статусі відмічається надмірне потовщення нижньої носової раковини у більшості обстежених за рахунок розширення судин, підсилення кровообігу і, як наслідок, утруднення носового дихання. Але, практично у всіх обстежених (88%), відмічається сухість слизової оболонки, а іноді й з виникненням кірок на останній.

Дослідження механізму негативної дії судинозвужувальних крапель можливо провести з точки зору теорії впливу повітряного потоку, зокрема його примежового шару, на слизову оболонку носової порожнини [6, 7]. Згідно зі спрощеною ілюстрацією, яку наведено на рис. 1, [7] повітряний потік  $Q$  проходить через носову порожнину довжиною  $l$  та еквівалентним діаметром  $d_r$  та має турбулентне ядро і ламінарний примежовий (пристінковий) шар. При чому, в нормі слизова оболонка повинна повністю знаходитись у примежовому шарі, який не дозволяє висушування її поверхні турбулентним потоком, як у областях 1 та 4 на рис. 1 [7]. Звуження носової порожнини призводить відповідно з рівнянням нерозривності до підвищення швидкості повітряного потоку та його турбулізації з відповідним зменшенням товщини ламінарного примежового шару. Використання судинозвужувальних крапель розширює носову порожнину, що приводить до розширення ламінарного примежового шару, але патологічне висушування слизової оболонки із зменшенням слизу на її поверхні призводить до підвищення її шорсткості та додаткового негативного впливу турбулентного потоку (дивись області 2 та 3 на рис. 1).

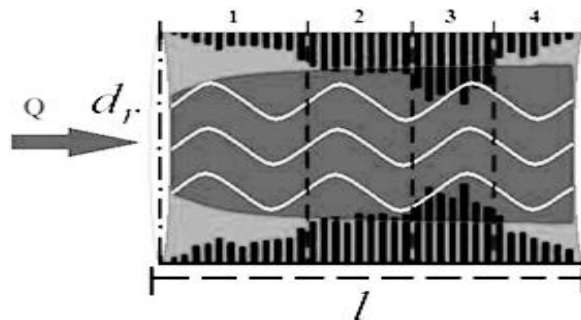


Рисунок 1 - Ілюстрація впливу примежового шару на слизову оболонку носової порожнини

Таким чином, з'ясовується негативний вплив судинозвужувальних препаратів, які у короткостроковому періоді призначені для покращення носового дихання, але висушують слизову оболонку, що приводить до її атрофії з послідуєчим додатковим підсилюючим ефектом впливу повітряного потоку. Тому основними шляхами подолання залежності будуть, по-перше, відмова від використання судинозвужувальних крапель, по-друге, призначення препаратів, які сприяли зменшенню набряку та усуненню сухості слизової оболонки. К таким препаратам можливо віднести, наприклад, топічні кортикостероїди, які діють лише на слизову оболонку, зменшуючи її набряк та запалення, а також поєднання у комплексній терапії рослинних препаратів та сольових розчинів, що дозволяють очищати носові проходи та зменшують сухість.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Інформаційні технології підтримки прийняття рішень при визначенні порушень носового дихання : монографія / О. Г. Аврунін, С. В. Бодянський, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків:ХНУРЕ, 2018. – 132 с.
- [2] Сучасні методи діагностики респіраторно-ольфакторної функції: монографія / О. Г. Аврунін, Я. В. Носова, В. В. Семенець, В. О. Філатов, Н. О. Шушляпіна. – Харків : ХНУРЕ, 2021. – 150 с. ISBN 978-966-659-300-2.
- [3] Nosova Y.V. A tool for researching respiratory and olfaction disorders/ Y.V. Nosova, K.I. Faruk, O.G. Avrunin // Telecommunications and Radio Engineering.– 2018. – №77(15). – С. 1389–1395.
- [4] Клінічне значення біомікроскопії судин бульбарної кон'юнктиви у хворих при патології внутрішньоносових структур з порушенням носового дихання / Н. О. Шушляпіна, А. В. Лупир, О. О. Тарануха, О. Є. Чернякова // Клінічна інформатика і Телемедицина. – 2020. – т. 15, вип. 16. – С. 88-96.
- [5] Онлайн анкетування, як сучасний та ефективний спосіб дослідження нюхової функції / А. С. Журавльов, О. Г. Аврунін, Н. О. Шушляпіна, С. А. Худаєва // Матеріали щорічної традиційної весняної конференції Українського наукового медичного товариства лікарів-оториноларингологів Сучасні технології діагностики та лікування в оториноларингології // Журнал вушних, носових і горлових хвороб. – 2018. – № 3с. – С. 31.
- [6] Avrunin, O. G., Nosova, Y. V., Paliy, V. G., Shushlyapina, N. O., Kalimoldayev, M., Komada, P., & Sagymbekova, A. Study of the air flow mode in the nasal cavity during a forced breath. In Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017 (Vol. 10445, p. 104453H). International Society for Optics and Photonics. (2017).
- [7] Носова Я.В. Определение микрохарактеристик воздушного потока в носовой полости при дыхании / Я.В. Носова, О.Г. Аврунин, Х.И. Фарук. // Вестник НТУ «ХПИ», Серия: Новые решения в современных технологиях. – Харьков: НТУ «ХПИ». – 2018. – № 16 (1292). – С. 122–127. doi: 10.20998/2413- 4295.2018.16.19.

## PHOTOTHERAPY AS A METHOD OF TREATMENT OF PSORIASIS

Olga REMENIAK, Olena IVASHCHUK, Taisiya MELNYK, Dmytro IVASHCHUK, Salma DUIHA

*National Pirogov Memorial Medical University, Vinnytsia*

*e-mail: rudremolga@gmail.com*

**Relevance:** In the world, psoriasis affects about 3% of the population, in Ukraine affects more than 1 million people. Even the ancient Greeks and Egyptians noticed that exposure to sunlight improves the clinical course of this disease. This is due to the effect on the skin of ultraviolet light, which is part of the spectrum of solar radiation. Currently, one of the most effective and promising methods of combating this disease is the use of ultraviolet radiation spectrum A and B with the possible use of photosensitizers to enhance the effect of procedures.

**Aim:** explore the possibilities of phototherapy in the treatment of psoriasis.

**Materials and methods:** analysis of scientific publications presented on web resources Medscape, PubMed, Cochrane Library, Google Scholar.

**Results:** Psoriasis is a chronic multifactorial skin disease. The number of patients with this dermatosis is growing every year. There are many treatments for psoriasis, but phototherapy has become increasingly common [1]. For the treatment of psoriasis use different ultraviolet wavelengths in bands A and B, as well as photochemotherapy [2]. The photobiological effect is mainly related to the depth of UV penetration. Thus, ultraviolet A-band waves penetrate deep layers of the skin and affect dermal fibroblasts, endothelial cells and cellular infiltrate. Selective UV therapy with a wavelength of 300-320 nm and narrowband UV therapy with a radiation peak of about 311 nm are used without the involvement of photosensitizers.

The term photochemotherapy originated with the advent of psoralen, the first photosensitizer to be used in combination with UV therapy with a wavelength of 320-400 nm. Photochemotherapy is the most effective of all the proposed physiotherapy treatments for psoriasis. In patients with psoriasis, phototherapy induces a number of biological effects that provide anti-inflammatory and cytostatic effects. The anti-inflammatory effect of phototherapy is associated with decreased motility of Langerhans cells, as well as inhibition of T-lymphocyte activation.

For the treatment of psoriasis requires, depending on the form of the disease, from 12-15 to 25-30 procedures. Indications for the use of phototherapy in psoriasis are both mild psoriasis and moderate and severe psoriasis. The advantages of using phototherapy are: lower risk of complications compared with systemic drugs, possibility of application to children from 7 years and pregnant women, absence of risk of development of drug sensitization, possibility of application on the considerable area of defeat of skin.

You should also keep in mind the possible side effects after these procedures, namely 48-72 hours after the use of photochemotherapy may appear itching, increased xerosis, erythema. Long-term side effects include dryness and photoaging of the skin, the appearance of hyperpigmentation, increased risk of carcinogenesis.

**Conclusions:** Psoriasis has a rather complex pathogenesis and the causes of its occurrence are still being studied by scientists. An indisputable achievement of medicine is the use of UV rays of the A and B spectra for the treatment of psoriasis. The use of photosensitizers enhances the effects of ultraviolet light and allows the patient to recover faster. The effectiveness of this method can reach up to 90%, even in common forms of the disease. Patient phototype and genetic predispositions should be considered to avoid carcinogenic risks.

## REFERENCES

- [1] Андрашко Ю.В., Асцатуров Г.Є. Фототерапія псоріазу: українські перспективи. *Дерматовенерология. Косметология. Сексопатология*. 2010. № 3-4. С. 148-152.

[2] Green C, Ferguson J, Lakshmipathi T, Johnson B.E. 311 nm UVB phototherapy – an effective treatment for psoriasis. *Br. J. Dermatol.* 1988. Vol. 119, No 6. P. 691-696.

## MATHEMATICAL MODEL OF FORCE LOADING OF MUSCLE TISSUE

<sup>1</sup>Kateryna DOBROVOLSKA, <sup>2</sup>Yaroslav IVANCHUK, <sup>1</sup>Kandoth Kattukalintakath FITHA

<sup>1</sup>*Department of Biophysics, Medical Equipment and Informatics, National Pirogov Memorial Medical University*

<sup>2</sup>*Industrial engineering department Vinnytsia National Technical University*  
*e-mail: viekurs@ukr.net*

Currently, the special applications of mathematical modeling of the functioning of the creative systems of living organisms are developing rapidly. One such component is the muscle tissue system, which provides the mechanical function of all internal organs. One of the pressing problems is the design of appropriate patterns of muscle tissue function for different loading modes (isometric, isotonic).

An appropriate mathematical model of real muscle tissue should be able to describe the anisotropy of properties [3], the non-linearity of its deformation, the changes in mechanical properties upon activation of the contractile function, and the impact of these factors on the activation process. One of the fundamental approaches to mathematical modeling of the physiological process of muscle contraction is the stationary relationship between the constant  $v$  contraction rate and the load  $p$  (the isotonic process of muscle contraction) [4].

$$(p + a)v = b(p_0 - p), \quad (1.1)$$

where  $a$  and  $b$  are the parameters of the Hill equation [4], which depend on the type of muscle and the experimental conditions, especially temperature.

From Equation (1.1) we obtain the function of the dependence of the force value on the rate of contraction  $p = \frac{bp_0 - av}{v + b}$ , which is shown in Figure 1, with parameter values  $a=0,14$  N i  $b=1,03$  cm/sec and the maximum load is  $p_0 = 0.031$  N. Comparing the functional dependence obtained by equation (1.1) (see Figure 1) with experimental data [1, 4] allowed to determine the adequacy of the mathematical model with a mean approximation error of 4%.

When  $v = 0$ , the force  $p$  is equal to  $p_0$  and an isometric force is the maximum possible force developed by a muscle of a given length. In isometric tetanus, the tension generated by skeletal muscle is almost independent of length.

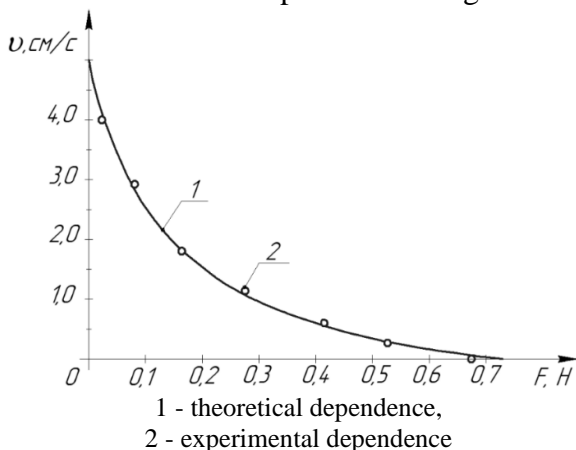


Figure 1 - Diagram of the relationship between muscle load and contraction rate

At a load value of  $P = 0$ , the muscle contraction rate is maximal and equal to  $v = (bp_0) / a$ . At this speed, the muscle can contract without strain. Muscle tissue as a continuous medium can exhibit rheological properties [5, 6], which are the presence of both elastic and viscous properties (viscoelasticity). Any material can be represented as a rheological model – a combination of viscous and elastic elements [5, 6].

Accordingly, the muscle can be represented as a rheological model consisting of a combination of different force elements (Fig. 2). Passive viscous and/or elastic elements are also included in the

muscle rheological scheme. The passive properties of muscle tissue are described, e.g. B. the viscosity and elasticity of contractile proteins, the connective tissue skeleton and others, i.e. the properties of the tissue as a substance [2]. Parallel elasticity (see Figure 2a) applies mainly to the taitin protein and partially to the connective tissue skeleton. Consecutive elasticity (see Figure 2b) describes the elastic properties of myofilaments and structural and regulatory proteins as well as the end effects or sensitivity of myocardial cells (when they are not yet activated or activated but have not developed enough stress) [7]. When the rheological elements are connected in parallel (see Figure 2a), the total force stress is equal to the sum of the components of the force stresses -  $P = P_{n1} + P_{n2}$ , and the total deflection is equal to the deflections of the component. rheological elements -  $x = x_1 = x_2$ . When the rheological elements are connected in series (see Figure 2b), the total force stress is equal to the components of the force stresses -  $P = P_{n1} = P_{n2}$ , and the total strain is equal to the sum of the components of the strains. from rheological elements -  $x = x_1 + x_2$ . To simulate the transient process of change in force loading of a muscle that occurs as its length changes, we constructed a rheological model of a muscle fiber composed of a contractile protein (damping element) connected to a series of elastic elements (see figure 2c).

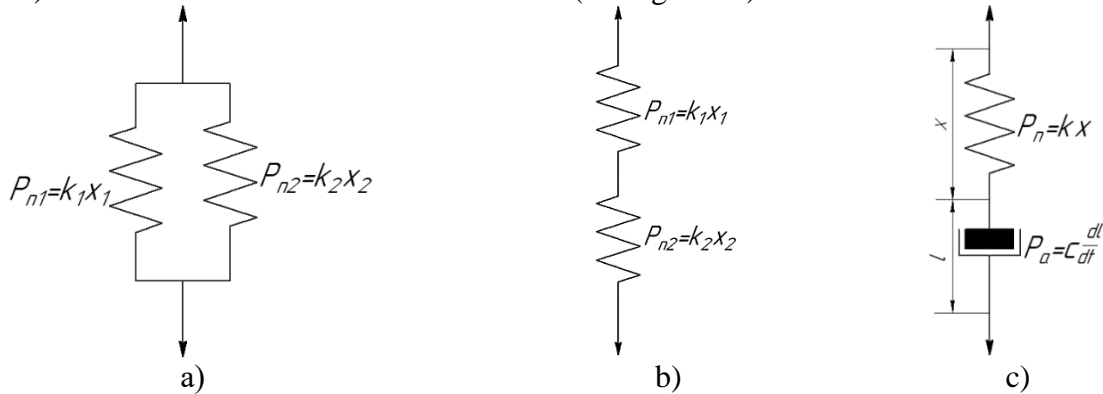


Figure 2 - Rheological models of muscle tissue components:

- a) - protein taitin and connective tissue framework;
- b) - myofilaments, structural and regulatory proteins;
- c) - skeletal muscle of the Hill

Let  $l$  denote the length of the contractile element,  $x$  the length of the elastic element, then  $L = l + x$  is the total length of the muscle. Denoting by  $v$  the rate of contraction of the contractile element, then:  $v = -dl / dt$ .

To determine the function of the change of force load on the muscle  $p$ , we use the fact that when the elements are connected in series, the components of their forces are equal to each other, in the force of the contractile element  $P_a$  is equal to the force of the elastic element  $P_x$ . Assume that the force generated by an elastic element is a function of its length  $p = P(x)$ . We use the rule of differentiation of a complex function, then:

$$\frac{dp}{dt} = \frac{dP}{dx} \frac{dx}{dt} = \frac{dP}{dx} \left( \frac{dL}{dt} - \frac{dl}{dt} \right) = \frac{dP}{dx} \left( \frac{dL}{dt} + v \right) = \frac{dP}{dx} \left( \frac{dL}{dt} + \frac{b(p_0 - p)}{p + a} \right). \quad (1.2)$$

To determine  $dP / dx$ , we assume that the elastic element is a linear function, which in turn allows us to represent the force as  $P(x) = \alpha(x - x_0)$ , where  $x_0$  is the specified length of the muscle fiber at rest. Then  $dP / dx = \alpha$ , and accordingly the differential equation (1.2) will look like:

$$\frac{dp}{dt} = \alpha \left( \frac{dL}{dt} + \frac{b(p_0 - p)}{p + a} \right). \quad (1.3)$$

To model muscle contraction according to model (1.3), two modes must be considered: isometric tetanus and muscle contraction (elongation) at a constant rate.

If skeletal muscle is brought to a state of tetanus by periodic stimulation, then after a certain period of time the muscle will develop isometric tension. Under isometric conditions, during muscle contraction, its length will not change, so  $d_L/d_t = 0$  and equation (1.3) will take the form:

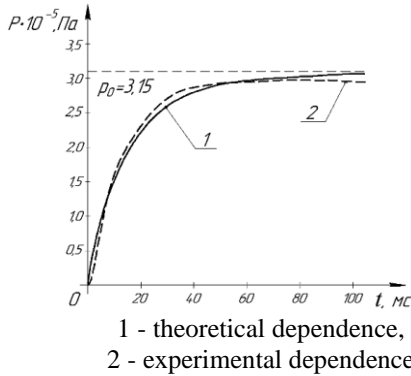
$$\frac{dp}{dt} = \alpha b \left( \frac{p_0 - p}{a + p} \right). \quad (1.4)$$

Since the right-hand side of equation (1.4) has a single zero at  $p = p_0$ , then all solutions must tend to  $p_0$  at  $t \rightarrow \infty$ . The solution of differential equation (1.4) is explicit, since it is an equation with separate variables, then:

$$\begin{aligned} \frac{p+a}{p_0-p} dp &= \alpha b dt; \\ \frac{p+a}{p_0-p} dp &= -\frac{-p-a}{p_0-p} dp = -\frac{p_0-p-p_0-a}{p_0-p} dp = -\left(1 - \frac{p_0+a}{p_0-p}\right) dp; \\ \int \left(1 - \frac{p_0+a}{p_0-p}\right) dp &= -p + (p_0+a) \int \frac{-d(p_0-p)}{p_0-p} = -p - (p_0+a) \ln(p_0-p) + C; \\ -p - (p_0+a) \ln(p_0-p) + C &= \alpha b t. \end{aligned} \quad (1.5)$$

To determine the unknown constant coefficient C from equation (1.5), we use the initial condition  $p(0)=0$ , then:

$$\begin{aligned} -(p_0+a) \ln p_0 + C &= 0, \text{ де } C = (p_0+a) \ln p_0, \\ -p - (p_0+a) \ln(p_0-p) + (p_0+a) \ln p_0 &= \\ = \alpha b t - p - (p_0+a)(\ln(p_0-p) - \ln p_0) &= \alpha b t, \\ -p - (p_0+a) \ln \left( \frac{p_0-p}{p_0} \right) &= \alpha b t. \end{aligned} \quad (1.6)$$



1 - theoretical dependence,  
 2 - experimental dependence  
 Figure 3 - Diagram of changes in the force load of muscle tissue in the mode of isometric tetanus

Function (1.6) implicitly describes the change in the force load of muscle tissue depending on time (Fig. 3) and at the values of the parameters  $a = 0.14$  PA and  $b = 1.03$  cm / c and the maximum load  $p_0 = 0.031 \cdot 10^{-5}$  Pa (if  $t \rightarrow \infty$ ,  $p \rightarrow p_0$ ). The result of comparing the obtained functional dependence (see Fig. 3) by equation (1.6) with experimental data [4, 7] allowed to obtain the adequacy of the mathematical model in the form of the average

error of approximation, which was 5.6%.

For a constant-velocity muscle relaxation mode, it must be assumed that the muscle that was initially held in isometric tension is released and then contracted at a constant velocity. Then from the differential equation (1.2) we obtain:

$$\frac{dp}{dt} = \alpha \left( -u + \frac{b(p_0 - p)}{p + a} \right). \quad (1.7)$$

with the initial condition  $p(0) = p_0$ , where it is assumed that  $p_0$  does not change during the contraction. To solve the differential equation (1.7) we divide the variables:

$$\frac{dp}{dt} = \alpha \frac{-u(p+a) + b(p_0 - p)}{p+a} = \alpha \frac{(bp_0 - ua) - (b+u)p}{p+a},$$

$$\frac{p+a}{(bp_0-ua)-(b+u)p} dp = \alpha dt \frac{p+a}{\frac{bp_0-ua}{b+u}-p} dp = \alpha(b+u)dt,$$

$$\frac{p+a}{p_u-p} dp = \alpha(b+u)dt. \quad (1.8)$$

Convert the left side of equation (1.8) and get:

$$-\frac{p+a}{p-p_u} = -\frac{p-p_u+p_u+a}{p-p_u} = -\left(1 + \frac{p_u+a}{p-p_u}\right),$$

$$\int -\left(1 + \frac{p_u+a}{p-p_u}\right) dp = \int \alpha(b+u)dt,$$

$$-p - (p_u+a)\ln(p-p_u) + C = \alpha(b+u)t. \quad (1.9)$$

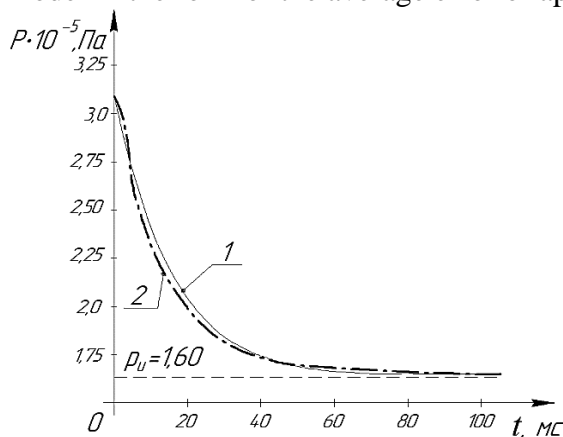
To determine the unknown constant coefficient C from equation (1.9), we use the initial condition  $p(0)=p_0$ , then:

$$-p_0 - (p_u+a)\ln(p_0-p_u) + c = 0,$$

where:  $C=p_0+(p_u+a)\ln(p_0-p_u)$ .

$$p_0 - p + (p_u + a) \ln \frac{p_0 - p_u}{p - p_u} = \alpha(b+u)t. \quad (1.10)$$

Function (1.10) implicitly describes the change in the force load of muscle tissue depending on time (Fig. 4) and the values of the parameters  $a=0,14$  Pa i  $b=1,03$  cm/sec and maximum load  $p_u=1,6 \cdot 10^{-5}$  Pa (if  $t \rightarrow \infty$ ,  $p \rightarrow p_u$ ). The result of comparing the obtained functional dependence (see Fig. 4) by equation (1.10) with experimental data [4, 7] allowed to obtain the adequacy of the mathematical model in the form of the average error of approximation, which was 4.8%.



1 - theoretical dependence,  
 2 - experimental dependence  
 Figure 4 - Diagram of changes in the force load of muscle tissue in the mode of muscle relaxation at a constant rate

### REFERENCES

- [1] Mizuta H. Effect of distraction frequency on bone formation during bone lengthening / H. Mizuta, E. Nakamura, Y. Mizumoto, S. Kudo, K. Takagi // *Acta Orthop. Scand.*, 2003. – V. 74(6). – P.709-713.
- [2] Shylko S. V. Mechanics of adaptive composites and biomaterials / S. V. Shylko, Yu. M. Pleskachevskiy // *Materials, technologies, tools.* – 2003. – Vol. 8(4). – P. 5–16.
- [3] Rudenko O. V. Wave biomechanics of skeletal muscle / O. V. Rudenko, A. P. Sarvazian // *Acoustic magazine.* – 2006. – Vol. 52(6). – P. 833–846.
- [4] Lavendel E. E. Modeling of the process of contraction of the heart muscle / E. E. Lavendel, L. I. Machabeli, I. O. Tipans // *Mechanics of composite materials.* - 1981. - Vol. 6. - P. 1088–1092.



- [5] Iskovich – Lototskiy R. D. Model of working processes of a hydraulic pulse drive with a single-stage pulsator valve / R. D. Iskovich – Lototskiy, Y. V. Ivanchuk, Y. P. Veselovskiy // *Vibrations in technology*. - Vinnytsia, 2017. - Vol. 3 (86). - P. 10-19.
- [6] Deshherevsky V.I. Mathematical models of muscle contraction / V. I. Deshherevsky. – M.: Nauka, 1977.
- [7] Chargé S. B. P., Rudnicki M. A. Cellular and Molecular Regulation of Muscle Regeneration // *Physiol. Rev.*, 2004. – V. 84. – P.209-238.

## ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ НАНОТЕХНОЛОГІЙ В КАРДІОЛОГІЇ

Раїса ОПАЛЬКО

*Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова*  
*e-mail: raikaopalko@gmail.com*

**Актуальність.** Серцево-судинні захворювання забирають багато життів у всьому світі. Зі збільшенням кількості дієт, які містять багато насичених жирів, солі та цукру, людей, які часто ведуть малорухливий спосіб життя, і збільшенням випадків ожиріння, зростає частота серцево-судинних захворювань. Лікування даних хвороб в наш час обмежене застосуванням пероральних лікарських засобів або інвазивною хірургією. Нанотехнології можуть забезпечити рішення для більш ефективного лікування захворювань з кращими прогнозами та меншим профілем побічних ефектів.

**Мета роботи.** Вивчення основних напрямків застосування нанотехнологій в кардіології, їх продуктивності та користі у використанні.

**Матеріали та методи.** Аналіз наукової літератури та періодичних видань, узагальнення результатів досліджень щодо даної проблеми.

**Результати.** Проаналізовано основні напрямки застосування нанотехнологій в кардіології:

1. Цільова доставка лікарських засобів - дозволяє значно підвищити ефективність, знизити дозу лікарського засобу та виключити виникнення побічних ефектів. Для цього підходу придатна велика кількість наночастинок, зокрема магнітні наночастинок, наночастинок перфторкарбону, ліпосоми.
2. Розробка кровозамінників на основі наноструктур, що дозволять заміщувати функції крові у хворих під час оперативних втручань на серці й судинах, а також забезпечувати перфузію дистальних відділів артерій при проведенні інтервенційної ангіопластики.
3. Створення штучних судин, клапанів, міокарда, із застосуванням біоміметичних наноматеріалів та біологічних структур.
4. Інтервенційна коронарна ревазуляризація: стентування артерій і балонна ангіопластика, а також застосування антитромботичних та антипроліферативних нанопокриттів для стентів.
5. Тромболітична терапія із застосуванням ліпосом для доставки ліків до закупореної судини.
6. Молекулярна діагностика серцевих захворювань. В основі молекулярної візуалізації лежить модифікація фізичних і хімічних властивостей наночастинок, зокрема приєднання на їх поверхні лігандів, що забезпечує специфічну взаємодію молекули-ліганда з біологічною мішенню, таким чином дозволяючи візуалізувати її, а також оцінити функцію на молекулярному рівні. При цьому можна застосовувати квантові мітки, наноматеріали на основі золота, магнітні, полімерні наночастинок тощо.
7. Розробка високоефективних кровоспинних засобів для застосування у серцево-судинній хірургії.

8. Застосування нанометричних датчиків для відстежування роботи серця.

**Висновки.** Отже, дані факти свідчать, що нанотехнології дійсно мають потенціал для застосування в кардіології та кардіохірургії. Зі збільшенням інвестицій у сферу нанотехнологій та відповідну інфраструктуру в усьому світі, це лише питання часу, коли нано-ліки, пристрої з наноматеріалами та інші супутні технології успішно завершать суворий процес клінічних випробувань і вийдуть на ринок. Впевненість полягає в тому, що нанотехнології обіцяють покращити здоров'я та самопочуття пацієнтів, і що будь-який прогрес у нинішніх методах лікування позитивно вплине на життя пацієнтів у всьому світі. Для повного розуміння системної поведінки наночастинок необхідно провести більше досліджень *in vivo* та замовити клінічні випробування. Оскільки майбутнє в терапевтиці стає все більш орієнтованим на персоналізовану медицину, нанотехнології можуть бути найкращими для досягнення цієї мети, щоб пристосувати лікування до окремих хворобливих станів. Проте є значні докази, які підтверджують концепцію того, що нанотехнології ще не мають повного впливу на революцію в медицині.

ВИКОРИСТАННЯ КРЕМНІЄВОГО ФОТОДІОДА З ПІДВИЩЕНОЮ ЧУТЛИВІСТЮ У  
МОБІЛЬНІЙ МЕДИЦИНІ

Юрій СОРОКАТИЙ

*Чернівецький національний університет імені Ю. Федьковича*  
*e-mail: u.sorokaty@chnu.edu.ua*

Застосування датчиків інфрачервоного випромінювання на базі кремнію, є досить великою перспективою. В сучасній електроніці та медицині широко використовують прилади які мають в своїй основі такий базовий елемент як фотодіод.

Розглянемо спочатку особливості мікросхем, на основі яких легко можуть бути побудовані ці та інші сенсори фізіологічних параметрів, призначені для вбудовування в одяг

Фотодетектори широко використовують в портативних медичних приладах і сенсорах, таких як пульсові оксиметри і фото плетизмографи для вимірювання частоти серцевих скорочень і вмісту кисню в крові, глюкометри для визначення концентрації глюкози в крові, проточної цитометрії та ін. У фотодетекторах світлодіод або матриця світлодіодів генерує імпульс світла певної довжини хвилі, який проходить через шкіру пацієнта, тоді як фотодіод реєструє інтенсивність пропускання відбитого світлового потоку, величина якої пов'язана з вимірюваним фізіологічним параметром[1].

Фотодіод в основні готових приладів слугує для реєстрації і моніторингу частоти серцевих скорочень і рівня насиченості крові. Його вбудовують у фотометричний вузол, у складі якого є для прикладу, декілька світлодіодів певного спектру і сам наш фотодіод.

Для покращення вже відомих світу приладів і для підвищення точності вимірювання даних приладів можна[3-4] використати фотодіод з структурою яка наведена нижче на рис. 1. На рисунку 1, 4 – захисний товстий шар окислу кремнію, 2 – металевий омичний контакт, 3 – просвітлюючий шар окислу кремнію, 5 – омичний контакт.  $n$ ,  $i$ ,  $p$ ,  $p^+$ - відповідно області електронної провідності, власної та діркової провідності, а також область підвищеної концентрації дірок [2].

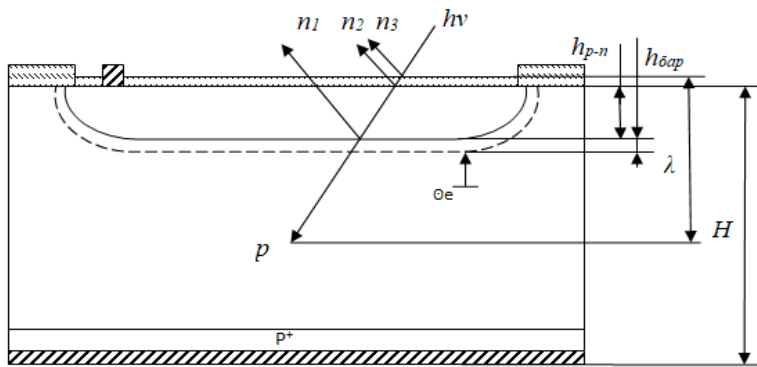


Рис. 1. Схематичне зображення перетину конструкції запропонованого фотодіоду.

- $n_1, n_2, n_3$  – Показники заломлення
- $H$  - товщина напівпровідникової підкладки фотодіода;
- $\lambda$  - довжина хвилі;
- $L$  - дифузійна довжина носіїв заряду;
- $h_{\text{бар}}$  - глибина залягання бар'єрної області
- $W$  - ширина ОПЗ;
- $h_{p-n}$  - глибина залягання p-n переходу;
- $h_{\text{бар}}$  - глибина залягання бар'єрної області.

Основні параметри будуть рівні таким значенням. Робоча напруга та, відповідно ширина ОПЗ  $W$ , були обрані з урахуванням глибини поглинання робочої довжини хвилі 0,9 мкм. Розрахунок показує, що струмова монохроматична чутливість такого фотодіоду може бути підвищена до 0,55 А/Вт на відміну від задекларованої чутливості в [2] 0,5 А/Вт. Практична цінність полягає в тому, що ми розробили фотодіод для вимірювання монохроматичних світлових потоків, яка має бути оптимізована за конструктивними параметрами для забезпечення максимальної чутливості [2].

Зважаючи на те, що параметри даного фотодіода хороші і кращі чим аналоги, ми можемо його використати як заміну даного фотодіода, що є в основі приладу.

Але треба все ж зважати, що сучасні мікроелектронні пристрої зважаючи на апріорно широке застосування можуть бути використанні не у всіх випадках. Сфери застосування даних приладів можуть бути обмеженими практичними випадками, де застосування даних приладів є нерентабельним і потребує детального знання і передісторії паталогічного процесу. Щоб більше розширити сфери використання можна застосовувати дані пристрої з штучним інтелектом, який в подальшому з зчитаних даних може і робити діагноз.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] О. Р. Mintser, V. A. Romanov, I. B. Galelyuka, A. V. Antonova, «Information and microelectronic technologies for application in mobile medicine. Hopes and limitations», Національна медична академія післядипломної освіти імені П. Л. Шупика, Vol. 13, ISSN 1996-1960. Медична інформатика та інженерія. 2018, № 2, DOI: <https://doi.org/10.11603/mie.1996-1960.2018.2.9288>
- [2] Ю. Сорокатий, «Кремнієвий фотодіод для вимірювання монохроматичних світлових потоків інфрачервоної області спектру», XX Міжнародна науково-технічна конференція. Фізичні процеси та поля тезнічних і біологічних об'єктів. Кременчук, 12-14 листопада 2021р.

- [3] Ю. Добровольський, «Кремниевые p-n фотодиоды для ближней ультрафиолетовой области спектра», // ТКЭА. -2001. -№ 4-5. –с.44–46.
- [4] Каталог товарів ТОВ "Західприлад". Електроний ресурс. Режим доступу: <https://zapadpribor.com/ua/fd-309/>

## ТЕРАГЕРЦОВЕ ВИПРОМІНЮВАННЯ У МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ

Світлана МИСЛОВСЬКА, Данііл МУМЛАДЗЕ  
Вінницький національний медичний університет імені М.І. Пирогова  
e-mail: svetikM2009@gmail.com

Діапазон терагерцового випромінювання (ТГВ) довго залишався поза увагою наукового товариства, але з розвитком досліджень у сфері ТГВ техніки суття змінилась. Найбільш цікавим ТГВ є з точки зору його можливості проникати у різні біотканини без їх руйнування [1].

Терагерцове випромінювання є видом електромагнітного випромінювання, частотний спектр якого знаходиться між інфрачервоним (частота  $\approx 430$  ТГц при  $\lambda = 700-730$  нм) і надвисокочастотним (частота  $\approx 300$  МГц при  $\lambda = 1$  мм). Приблизний діапазон частот, що є допустимим для ТГВ, дорівнює 300 ГГц - 3ТГц, діапазон довжин хвиль  $\approx 1-0,1$  мм [2]. ТГВ - не є іонізуючим випромінюванням, воно легко поглинається як самою водою, так і її розчинами органічних та неорганічних речовин, але легко проходить крізь діелектрики і майже не поглинається ними. Зараз існує чимало методів для вивчення випромінювання даного спектру: різноманітні спектрометри, монохроматори та ін.

ТГВ впливає на метаболізм мікроорганізмів - в результаті опромінення підвищується активність катаболічних процесів. ТГВ підвищує синтез АТФ - це є надзвичайно важливим фактором для застосування даного виду випромінювання у медичній практиці. Також, під дією терагерцового випромінювання виникає специфічний рух рідини в між- та внутрішньоклітинній рідині - конвективний, що характеризується активізацією проходження електричних зарядів через мембрани та прискоренням переносу речовин всередину та через клітину [3].

Відомо, що всі існуючі клітини та інші біологічні структури мають власний електромагнітний діапазон. Співпадання цього діапазону біологічної структури та діапазону навколишнього середовища, призводить до збудження даної структури. У ТГ діапазоні знаходяться соматичні клітини людини, клітини альвеол та постклітинні структури - еритроцити крові.

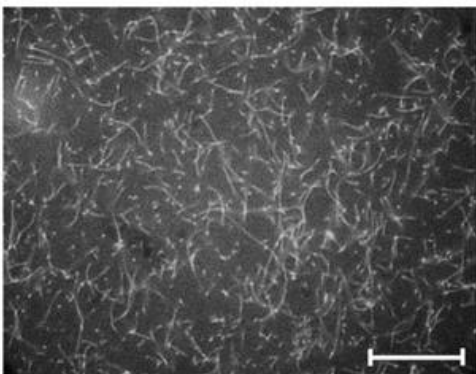


Рисунок 1: Актинові нитки до випромінювання.

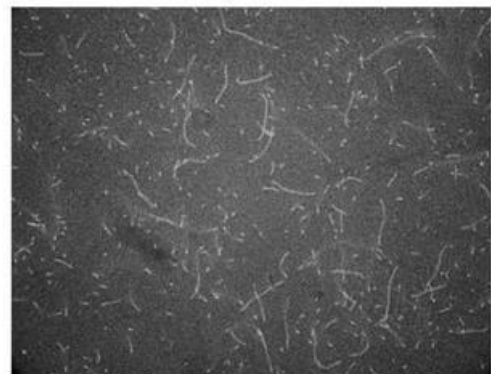


Рисунок 2: Актинові нитки після випромінювання.

ТГВ є ефективним у лікуванні серцево-судинних, онкологічних, шкірних, неврологічних та стоматологічних захворювань («Терагерцова терапія», «Терагерцова діагностика», аеротерапія, ТГ томографія та ін.) [4]. ТГВ може руйнувати білок Актин (глобулярний білок, що бере участь в утворенні цитоскелету еукаріотичних тварин) (див. рис. 1). Причиною такого руйнування можуть слугувати ударні хвилі, що виникають у водних розчинах і тканинах організму під впливом ТГВ. У цьому випадку порушується поляризація актинових філаментів, але життєдіяльність клітини зберігається (див. рис. 2). Це відкриває нові можливості застосовувати ТГВ у лікуванні ракових пухлин. Цей експеримент було проведено за допомогою FEL-лазера на водному розчині, що містить актинові філаменти [5] (див. рис. 3)

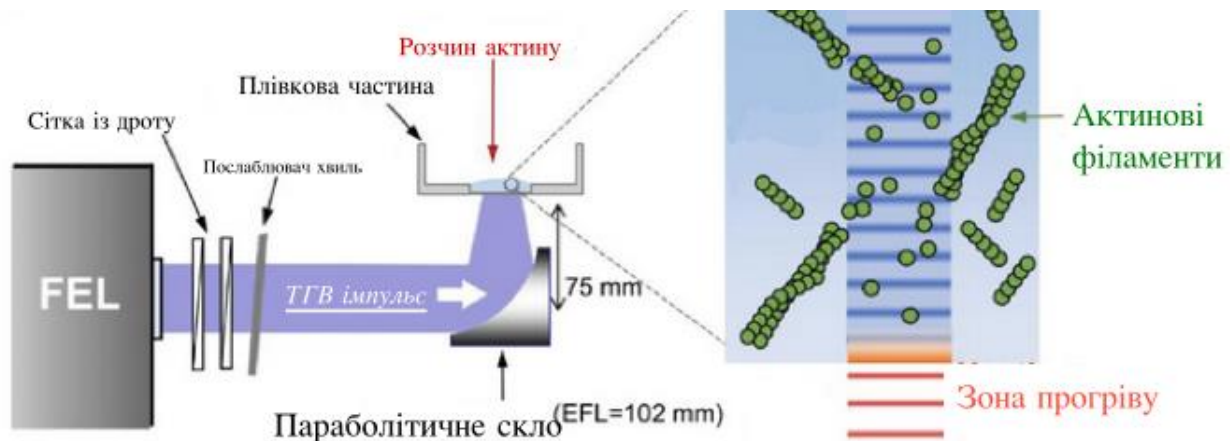


Рисунок 3: Модель експерименту на FEL-лазері.

Таким чином, дослідження впливу терагерцового випромінювання на різні біоструктури та біотканини, є досить актуальним питанням сучасної науки, адже знання цієї галузі є фундаментальними для розвитку нових медичних технологій: N0-терапія, виявлення вірусів (вірус кору, бактеріофаг M13) за спектрами поглинання та реакції на короткі імпульси ТГВ, томографічні дослідження, лікуванні шкірних, серцево-судинних, онкологічних та інших захворювань.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Arnone D. "Application of terahertz (THz) technology to medical imaging. In Proc. SPIE Terahertz Spectroscopy Applications II: International Society for Optical Engineering: Bellingham, WA, pp. 209-219, 1999.
- [2] Ситько С.П., Скрипник Ю. А., Яненко А.Ф. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины. – К.: ФАДА ЛТД, 1999. - 200 с.
- [3] Горбань Е.Н. Клеточные и гуморальные механизмы воздействия низкоинтенсивного электромагнитного излучения ММ-диапазона на организм // Тр. 1 междунар. конф. "Современные технологии ресурсоэнергосбережения". Книга 4. Киев, 1997.
- [4] Бецкий О.В. Биофизические эффекты волн терагерцового диапазона и перспективы развития новых направлений в биомедицинской технологии: «Терагерцовая терапия» и «Терагерцовая диагностика» // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2003, № 12, 3-6 с.
- [5] Yamazaki, S., Harata, M., Idehara, T. et al. Actin polymerization is activated by terahertz irradiation. Sci Rep 8, 9990 (2018). doi:10.1038/s41598-018-28245-9.

## ДОСЛІДЖЕННЯ IN SILICO ТА IN VITRO МЕТАБОЛІЗМУ СІРКОВМІСНИХ АМІНОКИСЛОТ В ЕРИТРОЦИТАХ ЛЮДИНИ

Станіслав ФЕДОРОВ, Ірина МИКУЦЬКА, Ольга ДОЦЕНКО  
*Донецький національний університет імені Василя Стуса*  
*e-mail: o.dotsenko@donnu.edu.ua*

Метіонін та фолати, вміст яких у плазмі крові високий, могли б залучатися у метаболічні шляхи еритроцитів і бути додатковим джерелом як енергії так і глутатіону. Проте, є тільки окремі відомості про залученість метіоніну до метаболічної мережі еритроцитів. Відомо, що метіонін є джерелом S-аденозилметіоніну (SAM), який є важливим донором метилу в багатьох реакціях трансметилування. Утворення метилових естерів білків мембрани еритроцитів є маркером для позначення аномальних залишків та контролю за їх збільшенням, що пов'язано з віком еритроцитів. Існує думка, що гомоцистеїн, який утворюється з аденозилгомоцистеїну (SAH), не залучається до реакцій транссульфування (як у багатьох клітинах, зокрема і в лейкоцитах), а вивільняється у плазму крові. Разом з тим, є експериментальні дані, що підкреслюють взаємозв'язок метаболізму гомоцистеїну, глутатіону та редокс-потенціалу еритроцитів.

В роботі ми зосереджуємося на дослідженні залученості метіоніну у метаболічні шляхи транссульфування гомоцистеїну і підтримки рівня глутатіону при окисному навантаженні. Встановлення цих взаємозв'язків важливо не тільки з теоретичної, але і з практичної точки зору, зокрема подовження терміну життя клітин при їх зберіганні.

Мета роботи полягала в розробці математичної метаболічної моделі еритроцитів, яка б включала маловивчені метаболічні шляхи: гомоцистеїну, метіоніну, фолатів та повністю враховувала всі відомі особливості біохімічного складу еритроцитів. Модель не містить традиційних шляхів тіол-дисульфідного обміну і зосереджується на дослідженні зв'язків між компонентами метіонінового циклу і їх залученістю у цикл синтезу глутатіону. Адекватність моделі перевіряється шляхом порівняння результатів моделювання з експериментальними даними.

Метаболічна математична модель складається з трьох метаболічних циклів: циклу метаболізму аденінових нуклеотидів, циклу синтезу глутатіону та циклу метіоніну та враховує аутоокиснення глутатіону, його участь у глутатіонпероксидазній реакції, та відновлення глутатіону глутатіонредуктазою. Модель побудована на основі точних кінетичних рівнянь. Створення і тестування моделі проводили в програмі Copasi. Модель включає два компартменти, 36 реакцій і 39 метаболіти. Для 15 метаболітів концентрації були зафіксовані. Окисний стрес моделювали за рахунок збільшення концентрації  $H_2O_2$  у клітині. Чутливість потоків моделі до змін концентрацій метіоніну та  $H_2O_2$  тестували за допомогою процедури «Parameter Scan».

Тестування моделі проводили з використанням еритроцитів людини, виділених із крові здорових донорів однієї статі і віку. Досліджено вплив метіоніну, перекису водню ( $H_2O_2$ ), метіоніну і  $H_2O_2$  за сумісної присутності на вміст відновленого глутатіону (GSH), -SH груп, та активність глутатіонпероксидази (GPx), каталази та вміст позаклітинного та внутрішньоклітинного  $H_2O_2$  в еритроцитах, після години інкубування в умовах виснаження за АТР.

Ми показуємо, що за умов окисного навантаження та виснаження за АТР метіонін залучається не тільки у процеси метилування, але й сприяє активації шляхів транссульфування, що залучає ферменти цистатіонін- $\beta$ -синтазу (CBS) та цистатіонін- $\gamma$ -ліази (CGL). Ці шляхи важливі не тільки для підтримки рівня глутатіону. Відомо, що CBS та CGL залучені до продукування  $H_2S$ , що є «третім ендogenousним газоподібним передавачем сигналів», функція якого в еритроцитах залишається маловивченою. Наше дослідження дає нове розуміння фізіології еритроцитів та показує новий сигнальний шлях, який впливає на вміст АТР, стан гемоглобіну, перебіг процесів антиоксидантного захисту, транспорт кисню, демонструючи раніше невизнану роль  $H_2S$  у підтримці життєздатності еритроцитів.

## РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ФІЗИЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ПАЦІЄНТІВ ПІСЛЯ ПЕРЕНЕСЕННЯ ІШЕМІЧНОГО ІНСУЛЬТА НА БАГАТОФУНКЦІОНАЛЬНОМУ ВЕЛОТРЕНАЖЕРІ

Христина СТУКАЛО

*Харківський національний університет радіоелектроніки  
e-mail: karina.selivanova@nure.ua*

Відповідно до статистичних даних ВООЗ, в Україні найпоширенішими захворюваннями, котрі найчастіше є причинами смертності українців, все ще залишаються захворювання серцево-судинної системи, до цієї групи входять інфаркти та інсульти (40359), пандемія COVID-19 (6184), онкологія (6171), та інші хвороби (таблиця 1) [1].

Таблиця 1 – Основні причини смерті в Україні

Хвороба	Кількість смертей	Кількість смертей (%)
Серцево-судинні захворювання	40 359	63,6
COVID-19	6 184	9,7
Онкологія	6 171	9,7
Хвороби органів дихання	2735	4,3
Інше	2 967	4,7

Ситуацію ускладнює пандемія коронавірусу: кількість інсультів може зрости не лише через ризик тромбозів у хворих на COVID-19, але й через перевантаженість стаціонарів та загального негативного психоемоційного фону, особливо за останній час.

Перенесення інсульту, крім смертності, призводить до інвалідизації населення, незалежно від віку, що загрожує довгим і складним не тільки фізичним відновленням, але й психологічним. За світовими даними вчених, з 1990 по 2019 рік було зареєстровано 101 млн випадків інсульту — ця цифра в дослідженні називається «поширеністю» захворювання. При цьому лише у 2019 році було зареєстровано 12,2 млн випадків захворювання, загинуло 6,55 млн людей [1-2].

Метою цієї роботи є розробка комплексного підходу до фізичної реабілітації та вправ для пацієнтів, що перенесли ішемічний інсульт на багатофункціональному велотренажері.

Під час формування програми реабілітації пацієнтів, враховуються фактори, що впливають на відновлення рухів верхніх та нижніх кінцівок відповідно до клінічної картини.

Повільніше відновлюється дрібна моторика рук [3-5]. Основні етапи відновлення пацієнта після перенесеного інсульту наведено на рисунку 1.

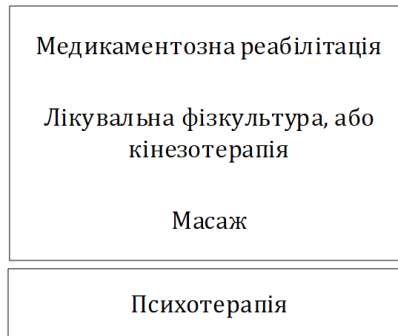


Рисунок 1 – Основні методи реабілітаційного процесу пацієнтів після перенесення ішемічного інсульту

Доклінічні випробування проводилися на базі лабораторії спортивної медицини та фізичної реабілітації кафедри біомедичної інженерії Харківського національного університету радіоелектроніки [6].

Провівши аналіз наявних сучасних методів реабілітації, можна зробити висновок, що сучасні медичні заклади мають достатню кількість спеціалізованого реабілітаційного обладнання. Проте деякі заходи та методики мають протипоказання, оскільки необхідно враховувати індивідуальність навантажувальних вправ для хворих [7].

Багатофункціональний велотренажер, котрий наявний у лабораторії та представлений на рисунку 2 а), має високий коефіцієнт корисної дії, є ергономічним і доступним для тих пацієнтів, які прагнуть відновити нормальну функціональність рук та дрібну моторику. При роботі на цьому тренажері людина поступово, рівномірно та з однаковою силою, у різних напрямках може натискати на педалі, при цьому не перевантажуючи організм і опрацьовуючи втрачені рухи рук. Для того, щоб відбувалося ефективне відновлення, треба систематично, та з певною тривалістю виконувати вправи. На початку тренувань рекомендується виконувати 3 рази на день комплекс вправ, як показано на рисунку 2 б). На наступних етапах занять, при можливості їх виконання пацієнтом, треба додати вправи, які наведені на рисунку 2 в).

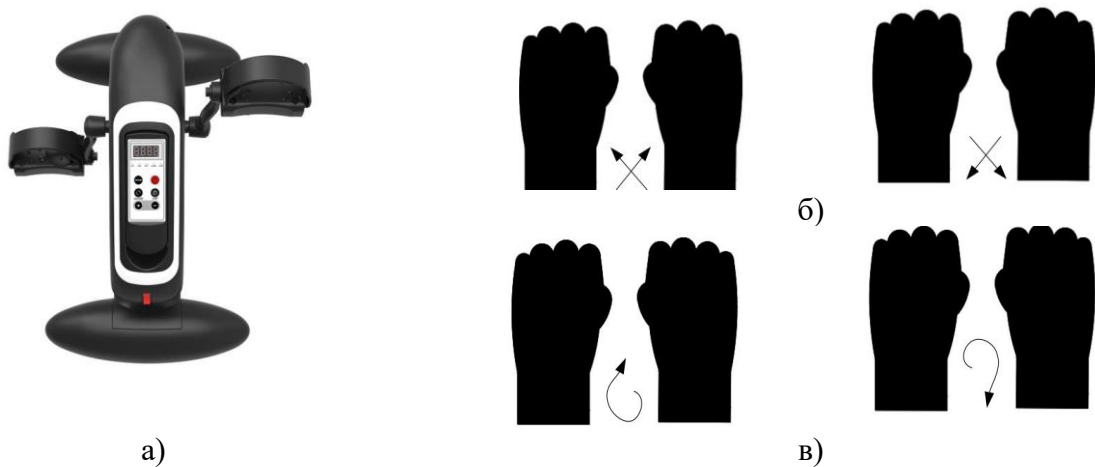


Рисунок 2 – Зовнішній вигляд багатофункціонального велотренажера лабораторії (а) та розроблена схема вправ для відновлення функціональності рук (б)



Таким чином, розробка комплексного підходу до реабілітації пацієнтів після перенесення ішемічного інсульту потребує використання сучасного спеціалізованого медичного обладнання, корекційних заходів, індивідуальної програми лікувальної фізкультури, автоматизованих засобів аналізу показників моторних функцій у динаміці для контролю прогресу реабілітаційного процесу.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Центр громадського здоров'я МОЗ України [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://www.phc.org.ua/>
- [2] Инсульт повысил глобальное давление [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://olegchagin.livejournal.com/4342333.html>.
- [3] Рекорд смертности за 3 года [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://opendatabot.ua/ru/analytics/death-in-november-2020>.
- [4] Кадыков А. С. Реабилитация после инсульта / А. С. Кадыков, Л. А. Черникова, Н. В. Шахпорнова. // Симпозиум “Лечение ОНМК: состояние проблемы”. – 2004. – С. 21–24.
- [5] Стукало Х.І Порівняльна характеристика ознак різних видів інсульту за даними комп'ютерної та магнітно-резонансної томографії/ Х.І Стукало // XIX Міжнародна науково-технічна конференція «Фізичні процеси та поля технічних і біологічних об'єктів»: матеріали конференції. – Кременчук: КрНУ, 6-8 листопада 2020 р. – С. 69-71.
- [6] Стукало Х. І. Розробка комплексної методики для фізичної реабілітації пацієнтів після перенесення ішемічного інсульту : дис. – КВІЦ, 2021
- [7] Селиванова К.Г. Методика исследования индивидуальных особенностей тонкой моторики кистей рук / К.Г. Селиванова // Медицинские приборы и технологии: международный сборник научных статей, 2013. – Выпуск 5. – С. 178-181.
- [8] Селиванова К.Г. Виртуальный тренажер для развития мелкой моторики рук / К.Г. Селиванова, В. Худайбердиев // Актуальные проблемы автоматизации и приборостроения: материалы Всеукр. наук.-техн. конф.–Х.: ФОП Панов А.М., 2016. – С.68-69.
- [9] Селиванова К.Г. Разработка программного модуля видеорегистрации движений рук для определения типа тремора / К.Г. Селиванова, Н.А. Казимиров // Інформаційні технології: наука, техніка, технологія, освіта, здоров'я: тези доповідей XXVII міжнародної науково-практичної конференції MicroCAD-2019 - Харків. - 2019. - С. 49.
- [10] Казимиров Н.А. Разработка виртуальной системы записи движений рук для определения тремора / Н.А. Казимиров, К.Г. Селиванова // Матеріали 23 Міжнародного молодіжного форуму. Т. 1. – Харків: ХНУРЕ, 2019. – С. 167-168.

### EFFECTIVE ALGORITHMS FOR PROCESSING BIOMEDICAL IMAGES IN BREAST CANCER IMAGE ANALYSIS

<sup>1</sup>Jamalbek TUSSUPOV, <sup>1</sup>Ainur ORAZAYEVA, <sup>2</sup>Sergii PAVLOV, <sup>1</sup>Guljan ABDIKERIMOVA,  
*1 - L.N. GUMILYOV Eurasian National University, Nur-Sultan, Kazakhstan*  
*2 - Vinnytsia National Technical University*  
*e-mail: psv@vntu.edu.ua*

**Introduction.** In the theory of digital signal processing, an image is considered an informative two-dimensional matrix containing all the characteristics of the reflected object, which are due to the methods and processes of the resulting image. The elements of this matrix are the values of the color intensity function. Here, the color value is understood as a generalized one, which is dependent on the type of images. For example, in the case of halftone images, the element

of the matrix is the intensity (hue, gradation) of gray. Additional parameters can be considered clarity, contrast, optical density, sharpness. With the development of image analysis tools, the requirements for the results of preprocessing increase. Traditional methods of processing one-dimensional signals are less and less consistent with the criteria of intellectual analysis. As a result, performing scientific and engineering tasks when working with visual data requires a lot of effort. This is most clearly manifested in the case of the creation of new types of distributed information and analytical systems, intelligent control and remote monitoring systems, since their work is based on the processing of visual information. Modern methods of computer processing of biomedical images provide image enhancement for their best visual perception by a diagnostician, which makes it possible to make the correct diagnosis with high reliability. Especially relevant today is the processing of biomedical images in the analysis of breast cancer (BC) [1]. Today, optoelectronic systems are predominantly used in breast cancer imaging studies, which are based on the analysis of local determination of tumor size. Clinically important indicators that make a significant contribution to assessing the degree of pathology and the likelihood of developing diseases, there are other statistical parameters: diameter, curvature, etc. Therefore, for diagnostic equipment, there are increased requirements for reliability, accuracy, speed of image processing, and the like. Modern diagnostic systems used in oncology rarely provide such an opportunity. In addition, the level of requirements for medical diagnostic equipment used in this area is constantly increasing, which requires the use of new information methods and modern tools for its implementation [1,2,3].

**Method.** Unlike the so-called deterministic distortions, which are often described by element-by-element functional transformations of the input image, additive, impulse, and multiplicative noise models are used to describe random effects. To improve the quality of biomedical image processing, the Kirsch, Roberts, Sobel, Wallace, and SUSAN algorithms are usually used [3, 4, 5].

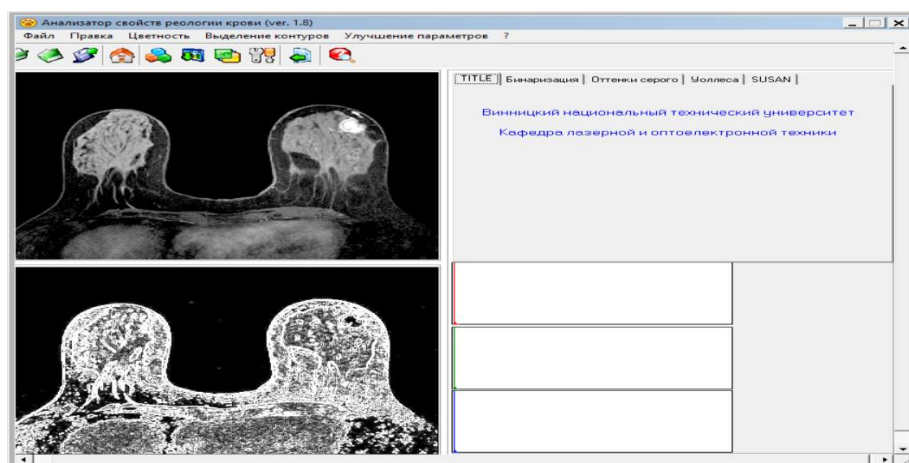


Fig. 1 Application of the Kirsch filter for processing oncological images of tumors in breast cancer

The Sobel filter also quite effectively highlights the boundaries, but it does not cope well with high-frequency noise (low-frequency noise with a small (up to 50%) amplitude, like the Roberts filter, takes almost completely) [12,13]. The advantage of Roberts and Sobel filters is the suppression of low-frequency noise. But if high-frequency impulse noise is superimposed on the image, before applying these filters, the image must be filtered using low-frequency filters (for example, a two-dimensional median filter) (Fig. 1).

**Conclusion.** Thus, the analysis of algorithms for improving the quality of biomedical image processing in size estimation, namely: the Kirsch filter, nonlinear Prewitt and Sobel filters, the

Wallace and SUSAN methods, the results of their software implementation on the example of oncological images, the most informative for image segmentation is the method based on the filter Kirsch and the method based on the nonlinear Sobel filter.

### REFERENCES

- [1] Romanyuk O.N. Microfacet distribution function for physically based bidirectional reflectance distribution functions / O. N. Romanyuk, S. V. Pavlov, R. Yu. Dovhaliuk, N. P. Babyuk, M. D. Obidnyk, P. Kisala, B. Suleimenov // *Optical Fibers and Their Applications 2012*. Lublin and Naleczow, Poland, Code 96466.
- [2] Pavlov S.V. Fuzzy expert opto-electronic system for the analysis of biomedical images / S.V. Pavlov, O.D. Azarov, I.R. Saldan, A.O. Rozhman, N.P. Babyuk // “Інформаційні технології та комп’ютерна інженерія”. Міжнародний науково-технічний журнал №1 (26), 2013. — С.8-14.
- [3] Методы компьютерной обработки биомедицинских изображений в среде MATLAB: учеб. пособие / А.А. Федотов, С.А. Акулов, А.С. Акулова. – Самара: Изд-во СГАУ, 2015. – 88 с.
- [4] Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений [Текст] / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М.: Техносфера, 2006. – 1072 с.
- [5] Rangayyan, R.M. Biomedical Image Analysis [Текст] / R.M. Rangayyan. – CRC Press, Boca Raton, 2005. – 1306 p.
- [6] Физика визуализации изображений в медицине [Текст]: в 2-х томах. Т.1 / под ред. С. Уэбба; пер. с англ. – М.: Мир, 1991. – 408с.
- [7] Методы компьютерной обработки изображений [Текст] / под ред. В. А. Сойфера. – 2-е изд. – М.: Физматлит, 2003. – 780 с.
- [8] Гонсалес, Р. Цифровая обработка изображений в среде Matlab [Текст] / Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс. – М.: Техносфера, 2006. – 616 с.
- [9] Russ, J.C. The image processing handbook [Текст] / J.C. Russ. – CRC Press, Boca Raton, 1999. – 885 p
- [10] Sadirmekova, Zh.B., Tussupov, J.A., Sambetbayeva, M.A., Altynbekova, Zh.T. Development of Integrated Information Systems to Support Scientific Activity, SIST 2021 - 2021 IEEE International Conference on Smart Information Systems and Technologies, 2021, 9465964.
- [11] Morozov, A.S., Tussupov, D.A. Minimal Predicates for  $\Delta$ -Definability, Algebra and Logic, 2020, 59(4), стр. 328–340.
- [12] Sadirmekova, Z.B., Tusupov, J.A., Sambetbayeva, M.A., Nurgulzhanova, A.N., Doshtaev, K.Z. Development of the methodology for metadata extraction from documents in the course of information system integration using the ontological model of the subject field, International Journal of Emerging Trends in Engineering Research, 2020, 8(9), стр. 6231–6239.
- [13] Wójcik, W., Pavlov, S., Kalimoldayev, M. (2019). Information Technology in Medical Diagnostics II. London: Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages, <https://doi.org/10.1201/9780429057618>. eBook ISBN 9780429057618.
- [14] Pavlov S. V. Information Technology in Medical Diagnostics //Waldemar Wójcik, Andrzej Smolarz, July 11, 2017 by CRC Press - 210 Pages. <https://doi.org/10.1201/9781315098050>. eBook ISBN 9781315098050.
- [15] Pavlov Sergii, Avrunin Oleg, Hrushko Oleksandr, and etc. System of three-dimensional human face images formation for plastic and reconstructive medicine // Teaching and subjects on bio-medical engineering Approaches and experiences from the BIOART-project Peter Arras and David Luengo (Eds.), 2021, Corresponding authors, Peter Arras and David Luengo. Printed by Acco cv, Leuven (Belgium). - 22 P. ISBN: 978-94-641-4245-7.

## ІНФОРМАЦІЙНА МЕДИЧНА ЕКСПЕРТНА СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ ВАЖКОСТІ ДІАБЕТИЧНОГО КЕТОАЦИДОЗУ

<sup>1</sup>Зоріна НІЖИНСЬКА-АСТАПЕНКО, <sup>1</sup>Марина ВЛАСЕНКО, <sup>2</sup>Володимир ПАВЛОВ,  
<sup>2</sup>Катерина ШЕВЧУК

<sup>1</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова

<sup>2</sup>Вінницький національний технічний університет

e-mail: psv@vntu.edu.ua

**Анотація.** Проаналізовано основні напрями застосування математичних методів в медичній діагностиці, оцінити їх недоліки, сформулювати принципи діагностики на нечіткій логіці. Розроблено математичні моделі і алгоритми, що формалізують процес прийняття діагностичних рішень на базі нечіткої логіки при кількісних і якісних параметрах стану хворого; розроблено математичні моделі функцій приналежності, формалізуючих представлення кількісних і якісних параметрів стану хворого у вигляді нечітких множин, використовуваних в моделях і алгоритмах діагностики та знаходження діагнозу при діабетичному кетоацидозу. Метою дослідження є реалізація автоматизованої експертної системи для вирішення задач медичної діагностики на базі нечіткої логіки при Diabetic Ketoacidosis.

**Ключові слова:** інформаційна експертна система, контроль, метод нечітких множин, сенсори, медична діагностика, діабетичний кето ацидоз.

### ВСТУП

Діабет - одна з найбільш швидко зростаючих в масштабі проблем охорони здоров'я в ХХІ столітті. Число дорослих, що живуть з діабетом, зросла в три рази за останні 20 років. За даними дев'ятого випуску атласу цукрового діабету IDF (The International Diabetes Federation) на 2019 рік кількість хворих ЦД серед дорослого населення в середньому у світі складає 9,3

% (від 6 до 11 % у різних регіонах). В абсолютних цифрах це приблизно 463 мільйонів осіб, з них більше 1,1 мільйона ЦД 1 типу в дітей [11].

Діабетичний кетоацидоз (ДКА) – гостра декомпенсація ЦД, внаслідок поганого контролю глікемії, що характеризується різким підвищенням рівня глюкози та кетонів в крові, появою кетонів в сечі та метаболічним ацидозом, яка може призвести до смерті внаслідок набряку мозку [1, 2]. Гостре ускладнення ЦД несе велике фінансове навантаження, як на систему охорони здоров'я, так і на пацієнта. За даними [3] сума витрат становить загалом 26566 USD на одного пацієнта за період госпіталізації для США. Основним стандартизованим підходом стратифікації хворих по ступеню важкості ДКА є оцінка і розділення відповідно до рівня рН крові (для артеріальної крові ДКА I 7.21 - 7.34, ДКА II 7.10 - 7.20, ДКА III < 7.1) [4,5]. Додатковими критеріями оцінки важкості в деяких країнах виступають рівень бікарбонатів крові та бета-оксибутирату.

**Метод.** Для вирішення задач медичної діагностики найбільше поширення набули математичні методи, засновані на байесовському підході, теорії планування експерименту, розпізнаванні образів і логічному програмуванні. Основні труднощі застосування цих методів при створенні і практичному використуванні автоматизованих систем медичної діагностики пов'язані з необхідністю збору великих масивів експериментальної інформації,

складністю її статистичної обробки і інтерпретації в термінах прийняття рішення про конкретний діагноз [1]. Крім того, відомі методи не дозволяють описувати причинно-наслідкові зв'язки між параметрами стану пацієнта і його діагнозом при оцінюванні стадії важкості при Diabetic Ketoacidosis (Діабетичний кетоацидоз) на природній мові, моделюючи логіку міркувань лікаря-діагноста із залученням нечислової (нечіткої) інформації про такі параметри як рН, парціальний тиск вуглекислого газу  $pCO_2$ , загальний вміст вуглекислого газу крові-  $tCO_2$  та парціальний тиск кисню -  $pO_2$ .

**Результати дослідження.** В даному дослідженні визначалися лабораторні показники артеріальної крові, такі як рН крові, парціальний тиск вуглекислого газу -  $pCO_2$ , загальний вміст вуглекислого газу крові-  $tCO_2$  та парціальний тиск кисню -  $pO_2$ .

Газовий аналіз венозної та артеріальної крові визначався методом потенціометричного вимірювання за допомогою іонселективних електродів з використанням автоматичного аналізатору “Easy Blood Gas”.

Під час проведення клінічних досліджень використовують не тільки чіткі цифрові критерії, аналіз частин даних проводився за допомогою математичної моделі нечіткої логіки. Такий підхід дозволяє одержати однозначний цифровий вираз для тих критеріїв, які мають описові характеристики і, відпо- відно, якісний зміст, наприклад такі ознаки, як: ДН – дуже низький, Н – низький, НС – нижче серед- нього, С – середній, ВС – вище середнього, В – високий [1, 3, 4]. Кожний з вказаних термів являє собою нечітку множину, яка задана за допомогою спеціальних функцій належності і може бути пред- ставлена певним інтервалом, що має свої цифрові ступені від 0 до 1. Про абсолютну неналежність до множини свідчить 0, а про абсолютну належність – 1.

Приклад формування база даних для оцінювання рівня важкості при діабетичному кетоацидозі на основі нечітких термів наведено в табл. 1

Діагноз	рН (X1 )	$pCO_2$ , mmHg (X2)	$tCO_2$ , mmHg (X3)	$pO_2$ , mmHg (X4)
Кетоз (d1a)	ВС	ВС	ВС	Н
	ВС	ВС	ВС	НС
	ВС	ВС	ВС	С
	В	ВС	ВС	НС
Діабетичний кетоацидоз I (d2a)	С	НС	НС	НС
	С	НС	НС	С
	ВС	НС	НС	НС
	ВС	НС	НС	С
Діабетичний кетоацидоз II(d3a)	С	Н	НС	НС
	С	Н	НС	С
	С	НС	НС	НС
	С	НС	НС	С
Діабетичний кетоацидоз III (d4a)	Н	Н	Н	С
	НС	Н	Н	С
	НС	НС	Н	ВС

Для кожної показника з баз даних з метою формалізації показників визначаються відповідні функції належності.

Тому математичні моделі для оцінювання рівня важкості при Diabetic Ketoacidosis (Expert Data Base ARTERIA) мають такий вигляд (1-4):

$$\begin{aligned} \mu^{d1A}(X_1, X_2, X_3, X_4) = & \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^H(X_4) \cdot \cup \\ & \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \\ & \mu^B(X_1) \cdot \mu^{BC}(X_2) \cdot \mu^{BC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4); \end{aligned} \quad (1)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d2A}(X_1, X_2, X_3, X_4) = & \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cdot \cup \\ & \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \\ & \mu^{BC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4); \end{aligned} \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d3A}(X_1, X_2, X_3, X_4) = & \mu^C(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cdot \cup \\ & \mu^C(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^{HC}(X_4) \cup \\ & \mu^C(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^{HC}(X_3) \cdot \mu^C(X_4); \end{aligned} \quad (3)$$

$$\begin{aligned} \mu^{d4A}(X_1, X_2, X_3, X_4) = & \mu^H(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cdot \cup \\ & \mu^{HC}(X_1) \cdot \mu^H(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^C(X_4) \cup \mu^{HC}(X_1) \cdot \mu^{HC}(X_2) \cdot \mu^H(X_3) \cdot \mu^{BC}(X_4); \end{aligned} \quad (4)$$

На основі даних було розроблено програму для діагностування діабетичного кетоацидозу. Приклад діалогового вікна наведено на рис. 1.

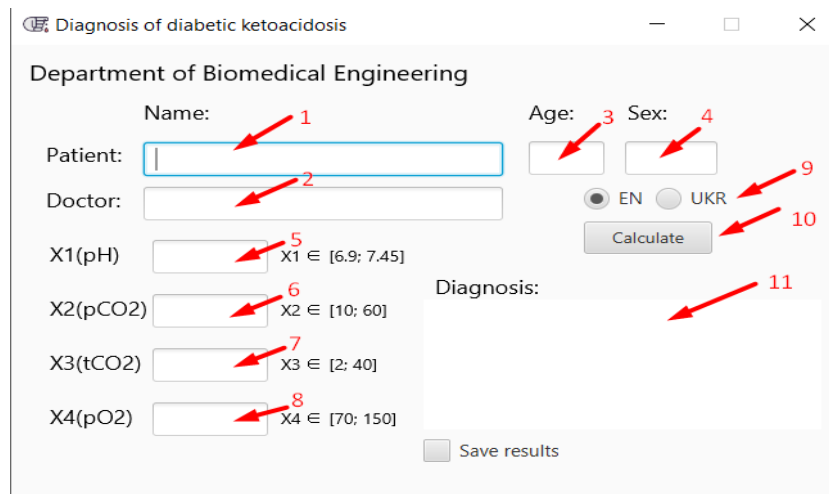


Рис. 1. Приклад діалогового вікна програми, де 1 – прізвище ім'я та по батькові пацієнта; 2 – прізвище ім'я та по батькові лікаря; 3 – вік пацієнта; 4 – стать пацієнта; 5 – текстове поле параметра X1 (рН); 6 – текстове поле параметра X2 (рCO<sub>2</sub>); 7 – текстове поле параметра X3 (tCO<sub>2</sub>); 8 – текстове поле параметра X4 (рO<sub>2</sub>); 9 - вибір мови програмного додатку; 10 - кнопка для обрахування результату; 11 – результат.

**Висновок.** В даній роботі пропонуємо розширити спектр показників для діагностики ДКА, включивши як додаткові критерії – рівні газів артеріальної крові, такі як парціальний тиск вуглекислого газу - рCO<sub>2</sub>, загальний вміст вуглекислого газу крові-tCO<sub>2</sub> та парціальний тиск кисню - рO<sub>2</sub> і використати моделювання на основі теорії нечітких множин для створення автоматизованої експертної системи для визначення ступеня

важкості ДКА. Наводяться результати щодо подальшого розвитку методу на основі нечітких множин і автоматизованої експертної системи для вирішення задач медичної діагностики на базі нечіткої логіки. Цей метод є взаємозв'язаною сукупністю математичних моделей, алгоритмів і програмного забезпечення для знаходження діагнозу при Diabetic Ketoacidosis хворого при заданих значеннях параметрів його стану.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Khan, Vinshi, et al. "Incidence, Predictors and Outcomes of Cerebral Edema Among Patients With Diabetic Ketoacidosis (DKA) From Nationwide Inpatient Sample (NIS) 2002-2015: 2725." *American Journal of Gastroenterology* 113 (2018): S1519.
- [2] Rotshtein A. Design and Tuning of Fussy IF – THEN Vuly for Medical Didicol Diagnosis. In *Fuzzy and Neuro-Fuzzy Systems in Medicine* (Eds: N. Teodovescu, A. Kandel, I. Lain.). – USA. CRC-Press, 1998, pp. 235–295.
- [3] Valentina K. Serkova, Sergey V. Pavlov, Valentina A. Romanava, et al. Medical expert system for assessment of coronary heart disease destabilization based on the analysis of the level of soluble vascular adhesion molecules // *Proc. SPIE 10445, Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High Energy Physics Experiments 2017*, 104453O; doi: 10.1117/12.2280984.

### МАТЕМАТИЧНІ АСПЕКТИ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ БІОПОДІБНИХ ПРОЦЕСІВ

Катерина ГАЗДЮК, Ольга ТАРНОВЕЦЬКА, Лілія ШУМИЛЯК  
*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича*  
*e-mail: kateryna.gazdyik@gmail.com*

Сьогодні комп'ютерне моделювання є одним із найпотужніших інструментів для наукових досліджень та інженерних застосувань, а напрямок моделювання біологічних процесів і систем є одним із найбільш актуальних і перспективних напрямів досліджень [1]. На відміну від прикладів моделювання фізичних явищ, механізми багатьох біопроцесів на даний момент невідомі. До таких питань, зокрема, належать: процеси самоорганізації та еволюції [2, 4]; механізми синергетичної взаємодії в колоніях одноклітинних організмів та їх організація у вигляді багатоклітинних систем, що супроводжується диференціюванням клітин; самоорганізація різних сигнальних потоків у нейронних підсистемах організмів тощо. Комп'ютерне моделювання не обмежується вивченням механізмів взаємодії, а також досліджує методи їх застосування в різних галузях науки, допомагаючи при цьому перевірити гіпотези та теоретичні припущення на практиці. також для виявлення нових явищ у поведінці досліджуваних біоподібних процесів і структур.

Основою комп'ютерного моделювання будь-якого процесу або системи є математичні моделі, що описують ці об'єкти. Перші математичні моделі біоподібних процесів базувалися на звичайних диференціальних рівняннях, диференціальних рівняннях з частинними похідними та системах диференціальних рівнянь. Зрозуміло, що описані такими моделями процеси були тривіальними, з низкою обмежень і припущень, а практичне застосування не дозволяло отримати прийнятні результати.

Наступним кроком у моделюванні біосистем став перехід до дискретно-безперервних моделей з безперервною змінною в часі, але дискретною просторовою. До таких моделей належать модель Поттса, L-системи [5], моделі, що описують клітини зі складними геометричними формами з використанням теорії пружності тощо. Однак для опису процесів

все ще використовувалися диференціальні рівняння, а тому всі проблеми чисельних методів розв'язування диференціальних рівнянь, такі як накопичення похибок округлення, складність опису та розв'язування в багатовимірних випадках тощо, залишалися відкритими.

Закономірним етапом розвитку математичного та комп'ютерного моделювання біопроцесів є перехід до дискретних моделей [6]. Інструменти дискретного моделювання, які використовують для побудови моделей біологічних об'єктів та їх динаміки, досить різноманітні: від побудови простих агентних моделей до алгоритмів моделювання складних моделей, що відображають окремі компоненти відповідних процесів чи систем. Одним із таких підходів до моделювання є метод рухомих клітинних автоматів (РКА, безсітковий метод моделювання).

Більшість існуючих моделей, що використовуються для вивчення механізмів самоорганізації, відображають процеси, що відбуваються в статичних структурах, і моделюють, наприклад, форму поверхні клітини, незважаючи на процеси, що відбуваються в ній [7, 8]. Останнє виключає безпосереднє вивчення зворотного зв'язку між цими процесами самоорганізацією всередині клітини.

РКА – це метод, який виник у обчислювальній механіці деформованого твердого тіла. Він заснований на дискретному підході і поєднує переваги методу класичних клітинних автоматів і методу дискретних елементів. Важливою перевагою методу РКА є можливість моделювання не тільки складних фізико-хімічних процесів, а й процесів загалом, де відбувається довільна зміна координат компонентів змодельованих об'єктів у просторі.

У методі РКА об'єкт моделювання описується як набір з  $n$  взаємодіючих дискретних елементів (автоматів). Кожен автомат моделює кругову (для двовимірного випадку) сферичну частинку об'єкта і є малою порівняно з лінійними розмірами системи, а також описує набір характерних параметрів, які керують поведінкою системи, залежно від типу елементів у змодельованій структурі.

Динаміка множини автоматів визначається функціями їх взаємодії та правилами, за якими змінюються їхні стани. У загальному вигляді множини мобільних клітинних автоматів можна представити як  $M = \{A, Q\}$ , де  $A$  – набір, що описує структуру РКА;  $Q$  – набір локальних операторів, що описують принципи застосування функцій взаємодії РКА.  $A = \{a_i$

$$(s_i, c_i, N_i, p_i) \mid i = \overline{1, n}, n \in \square, \quad s_i \in S, c_i \in C, N_i \in Ne, p_i \in P\}; \quad (1)$$

$$Q = \{q_1(A, F), q_2(A, F), \dots, q_m(A, F)\}, m \in \square. \quad (2)$$

У структурі (1)  $i = \overline{1, n}$ , ( $n \in \square$ ) – кінцеве число РКА, яке вказує на порядковий номер автомата в структурі та характеризує його унікальну назву;  $S = \{1, 2, \dots, j\}$ , ( $j \in \square$ ) є скінченною множиною станів РКА, які можна позначити як цілими числами, так і символічно;  $C = \{c_1, c_2, \dots, c_n\} = \{(x_1, y_1), (x_2, y_2), \dots, (x_n, y_n)\}$  (для двовимірного випадку), і  $C = \{c_1, c_2, \dots, c_n\} = \{(x_1, y_1, z_1), (x_2, y_2, z_2), \dots, (x_n, y_n, z_n)\}$  (для тривимірного випадку),  $n \in \square, x_i, y_i, z_i \in \square$  ( $i = \overline{1, n}$ ) – множина координат відповідного РКА на площині та в просторі відповідно;  $Ne = \{N_1, N_2, \dots, N_n\}$ , де  $N_i = \{N_{i1}, N_{i2}, \dots, N_{i6} \mid N_{ij} = \overline{1, n}, N_{ij} \neq i\}$  (для двовимірного випадку),  $N_i = \{N_{i1}, N_{i2}, \dots, N_{i12} \mid N_{ij} = \overline{1, n}, N_{ij} \neq i\}$  (для тривимірного випадку) – множина, що містить індекси суміжних автоматів для відповідного РКА;  $P = \{p_1, p_2, \dots, p_l\}$ , ( $l \in \square$ ) являє собою набір додаткових параметрів РКА, який при необхідності вводиться, але може бути порожнім.

Еволюція такої системи в просторі та часі визначається рівняннями руху, що описуються локальними операторами (2).



У множині (2)  $q_p(A, F)$  ( $p = \overline{1, m}$ ) – локальні оператори взаємодії, які залежно від стану автомата, стану його сусіда та функції взаємодії  $F$  при заданому часу  $t$ , дозволяють розрахувати стан автомата та його динаміку в наступний момент часу  $t + 1$ . Функції взаємодії  $F$  можуть бути як елементарними (імітація теплових коливань, взаємного відштовхування чи взаємного притягання тощо), так і складами елементарних функцій.

$f_0$  – найпростіша функція, що здійснює імітацію теплових коливань РКА, тобто випадковий зсув координат РКА в довільному напрямку. Нехай автомат  $a_i$  в деякий момент часу  $t$  має в просторі дійсні координати  $(x_i, y_i, z_i)$ . Тоді під впливом функції  $f_0$  в наступний момент часу  $t+1$  його координати визначатимуться формулами:

$$\begin{aligned} x_i^{t+1} &= x_i^t + r \sin \alpha \cos \varphi, \\ y_i^{t+1} &= y_i^t + r \sin \alpha \sin \varphi, \\ z_i^{t+1} &= z_i^t + r \cos \alpha. \end{aligned} \quad (3)$$

Тут  $\alpha$  та  $\varphi$  – кути зсуву,  $\alpha = \pi \text{ rand}(180)/180$ ,  $\varphi = 2\pi \text{ rand}(360)/360$ ;  $r$  – величина зміщення,  $r = r_{max} \text{ rand}(m)/m$ ;  $r_{max}$  – максимально можлива відстань зсуву при теплових коливаннях;  $\text{rand}(m)$  – функція, що повертає ціле випадкове число із заданого інтервалу,  $0 \leq \text{rand}(m) \leq m$ ,  $m$  – ціле число, що обирається для кожної моделі емпіричним чином. Для двовимірного випадку формули (3) перепишуться наступним чином:

$$\begin{aligned} x_i^{t+1} &= x_i^t + r \cos \varphi, \\ y_i^{t+1} &= y_i^t + r \sin \varphi. \end{aligned}$$

$f_1$  – функція, що здійснює відштовхування двох РКА при їх перекритті. Ця функція дає змогу імітувати нестисненість середовища.

Розглянемо два автомати  $a_i$  та  $a_j$  ( $i \neq j$ ), що заходяться у відповідних станах  $s_i = k$  та  $s_j = l$ . Слід зауважити, що стани автоматів можуть бути і однаковими, тобто допускається  $k = l$ . При графічному зображенні моделі, автомати з різними станами подаються кругами (для двовимірного випадку) чи кулями (для тривимірного випадку) різного кольору та радіусу. Нехай  $r_i$  та  $r_j$  радіуси автоматів  $a_i$  та  $a_j$  відповідно в момент часу  $t$ . Для забезпечення нестисненості середовища, при зближенні автоматів на відстань меншу  $r_i + r_j$ , РКА необхідно відштовхнути. Тоді в результаті застосування функції  $f_1$  координати автоматів в момент часу  $t+1$  обчислюються за формулами:

$$\begin{aligned} x_i^{t+1} &= \frac{x_i^t - \lambda x_j^t}{1 + \lambda}; & x_j^{t+1} &= \frac{x_j^t - \lambda x_i^t}{1 + \lambda}; \\ y_i^{t+1} &= \frac{y_i^t - \lambda y_j^t}{1 + \lambda}; & y_j^{t+1} &= \frac{y_j^t - \lambda y_i^t}{1 + \lambda}; \\ z_i^{t+1} &= \frac{z_i^t - \lambda z_j^t}{1 + \lambda}; & z_j^{t+1} &= \frac{z_j^t - \lambda z_i^t}{1 + \lambda} \end{aligned} \quad (4)$$

де

$$\lambda = \min \left\{ \frac{|(r_i + r_j) - d|}{2d + r_i + r_j}, \frac{|(r_i + r_j) - d|}{(2d + r_i + r_j)n} \right\} \quad (5)$$

коефіцієнт зсуву;  $d = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2}$  – відстань між центрами куль, що імітують автомати  $a_i$  та  $a_j$ . Очевидно, що для двовимірного випадку  $z_i = z_j = 0$ .

Варто зауважити, що коефіцієнт зсуву є досить малим відносно радіусів куль. Це зумовлено тим, що якщо одразу усунути перекриття двох сусідніх автоматів, то може відбутись ще більше перекриття із іншими сусідами, а якщо це робити за декілька ітерацій, то буде відбуватись поступове відштовхування не лише автоматів цієї пари, а забезпечувати нестисненність усієї структури.

$f_2$  – функція, що здійснює притягання двох РКА. Функція дозволяє імітувати конденсований стан середовища і запобігає появі порожнеч всередині структури. Функції  $f_1$  та  $f_2$  забезпечують сталість об'єму внутрішніх середовищ. Якщо автомати  $a_i$  та  $a_j$  віддаляються один від одного на відстань, що перевищує  $r_i + r_j + \delta_{max}$ , де  $\delta_{max}$  – максимально допустима відстань між двома РКА, то їх необхідно зблизити. Тоді в результаті застосування функції  $f_2$  координати центрів автоматів у наступний момент часу будуть такі:

$$\begin{aligned} x_i^{t+1} &= \frac{x_i^t + \lambda x_j^t}{1 + \lambda}; & y_i^{t+1} &= \frac{y_i^t + \lambda y_j^t}{1 + \lambda}; & z_i^{t+1} &= \frac{z_i^t + \lambda z_j^t}{1 + \lambda}; \\ x_j^{t+1} &= \frac{x_j^t + \lambda x_i^t}{1 + \lambda}; & y_j^{t+1} &= \frac{y_j^t + \lambda y_i^t}{1 + \lambda}; & z_j^{t+1} &= \frac{z_j^t + \lambda z_i^t}{1 + \lambda}; \end{aligned} \quad (6)$$

де  $\lambda$  – коефіцієнт зсуву, який обчислюється за формулою (2.5).

Очевидно, що для двовимірного випадку  $z_i = z_j = 0$ .

$f_3$  – функція, що здійснює вирівнювання деякого РКА щодо однотипних сусідів. При цьому імітується локальне формоутворення фрагментів-ниток. Нехай випадковим чином обрано автомати однакових типів:  $a_k$  та один з його сусідів  $a_i$ . Далі серед інших сусідів обирається автомат  $a_j$ , що має такий самий тип, і відбувається взаємодія, яка в результаті застосування функції  $f_3$  вирівнює  $k$ -й РКА відносно двох сусідів з індексами  $i$  та  $j$ . При цьому координати центру автомата  $a_k$  ( $x_k, y_k, z_k$ ) обчислюються за формулами:

$$x_k^{t+1} = \frac{2x_k^t + \lambda x_i^t + \lambda x_j^t}{2(1 + \lambda)}; \quad y_k^{t+1} = \frac{2y_k^t + \lambda y_i^t + \lambda y_j^t}{2(1 + \lambda)}; \quad z_k^{t+1} = \frac{2z_k^t + \lambda z_i^t + \lambda z_j^t}{2(1 + \lambda)} \quad (7)$$

де  $\lambda$  – коефіцієнт зсуву, який обчислюється за формулою (5).

Очевидно, що для двовимірного випадку  $z_i = z_j = z_k = 0$ .

$f_4$  – операція, що здійснює додавання деякого автомата у клітинно-автоматне поле. Дана операція є необхідною при моделюванні процесів росту біоподібних структур. При появі нових автоматів на клітинно-автоматному полі їм присвоюється індекс автомата нульового типу, якщо такі існують у структурі (1), перевизначається тип та координати, згідно умов поставленої задачі. Якщо ж таких автоматів не існує, то автомат, що з'являється, отримує наступний не зайнятий індекс. Також відразу ж будуються зв'язки сусідства. Поява автомата може відбуватись як внаслідок взаємодії двох сусідніх елементів, так і незалежним чином через певні проміжки часу.

$f_5$  – операція, що здійснює видалення деякого автомата. При моделюванні біоподібних явищ може виникнути потреба видалення автомата. В такому випадку йому присвоюється нульовий тип, якому відповідає куля нульового радіусу, також руйнуються всі його зв'язки

сусідства, що означає, що він не може вступати у взаємодію із жодним автоматом. Для автоматів, які були його сусідами, шукаються нові сусідні автомати.

$$f_5: a_i^t(s_i^t, c_i^t, N_i^t, p_i^t) \rightarrow a_i^{t+1}(s_i^{t+1}, c_i^{t+1}, N_i^{t+1}, p_i^{t+1}), s_i^{t+1} = 0, k \in S, k \neq s_i^t, N_i^{t+1} = \emptyset. \quad (8)$$

$f_6$  – функція, що здійснює зміну стану деякого автомата. Часто виникає потреба не лише у переміщенні автомата у просторі, але й у зміні його властивостей, які описуються станом автомата. Це є однією із основних операцій у кінтинно-автоматному моделюванні, коли при взаємодії із сусідніми автоматами стан автомата змінюється, надаючи йому інших властивостей. При здійсненні такої операції над деяким автоматом  $a_i$  в структурі (1) компонент  $s_i$  змінює своє значення в наступний момент часу.

$$f_6: a_i^t(s_i^t, c_i^t, N_i^t, p_i^t) \rightarrow a_i^{t+1}(s_i^{t+1}, c_i^{t+1}, N_i^{t+1}, p_i^{t+1}), s_i^{t+1} = k, k \in S, k \neq s_i^t. \quad (9)$$

Варто зауважити, що не лише автомати, а й зв'язки між ними можуть бути певного типу (наприклад, слабкими чи жорсткими). Тип сусідства, як і тип автомата впливає на функції взаємодій. Так, якщо зв'язки сусідства, наприклад, слабкі, то взаємодія між автоматами може взагалі не відбуватися. Це зумовлено тим, що іноді виникає потреба взаємодії лише з двома сусідніми автоматами, а згідно фіксованої схеми сусідства їх є 6 (для двовимірного випадку) або 12 (для тривимірного випадку).

Отже, в результаті проведених досліджень описана математична модель РКА у формалізмі теорії множин, де кожен елемент структури відображає відповідні характеристики або властивості РКА-моделі; розглянуто основні схеми околиці РКА, які вибираються за властивостями моделі.

Також є опис основних елементарних функцій взаємодій та їх можливих параметрів. Динаміка моделі визначається встановленими елементарними функціями взаємодії та їх комбінаціями.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] S. Hill, *Biological Engineering*, Callisto Reference, 2015.
- [2] S. Brueckner, G. Serugendo, A. Karageorgos, and R. Nagpal, "Engineering Self-Organising Systems: Methodologies and Applications", *Berlin: Springer*, pp. 297, 2005.
- [3] S. Camazine, J. L. Deneubourg, N. R. Franks, J. Sneyd, G. Theraulaz, and E. Bonabeau, "Self-Organization in Biological Systems", *Princeton: Princeton University Press*, pp. 562, 2003.
- [4] S. Kumar, A. Das, and S. Sen. "Multicompartment cell-based modeling of confined migration: regulation by cell intrinsic and extrinsic factors", *Molecular Biology of the Cell*, vol. 29, pp. 1599-1610, July 2018.
- [5] Z. Tuza, and A. Lindenmayer, "Locally Generated Colourings of Hexagonal Cell Division Patterns: Application to Retinal Cell Differentiation" *Berlin: Springer-Verlag*, pp. 333–350, 1992.
- [6] I. Politopoulos, "Review and Analysis of Agent-based Models in Biology", Archived from the original (PDF), p.14, July 2011. [Online]. Available: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.64.7336&rep=rep1&type=pdf>. [Accessed April 06, 2022].
- [7] D. Shao, H. Levine, W. Rappel, "Coupling actin flow, adhesion, and morphology in a computational cell motility model" *Proceedings of the National Academy of Sciences*, vol. 109(18), pp. 6851-6856, 2012.
- [8] I. Niculescu, J. Textor, and R. de Boer, "Crawling and Gliding: A Computational Model for Shape-Driven Cell Migration", *PLoS Comput Biol*, 2015. [Online]. Available:

<https://journals.plos.org/ploscompbiol/article?id=10.1371/journal.pcbi.1004280>. [Accessed April 06, 2022]

## ЗАДАЧІ, МЕТОДИ ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ У МЕДИЧНОМУ МЕНЕДЖМЕНТІ

Юрій ТРИУС, Антон МАКСИМОВ, Віктор ЄФІМОВ  
*Черкаський державний технологічний університет*  
*e-mail: tryus@chdtu.edu.ua*

**Анотація.** У дослідженні аналізуються деякі аспекти медичного менеджменту, зокрема задачі прийняття рішень, що найчастіше зустрічаються у практичній діяльності закладів охорони здоров'я, а також методи та інформаційні технології, що можуть використовуватися для вирішення цих задач. Крім того, розглядаються певні аспекти проектування і розробки веб-орієнтованих інформаційних систем для підтримки прийняття рішень, що можна застосовувати у медичному менеджменті.

**Ключові слова:** медичний менеджмент, методи прийняття рішень, інформаційні технології.

**Вступ.** Впровадження реформи охорони здоров'я, введення нових умов фінансування медичного обслуговування населення [1], цифрова трансформація у сфері охорони здоров'я [2], пандемія COVID-19, особливості організації роботи закладів охорони здоров'я в умовах воєнного стану в Україні, дали зрозуміти, що необхідно впроваджувати суттєві зміни у підходах до управління системою охорони здоров'я як на рівні МОЗ України, Департаментів охорони здоров'я обласного, міського і районного підпорядкування, так на рівні медичних закладів від Центрів ПМСД до закладів спеціалізованої медичної допомоги.

Враховуючи сказане, можна констатувати, що важливе соціально-економічне значення і роль медичної галузі й медичного бізнесу обумовлюють необхідність застосування особливих методів менеджменту, маркетингу та розвитку системи охорони здоров'я, зокрема й медичних установ, де їх керівники мають працювати в нових умовах, отримавши нові можливості, функції та обов'язки [3, 4, 5].

У таких умовах, щоб витримати конкуренцію, ефективно розвиватися і підвищувати якість медичної допомоги керівники медичних установ мають удосконалювати систему медичного менеджменту в установі, бути справжніми лідерами, застосовувати стратегічне мислення, володіти методами антикризового менеджменту [6, 7], вміти приймати оптимальні рішення в різних складних, зокрема екстремальних, умовах.

На думку авторів, одним з шляхів розвитку медичної галузі у сучасних умовах є саме удосконалення медичного менеджменту, як сукупності теоретично обґрунтованих і перевічених практикою принципів, правил, методів, форм, рекомендацій і засобів щодо організації та реалізації цілеспрямованого впливу на колектив працівників медичного закладу або окремих виконавців з метою виконання поставлених завдань і досягнення визначених цілей [8].

**Постановка проблеми.** Сучасний медичний менеджмент неможливий без широкого використання інформаційно-комунікаційних технологій. Тому в Україні на державному рівні визнається необхідність формування цифрової економіки та суспільства, а технологічні розробки розглядаються в якості одного із ключових чинників сталого розвитку, зокрема й в медичній галузі. Цифрова трансформація у сфері охорони здоров'я тісно пов'язана з розвитком електронної системи охорони здоров'я (ЕСОЗ) [2], що являє собою інформаційно-комунікаційну платформу для здійснення обліку наданої медичної допомоги та послуг, керування інформацією медичного характеру шляхом її створення, обміну, оприлюднення та

передачі у електронному вигляді. Зазначена платформа містить *центральну базу даних* (ЦБД), *медичні інформаційні системи* (МІС) нижчого рівня з встановленою можливістю автоматизованого обміну інформацією з використанням програмного інтерфейсу API [1].

Концепція розвитку цифрової економіки та суспільства характеризує ЕСОЗ як цифрову медичну систему з динамічним набором електронних даних щодо стану здоров'я пацієнтів та забезпечує інформаційний обмін між учасниками процесу виробництва та споживання медичних послуг. Запровадження МІС забезпечує управлінський, аналітико-статистичний облік, надає можливість здійснювати управління якістю в режимі реального часу, покращує ефективність прийняття управлінських рішень на усіх рівнях функціонування галузі охорони здоров'я.

МІС переважно мають модульну архітектуру, яка дозволяє окремим модулям працювати як автономно, так і у складі комплексу, об'єднаного ядром системи, що зберігає ключову інформацію (реєстрація документів, подій, база електронних медичних карт тощо).

Разом з тим, наявні МІС, що інтегрується з ЕСОЗ [9], практично не містять модулів, які б забезпечували прийняття рішень з використанням потужних математичних методів, зокрема методів прогнозування, методів прийняття рішень в умовах конфлікту, в умовах ризику і невизначеності, в умовах нечіткої інформації, що стали невід'ємною частиною систем підтримки прийняття рішень (СППР, англ. Decision Support System, DSS) у різних галузях діяльності людини [10, 11, 12].

Тому *актуальною науково-технічною проблемою* є розробка інформаційних систем, що інтегруються з МІС та ЕСОЗ і можуть ефективно використовуватися в медичному менеджменті для підтримки процесу прийняття рішень як логіко-розумової діяльності людини, спрямованої на вибір найбільш оптимального рішення із множини альтернативних варіантів евристичним або емпіричним шляхом, на основі наукових підходів і методів.

*Метою дослідження* є проектування і розробка веб-орієнтованих інформаційних систем, що надають можливість адаптуватися до проблем управління діяльністю медичних закладів у складних умовах та використовувати методи прийняття рішень для їх вирішення з подальшою інтеграцією цих систем з МІС та ЕСОЗ.

У доповіді аналізуються деякі аспекти медичного менеджменту, зокрема задачі прийняття рішень, що найчастіше зустрічаються у практичній діяльності закладів охорони здоров'я, а також методи і програмні засоби, що можуть використовуватися для вирішення цих задач. Крім того, розглядаються певні аспекти проектування і розробки веб-орієнтованих інформаційних систем для підтримки прийняття рішень, що можна застосовувати у медичному менеджменті.

**Основна частина.** Сучасна теорія менеджменту на передній план висуває здатність керувати собою, наявність особистих цінностей і цілей, зосередженість на постійному особистому зростанні, навички розв'язувати проблеми, винахідливість і здатність до інновацій, уміння керувати і впливати на оточення, знання сучасних управлінських підходів, уміння навчати і розвивати підлеглих, здатність формувати і розвивати ефективні робочі групи. Ефективність управлінців суттєво залежить від рівня їх теоретичної підготовки. Сучасний менеджер має володіти фундаментальними знаннями з макро- і мікроекономіки, теорії управління, лідерства, соціології, психології, права, інформаційних технологій тощо [8].

Важливими складовими виробничого менеджменту є: формування і функціонування виробничих систем; менеджмент виробничого процесу; менеджмент виробничих фондів; менеджмент якості; менеджмент створення та освоєння нової продукції. Кожна з цих складових передбачає постановку відповідних задач, зокрема задач прийняття рішень, а також застосування методів і засобів їх розв'язування.

Дамо коротку характеристику задач прийняття рішень, що часто зустрічаються у медичному менеджменті, а також наведемо приклади методів і засобів їх розв'язування.

### **1. Задачі прийняття рішень у медичному менеджменті**

Існують різні підходи до класифікації задач прийняття рішень (ЗПР), зокрема можна виокремити такі: задачі вибору, задачі розподілу і призначення, задачі класифікації і кластеризації, задачі прогнозування і планування, серед яких більшість відноситься до оптимізаційних задач. Задачі прийняття рішень виникають при різних умовах зовнішнього середовища і внутрішніх станах системи, що досліджується: умови можуть бути чітко і нечітко визначені, статичними і динамічними, рішення доводиться приймати в умовах ризику і невизначеності, а також в умовах конфлікту з конкурентами і кооперації з партнерами тощо. У роботі [13, с. 15] наведено один з варіантів класифікації задач прийняття рішень і математичний апарат, що застосовується для їх розв'язування.

Наведемо перелік деяких задач прийняття рішень, що часто зустрічаються у практичній діяльності керівників і працівників медичних закладів й відносяться до задач вибору: постановка діагнозу на основі симптомів хвороби, вибір методик лікування пацієнтів, вибір найкращої серії медичних тестів і процедур для максимізації шансів на одужання пацієнта, вибір медичних препаратів серед великої кількості аналогів, вибір оптимальної стратегії розповсюдження медикаментів між аптечними кіосками, вибір (придбання) діагностичного і лабораторного обладнання для надання послуг медичного обстеження, вибір комп'ютерного, серверного і мережевого обладнання для комплексної інформатизації закладу охорони здоров'я за відповідними критеріями, вибір програмного забезпечення для опрацювання даних діагностичних обстежень і результатів лабораторних аналізів, вибір медичної інформаційної системи для впровадження у закладах охорони здоров'я, задачі про відбір і призначення медичного персоналу на відповідні посади з урахування певних професійних і психологічних вимог до кандидатів тощо.

До оптимізаційних задач прийняття рішення можна віднести задачі формування оптимальних стратегій діяльності медичного закладу на ринку надання медичних послуг, оптимального розподілу матеріальних, фінансових і людських ресурсів медичної установи, задача максимізація прибутків від комерційної медичної діяльності, задачі мінімізації витрат на забезпечення діяльності закладу охорони здоров'я тощо.

Інший клас задач стосується прогнозування діяльності як системи охорони здоров'я так і окремих медичних закладів, зокрема: прогнозування епідеміологічних процесів в умовах пандемії, прогнозування демографічних процесів, прогнозування й планування закупівлі необхідних обсягів ліків і різних медичних матеріалів на певний період, прогнозування і планування ліжко-фонду медичних закладів, прогнозування перебігу хвороби у пацієнта на основі аналізу даних спостережень.

Однією з актуальних задач, що доводиться розв'язувати, у першу чергу, комерційним медичним закладам, це – своєчасне виявлення симптомів кризи в медичній установі, оцінювання вірогідності її банкрутства на основі різних моделей, що використовують як кількісні показники, що розраховуються на підставі фінансової звітності, так і якісні (індикаторні) показники, використання яких підвищує об'єктивне оцінювання бізнес-процесів діяльності установи. Вирішення такого роду задач відноситься до категорій антикризового менеджменту.

### **2. Методи прийняття рішень у менеджменті і засоби їх реалізації**

Методи менеджменту – засоби і прийоми цілеспрямованого впливу керуючої системи на керовану на різних функціональних та ієрархічних рівнях управління. Вони спрямовані на конкретний об'єкт управління: організацію, підрозділ, відділ, команду, на окремих працівників, які здійснюють різні види виробничої діяльності. За характером впливу розрізняють економічні, організаційно-розпорядчі, соціально-психологічні методи менеджменту [8].

Для розв'язування різних класів задач прийняття рішень використовуються різні математичні теорії, при цьому кожна теорія має свої математичні методи.

У межах дослідження розглядаються деякі методи прийняття рішень, що можна віднести до економіко-математичних методів менеджменту, і призначені, в основному, для розв'язування багатокритеріальних задач вибору. До таких методів можна віднести: методи експертного оцінювання [12-14], метод аналізу ієрархій (MAI) [15], метод аналітичних мереж [16], метод аналізу співвідношень (MOORA) [10], методи прийняття рішень в умовах невизначеності за різними критеріями, наприклад критеріями Вальда, Лапласа, Севіджа, Гурвіца [12-14], методи прийняття рішень в умовах ризику [12-14], метод «дерева цілей» [12].

Що стосується засобів розв'язування задач прийняття рішень, то серед них можна виділити:

– універсальні математичні системи такі, як *Matlab* з його бібліотеками, наприклад, *Statistics and Machine Learning Toolbox*, *Optimization Toolbox*, *Global Optimization Toolbox*, *Fuzzy Logic Toolbox*, *Risk Management Toolbox*, *Econometrics Toolbox*, *Financial Toolbox*; *Mathcad*, *Maple*, *Mathematica*, *Scilab* та ін.;

– таблицьні процесори, наприклад *PASW (SPSS) Statistics* і *MS Excel* з набором інструментів для статистичного аналізу даних і прийняття рішень;

– пакетні програми для статистичної обробки та аналізу даних і прогнозування, наприклад:

- *SAS* – платформа з такими рішеннями, як: *SAS®Model Risk Management*, *SAS®Intelligent Decisioning*, *SAS®Optimization*, *SAS®Analytics*, що надають можливість здійснювати аналітичні дослідження, які сприяють розвитку ціннісно-орієнтованої охорони здоров'я, містять вбудований штучний інтелект (AI) для аналізу зображень та машинного навчання, забезпечують інтегрування даних для покращення клінічних рішень, зокрема на основі поточного аналізу медичних даних з Інтернету (IoMT);
- *EViews* – статистичний пакет, що використовується, в основному, для економетричного аналізу часових рядів;
- *Minitab* – пакет програм, призначений для обробки статистичних даних, зокрема для регресійного, дисперсного, факторного і кластерного аналізу даних, аналізу часових рядів і прогнозування;
- *Stata* – пакет статистичних програм загального призначення, створений для користувачів, які працюють в галузі досліджень, особливо в галузі економіки, соціології, політології, біомедицини та епідеміології, при цьому його можливості включають управління даними, статистичний аналіз, графіку, моделювання, регресію, симуляцію даних і користувацьке програмування;
- спеціалізоване програмне забезпечення для аналізу ризиків і рішень, наприклад набір інструментів від компанії Palisade: *@RISK*, *PrecisionTree*, *TopRank*, *NeuralTools*, *StatTools*, *Evolver*, *RISKOptimizer*.

Окремо варто зупинитися на web-ресурсах, що надають можливість розв'язувати задачі прийняття рішень в онлайн-режимі. Серед них можна виділити такі:

– *Decision Lens* [17] – онлайн система, призначена для підтримки процесу прийняття рішень для отримання оптимальних результатів в умовах обмеженості ресурсів, що розроблена за підтримки Томаса Сааті. Головною особливістю системи є: організація онлайн хосту для проведення віртуальних зустрічей експертів для прийняття спільних рішень протягом спеціально виділених сесій; надання можливість застосовувати бізнес-правила для розподілу бюджету, наявність розвинених засобів візуалізації результатів роботи;

– *Expert Choice* [18] – онлайн система, що базується на класичному методі MAI і надає можливість будувати багаторівневі ієрархії, проводити попарні порівняння альтернатив і критеріїв за допомогою таблиць і графічно. Система розраховує індекси

узгодженості експертів і надає можливість відразу скорегувати висновки експертів і перерахувати результати, надає можливість графічно відтворювати результати аналізу у різних перспективах, виконувати імпорт/експорт даних;

- *Business Performance Management* [19] – безкоштовне веб-рішення, розроблене на базі методу аналізу ієрархій (MAI), як допоміжний інструмент для процесу прийняття рішень.

За участю авторів розробляється web-орієнтований ресурс «Decisioner» [20] для підтримки прийняття рішень, що реалізує різні методи прийняття рішень, серед яких: метод аналізу ієрархій, метод аналітичних мереж, метод аналізу співвідношень, методи прийняття рішень в умовах невизначеності і ризику. Враховуючи те, що більшість методів прийняття рішень, що реалізуються в СППР, використовують експертне оцінювання, в програмному додатку передбачена підсистема, що забезпечує роботу експертів як в індивідуальному, так і груповому режимі. При цьому створюється база даних експертів, яких адміністратор системи може запрошувати до проведення групової експертизи з подальшою агрегацією результатів роботи експертів. У системі реалізовано також анкетні методи, зокрема метод нормування і метод ранжування. За бажанням, користувач має можливість створювати завдання на прийняття рішень, заповнити його згідно вимог та отримати результат за допомогою методів прийняття рішень. Отримані розв'язки користувач може зберегти в особистому кабінеті для подальшого аналізу, створювати шаблони типових задач прийняття рішень. Доступ до особистого кабінету здійснюється за допомогою реєстрації та авторизації користувача, при цьому забезпечується захист даних від несанкціонованого доступу інших користувачів.

Також у межах дослідження для оцінювання ступеня ризику банкрутства підприємства на основі апарата нечітких множин удосконалена *Bankruptcy Risk Model* (BRM) [21], а також для автоматизованого визначення ступеня ризику банкрутства підприємства на основі цієї моделі, аналізу одержаних результатів прогнозування банкрутства і прийняття відповідних управлінських рішень спроектовано web-ресурс, що надає авторизованому користувачу можливість у режимі діалогу створити BRM власного підприємства, обрати необхідні кількісні та якісні показники, оцінити їх рівень за визначеною шкалою, обчислити ступінь ризику банкрутства підприємства і одержати рекомендації щодо зменшення цього ризику.

**Висновки.** У сучасних умовах цифрової трансформації системи охорони здоров'я України створено підґрунтя для створення вітчизняними ІТ-компаніями спільно з науковцями web-орієнтованих інформаційно-аналітичних засобів підтримки прийняття рішень у медичному менеджменті, що надають можливість підтримувати стабільність і розвиток економічного і медичного середовища закладів охорони здоров'я, а також автоматизувати процедури діагностичного аналізу фінансово-господарської діяльності цих установ у кризових та екстремальних умовах з метою підвищення якості надання медичних послуг.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Закон України “Про державні фінансові гарантії медичного обслуговування населення”. URL: <http://zakon3.rada.gov.ua/laws/show/2168-19>. [Дата звернення: 19.04.2022].
- [2] Запорожець Т. В. Цифрові трансформації системи охорони здоров'я в умовах реформування. *Державне управління: удосконалення та розвиток*. 2021. № 10. URL: [http://www.dy.nauka.com.ua/pdf/10\\_2021/5.pdf](http://www.dy.nauka.com.ua/pdf/10_2021/5.pdf). [Дата звернення: 19.04.2022].
- [3] Семчук І. В., Кукель Г. С., Роледерс В. В. “Впровадження нових підходів до управління закладами охорони здоров'я в умовах ринку”. *Ефективна економіка*, №5, 2020. URL: <http://www.economy.nauka.com.ua/?op=1&z=7910>. [Дата звернення: 19.04.2022].
- [4] Менеджмент медичного підприємства. URL: [https://courses.prometheus.org.ua/courses/course-v1:LvBS+MEDMGM101+2020\\_T3/about](https://courses.prometheus.org.ua/courses/course-v1:LvBS+MEDMGM101+2020_T3/about). [Дата звернення: 19.04.2022].



- [5] Заїка В. Медичний менеджмент. URL: <https://profpressa.com/articles/medichnii-menedzhment> [Дата звернення: 19.04.2022].
- [6] Гавриленко В.О. Методологія і організація обліково-аналітичного забезпечення антикризового управління підприємством [Текст] : автореф. дис. ... д-ра екон. наук : 08.00.09 / Гавриленко Валентина Олександрівна ; Одес. нац. екон. ун-т. Одеса, 2018. 39 с. URL: <http://oneu.edu.ua/wp-content/uploads/2018/11/Avtoreferat-Gavrilenko-V.O..pdf>. [Дата звернення: 19.04.2022].
- [7] Яремко І.І. Антикризове управління закладами сфери охорони здоров'я. *Молодий вчений*. №11 (99). 2021. С. 272-277. URL: <https://molodyivchenyi.ua/index.php/journal/article/view/2560>. [Дата звернення: 19.04.2022].
- [8] Медичний менеджмент: Понятійно-термінол. слов. / О. В. Баєва, М. М. Білинська, Л. О. Згалат-Лозинська та ін.; За ред. О. В. Баєвої, Я. Ф. Радиша. К. : ДП «Видавничий дім «Персонал», 2008. 232 с.
- [9] Офіційний сайт електронної системи охорони здоров'я в Україні. URL: <https://ehealth.gov.ua/pidklyucheni-do-ehealth-mis>. [Дата звернення: 19.04.2022].
- [10] Бідюк П.І., Коршевніук Л.О. Проектування комп'ютерних інформаційних систем підтримки прийняття рішень. Навчальний посібник. Київ: ННК «ІПСА» НТУУ «КРІ», 2010. 340 с.
- [11] Згуровський М. З., Бідюк П. І., Терентьєв О. М., Просянкіна-Жарова Т. І. Байєсівські мережі в системах підтримки прийняття рішень. Київ : ТОВ «Видавниче Підприємство «Едельвейс», 2015. 300 с.
- [12] Методи та системи підтримки прийняття рішень в управлінні еколого-економічними процесами підприємств : навчальний посібник / Пономаренко В. С., Павленко Л. А., Беседовський О. М. та ін. Х. : Вид. ХНЕУ, 2012. 272 с.
- [13] Моделі й методи прийняття рішень: навч. посіб. / С.А. Ус, Л.С. Коряшкіна; М-во освіти і науки України, Нац. техн. ун-т «Дніпровська політехніка». 2-ге вид. випр. – Дніпро : НТУ «ДП», 2018. 300 с.
- [14] Волошин О.Ф., Мащенко С.О. Моделі та методи прийняття рішень. Навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів. К.: Видавничо-поліграфічний центр "Київський університет", 2009. 340с.
- [15] L. Thomas Saaty, *The Analytic Hierarchy Process: Planning, Priority Setting, Resource Allocation*; McGraw-Hill International Book Company, 1980, 287 p.
- [16] T.L. Saaty, *The Analytic Network Process – Decision Making With Dependence And Feedback*. RWS Publication, 5001 Baum Blvd, Pittsburg, PA 15213, 1996.
- [17] Decision Lens. Portfolio and Budget Planning. [Online]. Available: <https://www.decisionlens.com>. [Accessed: Aprl. 19, 2022].
- [18] AHP Software for Decision Making and Risk Assessment. [Online]. Available: <https://expertchoice.com>. [Accessed: Aprl. 19, 2022].
- [19] BPMSG – Business Performance Management Singapore. [Online]. Available: <https://bpmsg.com>. [Accessed: Aprl. 19, 2022].
- [20] Web-орієнтованої системи підтримки прийняття рішень «Decisioner». [Online]. Available: <http://decision.tg.ck.ua>. [Accessed: Aprl. 19, 2022].
- [21] Зайченко Ю.П. Нечёткие модели и методы в интеллектуальных системах. К.: «Издательский Дом «Слово», 2008. 344 с.

## РОЗРОБКА І ВПРОВАДЖЕННЯ ПОЛІТИКИ ІНФОРМАЦІЙНОЇ БЕЗПЕКИ МЕДИЧНИХ ЗАКЛАДІВ

Юрій ГУЛЬЧАК

*Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова  
e-mail: jurigulchak@gmail.com*

**Актуальність.** Цифровізація медицини висуває підвищені вимоги до захисту інформації. Безпечна циркуляція даних як в межах медичного закладу, так і в мережі Інтернет стає нагальною проблемою, яку потрібно вирішувати комплексно.

**Мета.** Сформулювати основні вимоги до розроблення і впровадження політики безпеки інформаційних ресурсів МІС в закладах охорони здоров'я первинного і вторинного рівнів.

**Матеріали та методи.** Для розробки і впровадження найбільш прийнятної політики безпеки будь-якої організації в галузі медицини необхідно керуватись вимогами міжнародного стандарту безпеки ISO/IEC 15408 «Критерії оцінювання безпеки інформаційних технологій», Законом України «Про захист персональних даних», а також наявною нормативно-правовою базою України, актуальною на даний період.

**Результати.** Для типових закладів охорони здоров'я первинного і вторинного рівнів проаналізовані схеми інформаційних потоків, визначені основні загрози і сформульовані вимоги до розробки політики безпеки таких закладів із врахуванням особливостей медичної галузі. Описана організація в медичній установі системи розмежування доступу адміністрації, лікарів, співробітників та пацієнтів до відповідної, визначеної за категоріями конфіденційності інформації. Для реалізації поставленої мети:

1. Визначені основні ризики безпеки установ охорони здоров'я I і II рівнів:

- відсутність жорсткого контролю за комп'ютерами організації;
- постійне використання конфіденційної інформації в загальнодоступних терміналах;
- труднощі здійснення всеохоплюючого плану забезпечення безпеки даних в закладах охорони здоров'я I і II рівнів;
- небажання створення і реалізації дієвої політики безпеки для захисту даних.

2. Проаналізовані моделі систем розмежування доступу співробітників типового медичного закладу (суб'єктів інформаційного простору) до інформаційних та матеріальних ресурсів установи (об'єктів інформаційного простору),

3. Виділені основні характеристики сучасних моделей розмежування доступу, проведений їх порівняльний аналіз за рядом ознак. Компоненти моделі розмежування доступу включають:

а) стан безпеки системи ( узагальнений стан системи у відповідності з моделлю контролю доступу),

б) правила контролю доступу (обмеження, що накладаються моделлю на поведінку системи),

в) критерії безпеки (наприклад відповідність цінності ресурсів – затратам на реалізацію системи захисту).

4. Вибраний аналог, найбільш придатний до розроблюваної моделі безпеки, на основі якого реалізована власна політика безпеки.

5. Визначені основні засоби захисту, які передбачає комплексна система безпеки,

**Висновки.** В якості основного елемента моделі використовується **матриця доступів** і правила її перетворення. Така модель придатна для сільських амбулаторій, центрів сімейної медицини тощо. Для центрів первинної медико-санітарної допомоги у великих містах та об'єднаних територіальних громад як доповнення моделі реалізовані окремі елементи

рольового керування доступом у вигляді набору правил, які регламентують призначення ролей користувачам та їх активацію під час сеансів інформаційної взаємодії.

## ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ МОДЕРНІЗАЦІЇ ЕЛЕКТРОСТИМУЛЯТОРА НЕРВОВИХ ВУЗЛІВ ТИПУ VEB

<sup>1</sup>Валерій БАБЕЛЮК, <sup>2</sup>Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, <sup>3</sup>Ігор КОРСУНСЬКИЙ, <sup>4</sup>Ігор ПОПОВИЧ

<sup>1</sup>Готельно-оздоровчий комплекса «Віват»

<sup>2</sup>Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича

<sup>3</sup>Спеціалізоване конструкторське бюро "ПДК"

<sup>4</sup>Вільний науковець

e-mail: y.dobrovolsky@chnu.edu.ua

Одним з актуальних напрямків досліджень у сфері медичної інженерії та програмної інженерії є розвиток біомедичного обладнання для електростимуляції нервової системи. Серед електростимуляторів м'язів, нервів та окремих органів, представлених на ринку, існує досить багато пристроїв, здатних підтримувати точність частотної установки 1-0,1 Гц [1] що є недостатньо. Крім того, ні в одному з них не використовується генерація плаваючої частоти для впливу у необхідному частотному діапазоні з малим кроком перебудови частоти, що дозволяє універсальну стимуляцію для будь-якої людини.

При цьому, однак, в різних людей робочі частоти тих самих органів можуть відрізнятися. Згідно з нашими дослідженнями [2-3], ці відмінності укладаються в певний діапазон частот, а відхилення між двома людьми можуть становити від 0,1 до 0,001 Гц. Враховуючи вище сформульовані вимоги, розроблено ряд електростимуляторів VEB-типу (VEB-1, VEB-NL, VEB-PAC), про конструкцію яких повідомлялося раніше [1-3], для стимулювання органи людини з точністю підтримки частоти не нижче 0,001 Гц.

Метою цієї роботи є подання результатів розробки оптимізованого алгоритму та програмного забезпечення електростимулятора типу VEB, щоб спростити його конструкцію.

Як ми вже повідомили, [1] в основі роботи алгоритму, для підвищення ефективності впливу на нервові центри (вузли) людини електричним модульованим струмом у приладі застосований метод побиття частот [4]. Щоб забезпечити його, у електричній схемі пристрою використовуються два синтезатори частотного сигналу частотного сигналу AD9833BR, які утворюють точний сигнал для синтезаторів каналів А та В, щоб отримати відбір частот не більше 0,001 Гц. Atmel Atmega16 використовується як мікроконтроллер, який має вбудований контролер ISP шини.

Щоб спростити схему приладу, нами запропоновано замінити мікроконтроллер ATMEGA16 на мікроконтроллер типу STM32F4xx з двома 32-бітними таймерами на борту, що дозволяє перебудовувати вихідний сигнал у вигляді меандру з кроком 0,001 Гц з точністю 0,001% у діапазоні необхідних частот у цьому випадку. Допустима кількість тактів, щоб заповнити регістр TIM\_pulse такого таймеру  $2^{32} = 4294967296$ . Що, у свою чергу, дозволяє вдосконалювати програмне забезпечення приладу. А саме, щоб синтезувати тактову частоту в обох каналах пристрою, безпосередньо за допомогою контролера. При цьому можна відмовитися від синтезів AD9833RRW, що значно спрощує електричне коло приладу та підвищує його надійність.

З урахуванням вище викладеного розроблено новий пакет програмного забезпечення для електростимуляторів типу VEB, який дозволив спростити конструкцію приладу. Частина коду нового програмного забезпечення, що описує процес синтезації частоти без застосування фізичних синтезаторів, показано нижче:

```
uint32_t KF_Corect=3;

void SetFreq1(uint32_t FREQ - KF_Corect) {
    float DEL_FREQ;
    FREQ = (FREQ*32)/100;
    // Определение количества тактов TIM2 для периода заданной частоты
    DEL_FREQ= 360000/FREQ;

    TIM_TimeBaseStructInit(&TIM_TimeBaseStructure1);
    TIM_TimeBaseStructure1.TIM_Prescaler = SystemCoreClock/360000 - 1;
    TIM_TimeBaseStructure1.TIM_Period = DEL_FREQ-1;
    TIM_TimeBaseStructure1.TIM_CounterMode = TIM_CounterMode_Up;
    TIM_TimeBaseInit(TIM2, &TIM_TimeBaseStructure1);

    // Настойка ШИМ: Channel 2 / Edge-aligned / not single pulse mode
    TIM_OCStructInit(&TIM_OCInitStructure1);
    // Режим ШИМ -> непрерывные пульсации
    TIM_OCInitStructure1.TIM_OCMode=TIM_OCMode_PWM1;
    TIM_OCInitStructure1.TIM_OutputState = TIM_OutputState_Enable;
    // скважность 50%
    TIM_OCInitStructure1.TIM_Pulse=DEL_FREQ/2;
    // Полярность "1" => +3.3V
    TIM_OCInitStructure1.TIM_OCPolarity = TIM_OCPolarity_High;
    // инит канал-2 таймер-2 -> PA1
    TIM_OC2Init(TIM2, &TIM_OCInitStructure1);
    // Запуск таймера-2
    TIM_Cmd(TIM2, ENABLE);
}
```

Випробування пристрою нової конструкції з новим програмним забезпеченням показало, що точність підтримки тактової частоти не змінилася. Пристрій також ефективно виконує терапевтичний ефект при відновленні пацієнтів, як і його попередники – прилади VEB-1, VEB-NL, VEB-PAC.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Babelyuk V., Dobrovolsky Yu., Korsuns'kyi I., Kuzenko V., Popovych I., Zukow W. «The algorithm of the electric stimulator VEB-1 software operation». *Journal of Education, Health and Sport*. vol. 10(5), pp. 403-409, 2020. DOI <http://dx.doi.org/10.12775/JEHS.2020.10.05.042>
- [2] Бабелюк В.Е., Добровольский Ю.Г., Попович И.Л., Корсунский И.Г. «Генератор для электротерапии и стимуляции нервных центров человека,» *Технология и конструирование в электронной аппаратуре*, № 1–2, сс.23-27, 2017.
- [3] Babelyuk V., Babelyuk N., Popovych I., Dobrovolsky Yu., Korsuns'kyi I., Korolyshyn T., Kindzer B., Zukow W. "Influence of the course of electrostimulation by the device "VEB-1" on parameters of electroencephalogramm at practically healthy males," *Journal of Education, Health and Sport.*, vol. 8(4), pp. 195-206, 2018. DOI <http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.1219029>.
- [4] Bishop R. E. D. «Vibration. Second edition». Cambridge University Press, 1979, p.164.

## БЛОКОВИЙ ШИФР НА ОСНОВІ ТРИВИМІРНИХ КЛІТИННИХ АВТОМАТІВ

Богдан ДЯКОНЕНКО, Сергій ОСТАПОВ

*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича*  
*e-mail: s.ostapov@chnu.edu.ua*

Сьогодні, як ніколи гостро стоїть питання захисту інформації, яка передається каналами зв'язку та зберігається у різноманітних базах даних, від доступу неавторизованих осіб. Це стосується персональних даних працівників, а також, що особливо важливо, конфіденційної інформації про стан здоров'я громадян. Одним з основних способів забезпечення конфіденційності такої інформації є криптографічний захист.

Для захисту конфіденційності потоків та архівів інформації зазвичай використовують блокові симетричні крипто алгоритми, в тому числі і на клітинних автоматах [1].

Найпопулярнішими архітектурами блокових алгоритмів шифрування є мережа Фейстеля (Blowfish, Twofish) та *SP-мережа* (AES, Serpent). В основі кожної – різні варіанти операцій перетворення на меті яких є отримання максимально можливої випадковості вихідного шифротексту.

Нами запропоновано симетричний блоковий алгоритм шифрування на основі тривимірних клітинних автоматів з використанням *SP-мережі*, аналогічної до алгоритму AES. Основні перетворення вхідного тексту та ключа виконуються із залученням тривимірних клітинних автоматів [2].

Розроблений алгоритм шифрування застосовує елементарні клітинні автомати для створення складнішої тривимірної структури. Загалом структура всього алгоритму складається з *SP-мережі*, в якій проводяться операції над двома 64-байтовими «кубами» 4x4x4 (один куб містить раундовий ключ, інший – блок відкритого тексту). Шифрування відбувається у 15 раундів. Серед перетворень є поворот матриць куба, заміна байтів за допомогою *S-таблиць*, XOR кожного байта з чотирма діагональними сусідами (для блоку тексту) і застосування клітинного автомату з правилами 22, 105, 150 по осям X, Y, Z для кожного байта куба (для операції розгортання ключа). Як таблиці заміни в цьому варіанті шифру було використано такі від алгоритму AES. Перспективною задачею є розробка залежних від ключа таблиць заміни за допомогою клітинних автоматів.

Для тестування статистичних характеристик алгоритму було застосовано пакет статистичних тестів NIST STS [3], який пропускає послідовність розміром 100 млн. бітів через 16 різних тестів, що перевіряють якість розсіювальних властивостей шифру. Було проведено 15 процедур тестування, кожен раз збільшуючи кількість раундів від 1 до 15. В результаті було отримано динаміку успішності проходження алгоритмом тестів в залежності від кількості раундів. Проведене статистичне тестування продемонструвало гарні характеристики розробленого криптоалгоритму: успішно пройдено усі тести статистичного пакету NIST STS.

Підсумовуючи проведені дослідження, можна стверджувати, що нами успішно створено чий блоковий криптоалгоритм на основі тривимірних клітинних автоматів з використанням *SP-мережі* від алгоритму AES. Алгоритм застосовує тривимірний клітинний автомат, створений на основі трьох елементарних клітинних автоматів, і працює з блоком та ключем розміром 64 байти (512 бітів). Криптостійкість шифру було протестовано за допомогою пакету NIST STS. За результатами тестів було визначено, що найкращі розсіювальні якості шифр набуває на 5, 8, 10, 15 раундах. Таким чином, ми можемо узгоджувати криптографічну стійкість шифру та його швидкодію залежно від поставлених задач.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] В.В.Жихаревич, Л.О.Чайка, Р.І.Овчар, І.В.Миронів, С.Е.Остапов, «Клітинно-автоматне моделювання динамічних об'єктів», *Всеукраїнська науково-практична конференція «Проблеми інформатики та комп'ютерної техніки». Тези доповідей.* - Чернівці, 3-5 травня 2012 р. – СС. 13-14.
- [2] В.В.Жихаревич, Л.О.Чайка, Р.І.Овчар, О.В.Камінська, С.Е.Остапов, «Система захищеного обміну даними на основі клітинних автоматів», *Науковий вісник Чернівецького університету. Комп'ютерні системи та компоненти*, 2012. – Т.2. – Вип. 1. – С.14-19.
- [3] О.В. Потій, А.В. Леншин, Ю.А.Ізбенко, «Методика статистичного тестування NIST STS та математичне обґрунтування тестів», *Технічний звіт ІІТ – 001-2004.* – Інститут інформаційних технологій. – 2004. – 62 с.

### РОЗПІЗНАВАННЯ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗНІМКІВ ХВОРИХ НА COVID-19 ЗА ДОПОМОГОЮ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ

Лілія Д'ЯЧЕНКО, Олександр ЛАЗОРЯК, Юрій ДОБРОВОЛЬСЬКИЙ, Георгій ПРОХОРОВ,  
Лілія ШУМЛЯК  
*Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича*  
*e-mail: l.dyachenko@chnu.edu.ua*

Штучні нейронні мережі для задач комп'ютерного зору – це досить нові технології, які швидкими темпами інтегруються в сьогоденний день [1].

Перш за все, завдання штучного інтелекту – це автоматизація, до якої прагнуть сучасні підприємства. Розпізнавання об'єктів на зображеннях та їх класифікація є, насамперед, бізнес-завданням, за допомогою якого значно скорочуються витрати різноманітних ресурсів (часу, коштів і т.п.). Прикладом, який обговорювали останнім часом, слугує DeepFake, який дозволяє замінити обличчя людей на відео та розповсюджується як open source [2,3].

На даний момент надзвичайно актуальною задачею є задача розпізнавання рентгенівських знімків хворих на Covid-19. Правильне розпізнавання ознак хвороби на ранніх стадіях, дозволяє значно підвищити шанси на швидке одужання пацієнтів.

Для вирішення даної задачі спочатку було вирішено використати існуючі open source моделі. За основу нашої моделі, була взята модель DenseNet. Для швидкої реалізації згорткової нейронної мережі було використано фреймворк monk\_v1.

Дана модель не змогла якісно навчитися на датасеті і допускала помилки. Хоча знімок хворого змогла класифікувати вірно, але на сьогоденний день точність в 66%, яка була досягнута, є дуже низькою. Проблема даного рішення полягає в масштабі охоплення можливих категорій зображень з якими може працювати використана модель. Тому, для специфічних завдань, краще використовувати власні моделі.

Саме тому, метою дослідження була розробка власної моделі, яка б дозволила підвищити точність розпізнавання знімків до прийняттого рівня.

Архітектура власної моделі для нейронної мережі.

До переліку шарів які входять в згорткову нейронну мережу належать: вхідний шар, 2D шари згортки (Conv2D), шари об'єднання для двовимірних входів (MaxPolling2D), шар середньої операції об'єднання просторових даних (AveragePo), згладжувач входу (Flatten), звичайні щільно з'єднані шари (Dense).

Навчання нейронної мережі взагалі неможливе без даних, тому однією з важливих задач є побудова якісного датасету.

Основна вимога до датасету – це можливість завантажити дані, та будувати власні великі датасети з декількох наборів даних. Саме з цієї причини було обрано платформу Kaggle.

Датасет, який використовувався, був побудований по наступній схемі: перша частина – це дані та зображення знімків здорової грудної клітини людей, які призначені для навчання та перевірки вихідних результатів, друга частина – складається з зображень знімків хворої людини на covid-19, анотації у форматі json та метадані зображень.

Програмний продукт складається з:

- Скрипта для репрезентації даних;
- реалізація ШНМ;
- реалізація доступу до натренованої моделі та виводу результатів.

Після процесу навчання на підготовлених даних виводиться загальний графік (див. рис.1) для розуміння ефективності створеної моделі та навчальних даних за допомогою

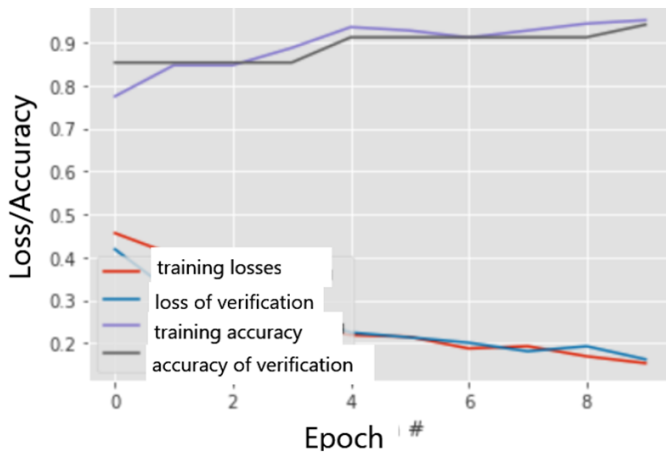


Рисунок 1: Графік втрат та точності моделі тренування.

бібліотеки matplotlib. На графіку відображені основні критерії для оцінювання моделі.

По вісі x відображається відсоткова шкала, де 0 відповідає 0%, а 1 відповідає 100%, а по вісі y відображається кількість епох (циклів) тренувань. Як видно з графіка, метрики точність перевірки та точність прямує до 1, що є гарним результатом для моделі і означає високу точність класифікації зображень, до чого і було прагнення. А параметр втрати (помилки) прямує до мінімальних значень протягом усіх епох

В третьому модулі відбувається підключення створеної моделі для аналізу вхідних зображень та присвоєння їх класу. Зображення (див. рис. 2) на якому показана відтестована спроба є знімок хворої грудної клітини і, як видно з результату, нейронна мережа виконала завдання вірно.

Таким чином розроблено функціонуючу згорткову нейронну мережу для класифікації зображень знімків грудної клітини, що дозволило підвищити точність розпізнавання порівняно з відкритими моделями більш ніж на 30 %. Це дозволяє зробити висновок, що використана архітектура моделі та оптимізатор є найбільш оптимальними для виконання даного завдання. Ітераційне тестування продемонструвало ефективність нейронної мережі. Також, оцінку моделі можна було побачити на коефіцієнтах точності та на функції втрат (коефіцієнти точності прямує до 1, а параметр втрати (помилки) прямує до мінімальних значень протягом усіх епох тренування).

```
[[[9.99893785e-01 1.06217165e-04]]  
[0]]
```

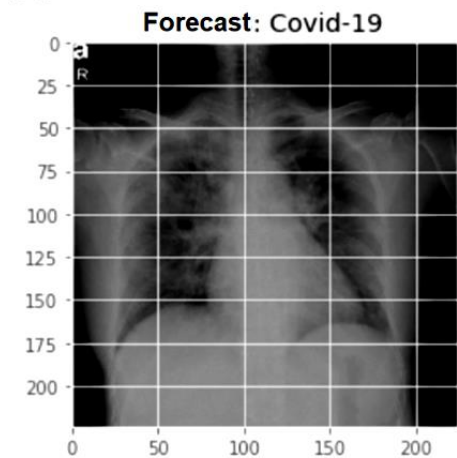


Рисунок 2: Відображення результату перевірки знімку

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Ballard Will. “Hands-On Deep Learning for Images with TensorFlow” Packt Publishing Ltd., Birmingham, 2018, p. 58.
- [2] Aldwairi M., Alwahedi A. “Detecting Fake News in Social Media Networks”. *Procedia Computer Science*, 141, pp. 215–222, 2018. doi: 10.1016/j.procs.2018.10.171.
- [3] Fletcher J. “Deepfakes, Artificial Intelligence, and Some Kind of Dystopia: The New Faces of Online Post-Fact Performance”, *Theatre Journal*, vol. 70(4), pp. 455–471, 2018. doi:10.1353/tj.2018.0097.

### ЗАСТОСУВАННЯ СТОХАСТИЧНИХ АЛГОРИТМІВ ОПТИМІЗАЦІЇ З ДЕКОМПОЗИЦІЄЮ ПРОСТОРУ ПОШУКУ

Юрій ІВАНОВ, Вікторія ЯРСЬКА, Богдан БОДНАРЕНКО, Ілля ЯРОВИЙ, Владислав  
КОВАЛЬ, Тетяна БОГУЦЬКА

*Вінницький національний технічний університет*

*e-mail: Yura881990@i.ua*

**Вступ.** Особливістю актуальних науково-технічних задач є пошук раціональних рішень у багатовимірному просторі альтернатив. Такі прикладні задачі мають загальну форму і класифікуються як задачі оптимізації дійснозначної функції  $f(x)$  на множині  $\Omega$   $n$ -вимірного векторного аргументу  $x = (x'_1, x'_2, \dots, x'_n)^T$ . Множина  $\Omega$  задається обмеженнями на компоненти вектора  $x$ , які задовольняють систему з  $K$  рівнянь  $h_k(x) = 0$  та  $J$  нерівностей  $g_j(x) \geq 0$ , а також обмежені зверху та знизу [1]. *Метою роботи* є аналіз стохастичних методів оптимізації нелінійних функцій з використанням декомпозиції простору пошуку.

**Результати дослідження.** Алгоритм модельного загартування ґрунтується на імітації фізичного процесу, який відбувається при кристалізації речовини. Мета процесу – привести сильно нагріте тверде тіло в стан з найменшою енергією, використовуючи поступове охолодження. Чим нижчий рівень енергії, тим краща кристалічна решітка, тобто у неї менше дефектів і міцніший матеріал. Перехід атома з одного стану в інший відбувається з певною ймовірністю, причому вона зменшується зі зниженням температури. Для ретельного аналізу області пошуку слід комбінувати схеми охолодження та виконувати періодичний нагрів [2].

Алгоритм штучної бджолоїної колонії моделює поведінку медоносних бджіл під час пошуку джерел їжі. Робочі бджоли направляються до джерел нектару (існуючих рішень) і проводять пошук в їх околі. Джерело нектару характеризується значущістю, що обумовлена різними факторами, такими як: дальність від вулика, концентрація, зручність видобутку нектару. Якщо нове джерело їжі (нова точка) за певними параметрами (величина фітнес-функції) краще, ніж попереднє джерело, яке збережене в пам'яті бджоли, то вона запам'ятовує саме його. Потім робочі бджоли повертаються у вулик і передають бджолам-спостерігачам інформацію про нові, більш привабливі джерела, вербуючи їх. Ті, в свою чергу, оцінюють всі знайдені джерела їжі й певним імовірнісним чином вибирають, з якого джерела починати свій пошук. Далі бджоли-спостерігачі проводять процес пошуку аналогічно тому, як це робили робочі бджоли. Нові рішення проходять відбір і зберігаються, якщо вони дозволяють покращити якість нектару (величину фітнес-функції). Бджоли-розвідники продовжують пошук нових джерел їжі на нерозвіданих ділянках [3].

Декомпозиція простору пошуку представляє собою обчислювальну схему, яка дозволяє розробляти паралельні алгоритми з низьким трафіком обміну між паралельними процесами. Простір пошуку розбивається на низку підобластей, які не перетинаються. В кожній з них



запускається алгоритм оптимізації. Після досягнення умови завершення пошуку вибирається найкраще рішення. Така схема ефективна для розв'язання різноманітних задач, але її особливістю є необхідність розробки методу розбиття простору пошуку.

**Висновки.** Дані алгоритми можна успішно застосовувати для розв'язання комплексних задач оптимізації у системах медичної діагностики, завдяки їх гнучкості й ефективності.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] А.В. Пантелеев, Т.А. Летова, *Методы оптимизации в примерах и задачах*. 2005. 544 с.
- [2] D. Delahaye, S. Chaimatanan and M. Mongeau, "Simulated Annealing: From Basics to Applications," *International Series in Operations Research & Management Science*, 2018, 43 p.
- [3] D. Karaboga and B. Akay, "A Comparative Study of Artificial Bee Colony Algorithm," *Applied Mathematics and Computation*, vol. 214. pp. 108-132, 2009.

### МОДИФІКОВАНИЙ АЛГОРИТМ ОПТИМІЗАЦІЇ ФУНКЦІЇ ВТРАТ НЕЙРОМЕРЕЖІ

Юрій ІВАНОВ, Сергій КРИВОГУБЧЕНКО, Максим ДАНИЛЕВИЧ, Єгор ЗВУЗДЕЦЬКИЙ,  
Артем ТРОФИМЧУК, Роман БАБІЙ, Віктор НАЗАРЕНКО  
*Вінницький національний технічний університет*  
*e-mail: Yura881990@i.ua*

**Вступ.** Нейронна мережа – це “чорний ящик”, який відображає результат роботи з певним процесом, використовуючи набір спостережень. Використання нейромереж дозволяє наблизитися до можливостей обробки даних людським мозком, який представляє собою складний, нелінійний, паралельний комп'ютер, що використовує нейронні зв'язки [1, 2]. *Метою роботи* є аналіз модифікованого алгоритму оптимізації функції втрат згорткової нейронної мережі.

**Результати дослідження.** Під навчанням нейромереж розглядається налаштування їх архітектури, ваг нейронів та зв'язків між ними. Параметри мережі коригуються за допомогою детермінованого класу методів, заснованого на аналізі стану поточних параметрів, величинах входів, фактичних та бажаних значеннях сигналу на виходах мережі [3].

Сучасні згорткові нейронні мережі використовують алгоритм *ADAM* для оптимізації функції втрат [4]. У модифікації алгоритму *ADAM* здійснюється накопичення значень градієнта та передбачається визначення частоти його зміни. Правило оновлення ваг  $w$  нейромережі на  $(t + 1)$ -ій ітерації задається у такому вигляді [5]:

$$w_{t+1} = w_t - \frac{\eta}{\sqrt{\frac{\beta_2^{(t)} \cdot v_{t-1} + g_t^2 \cdot \text{sign}(v_{t-1} - g_t^2)}{1 - \beta_2^{(t)}} + \xi}} \cdot \frac{\beta_1^{(t)} \cdot m_{t-1} + (1 - \beta_1^{(t)}) \cdot g_t}{1 - \beta_1^{(t)}}, \quad (1)$$

де  $\eta$  – швидкість навчання;  $g_t$  – градієнт;  $m_0 = v_0 = 0$ ;  $\beta_1^{(0)} = 0,9$ ,  $\beta_2^{(0)} = 0,999$ ;  $\xi = 10^{-8}$ .

Відбувається накопичення імпульсу за правилом: якщо ми деякий час рухаємося в певному напрямку, то, ймовірно, нам слід туди рухатися деякий час і в майбутньому [6]. Основна ідея роботи в тому, щоб прискорити рух по тим координатам, в яких градієнт

послідовно вказує один і той же напрям руху.

**Висновки.** Представлений алгоритм можна використовувати для розв'язання задачі навчання нейронної мережі у різноманітних системах медичної діагностики, завдяки простоті та швидкості роботи.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Д. Рутковская, М. Пилиньский, Л. Рутковский, *Нейронные сети, генетические алгоритмы и нечеткие системы*, М., 2004, 452 с.
- [2] С. Хайкин, *Нейронные сети: полный курс*, М.: Вильямс, 2008, 1104 с.
- [3] D.E. Rumelhart, G.E. Hinton and R.J. William, *Learning Internal Representations by Error Propagations*, Cambridge: MIT Press, 1986, pp. 318-362.
- [4] D.P. Kingma and J.L. Ba, "Adam: A Method For Stochastic Optimization," pp. 1-15, 2014. [Online] Available: <https://arxiv.org/abs/1412.6980>.
- [5] M. Zaheer, S.J. Reddi, D. Sachan and others, "Adaptive Methods for Nonconvex Optimization," *Conference on Neural Information Processing Systems*. Montreal, pp. 1-11, 2018.
- [6] Ю.Е. Нестеров, "Метод минимизации выпуклых функций," *Доклады АН СССР*, М., 1983, Том 269, № 3, С. 543-547.

### ФУНКЦІОНАЛЬНА МОДЕЛЬ КЕРУВАННЯ СТАНОМ ХВОРОГО

Ірина КЛЄОПА

*Вінницький національний технічний університет*  
*e-mail: raseka08@gmail.com*

Функціональна модель являє собою "дерево" основних функцій, що реалізуються у медицині, медичних закладах, установах. Модель будується ієрархічно - від верхнього рівня функцій до нижнього (через декомпозицію). При цьому функції не обов'язково відображаються в хронологічному порядку.

До цього часу немає достатньо чітких визначень таких найважливіших понять, як хвороба та лікування. З позиції теорії складних систем людини є складною системою, стан якої характеризується безліччю різноманітних за природою показників, що забезпечують виконання організмом основних життєвих функцій. У разі виникнення хвороби змінюється значення цих показників, і людина перетворюється на стан, у якому його життєві функції погіршуються. У ході лікування під впливом різних методів та засобів життєві функції здебільшого змінюються у бік покращення [1,2,3].

Спробуємо дати випередження хвороби та лікування з кібернетичної точки зору.

Визначення 1. Показниками ефективності людського організму називаються критерії його стану, що забезпечують виконання життєвих функцій із певною якістю.

Визначення 2. Хворобою називається процес погіршення показників ефективності людського організму.

Визначення 3. Лікування називається процес управління станом людського організму.

Пропонуємо розглядати можливість управління станом хворого на основі функціональної моделі (рис. 1). На стан хворого впливають чинники довкілля (соціальні, економічні, екологічні, метеорологічні та ін.), під впливом яких відбувається порушення внутрішнього середовища людського організму, тобто його гомеостазу. Через це змінюються можливості виконання основних життєвих функцій – виникає хвороба.

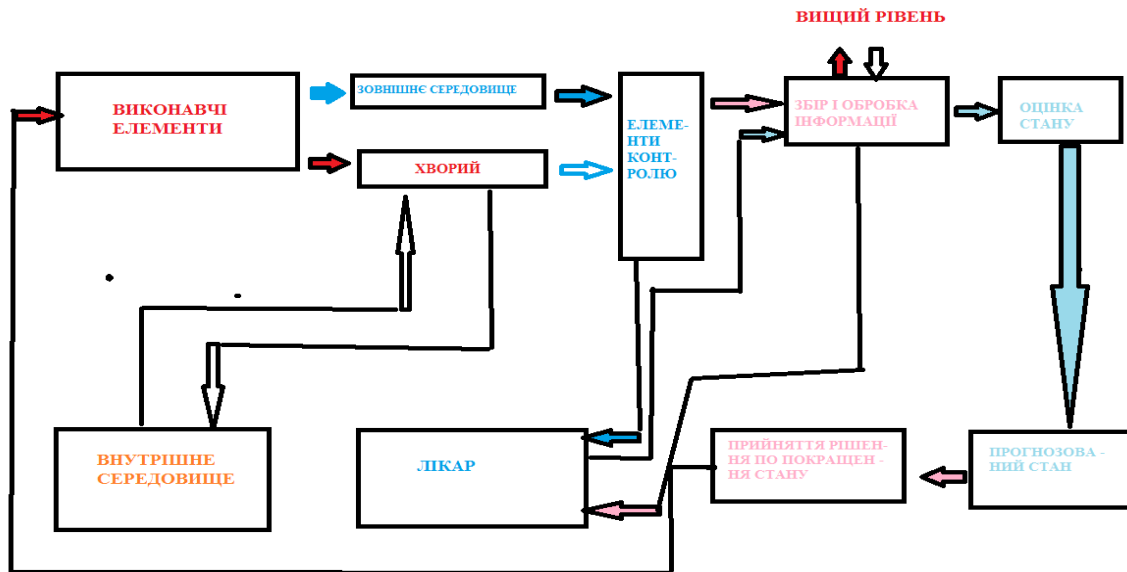


Рис.1. Функціональна модель керування станом хворого

Усі перелічені функції виконуються у принципі як лікарем, а й системою охорони здоров'я. У цьому різних рівнях відбувається специфічний перерозподіл його функцій. Для застосування функціональної моделі необхідна розробка математичних моделей окремих функціональних елементів у системі керування станом хворого.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Б.А. Кобринський, "Ретроспективний аналіз медичних експертних систем." *Новини штучного інтелекту*. № 2, С. 6–18, 2005.
- [2] J. Moore, "Biomedical technology and devices." Handbook . Edited by J. Moore – CRC Press LLC, 750 p, 2004.
- [3] Д.Х. Доан, А.В. Крошилин, С.В. Крошилина, "Обзор подходов к проблеме принятия решений в медицинских информационных системах в условиях неопределенности." *Фундаментальные исследования*, 12 (1), с. 26–30, 2015.

#### КОМПЛЕКСНИЙ ЗАХИСТ ІНФОРМАЦІЇ В МЕДИЧНІЙ ІНФОРМАЦІЙНІЙ СИСТЕМІ

Володимир ЛУЖЕЦЬКИЙ  
Вінницький національний технічний університет  
e-mail: lva.kzi2002@gmail.com

#### Вступ.

Сучасні інформаційні технології широко використовуються в багатьох сферах людської діяльності, зокрема, вони інтенсивно впроваджуються в повсякденну практику охорони здоров'я. На теперішній час в Україні експлуатується електронна система охорони здоров'я (ЕСОЗ) eHealth, що забезпечує автоматизацію ведення обліку медичних послуг та управління медичною інформацією в електронному вигляді. До її складу входять центральна база даних та різноманітні медичні інформаційні системи (МІС) [1,2]. Досвід використання таких систем показав, що питання захищеності інфраструктури збирання, зберігання і передавання медичної інформації та створення надійної електронної бази, є вельми актуальними та потребують комплексного і виваженого підходу до їх вирішення [3].

Концепція надійної електронної бази медичної інформації є центральною при оцінюванні ступеня гарантованості надійності системи. При цьому має розглядатися така ієрархія баз: центральна база даних ЕСОЗ → база даних МІС → база даних автоматизованого робочого місця (АРМ) лікаря. Для кожного з цих рівнів питання захищеності є однаковою мірою важливим, але підходи щодо реалізації захисту даних можуть відрізнятися. В доповіді розглядається новий підхід щодо комплексного захисту інформації, що зберігається в базі даних АРМ лікаря.

### Постановка задачі.

АРМ лікарів є складовими частинами медичної інформаційної системи і водночас можуть функціонувати в автономному режимі, забезпечуючи поточну лікарську діяльність. Вони є найбільш доступними компонентами мереж, і саме з них можуть бути початі численні спроби несанкціонованих дій. Великі обсяги медичної інформації, відсутність належного контролю за її зберіганням і відносно невисокий рівень надійності технічних засобів викликають серйозне занепокоєння стосовно захищеності інформації.

Відомо багато випадків, коли розголошення чи перекручування інформації, що складає лікарську таємницю, призводило до непередбачених наслідків, навіть до суїциду пацієнта.

При експлуатації комп'ютера можливі псування чи втрата інформації через фізичне псування носія інформації, неправильне корегування чи випадкове знищення файлів, руйнування інформації комп'ютерними вірусами та ін..

Виходячи з цього, пропонується підхід, що одночасно забезпечує захист інформації від несанкціонованого доступу (конфіденційність) і від знищення чи модифікації (цілісність). Саме в цьому і полягає комплексність захисту медичної інформації.

### Основна частина.

Підхід, що пропонується, базується на концепції розподіленого зберігання даних.

Нехай до складу медичної інформаційної системи входять  $n$  АРМ лікаря. Інформація, що створена  $i$ -м АРМ і підлягає зберігання, розбивається на  $n$  частин, кожна з яких доповнюється певною інформацією і зберігається відповідним АРМ. Відновлення початкової інформації відбувається з використанням не менше  $k$  частин з доповненнями.

Якщо зломисник буде намагатися отримати доступ до конфіденційної інформації, йому буде потрібно зламати одночасно захист  $k$  АРМ, а не лише одного, як у разі традиційного підходу з використанням криптографії. З іншого боку, при виході з ладу до  $(n-k)$  АРМ початкова інформація може бути відновлена з використанням  $k$  справних АРМ.

Розглянемо реалізацію розподіленого зберігання даних для  $n=4$  і  $k=3$ .

Початкова інформація  $\mathbf{I}$  розбивається на чотири частини  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, I_4\}$  і формується додаткова інформація для кожної з частин:

$$D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4; D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1; D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2; D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3.$$

Таким чином  $i$ -й АРМ ( $i=1,2,3,4$ ) буде зберігати інформацію  $A_i = \{I_i, D_i\}$ .

Процедура розбиття інформації на частини відбувається в такий спосіб. З файлу в псевдовипадковому порядку зчитуються байти інформації, які послідовно записуються в вигляді масиву відповідної частини.

Відновлення початкової інформації при наявності чотирьох наборів даних є очевидним.

Для трьох наборів даних маємо такі перетворення, що забезпечують відновлення початкової інформації.

1.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ ,  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, ?\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_4 = I_2 \oplus I_3 \oplus D_1$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_4 = I_3 \oplus I_1 \oplus D_2$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus D_3$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, I_4\}$ .
2.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, ?, I_4\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_3 = I_2 \oplus I_4 \oplus D_1$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus D_2$ .  
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_3 = I_1 \oplus I_2 \oplus D_4$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, I_4\}$ .
3.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, ?, I_3, I_4\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus D_1$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_2 = I_1 \oplus I_4 \oplus D_3$ .  
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_2 = I_1 \oplus I_3 \oplus D_4$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, I_4\}$ .
4.  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ ,  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{?, I_2, I_3, I_4\}$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_1 = I_3 \oplus I_4 \oplus D_2$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_1 = I_2 \oplus I_4 \oplus D_3$ .  
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus D_4$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, I_3, I_4\}$ .

Відновлення початкової інформації з чотирьох наборів даних відбувається в такий спосіб. З масиву відповідної частини послідовно зчитуються байти інформації, які в псевдовипадковому порядку записуються у файл.

Наведені приклади відновлення початкової інформації показують, що в разі несправності одного АРМ інформація, яка зберігається розподілено, може бути повністю відновлена. Крім того, наявність трьох варіантів визначення вмісту відсутньої частини забезпечує можливість відновлення початкової інформації в разі зіпсованої одної додаткової частини за мажоритарним принципом. У наведеному прикладі це 2 з 3.

Для двох наборів даних маємо такі результати.

1.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, I_2, ?, ?\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_3 \oplus I_4 = I_2 \oplus D_1$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_3 \oplus I_4 = I_1 \oplus D_2$ . Інформація не відновлена.
2.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, ?, I_3, ?\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_2 \oplus I_4 = I_3 \oplus D_1$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_2 \oplus I_4 = I_1 \oplus D_3$ . Інформація не відновлена.
3.  $A_1 = \{I_1, D_1\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{I_1, ?, ?, I_4\}$ .  
 $D_1 = I_2 \oplus I_3 \oplus I_4 \rightarrow I_2 \oplus I_3 = I_4 \oplus D_1$ .  
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_2 \oplus I_3 = I_1 \oplus D_4$ . Інформація не відновлена.

4.  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ ,  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ .  $\mathbf{I} = \{?, I_2, I_3, ?\}$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_4 \oplus I_1 = I_3 \oplus D_2$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_4 \oplus I_1 = I_2 \oplus D_3$ . Інформація не відновлена.
5.  $A_2 = \{I_2, D_2\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{?, I_2, ?, I_4\}$ .  
 $D_2 = I_3 \oplus I_4 \oplus I_1 \rightarrow I_3 \oplus I_1 = I_4 \oplus D_2$ .  
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_3 \oplus I_1 = I_2 \oplus D_4$ . Інформація не відновлена.
6.  $A_3 = \{I_3, D_3\}$ ,  $A_4 = \{I_4, D_4\}$ .  $\mathbf{I} = \{?, ?, I_3, I_4\}$ .  
 $D_3 = I_4 \oplus I_1 \oplus I_2 \rightarrow I_1 \oplus I_2 = I_4 \oplus D_3$   
 $D_4 = I_1 \oplus I_2 \oplus I_3 \rightarrow I_1 \oplus I_2 = I_3 \oplus D_4$ . Інформація не відновлена.

Наведені приклади показують, що в разі коли злоумисник отримує доступ до інформації не одного, а двох АРМ, він не зможе відновити початкову інформацію.

#### **Висновки.**

1. Складність розв'язання задач захисту інформації в медичних інформаційних системах обумовлена розподіленням використання ресурсів, необхідністю запобігання несанкціонованому доступу до конфіденційної інформації і можливістю втрати інформації через втручання людини чи несправність апаратури.
2. Запропонований підхід щодо комплексного захисту конфіденційної медичної інформації одночасно забезпечує такі властивості, як конфіденційність і цілісність, і тим самим підвищує довіру до інформації.

#### **СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

- [1] В. О. Качмар “Медичні інформаційні системи – стан розвитку в Україні”, *Український журнал телемедицини та медичної телематики*, Т.8, С.12-17, №1, 2010.
- [2] І. К. Чурпій, Н. В. Чурпій, В. Д. Скрипко “Сучасний стан інформатизації в медицині”, *Буковинський медичний вісник*, Т.15, С. 171-173, № 1, 2011.
- [3] В. П. Марценюк, Н. Я. Климук, І. С. Гвоздецька “Проблема захисту телемедичної інформації: нормативно-правові та організаційні аспекти з досвіду республіки Польща”, *Медична інформатика та інженерія*, С. 44-55, № 3, 2016.

#### **РОЗРОБКА МУЛЬТИМОВНОГО КЛАСИФІКАТОРА ТЕКСТУ З ВИКОРИСТАННЯМ ПРЕДТРЕНОВАНОЇ МОДЕЛІ**

Олександр ОРЛОВСЬКИЙ, Сергій ОСТАПОВ  
Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича  
e-mail: s.ostapov@chnu.edu.ua

Психологічне здоров'я людини сьогодні стоїть на порядку денному як одне з основних медико-психологічних питань. Величезна кількість інформації, що її розповсюджують в інтернеті, обговорення подій та гострі суперечки у соціальних мережах часто негативно впливають на психологічний стан особистості.

Тому завдання фільтрування контенту сьогодні є дуже актуальним. З цим завданням можуть успішно впоратись класифікатори текстової інформації, які ґрунтуються на нейронних мережах. Однак період часу, потрібний для тренування та налаштування такого класифікатора, достатньо великий, що не зовсім зручно. Крім того, зібрати потрібний набір даних для навчання класифікатора, - також потребує певного часу.

Сьогодні існує альтернативна технологія розробки класифікаторів – використання предтренуваних моделей. Однак, не зовсім зрозуміло, наскільки точним буде розроблений класифікатор, що ґрунтується на предтренуваній моделі. Тому аналіз точності та швидкодії такого класифікатора є актуальною задачею. Розв'язанню цієї задачі й присвячено це дослідження.

В роботі досліджується як використання предтренуваної мультимовної моделі Universal Sentence Encoder (USE) [2] в якості складової власної моделі класифікатора з оптимальними гіперпараметрами впливає на точність класифікації при навчанні на малій кількості даних (~0.05% з набору). Продемонстровано, що навіть при достатньо малій кількості прикладів для навчання (по 36 на клас) завдяки використанню USE та оптимальній конфігурації при навчанні вдається досягти достатньо високої точності класифікації на англійськомовних та російськомовних даних, що вкрай актуально за умов неможливості зібрати власний великий набір даних для навчання.

При проведенні експериментів продемонстровано важливість правильного підбирання гіперпараметрів моделі. Зокрема в даній роботі розглядалися batch size, оптимізатор, кількість епох навчання та відсоток даних з набору, взятий для навчання класифікатора.

В процесі експериментування підбрано оптимальну конфігурацію гіперпараметрів, згідно з якою за десять секунд навчання (на час навчання можуть суттєво впливати використані технічні засоби) можна досягти 86.46% точності класифікації на російськомовному наборі даних та 91.13% на англійськомовному відповідно.

У наступних дослідженнях планується взяти до уваги більшу кількість гіперпараметрів для аналізу їх впливу на кінцевий результат роботи класифікатора. Також цілком актуально порівняти вплив різних предтренуваних моделей-аналогів відповідно до USE, на яку ми опирались при проведенні усіх експериментів.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] T.Dopierre, C. Gravier, W.Logerais, «A Neural Few-Shot Text Classification Reality Check», arXiv preprint arXiv: 2021. - 2101.12073.
- [2] Universal-sentence-encoder-multilingual-large. 16 languages (Arabic, Chinese-simplified, Chinese-traditional, English, French, German, Italian, Japanese, Korean, Dutch, Polish, Portuguese, Spanish, Thai, Turkish, Russian) text encoder. 2021. [Online]. Available at: <https://tfhub.dev/google/universal-sentence-encoder-multilingual-large/3>. [Accessed: April 10, 2022].

### ОГЛЯД АНАЛОГІВ ПРОГРАМ ТА ТЕХНОЛОГІЙ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ УКРАЇНСЬКОГО МОВЛЕННЯ З ПЕРЕТВОРЕННЯМ У ТЕКСТ

О. БІСІКАЛО, П. ПЕТРУК

*Вінницький національний технічний університет*  
*e-mail: obisikalo@gmail.com*

**Анотація:** у даній науково-дослідницькій роботі досліджено сучасні програмні інструменти, які надають можливість перетворювати українське мовлення на текст. Виявлено переваги та недоліки кожного з приведеного аналогу. На основі проведеного аналізу складено таблицю, яка надає змогу порівняти між собою розглянуті аналоги та

визначитися з ключовим функціоналом. Цим самим отримано вимоги до ідеалізованого програмного продукту в цій галузі з точки зору вибагливого користувача. На основі цього дослідження планується розробити програмне забезпечення, яке має відповідати обґрунтованим вимогам.

**Матеріали та методи:** розглянемо вже відомі технологічні рішення, що можуть бути застосовані для розпізнавання українського мовлення та наступного перетворення його у текстовий формат. Потрібно відмітити, що відповідні рішення мають високу ступінь актуальності для вітчизняних медичних інформаційних систем, оскільки дозволяють в процесі україномовного діалогу лікар–пацієнт автоматизовано отримати протоколи інтерактивних подій у текстовому форматі. Розглянемо найбільш відомі на сьогодні технологічні аналоги.

CyberMova – програма CyberMova для розпізнавання мовлення як частина більш широкого однойменного проєкту [1] стала однією з перших технологій, створених з метою введення у комп'ютер текстової інформації голосом з орієнтацією саме на українську мову. Словник розпізнавання складається з 200000 слів. Охоплено загальноживану лексику включно із суспільно-політичною тематикою (можна диктувати новини), погодою, спортом, культурою, економікою. Є підтримка розпізнавання назв великих міст, країн, поширених імен та загальновідомих прізвищ – загалом реалізована технологія Named Entity Recognition (NER) [2]. Програма CyberMova також підтримує ряд функцій редагування тексту, причому деякі з них викликаються голосом. Програма працює в операційній системі Windows. На момент написання цієї роботи підтримка інших операційних систем відсутня. Мова інтерфейсу: англійська. Доступність: відсутність оплати. Переваги: підтримує широкий спектр лексику, можливість використовувати без підключення до інтернету, можливість гнучкого налаштування чутливості мікрофону та підтримка NER. Недоліки: можливість використання тільки на ОС Windows; для використання потрібно завантажити досить великий файл та здійснити інсталяцію програми; інтерфейс користувача не належить до категорії інтуїтивно зрозумілих; є певні вимоги до обсягу вільної оперативної пам'яті для коректного функціонування; авторська підтримка програми припинена у 2016 році.

Speech Recognition for Ukrainian [3] – перший безкоштовний двигун для розпізнавання українського мовлення, технологія якого знайшла застосування у багатьох галузях. Основний продукт, на який початково була націлена команда розробників – це телеграм бот, який надає змогу перетворювати українське мовлення в текст. Технологію було створено на базі відкритого програмного забезпечення, яке, за наявної ліцензії, можна переглядати та змінювати. На сьогоднішній день дану технологію використовують у гаджетах для smart-будинків та роботі в колл-центрах.

Мова інтерфейсу: англійська. Доступність: Є змога безкоштовного використання, яке зумовлене тривалістю аудіо запису до однієї хвилини.

Переваги: кросплатформність, зрозумілість у використанні – при запуску бота користувач отримує опис подальших дій для отримання очікуваного результату. Недоліки: додаткова оплата для більшої кількості хвилин вхідного запису, підтримується тільки базова лексика, через що тексти предметних областей можуть бути інтерпретовані неправильно.

SpeechText.AI [4] – веб-сервіс для перетворення мовлення в текст та транскрипції аудіо файлів. Сервіс приймає на вхід збережений аудіо файл і на виході видає текст, який вдалося вилучити. Присутній досить широкий спектр налаштування та предметної галузі мовлення. Сервіс підтримує більше 30 мов для вилучення тексту, тому не дивно, що тарифний план на користування ним варіюється від 10 до 99 доларів в залежності від потреб користувача. Важливо, що у сервісі присутній тестовий період, для отримання якого потрібно лише



zareestruvati svoju poshtu, pielia chogo koristuvach otrimue mozhlivist' peretvoriti na tekst 15 khvilin audio zapisu, rozmir yakogo ne pereviщує 60 megabait.

Мова інтерфейсу: англійська. Доступність: наявні 4 тарифних плани, ціна яких варіюється від 10 до 99 доларів, які різняться кількістю хвилин, доступних для розпізнавання та максимальним розміром вхідного файлу.

Переваги: підтримка більше 30 мов для розпізнавання, доступне налаштування доменної області контенту та типу запису (інтерв'ю, подкаст, дзвінок, лекція тощо), доступний безкоштовний пробний період для апробації функціоналу.

Недоліки: дорогий у використанні.

Textfromtospeech [5] – це безкоштовний онлайн інструмент, який імплементує в собі функціонал вилучення тексту людського мовлення у реальному часі. Доступна підтримка найбільш популярних мов світу – починаючи від англійської та закінчуючи китайською, зокрема і українською. Також є можливість гнучкого налаштування гучності, швидкості та тону голосу мовця. Окрім простого вилучення текстової інформації, здійснюється розпізнавання іменних сутностей (NER) – завдяки чому велика літера пишеться там, де це потрібно в більшості випадків. Результати мовлення відображається в реальному часі під час мовлення. За потреби користувач може зберегти отриманий текст у різних форматах текстового файлу.

Мова інтерфейсу: на вибір користувача – доступні найпопулярніші мови світу. Доступність: повністю безкоштовне.

Переваги: доступність, простий та лаконічний графічний інтерфейс користувача, підтримка найбільш популярних мов світу, підтримка NER, відображення результату в режимі реального часу під час мовлення

Недоліки: немає гнучкого налаштування за предметними областями, відсутня можливість завантажити записаний аудіо файл.

Hindityping [6] - це найкращий сайт для друку в Індії, на якому доступні мовні інструменти (або одна з найкращих та простих у використанні безкоштовна мовна платформа.). Сервіс був розроблений для вирішення проблеми індійського субконтенту, у межах якого пишуться блоги та статті місцевими мовами. На даний момент, окрім підтримки майже всіх індійських мов, сервіс також підтримує найпопулярніші мови світу, серед яких є і українська. Він надає можливість перетворювати звуковий сигнал у текст, перекладати з однієї мови на іншу та розпізнавати текст на зображеннях. Отримані результати можна зберегти у буфері обміну, в файлі, надрукувати або надіслати на електронну пошту.

Мова інтерфейсу: англійська. Доступність: повністю безкоштовне.

Переваги: доступність, інтуїтивно зрозумілий графічний інтерфейс користувача, широкий спектр підтримки мов, відображення результату в режимі реального часу під час мовлення, отриманий текст можна скопіювати в буфер обміну, роздрукувати, зберегти в офісному документі або надіслати на електронну пошту.

Недоліки: відсутня підтримка NER, немає гнучкого налаштування за предметними областями, відсутня можливість завантажити записаний аудіо файл.

Розглянуті вище технологічні аналоги містять у собі досить різноманітний функціонал. Для аналізу експертним шляхом було визначено найбільш значимі з експлуатаційної точки зору характеристики, до яких можна віднести: доступність, підтримка технології NER, можливість завантаження записаних даних та розпізнавання живого мовлення.

Порівняльний аналіз найбільш важливих характеристик існуючих технологічних рішень представлено у табл. 1.

Таблиця 1

Порівняльна характеристика відомих технологічних рішень (систем / програм) для розпізнавання україномовного аудіо сигналу з перетворенням у текст

Назва	Доступність	Підтримка NER	Завантаження записаних даних	Розпізнавання «живого мовлення»
CyberMova	+	+	+	-
Speech Recognition for Ukrainian	+	-	-	-
SpeechTextAI	-	-	+	-
Textfromto-speech	+	+	-	+
Hindityping	+	-	-	+

**Висновки:** у результаті проведеного дослідження було проаналізовано можливості відомих сервісів та програм для перетворення українського мовлення у текст. Зокрема були розглянуті найбільш популярні з доступних розробок у цій предметній галузі. Визначено ключові характеристики, які б повинен був мати ідеалізований програмний продукт з точки зору користувача. Для медичних інформаційних систем таким характеристиками є доступність, підтримка технології NER, можливість завантаження записаних даних та розпізнавання живого мовлення.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Cybermova, [Online]. Available: <https://www.cybermova.com/products/stt-demo.htm>. [Accessed: April. 3, 2022].
- [2] Analyticsvidhya, [Online]. Available: [https://www.analyticsvidhya.com/blog/2021/06/part-10-step-by-step-guide-to-master-nlp-named-entity-recognition\\_](https://www.analyticsvidhya.com/blog/2021/06/part-10-step-by-step-guide-to-master-nlp-named-entity-recognition_) [Accessed: April. 4, 2022].
- [3] Telegram, [Online]. Available: [https://t.me/ukr\\_stt\\_small\\_bot\\_](https://t.me/ukr_stt_small_bot_) [Accessed: April. 5, 2022].
- [4] Spechtext, [Online]. Available: [https://spechtext.ai/\\_](https://spechtext.ai/_) [Accessed: April. 6 2022].
- [5] Textfromtospeech, [Online]. Available: [https://www.textfromtospeech.com/\\_](https://www.textfromtospeech.com/_) [Accessed: April. 7, 2022].
- [6] Hindityping, [Online]. Available: [https://hindityping.info/speech-to-text/ukrainian\\_](https://hindityping.info/speech-to-text/ukrainian_) [Accessed: April. 8, 2022].

#### ВИКОРИСТАННЯ НЕЧІТКИХ БАЗ ЗНАТЬ З ФУНКЦІЯМИ НАЛЕЖНОСТІ ТИПУ-2 У МЕДИЧНІЙ ДІАГНОСТИЦІ

Наталія КОНДРАТЕНКО

*Вінницький національний технічний університет*

*e-mail: kondrn2014@gmail.com*

#### *Вступ*

На даний час об'єми даних, які накопичуються дослідниками в медичних галузях, різко збільшуються завдяки швидкому розвитку інформаційних технологій. Аналіз застосування інформаційних технологій у медичних установах показує, що комп'ютерні прилади найбільше використовуються для обробки текстової інформації, обробки баз даних, статистичних та фінансових розрахунків. Також окремо можна відмітити використання комп'ютерної техніки разом з діагностичною апаратурою.

При здійсненні медичного діагностування в Україні, призначенні курсу лікувальних заходів, прогнозуванні наслідків захворювань, практично не використовують можливості прикладного програмного забезпечення. Враховуючи той факт, що лікар постійно стикається з задачами дослідницького характеру, його робота носить творчий характер, посилюється важливість впровадження новітніх інформаційних розробок в галузі медичної діагностики. Одночасно існує проблема прийняття рішення при встановленні діагнозу оскільки, так чи інакше, лікар несе пряму відповідальність за результат своєї діяльності. Приймаючи рішення про діагноз або лікування, як правило, фахівець з медицини, спирається на знання і досвід. Дуже важливо при цьому обґрунтування рішення, якщо воно підказується іншим фахівцем або інтелектуальною комп'ютерною системою. Результат, що надається комп'ютерною програмою, як показує практика, багато в чому допомагає досліднику прийняти правильне рішення.

Істотну роль в медичній діагностиці грають також особливості медико-біологічних даних. Більшість медичної інформації має описовий, якісний характер. Дані, що мають числовий вигляд, також не можуть бути добре упорядковані або класифіковані, оскільки залежать від клінічних традицій різних шкіл, особливостей регіонів, а також від часу.

Відомо [1], що знання, які отримують за допомогою експертів в тому числі і в медичній галузі, як правило, містять різні види невизначеностей, а знання, що є результатом обробки медичних даних, можуть містити певну кількість шумів. Саме тому важливими є методи, які надають можливість подання та обробки неповної або суперечливої інформації у галузі медичної діагностики. На даний час, отримала розвиток теорія «розмитих» множин [2], яка допомагає зробити опис медичних даних, що мають якісну форму. Основні положення теорії нечітких множин та нечіткої логіки [3,4] дозволяють подавати медико-біологічні знання у вигляді нечітких правил з функціями належності для кожного вхідного параметра. Останній етап для розв'язання задач у медичній діагностиці – це побудова нечітких логічних систем.

### **Постановка задачі**

Поставимо задачу розробити метод побудови нечітких баз знань типу-2 з інтервальними функціями належності, що буде використовуватись для задач медичної діагностики та прогнозування станів захворювання.

**Мета роботи** – підвищення якості відображення предметної області, що пов'язана з медичними дослідженнями, за рахунок побудови нечітких баз знань типу-2 з інтервальними функціями належності.

### **Математична модель**

Для задач, які розв'язуються фахівцями з медичної галузі, як правило, є поширеними два напрямки. Перший означає, що задача має визначений набір параметрів, на підставі якого приймається рішення. Другий, пов'язаний з ситуацією, коли не можна врахувати всі параметри, тобто є тільки значущі параметри, тоді як результат, розглядається кінцеве рішення, що може мати приблизний характер.

Для розв'язання задач першого напрямку однозначно можна використовувати традиційні комп'ютерні програми. Для такого типу задач впровадження інтелектуальних технологій може привести до появи результату з меншою точністю і за більший час, що неприпустимо в медичній галузі.

Але більшість медичних задач мають ознаки другого напрямку, коли необхідну кількість параметрів визначити не вдається. Це задачі діагностики та прогнозування наслідків захворювання, вибору стратегії і тактики лікування та ін. Таким чином, для задач у медичній діагностиці в умовах, коли опис медичних даних має якісну форму, буде доречним

будувати нечіткі логічні системи, які володіють можливостями описати існуючі висловлення фахівців з медичної галузі. Крім того успіх формування нечітких баз знань, вибір виду функцій належності та кількості входних параметрів, буде істотно залежати від ступеня участі фахівців з медичної галузі та міри використання дослідницької медико-біологічної інформації.

Для розв'язання поставленої задачі побудуємо нечіткі моделі типу-2 з інтервальними функціями належності, які є адекватними медичній області та здатні в умовах описових, якісних даних враховувати як знання медичного експерта так і досвідні медико-біологічні дані. Для розв'язання задач у медичній діагностиці нечітку модель подаємо як загальну нечітку модель типу-2 з інтервальними функціями належності [2], структура інтервальної нечіткої моделі типу-2 представлена на рис. 1.

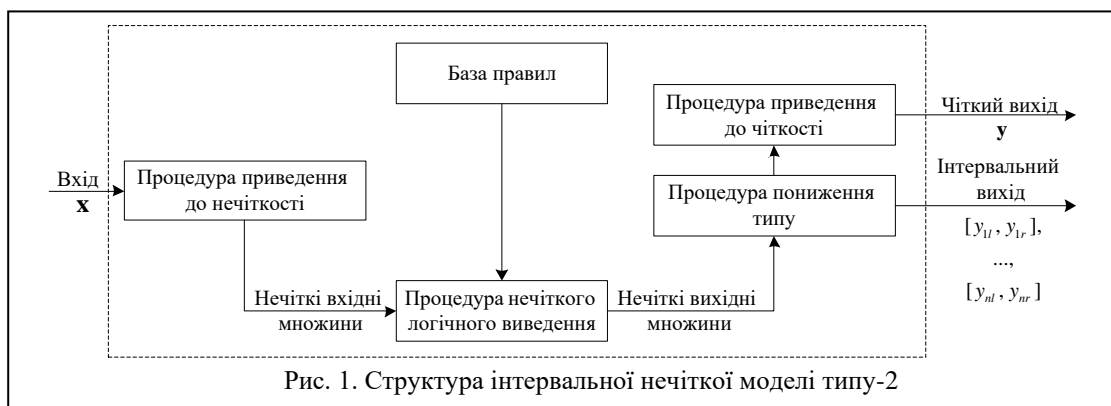


Рис. 1. Структура інтервальної нечіткої моделі типу-2

Нечітка модель подає медичні параметри, у вигляді чітких входів  $x = (x_1, \dots, x_p)$ . Далі ці медичні параметри перетворюються у інтервальні та чіткі виходи:  $\mathbf{Y} = ([y_{1l}, y_{1r}], \dots, [y_{nl}, y_{nr}])$  і  $y = (y_1, \dots, y_n)$ . Адекватність інтервальної нечіткої моделі типу 2 у медичній предметній області, забезпечується наявністю нечіткої бази знань, процедурою приведення до нечіткості, процедурою нечіткого логічного виведення, процедурою пониження типу та процедурою приведення до чіткості.

Для опису інтервальних функцій належності, що описують входні медичні змінні, приймаємо модифіковану гаусову форму. Загальний вигляд інтервальної функції належності [7]:

$$\mu(x) = e^{-\left(\frac{x-b}{[\min(c), \max(c)]}\right)^2},$$

де  $[\min(c), \max(c)]$  – діапазон зміни параметра  $c$  (показує «розмитість» певного медичного параметру) гаусової функції належності;  $b$  – зміщення, тобто значення медичного параметра, на яке вказує експерт; приклад такої функції зображено на рис. 2.

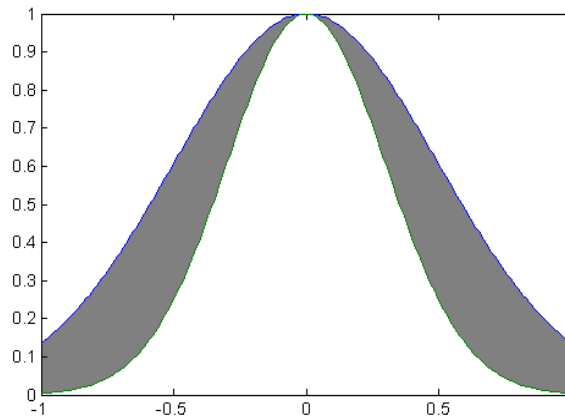


Рис. 2. Інтервальна функція належності

### Методика досліджень

В більшості практичних задач діагностування, особливо у медичному діагностуванні, синтез нечітких баз знань та побудова нечітких моделей (НМ) в умовах якісного характеру даних залежать від вміння фахівця з медичної галузі щодо формалізації своїх знань та розуміння важливості параметрів, що надаються розробнику для подальшого проектування нечіткої логічної системи.

Виходячи з наведених вище відомостей, метод побудови нечітких баз знань з функціями належності типу-2 для розв'язання задачі медичної діагностики та прогнозування станів захворювання включає побудову нечіткої бази знань при наявності таких вхідних даних.

Нехай відома медична вибірка  $X$ :

$$X = \{X_1, X_2, \dots, X_n\},$$

де  $X_i = (x_{1i}, x_{2i}, \dots, x_{ki}, y_i), i = 1 \dots n$ ;

$n$  – кількість прикладів з медичного діагностування,

$k$  – кількість вхідних медичних змінних,

$y$  – вихідна величина, наприклад тип медичного діагнозу.

Метод побудови нечітких баз знань типу-2 з інтервальними функціями належності для розв'язання задачі медичної діагностики та прогнозування станів захворювання складається з двох основних кроків. Перший крок призначений для генерування нечіткої моделі на основі вибірки  $X$ , що є фактично верифікованими даними з медичної практики захворювань. Основна задача, яка розв'язується на даному кроці - швидка генерація на базі дослідних медичних даних адекватної нечіткої моделі з інтервальними функціями належності [6]. Процес генерування на базі дослідних медичних даних нечіткої моделі з інтервальними функціями належності здійснюється за допомогою алгоритму [7]. На основі цього алгоритму буде відбуватися одночасно зменшення вибірки, яка, як правило, для медичних даних, є надлишковою, та генерування нечіткої моделі для медичного діагностування з інтервальними функціями належності. В якості функції належності для вхідних медичних змінних обираємо гаусову функцію (рис.2). На другому кроці, після отримання результатів роботи нечіткої логічної системи, яка працює за схемою (рис.1), результати діагностування

з певного захворювання обговорюються експертом з медичної галузі чи групою експертів для прийняття кінцевого рішення.

### Використання запропонованого методу на прикладі задачі медичного діагностування

Розглянемо захворювання ендокринної системи людини та прогнозування його наслідків [5]. Проведемо дослідження якості функціонування нечіткої моделі для діагностування гіпотиреозу та прогнозування стану захворювання.

Знання про захворювання характеризуються такими параметрами:

- 39 вхідних змінних, що є важливими з точки зору фахівця з даного захворювання;
  - одна вихідна величина – висновок про відсутність або наявність захворювання з визначенням його ступеня важкості, теж надаються на основі думки фахівця з даного захворювання;
  - 140 прикладів з медичної практики.

Фрагмент роботи моделі на тестових прикладах наведемо нижче, табл. 1.

Таблиця 1  
 Результати роботи моделі на тестових прикладах

№	x <sub>1</sub>	x <sub>2</sub>	x <sub>3</sub>	x <sub>4</sub>	x <sub>5</sub>	x <sub>6</sub>	x <sub>7</sub>	...	x <sub>37</sub>	x <sub>8</sub>	x <sub>39</sub>	Верифікований діагноз	Вихід моделі	Діагноз моделі
2	1	4 8	1	0	0	3	1	...	11 8	4	4.4	2	[2.1373, 2.2341]	2
4	1	5 4	3	0	1	1	0	...	3.4	8. 9	3.4	1	[0.9760, 1.1021]	1
5	1	4 0	1	1	1	1	0	...	92	3. 2	5.7	2	[2.2696, 2.3487]	2
6	1	5 0	25	0	0	0	1	...	12 0	4. 3	8.8	2	[1.5864, 1.6490]	2
8	1	5 9	6	0	0	2	0	...	13 0	4. 3	7.3	3	[0.6727, 3.1875]	1.3

Розглянемо приклади функціонування моделі діагностування захворювання з використанням інтервальних функцій належності

Приклад 1. В результаті роботи моделі отримаємо таку оцінку вихідної величини:  $y = [2.1373; 2.2341]$ . Обґрунтування діагнозу експертом таке: значення верхньої і нижньої межі інтервалу відповідають одному і тому діагнозу – другому, або середньому ступеню важкості гіпотиреозу. Висновок про прогнозування стану захворювання: пацієнт з такими значеннями параметрів хворіє на гіпотиреоз другої (середньої) ступені важкості.

Приклад 2. В результаті роботи моделі отримаємо таку оцінку вихідної величини:  $y = [0.9760; 1.1021]$ . Обґрунтування діагнозу експертом таке: значення верхньої і нижньої межі інтервалу відповідають одному і тому діагнозу – першому, або початковому ступеню важкості гіпотиреозу. Висновок про прогнозування стану захворювання: пацієнт з такими значеннями параметрів хворіє на гіпотиреоз першої ступені важкості.

Приклад 3. В результаті роботи моделі отримаємо таку оцінку вихідної величини:  $y = [0.6727; 3.1875]$ . Обґрунтування діагнозу експертом таке: значення верхньої і нижньої межі вихідного інтервалу відповідають різним діагнозам. Висновок про прогнозування стану захворювання: у цьому випадку кінцевим результатом будуть всі діагнози, які потрапляють у вихідний діапазон. Остаточний висновок експерта такий: гіпотиреоз є, але ступінь його важкості повинна досліджуватись.

### Висновки

Запропоновано метод побудови нечітких баз знань типу-2 з інтервальними функціями належності, що буде використовуватись для задач медичної діагностики та прогнозування станів захворювання. В рамках даного методу представлено нечітку модель типу-2 з інтервальними функціями належності, яка є адекватною медичній області та здатна в умовах якісного характеру вхідних медичних змінних, враховувати, як знання фахівця з медичної практики, так і дослідні медико-біологічні дані. Наведено експериментальні приклади досліджень за даним методом, для задач медичного діагностування.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Zadeh L.A. Fuzzy sets as a basis for theory of possibility // Fuzzy sets and systems 100 supplements. – 1999. – P.9-34.
- [2] Mendel J.M., John R.I., Liang Q. Interval Type-2 fuzzy logic systems: theory and design // IEEE Transactions on Fuzzy Systems. – 2000. – 8. – P. 535-550.
- [3] Зайченко Ю.П. Нечеткие модели и методы в интеллектуальных системах. – К. :Издат. Дом «Слово». – 2008. – 344 с.
- [4] Ротштейн А.П. Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети. – Винница: «УНИВЕРСУМ-Вінниця», 1999. – 320с.
- [5] Кондратенко Н.Р., Зелінська Н.Б., Куземко С.М. Діагностика гіпотиреозу на основі нечіткої логіки з використанням інтервальних функцій належності // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2003. – № 4. – С. 52–58.
- [6] Кондратенко, Н. Р. Забезпечення адекватності інтервальних нечітких моделей типу-2 в задачах ідентифікації складних об'єктів [Текст] / Н. Р. Кондратенко, О. О. Снігур // Системні дослідження та інформаційні технології. – 2019. – № 6. – С. 21–28.
- [7] Кондратенко Н.Р., Зелінська Н.Б., Куземко С.М. Нечіткі логічні системи з врахуванням пропусків в експериментальних даних // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – 2004. – № 5. – С. 37–41.

## ПОБУДОВА АЛГОРИТМУ ВИДІЛЕННЯ ЗАДАНОГО ФРАГМЕНТА НА МЕДИЧНОМУ ЗОБРАЖЕННІ В СЕРЕДОВИЩІ NI LABVIEW

Анатолій КУЛИК, Олександр НІКОЛЬСЬКИЙ, Віктор РЕВЕНОК, Володимир МОТИГІН  
<sup>1</sup>Вінницький національний медичний університет ім. М.І. Пирогова  
e-mail: Nikolskyu@i.ua

На сьогодні існує проблема в аналізі зображень при розпізнанні об'єктів на зображенні, які заслуговують на увагу лікаря-діагноста. Наприклад, можна сегментувати зображення, використовуючи деякий алгоритм, і зробити висновок, що фактичний контур перепаду яскравості на темних - світлих фрагментах об'єкта був визначений. Насправді фактичний контур навіть не може бути визначений, якщо об'єкт при спостереженні є розмитим тілом. При комп'ютерній обробці і розпізнаванні зображень вирішується широке коло завдань. Одним з основних етапів розпізнавання є процес поділу зображення на області (кластери) які не перекриваються, що покривають все зображення і однорідні за деякими ознаками. Кластеризація спрощує аналіз однорідних областей зображення, а також геометричних характеристик і характеристик яскравості. Реалізація кластеризації здійснюється за допомогою спеціальних методів. Їх метою є відділення аналізованого об'єкта, структури або області інтересу від навколишнього фону. Існуючі методи кластеризації не завжди дають задовільний (якісний) результат, тому необхідні нові рішення. У кластерному аналізі для кількісної оцінки близькості вводиться поняття метрики. Подібність і відмінність між об'єктами, що класифікуються, встановлюється залежно від метричної відстані між ними. Якщо кожен об'єкт описується  $k$  ознаками, то він може бути представлений як точка в  $k$ -вимірному просторі. Схожість з іншими об'єктами буде визначатися як відповідна відстань. У кластерному аналізі використовують різні міри подібності і відстані між об'єктами [1]. Текстури в якості еталону вибираються вручну за допомогою маски (ROI). На Рис.1 показано алгоритм визначення міри близькості між вхідним зображенням і вибраним в якості еталона фрагментом. Процедура визначення міри здійснюється за допомогою еквівалентнісної моделі [2]. На Рис.2 показаний проект алгоритму в середовищі NI LABVIEW.

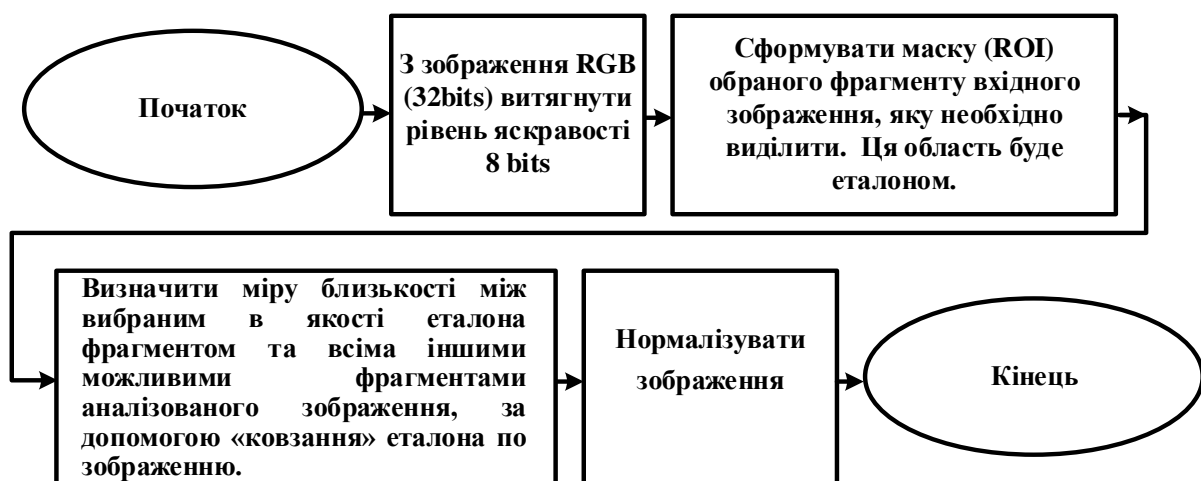


Рисунок 1 - Алгоритм визначення міри близькості між вхідним зображенням і вибраним в якості еталона фрагментом

Для проектування алгоритму виділення заданого фрагмента на медичному зображенні в середовищі NI LABVIEW на вхід віртуального інструмента NI Vision подається зображення



RGB 32 bits та перетворюється в зображення 8 біт формату «HSL» - Luminance Plane, яке утворюється з рівня яскравості вхідного зображення. Вхідне зображення позначимо як Image. Далі відбувається формування маски (ROI) - Template обраного фрагменту текстури зображення, який необхідно виділити. Ця область буде еталонним зображенням. Це еталонне зображення вибирається експертом і формується координатним пристроєм для керування курсором («мишкою»). Наступною операцією є визначення міри близькості між вибраним в якості еталона фрагментом та всіма іншими можливими фрагментами аналізованого зображення. Для цього використовується вдосконалена просторова еквівалентнісна функція. Скрипт для вузла MathScript проекту NI LABVIEW записаний нижче:

```
[k1,l1]=size(Image)
[k2,l2]=size(Template)
WI=ones(k1,l1)*255
WT=ones(k2,l2)*255
Icomp=WI-Image
Tcomp=WT-Template
q=1:k2
z=1:l2
EqTemplate= min(max(Image(q,z),Tcomp(k2,l2)),max(Icomp(q,z),Template(k2,l2)))
n=1:q:k1
m=1:z:l1
Equivalent= min(max(Image(n,m),Tcomp(k2,l2)),max(Icomp(n,m),Template(k2,l2)))
```

де: [k1,l1] – задається розмір вхідного зображення, [k2,l2] – розмір еталона, WI, WT – матриця розміром вхідного зображення, та матриця розміром еталона всі елементи якої мають значення 255, Icomp, Tcomp – комплементарні матриці вхідного зображення та еталону, Equivalent – еквівалентнісна функція, EqNorm нормована еквівалентнісна функція. Для нормального сприйняття зображення його нормалізують за формулою:

$$f(p, min, max) = \frac{p-min}{max-min} \times 255$$
, де  $f$  – функція нормалізації,  $p$  – значення яскравості конкретного пікселя зображення, яке розпізнано функцією еквівалентності,  $min$  – мінімальне значення пікселя в даному випадку це яскравість пікселя, еталонного зображення,  $max$  – максимальне значення пікселя. Скрипт для нормалізації записаний нижче.

```
EqNorm1=Equivalent(n,m)-Template(k2,l2)
EqNorm2=WI(n,m)-Equivalent(n,m)-EqNorm1
EqNorm=(righdiv((EqNorm1), EqNorm2))*255
```

Операції з матрицями виконуються попіксельно. Результати моделювання програми NI LABVIEW при визначенні міри близькості між вибраним в якості еталона фрагментом та всіма іншими можливими фрагментами аналізованого зображення показано на рис. 2, та в Табл.1.

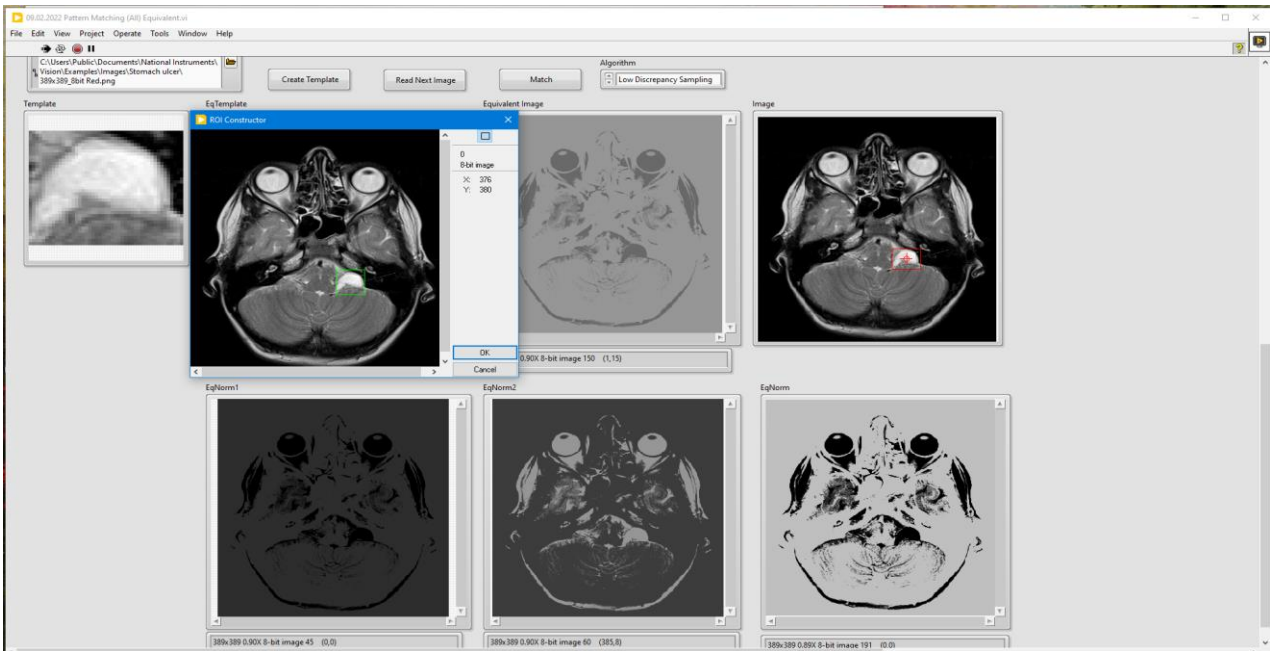


Рисунок 2 - Проект алгоритму виділення заданого фрагмента на медичному зображенні в середовищі NI LABVIEW.

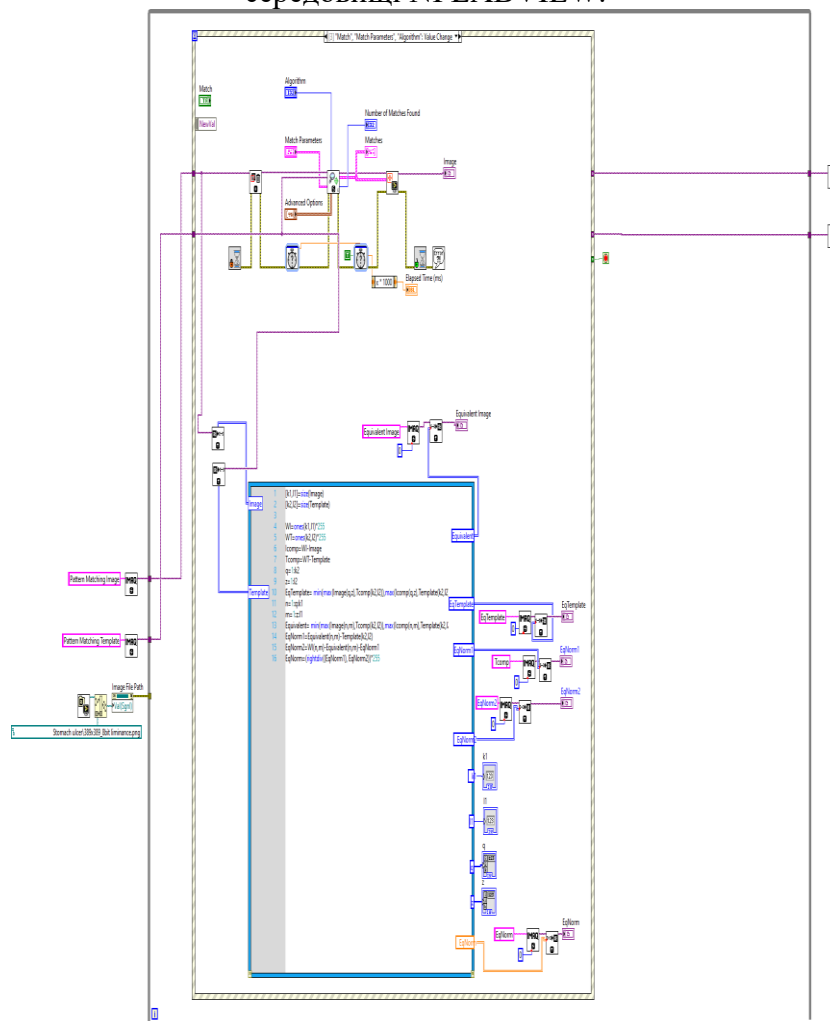

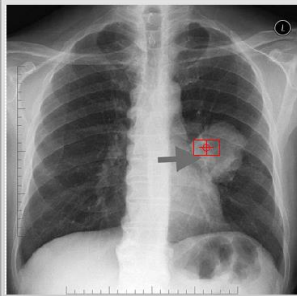



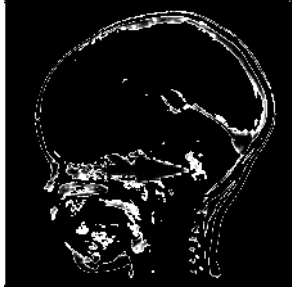


Рисунок 3 - Блок-схема алгоритму виділення заданого фрагмента на медичному зображенні в середовищі NI LABVIEW.

Таблиця 1 – Результати моделювання алгоритму виділення заданого фрагмента на медичному зображенні в середовищі NI LABVIEW, де червоним маркером виділений еталон.

Вхідне зображення			
Зображення оброблене процедурою нормованої еквівалентності			

### ВИСНОВКИ

В роботі розглянута демонстрація можливостей NI LabView для побудови віртуальних медичних приладів і, як приклад, побудова алгоритму, що дозволяє проводити селекцію фрагментів медичного зображення за його спектральними ознаками, та виділяти об'єкти на вхідному зображенні які заслуговують на увагу лікаря-діагноста.

### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Леонтьев В. К., О мерах сходства и расстояниях между объектами, Ж. вычисл. матем. и матем. физ., 2009, том 49, номер 11, 2041–2058  
<http://www.mathnet.ru/links/52a9e91d17f90b4bfb9a6552d7b669ff/zvmmf4788.pdf>
- [2] Vladimir G. Krasilenko, Alexander I. Nikolsky, Victor I. Yatskovsky, K. V. Ogorodnik, Sergey Lischenko, "Family of new operations equivalency of neuro-fuzzy logic: optoelectronic realization and applications," Proc. SPIE 4732, Photonic and Quantum Technologies for Aerospace Applications IV, (1 August 2002); doi: 10.1117/12.477429

### ЗАСТОСУВАННЯ НЕЙРОННИХ МЕРЕЖ ДЛЯ РОЗПІЗНАВАННЯ ТА КЛАСИФІКАЦІЇ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗНІМКІВ ХВОРИХ НА COVID-19

Лілія Д'ЯЧЕНКО

*Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича*  
*e-mail: l.dyachenko@chnu.edu.ua*

На даний момент надзвичайно актуальною задачею є задача розпізнавання рентгенівських знімків хворих на Covid-19. Правильне розпізнавання ознак хвороби на ранніх стадіях, дозволяє значно підвищити шанси на швидке одужання пацієнтів. Звичайно, розпізнавання знімків можна здійснювати вручну висококваліфікованими лікарями, але у періоди зростання рівня захворювань такого персоналу зазвичай не вистачає, а у деяких

медичних закладах (особливо в маленьких містах) таких спеціалістів в принципі немає. Тому автоматизація розпізнавання таких знімків є дуже важливим завданням.

Одним з автоматизації розпізнавання таких знімків є Штучні нейронні мережі, які застосовуються для задач комп'ютерного зору. Розпізнавання об'єктів на зображеннях та їх класифікація є завданням, за допомогою якого значно скорочуються витрати різноманітних ресурсів (часу, коштів і т.п.). Прикладом слугує DeepFake [1], який дозволяє замінити обличчя людей на відео та розповсюджується як open source.

Для створення ефективної та сучасної нейронної мережі важливо використовувати сучасні методи та засоби розробки. Необхідними засобами є: мова програмування, віртуальне середовище, яке б дозволило з легкістю запуснути додаток на іншому персональному комп'ютері та фреймворк для роботи з нейронними мережами.

Найчастіше використовуваною мовою програмування серед науковців та інженерів є Python. Вона має декілька переваг над конкурентами в парадигмі наукової роботи. Перш за все, це швидкість опанування та сильна підтримка спільноти. Багато Python-бібліотек для AI і ML, які істотно знижують витрати і пришвидшують розробку. Простий синтаксис і читабельність сприяють швидкому тестуванню складних процесів і роблять мову зрозумілою для всіх. Як можна побачити, Python має багато переваг, але існують також і певні обмеження: оскільки це інтерпретована мова, Python може бути повільнішим, ніж інші компільовані мови; для декількох наборів інструментів Matlab бракує аналогів Python; у matplotlib також є певні проблеми, зокрема відсутність уніфікованого інтерфейсу.

Популярними фреймворками є Pandas [2], Numpy [3], Scipy [4]. У список бібліотек для роботи з нейронними мережами відносять PyTorch [5], Theano [6], Caffe [7], TensorFlow [8] та інші.

Для вирішення даної задачі спочатку було вирішено використати існуючі open source моделі. За основу нашої моделі, була взята модель DenseNet [9]. До переваг відноситься те, що при щільному підключенні досягається менша кількість параметрів та більш висока точність, порівняно з ResNet та Res - Pre-Activation ResNet.

У DenseNet кожен шар отримує додаткові входи від усіх попередніх шарів і передає власні карти функцій усім наступним шарам. Використовується конкатенація. Кожен шар отримує «колективні знання» від усіх попередніх шарів.

Оскільки кожен шар отримує карти функцій від усіх попередніх шарів, мережа може бути тоншою та компактною, тобто кількість каналів може бути меншою. Швидкість росту  $k$  – додаткова кількість каналів для кожного шару.

Для кожного шару композиції застосовують пакетну норму попередньої активації (BN) і ReLU, потім  $3 \times 3$  згортку. Це ідея від Pre-Activation ResNet.

Для швидкої реалізації згорткової нейронної мережі було використано фреймворк monk\_v1. Дана бібліотека реалізує надбудову над Tensorflow та Keras та містить в собі популярні open source моделі. З переліку була вибрана вище описана DenseNet. В результаті була отримана точність в 45.45% при проходженні тестових даних.

Проблема даного рішення полягає в масштабі охоплення можливих категорій зображень з якими може працювати використана модель. Тому, для специфічних завдань, краще використовувати власні моделі.

Саме тому, було вирішено розробити власну модель, яка б дозволила підвищити точність розпізнавання знімків до прийняттого рівня.

Було проведено ряд ітерацій перевірки (12 разів знімки грудних клітин чергувалися в довільній формі), результатом були достовірні відповіді протягом всіх ітерацій. Тобто, використовуючи власну модель та оптимізований датасет, ми підвищили точність розпізнавання рентгенівських знімків більш ніж на 30%.

Це дозволяє зробити висновок, що використана архітектура моделі та оптимізатор є найбільш оптимальними для виконання даного завдання. Ітераційне тестування

продемонструвало ефективність нейронної мережі. Також, оцінку моделі можна було побачити на коефіцієнтах точності та на функції втрат (коефіцієнти точності прямують до 1, а параметр втрати (помилки) прямує до мінімальних значень протягом усіх епох тренування).

Це дозволяє зробити висновок, що створена ШНМ може з успіхом використовуватися для розпізнавання рентгенівських знімків хворих, забезпечуючи точність розпізнавання, що прямує до 100%.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] Fletcher, J., Deepfakes, Artificial Intelligence, and Some Kind of Dystopia: The New Faces of Online Post-Fact Performance. *Theatre Journal*, 70(4), 2018, pp. 455–471. doi:10.1353/tj.2018.0097.
- [2] Daniel Y. Chen., *Pandas for Everyone: Python Data Analysis*. Addison-Wesley Professional, Boston, 2017.
- [3] Mahesh Ravishankar and Vinod Grover, Automatic acceleration of Numpy applications on GPUs and multicore CPUs. *CoRR*, 2019. URL: <http://arxiv.org/abs/1901.03771>.
- [4] Virtanen, P., Gommers, R., Oliphant, T.E. et al., *SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python*, *Nat Methods* 17, 2020, pp. 261–272. URL: <https://doi.org/10.1038/s41592-019-0686-2>.
- [5] Adam Paszke, Sam Gross, Soumith Chintala, Gregory Chanan, Edward Yang, Zachary DeVito, Zeming Lin, Alban Desmaison, Luca Antiga, and Adam Lerer, Automatic differentiation in pytorch, in: *NIPS Workshop*, Long Beach, CA, 2017.
- [6] Soheil Bahrampour, Naveen Ramakrishnan, Lukas Schott, Mohak Shah, Comparative study of caffe, neon, theano, and torch for deep learning, *Workshop track – ICLR 2016*, San Juan, Puerto Rico, 2016.
- [7] L. Yuan, Z. Qu, Y. Zhao, H. Zhang and Q. Nian, A convolutional neural network based on TensorFlow for face recognition, *IEEE 2nd Advanced Information Technology, Electronic and Automation Control Conference (IAEAC)*, 2017, pp. 525-529. doi: 10.1109/IAEAC.2017.8054070.
- [8] Tianqi Chen, Mu Li, Yutian Li, Min Lin, Naiyan Wang, Minjie Wang, Tianjun Xiao, Bing Xu, Chiyuan Zhang, and Zheng Zhang, *MXNet: A Flexible and Efficient Machine Learning Library for Heterogeneous Distributed Systems*, *ML Systems workshop at NeurIPS*, Montréal, Canada, 2015.
- [9] The PyTorch team, *Torch Script*. URL: <https://pytorch.org/docs/stable/jit.html>.

#### ЗІСТАВНІСТЬ ПОКАЗНИКІВ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО ТА ПУЛЬСОВГО РИТМІВ, ОТРИМАНИХ МЕТОДАМИ КРАДІОГРАФІЇ ТА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

Артем МІЩЕНКО, Галина ТАРАДІНА  
*Донецький національний університет імені Василя Стуса*  
*e-mail: a.mishchenko@donnu.edu.ua*

**Вступ.** Варіабельності серцевого ритму (ВСР) є мірою флуктуацій часових інтервалів між послідовними скороченнями серця. ВСР відображає регуляторні взаємодії між автономною нервовою та кардіоваскулярною системами та часто використовується для оцінки їх функціонального стану. Зазвичай ВСР визначають, використовуючи часові ряди проміжків між послідовними R-піками електрокардіограми (ЕКГ). У зв'язку з широким

розповсюдженням пристроїв для реєстрації фотоплетизмограми (ФПГ), а також більшою простотою реєстрації, розглядається можливість використання варіабельності пульсового ритму (ВПР), отриманої на основі сигналу фотоплетизмограми як заміника ВСР. Сигнал ФПГ може бути використаний для оцінки інтервалів між скороченнями серця, оскільки реєструє зміни обсягу крові в периферійних судинах кров'яного русла, що виникають після кожного скорочення серця. Однак величина часової затримки між моментом деполяризації міоцитів шлуночків та моментом появи пульсової хвилі в місці реєстрації ФПГ не є сталою і залежить від багатьох фізіологічних чинників. Також характеристичні точки сигналу ФПГ, що використовуються для часової локалізації пульсової хвилі, можуть мати менш виражений характер порівняно з піками сигналу ЕКГ. На точність детекції характеристичних точок сигналу ФПГ може впливати дискретність цього сигналу та наявність шуму. У зв'язку з цим виникають питання щодо степені згідності між ВСР та ВПР [1]–[7].

В багатьох роботах для співставлення ВПР та ВСР використовують метод Бленда-Альтмана (БА). В цьому методі степінь згідності оцінюється за допомогою показників, що окремо представляють систематичний та випадковий складники помилки. Завдяки відсутності в цьому методі єдиного інтегрального показника, який би дозволяв робити статистичне висовування стосовно згідності, в багатьох роботах (див. наприклад [4], [5], [8]–[10]) обчислюють так зване «відношення БА». Недолік цього показника полягає в тому, що він не може врахувати наявність систематичної помилки.

Метою нашої роботи було з'ясувати: (1) чи узгоджуються значення показників ВПР та ВСР, що отримані в стані спокою для здорових людей; (2) наскільки ця згідність може бути покращена вибором характерних точок сигналу ФПГ, що локалізують пульсові хвилі та використанням методів, що дозволяють покращити точність локалізації; вибором довжини хвилі світла для реєстрації сигналу ФПГ. В нашій роботі, окрім аналізу Бленда-Альтмана, для аналізу згідності ми будемо використовувати аналіз на основі показника сумарного відхилення (the total deviation index, TDI), який включає як систематичний, так і випадковий складники помилки. Ми співставимо між собою результати цих двох аналізів згідності.

**Матеріали та методи.** Сигнал ФПГ реєструвався на вказівному пальці правої руки з використанням червоного та ІЧ світла, в стані спокою сидячі у 22 здорових піддослідних. Синхронно з сигналом ФПГ реєструвався сигнал ЕКГ, тривалість реєстрації складала 10 хвилин. Для реєстрації ЕКГ використовувався чіп AD8232 (Analog Devices) та АЦП ADS1115 (Texas Instruments; 16 bit; 860 SPS; I2C). Для реєстрації сигналу ФПГ використовувався датчик MAX30102 (Maxim Integrated USA; I2C), що працює в режимі відбивання та має ІЧ ( $\lambda \approx 880$  нм) та червоний ( $\lambda \approx 660$  нм) канали. Кожен з сенсорних модулів підключався до окремого модуля мікроконтролера ESP8266. Для синхронізації часу сигналів, що вимірювались різними модулями ESP8266, використовувався синхронізуючий сигнал, що генерувався заданою періодичністю одним з реєструючих модулів ESP8266. Для визначення відстаней між послідовними пульсовими хвилями в сигналі ФПГ використовувались 4 характеристичні точки, рис. 1: діастолічний мінімум (F), систолічний пік (S), серединна точка (розташована посередині між точками F та S), точка максимального нахилу (Q; максимум першої похідної). При пошуку цих точок були використані декілька різних процедур, що дозволяють покращити їх локалізацію. Зокрема використовувалась інтерполяція для збільшення частоти дискретизації; для зменшення впливу високочастотних шумів фрагменти сигналу поблизу характеристичної точки згладжувались кубічними сплайнами. Для оцінки ВСР та ВПР ми використовували показники частотного й часового доменів та геометричні показники. Спектральні показники оцінювались з використанням трьох методів. Номер методу  $k$  зазначений підрядковим індексом в їх назві:  $k=1$  – короткотермінове перетворення Фур'є (Short Time Fourier Transform);  $k=2$  – швидке перетворення Фур'є;  $k=3$  – періодограма Ломба-Скаргла. Оцінка згідності показників ВСР та ВПР здійснювалась на основі аналізу Бленда-Альтмана (обчислювався інтервал згідності

(LoA) та його ширина ( $\Delta\text{LoA}$ ), систематична помилка (Bias)) [11] та TDI аналізу [12]. Всі показники оцінювались непараметрично з використанням різниць  $D$  між парними показниками ВСП та ВПР, а також відсоткових різниць  $D\%$  [11], [13], їх довірчі інтервали оцінювались з використанням бутстрепу на рівні піддослідних.

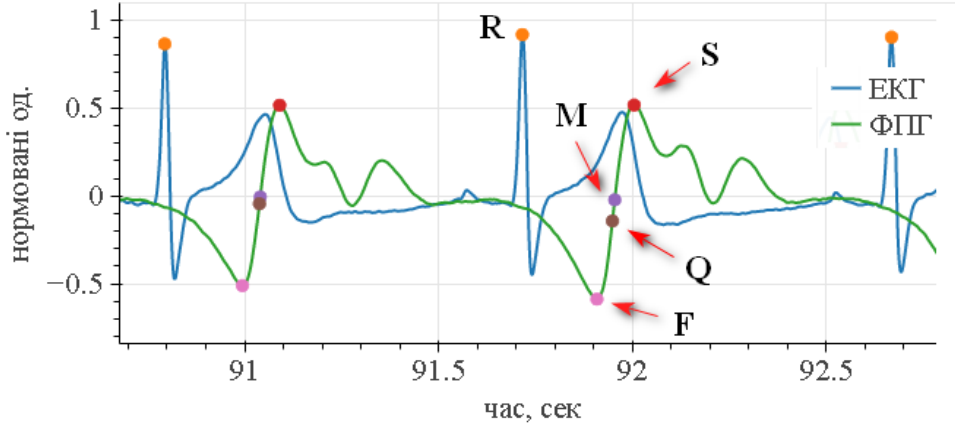


Рис. 1. Характеристичні точки сигналів ЕКГ та ФПГ, що використовувались для обчислення RR та PP інтервалів.

**Результати.** Діаграми Бленда-Альтмана демонструють наявність достовірної залежності систематичної помилки різниць  $D$  від середнього для вимірюваних показників. Приблизно для половини показників варіабельності тест Шапіро показує відсутність нормального розподілу для різниць  $D$ , але в той же час, ті самі різниці у відсотковій формі  $D\%$ , мають нормальний розподіл. Також для більшості показників дисперсія не є гомогенною. В більшості випадків, залежність дисперсії від  $A$  є такою, що вона не може бути усунута з використанням логарифмічного перетворення чи приведення до відсоткової форми  $D\%$ . Це робить обґрунтованим використання саме непараметричного варіанту аналізу Бленда-Альтмана. Також при аналізі результатів згідності слід враховувати залежність показників згідності від вимірюваної величини.

*Вплив на згідність способу одержування часового ряду PPI.* На основі аналізу Бленда-Альтмана було виявлено, що згідність більшості показників ВСП та ВПР може бути певним чином покращена завдяки вибору характеристичної точки, що локалізує пульсову хвилю сигналу ФПГ. Оптимальними варіантом є використання характеристичної точки діастолічного мінімуму (F) або точки максимуму першої похідної (Q). Для різних показників це дозволяє зменшити ширину інтервалу згідності  $\Delta\text{LoA}\%$  на 1 – 30% порівняно з точкою S. У випадку точки F, вплив довжини хвилі світла при реєстрації ФПГ та вибір алгоритму при пошуках характеристичної точки не створювали істотного достовірного впливу на згідність. Використання ІЧ світла у випадку точки Q зменшує  $\Delta\text{LoA}\%$  для багатьох показників варіабельності, але це зменшення не було статистично достовірним. При аналізі згідності в термінах TDI%, вплив вибору типу характеристичної точки, алгоритмів її пошуку, а також довжини хвилі світла були значно менш вираженими.

*Порівняння згідності різних показників ВСП та ВПР.* Для оптимального з точки зору згідності способу отримання PPI (наприклад, спосіб, що використовує точки діастолічного мінімуму, інфрачервоне світло) було проаналізовано, яким чином згідність міняється між різними показниками ВСП та ВПР (рис. 2).



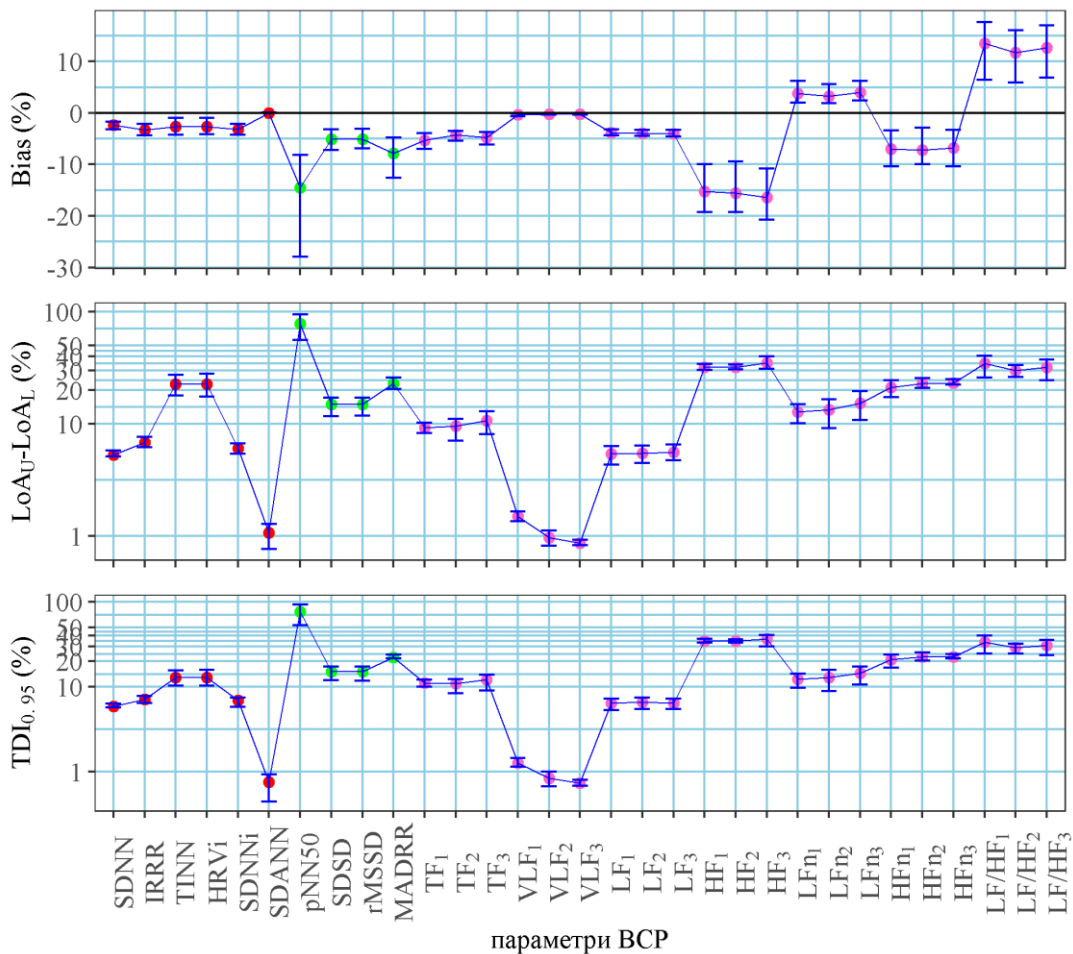


Рис. 2. Систематична помилка (Bias), ширина інтервалу згідності ( $\Delta LoA$ ) та показник сумарного відхилення ( $TDI_{0.95}$ ) обчислені для відсоткових різниць  $D\%$  показників ВСР та ВПР. Показники ВПР обчислювались на основі PPI, отриманого методом, що використовує точки діастолічного мінімуму (метод  $F_{IR,2}$ )

Систематична помилка більшості показників не перевищує 10%, і для більшості показників метод ФПГ завищує їх значення (рис. 2). Абсолютне значення систематичної помилки в діапазоні 10-20% мають показники pNN50, HF, HFn, та LF/HF.

Ширина інтервалу згідності,  $\Delta LoA\%$ , була меншою за 10% для статистичних показників SDNN, IRRR, SDNNi, SDANN та спектральних показників  $TF_1$ ,  $TF_2$ , VLF, LF (рис. 2). Більшою за 10% величина  $\Delta LoA\%$  була для геометричних показників TINN, HRVi, статистичних pNN50, SDDSD, rMSSD, MADRR, спектральних  $TF_3$  (близький до граничного значення 10%), HF, LFn, HFn, LF/HF. Всі значення показника сумарного відхилення TDI були близькими до значень  $\Delta LoA\%$  за виключенням геометричних показників TINN, HRVi, для яких  $\Delta LoA\%$  приблизно в двічі більша за  $TDI_{0.95}$ . Близькість значень  $TDI_{0.95}\%$  та  $\Delta LoA\%$ , пов'язана з асиметрією в розташуванні границь інтервалу згідності відносно нуля, для геометричних показників ці границі навпаки розташовані значно більш симетрично.

У випадку спектральних показників ВСР та ВПР, вибір методу для оцінки спектральної густини потужності не мав достовірного впливу на величину показників згідності за виключенням VLF. Оцінка VLF з використанням короткотермінового перетворення Фур'є дає трохи гіршу згідність (приблизно на 0.5%) порівняно з рештою методів.



Достовірна залежність систематичної помилки від величини показника варіабельності спостерігалась для TF, LF, HF ( $\beta_{0.5} < 0$ ) та LF/HF ( $\beta_{0.5} > 0$ ). Коефіцієнти регресії 2.5% перцентилі діаграмми Бленда-Альтмана достовірно відрізнявся від нуля у випадку показників IRRR, TINN, HRVi, LF, SDNNi, pNN50, HF<sub>3</sub> ( $\beta_{0.025} < 0$ ), та LF/HF<sub>3</sub> ( $\beta_{0.025} > 0$ ). Коефіцієнти регресії 97.5% перцентилі достовірно відрізнялися від нуля у випадку показників TF<sub>1</sub>, LF, HF ( $\beta_{0.975} < 0$ ), та LF/HF<sub>1</sub>, LF/HF<sub>3</sub> ( $\beta_{0.025} > 0$ ). Це вказує на негомогенність дисперсії у випадку цих показників.

**Обговорення.** Отримані результати показують, що на основі ВПП з мінімальною похибкою (<1%) можуть бути оцінені показники, що визначають середній пульс або центральну тенденцію послідовності ВПП (mNN, mHR, medianNN).

Серед показників спектральної області VLF, LF та HF згідність зменшується при збільшенні частоти, яку вони представляють. Показники VLF, LF можуть бути отримані на основі ВПП з похибкою <10%, показник HF має значення  $\Delta LoA$  та  $TDI > 30\%$ , значну систематичну помилку. Спектральні відмінності часових рядів RRI та PPI стосуються їх частотних складників ВЧ діапазону. Спектральні показники LFn, HFn та LF/HF мають значення  $\Delta LoA\%$  та  $TDI\% > 10\%$ , оскільки всі вони залежать від потужності ВЧ діапазону.

Різні показники часового домену та геометричні показники статистично відображають потужність тих чи інших частотних діапазонів. Тоді виникає запитання, чи не може бути перенесена закономірність, яку ми бачили для показників частотного домену, на показники часового домену та геометричні показники? Тобто, чи не буде більша незгідність пов'язана з показниками, що представляють високочастотний діапазон потужності? Ми здійснили кореляційний аналіз показників варіабельності частотної області з одного боку з показниками варіабельності часової області та геометричними показниками з другого (рис. 3).

Як можна бачити з рис. 3, показники часової області можна розділити на декілька груп, в залежності від того, переважно з спектральними показниками якого частотного діапазону вони корелюють. До першої групи можна віднести показники, які мають дуже слабку кореляцію зі спектральними показниками ВЧ діапазону, слабку та середню з спектральними показниками НЧ та ДНЧ діапазону відповідно. До цієї групи належить показник часового домену SDANN. BCP та ВПП варіанти цього показника мають дуже гарну згідність ( $\Delta LoA\%$  and  $TDI_{0.95}\%$  1%, bias% -2%). До другої – показники, що мають слабку кореляцію з спектральними показниками ВЧ діапазону, середню з спектральними показниками НЧ та ДНЧ діапазону. До цієї групи можна віднести показники часового домену SDNN, IRRR, SDNNi та геометричні показники TINN та HRVi. BCP та ВПП варіанти показників часової області мають гарну згідність ( $\Delta LoA\%$  та  $TDI_{0.95}\%$  5-8%, bias - 2%), натомість згідність геометричних показників є значно меншою. До третьої групи можна віднести показники, що мають середню чи високу кореляцію зі спектральними показниками ВЧ діапазону, слабку чи дуже слабку та середню з спектральними показниками НЧ та ДНЧ діапазону відповідно. До цієї групи можна віднести показники часового домену pNN50, SDSD, rMSSD та MADRR. BCP та ВПП варіанти цих показників мають низьку згідність ( $\Delta LoA\%$  та  $TDI_{0.95} > 20\%$ , bias -15 – -5%). Тож можемо бачити наявність певної закономірності, коли згідність BCP та ВПП варіантів показників часової області залежить від того, в якій степені ці показники представляють потужність ВЧ діапазону. Але з цієї закономірності випадають геометричні показники.

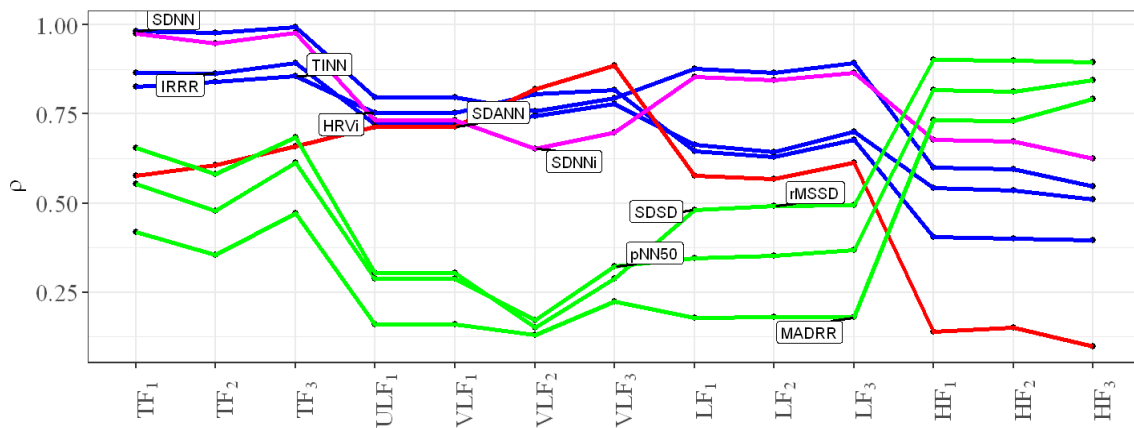


Рис. 3. Кореляційний аналіз показників варіабельності частотної області з одного боку з показниками варіабельності часової області та геометричними показниками з другого. Коефіцієнт кореляції  $\rho$  оцінювався з використанням метода Спірмана.

**Висновки.** На основі аналізу Бленда-Альтмана було виявлено, що згідність більшості показників ВСР та ВПР може бути певним чином покращена завдяки вибору характеристичної точки, що локалізує пульсову хвилю сигналу ФПГ. Оптимальними варіантом є використання характеристичної точки діастолічного мінімуму (F) або точки максимуму першої похідної (Q). Для різних показників це дозволяє зменшити ширину інтервалу згідності  $\Delta\text{LoA}\%$  на 1 – 30% порівняно з точкою S. У випадку точки F, вплив довжини хвилі світла при реєстрації ФПГ та вибір алгоритму при пошуках характеристичної точки не створювали істотного достовірного впливу на згідність. Використання ІЧ світла у випадку точки Q зменшує  $\Delta\text{LoA}\%$  для багатьох показників варіабельності, але це зменшення не було статистично достовірним.

Аналіз та оптимізація згідності на основі показника  $\Delta\text{LoA}$  можливі за відсутності систематичної помилки, або якщо передбачається її усунення за допомогою калібрування. На відміну від  $\Delta\text{LoA}$  показник TDI має більш інтегральний характер, його величина буде залежати як від систематичної помилки, так і від ширини інтервалу згідності. З точки зору цього показника, вплив на згідність вибору типу характеристичної точки, алгоритмів її пошуку, а також довжини хвилі світла були значно менш вираженими.

При використанні оптимальних характеристичних точок, в термінах показника  $\Delta\text{LoA}\%$ , гарну узгодженість (<10%) мали показники mNN, mHR, SDNN, IRRR, TF, SDANN, VLF, LF, SDANNi, HF<sub>n1</sub>; середню узгодженість (10-20%) мали показники SDS, RMSSD, LFn, і недостатню узгодженість (>20%) - TINN, HRVi, pNN50, MADRR, HF, HF<sub>n2</sub>, HF<sub>n3</sub>, LF/HF<sub>1</sub>, LF/HF<sub>2</sub>, LF/HF<sub>3</sub>. Аналіз на основі TDI<sub>0,95%</sub> показав аналогічну картину згідності за виключенням геометричних показників TINN та HRVi. Для цих показників TDI<sub>0,95%</sub> показав середню згідність (10-20%). Порівняння згідності різних показників варіабельності на основі ВСР та ВПР показує, що найгіршу згідність мають показники частотного домену, що представляють потужність ВЧ діапазону (0.15-0.4 Гц). Проведений кореляційний аналіз показує, що це стосується також показників часової області, що мають значну кореляцію з ВЧ показниками частотної області. В цілому можна сказати, що за умов вимірювання ФПГ у здорових людей в стані спокою, ВПР може мати лише обмежене використання як альтернатива ВСР. Достатній рівень згідності можуть мати показники, які представляють середній пульс, варіабельність УНЧ, ДНЧ чи НЧ діапазонів.

**СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ**

- [1] W.-H. Lin, D. Wu, C. Li, H. Zhang, і Y.-T. Zhang, «Comparison of Heart Rate Variability from PPG with That from ECG», в *The International Conference on Health Informatics*, вип. 42, Y.-T. Zhang, Ред. Cham: Springer International Publishing, 2014, с. 213–215. doi: 10.1007/978-3-319-03005-0\_54.
- [2] G. Lu, F. Yang, J. A. Taylor, і J. F. Stein, «A comparison of photoplethysmography and ECG recording to analyse heart rate variability in healthy subjects», *Journal of Medical Engineering & Technology*, вип. 33, вип. 8, с. 634–641, Лис 2009, doi: 10.3109/03091900903150998.
- [3] С.-С. Chuang, J.-J. Ye, W.-С. Lin, К.-Т. Lee, і Y.-Т. Tai, «Photoplethysmography variability as an alternative approach to obtain heart rate variability information in chronic pain patient», *J Clin Monit Comput*, вип. 29, вип. 6, с. 801–806, Груд 2015, doi: 10.1007/s10877-015-9669-8.
- [4] J.-S. Wong, W.-A. Lu, К.-Т. Wu, М. Liu, G.-Y. Chen, і С.-D. Кuo, «A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects», *J Clin Monit Comput*, вип. 26, вип. 2, с. 107–114, Квіт 2012, doi: 10.1007/s10877-012-9340-6.
- [5] R. Rauh, R. Limley, R.-D. Bauer, M. Radespiel-Troger, і M. Mueck-Weymann, «Comparison of heart rate variability and pulse rate variability detected with photoplethysmography», *Сep* 2004, с. 115–126. doi: 10.1117/12.578377.
- [6] R.-С. Peng, X.-L. Zhou, W.-H. Lin, і Y.-Т. Zhang, «Extraction of Heart Rate Variability from Smartphone Photoplethysmograms», *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, вип. 2015, с. 1–11, 2015, doi: 10.1155/2015/516826.
- [7] E. Peralta, J. Lazaro, R. Bailon, V. Marozas, і E. Gil, «Optimal fiducial points for pulse rate variability analysis from forehead and finger photoplethysmographic signals», *Physiol. Meas.*, вип. 40, вип. 2, с. 025007, Лют 2019, doi: 10.1088/1361-6579/ab009b.
- [8] M. Radespiel-Triger, R. Rauh, С. Mahlke, Т. Gottschalk, і M. Mack-Weymann, «Agreement of two different methods for measurement of heart rate variability», *Clinical Autonomic Research*, вип. 13, вип. 2, с. 99–102, Квіт 2003, doi: 10.1007/s10286-003-0085-7.
- [9] S. W. Weinschenk, R. D. Beise, і J. Lorenz, «Heart rate variability (HRV) in deep breathing tests and 5-min short-term recordings: agreement of ear photoplethysmography with ECG measurements, in 343 subjects», *Eur J Appl Physiol*, вип. 116, вип. 8, с. 1527–1535, Сep 2016, doi: 10.1007/s00421-016-3401-3.
- [10] B. Vescio, M. Salsone, A. Gambardella, і A. Quattrone, «Comparison between Electrocardiographic and Earlobe Pulse Photoplethysmographic Detection for Evaluating Heart Rate Variability in Healthy Subjects in Short- and Long-Term Recordings», *Sensors*, вип. 18, вип. 3, с. 844, Бер 2018, doi: 10.3390/s18030844.
- [11] J. M. Bland і D. G. Altman, «Measuring agreement in method comparison studies», с. 27.
- [12] L. Lin, Y. Pan, A. S. Hedayat, H. X. Barnhart, і M. Haber, «A simulation study of nonparametric total deviation index as a measure of agreement based on quantile regression», *Journal of Biopharmaceutical Statistics*, вип. 26, вип. 5, с. 937–950, Бер 2016, doi: 10.1080/10543406.2015.1094812.
- [13] D. Giavarina, «Understanding Bland Altman analysis», *Biochem Med (Zagreb)*, вип. 25, вип. 2, с. 141–151, Чep 2015, doi: 10.11613/BM.2015.015.

## ДІДЖИТАЛІЗАЦІЯ ПОБУДУВАННЯ ЧЕРГИ ВИКЛИКІВ ЛІКАРЯ У ШПИТАЛІ

Ірина ЖУРАВСЬКА

Чорноморський національний університет імені Петра Могили  
e-mail: iryna.zhuravska@chmnu.edu.ua

В умовах надзвичайних ситуацій, пандемії, в особливий період в стаціонарних відділеннях шпиталів різко зростає кількість лежачих пацієнтів, більшість з яких не завжди може уголос покликати лікаря. У такому разі гостро постає проблема надходження виклику від пацієнта або на сестринський пост, або на мобільний пристрій чергового лікаря. Одним із шляхів вирішення зазначеної проблеми є діджиталізація побудування черги викликів лікаря від нерухомих хворих в умовах стаціонарного лікування шляхом виявлення і дослідження пацієнтів як джерел звуку за допомогою методу пасивної акустичної локації (ПАЛ) [1]. У такому разі визначення місцеположення пацієнта як джерела звуку здійснюється шляхом аналізу випромєнених ним ультразвукових хвиль (голосу, стогону, стуку, тощо) [2].

При цьому у якості хостів комп'ютерної мережі можуть використовуватися просторові конструкції на основі мікроконтролерної системи, до якої підключені мікрофони або датчики звуку. Такі пристрої на основі хвиль або різниці часу можуть визначити точне або приблизне місцезнаходження джерела звуку, використовуючи створювані пацієнтом черги звукових коливань. Фізичну реалізацію зазначеної системи ПАЛ можливо здійснити на основі одного з Платонових тіл [3].

При створенні такої системи постає проблема, наскільки щільно треба розташувати подібні акустичні системи та яка кількість датчиків звуку повинна бути підключена до кожної з них для найбільшої ефективності системи. Зважаючи на необхідність розгортання іноді дуже розгалужених систем (при стрімко зростаючій кількості стаціонарних пацієнтів, наприклад, під час епідемії COVID'19 та воєнного стану внаслідок військової агресії Російської Федерації проти України), доцільно обробку даних з великої кількості датчиків з різними просторовими координатами проводити за допомогою розроблення акустичного програмно-апаратного комплексу (АПАК). Такий АПАК може представляти собою мікроконтролерну систему на базі одноплатного комп'ютера Orange Pi PC Plus [4].

Діджиталізація побудування черги викликів лікаря у шпиталі передбачає циркуляцію та обробку висхідного трафіку (зелена лінія на рис. 1) від пацієнта до датчика звуку у модулі АПАК, вбудованому у світильник, обмін трафіком між територіально розосередженими по приміщенню модулями АПАК та сервером інформаційної системи (жовта лінія на рис. 1), а також низхідного трафіку до мобільного пристрою лікаря, на якого розподілений здійснений виклик (коричнева лінія на рис. 1).



Рис. 1. Трафік даних та інфраструктура системи догляду за пацієнтами в шпиталі

Кількість датчиків звуку, вбудованих у світильник, визначається доцільною від 3 до 20. Виникає питання, на якій відстані та за яким координатним положенням по відношенню до центрального блоку АПАК мають знаходитись датчики звуку.

Взаємне розташування мінімальної кількості – трьох датчиків звуку вважається рівномірним та наведено на рис. 2. При цьому датчики звуку вбудовуються у вершини Платонова тіла «Тетраедр», яке виконує функцію світильника АПАК (див. рис. 1).

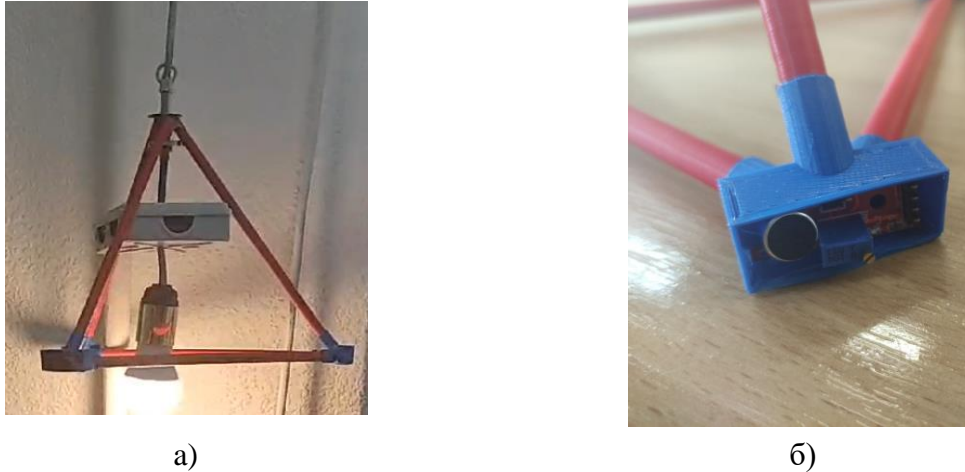


Рис. 2. Конструкція системи ПАЛ, надрукована на 3D-принтері:

а – з вбудованим центральним блоком на базі Orange Pi; б – з датчиками звуку у вершинах Платонова тіла «Тетраедр»

Якщо датчики будуть розташовані у площині у формі правильного трикутника, тоді лише на основі зафіксованого часу можливо визначити сектор у 60 градусів, в якому заходиться джерело звуку. Тоді можливо знайти 2 точки у цьому секторі, з яких одна і є шуканим джерелом звуку.

Для забезпечення почергового обслуговування пацієнтів, що здійснили голосом виклик лікаря, необхідно визначити координати  $(x_i, y_i)$   $i$ -го джерела звуку  $S_i$  із загальної кількості  $m$  джерел ( $i = 1 \dots m$ , де  $m$  – кількість пацієнтів у палаті), акустичний сигнал з якого надійшов до найближчого мікрофону  $M_j$  із загальної кількості  $n$  мікрофонів ( $j = 1 \dots n$ , де  $n$  – кількість мікрофонів), що вбудовані в просторову конструкцію («світильник»), що має форму одного з Платонових тіл. Такі мікрофони можна позначити, наприклад,  $T$  – для Tetrahedron,  $C$  – для Cube,  $O$  – для Octahedron,  $D$  – для Dodecahedron,  $I$  – для Icosahedron.

Розглянемо випадок, коли просторова конструкція представляє собою тетраедр з 3 датчиками у площині, що формують між собою правильний трикутник з відомою довжиною сторони.

Схематично це виглядатиме так. Кожен з датчиків матиме своє ім'я, нп.,  $A-B-C$  (рис. 3). Позначимо відстань від датчиків  $2d$ ; тоді координати вершин основи тетраедра такі:  $A(d; 0)$ ,  $B(-d; 0)$ ,  $C(0; -2d)$ . Позначимо час надходження сигналу так, що  $t_a < t_b < t_c$  (в секундах).

У загальному випадку розміщення джерела звуку можна вирахувати за таблицею час спрацювань датчиків та визначити набори значень для координат, наведені на рис. 3 та у табл. 1.

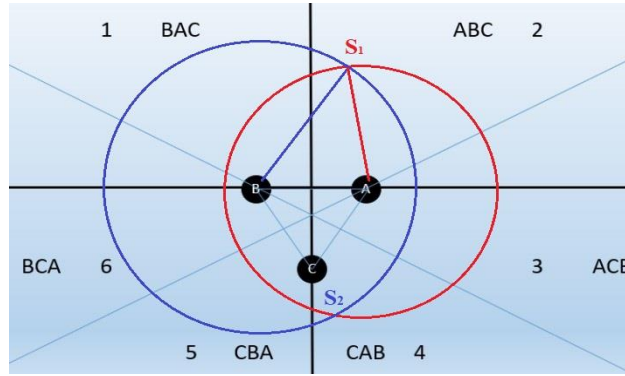


Рис. 3. Визначення наборів значень для координат розміщення джерел звуку при їх реєстрації датчиками просторового світильника «тетраedr»

Таблиця 1. Порядок спрацювань датчиків

№ набору значень	Першим спрацює датчик	Другим спрацює датчик	Область виникнення звуку	x	y
1	A	B	2	+	+
2	A	C	3	+	-
3	B	A	1	-	+
4	B	C	6	-	-
5	C	A	4	+	-
6	C	B	5	-	-

У сухому повітрі при  $t = 20 \text{ }^\circ\text{C}$  швидкість звуку дорівнює 343 м/с, або 1236 км/год.

Для 1-ї області виникнення звуку (BAC) у табл. 1 можна визначити відстані, пройдені звуком до датчика, за формулами (1). При цьому час надходження сигналу, такий, що  $t_b < t_a < t_c$ .

$$\begin{aligned} SB^2 &= (x + d)^2 + (y - 0)^2 = (343 * t_b)^2; \\ SA^2 &= (x - d)^2 + (y - 0)^2 = (343 * t_a)^2; \end{aligned} \quad (1)$$

$$SC^2 = (x - 0)^2 + (y + 2d)^2 = (343 * t_c)^2.$$

На цих відстанях від датчиків знаходять множини точок кіл з відповідними радіусами SA, SB, SC. Точок перетину двох кіл за даними умовами дві – S<sub>1</sub> та S<sub>2</sub> (рис. 4).

Проте, з врахуванням порядку спрацювання датчиків, нас цікавить тільки одна – S<sub>1</sub>, з відповідної області. Тому надалі враховуємо тільки її як S.

Для обчислення точних координат розв'яжемо систему рівнянь (2):

$$\begin{cases} (x - d)^2 + y^2 = (343 * t_a)^2; \\ (x + d)^2 + y^2 = (343 * t_b)^2. \end{cases} \quad (2)$$

Для цього від першого рівняння системи (2) віднімемо друге і скоротимо квадрати невідомих.

$$x^2 - 2dx + d^2 + y^2 - (x^2 + 2dx + d^2 + y^2) = (343 * t_a)^2 - (343 * t_b)^2;$$

$$-4dx = 343^2 * (t_a^2 - t_b^2);$$



$$x = 343^2 * \frac{t_a^2 - t_b^2}{4d}$$

Відповідно,  $y = \pm\sqrt{(343 * t_a)^2 - (x - d)^2}$ . Для області “1” нас цікавить додатні значення  $y$ , наведені у табл. 2.

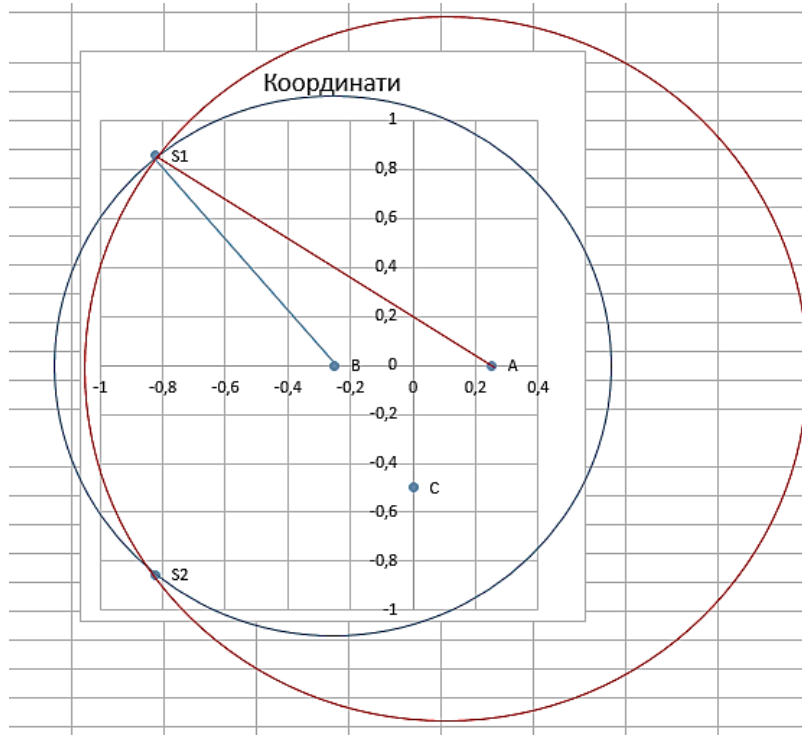


Рисунок 4. Визначення точок перетину двох кіл для 1-ї області виникнення звуку

Таблиця 2. Координати розміщення джерел звуку для 1-ї області виникнення звуку

Відстань між датчиками	$d$	$t_a$	$t_b$	$t_c$	$S_a$	$S_b$	$x$	$y$
м, $2d$		с	с	с	м	м		
0,5	0,25	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,146	1,024
0,4	0,20	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,182	1,029
0,3	0,15	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,243	1,025
0,2	0,10	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,365	0,994
0,15	0,08	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,486	0,943
0,1	0,05	0,0032	0,003	–	1,098	1,029	–0,729	0,773

Аналогічно можна визначити відстані, пройдені звуком до датчика, для інших областей виникнення звуку (див. табл. 1).

У рішенні, що пропонується, найближчий датчик  $M_j$ , вбудований у світильник  $L_k$ , першим фіксує надходження звуку від джерела  $S_i$  та відправляє до АПАК час надходження звукового сигналу та координати  $(x_i, y_i)$  джерела  $S_i$  (пацієнта, що потребує допомоги та викликає доктора). Слід зауважити, що кількість датчиків звуку у вершинах світильника не обов'язково має дорівнювати кількості пацієнтів у палаті. При будь-якій кількості датчиків появу звукової хвилі реєструє лише датчик  $M_j$ , найближчий до джерела  $S_i$ . За доцільну вважається така структура АПАК, коли  $i = j$ , тобто кількість датчиків  $m$  у «світильнику» дорівнює кількості пацієнтів  $n$  у палаті; тоді виклик від  $S_i$  реєструється датчиком звуку  $M_i$ .

При генерації звуку, що гучніший за виставлений поріг, кожен з датчиків через лінію зв'язку (ЛЗ) повідомлятиме АПАК, наприклад, на базі Orange Pi, про отримання звукового сигналу (рис. 5).

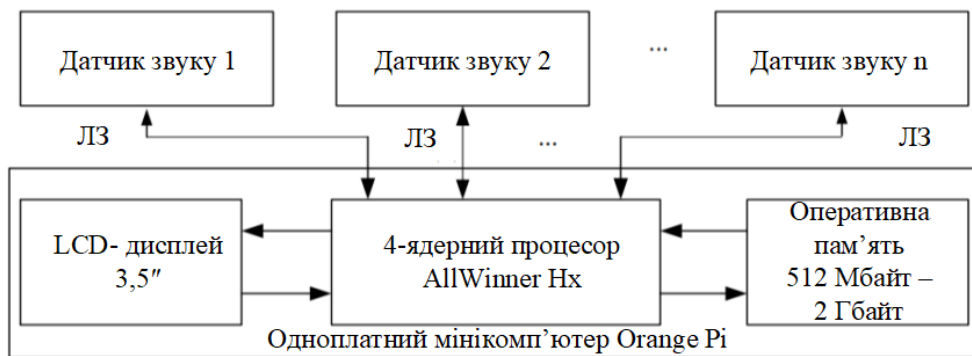


Рис. 5. Структурна схема багатодатчикової системи пасивної акустичної локації

В оперативній пам'яті зазначеного мінікомп'ютера буде зберігатися час отримання звукового сигналу з точністю до мікросекунди для кожного з датчиків [20]. Таким чином, стане відомо, який з датчиків та коли зафіксував звук. Після обробки алгоритму пасивної акустичної локації дані щодо вектору направленості до джерела звукових коливань відобразатимуться на дисплеї ПК та/або на мобільному пристрої за допомогою розробленого програмного застосунку (рис. 6).

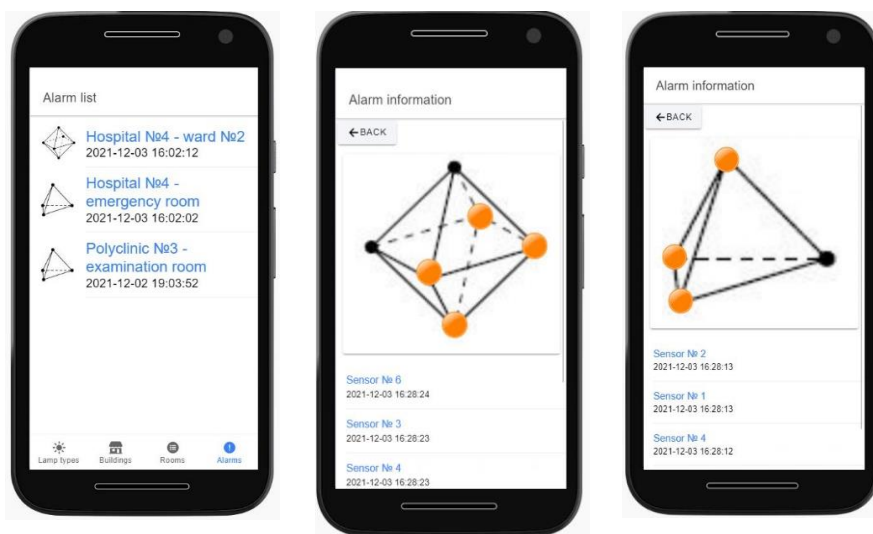


Рис. 6. Черга викликів лікаря за номерами палат та датчиками звуку, вбудованими у світильник у вигляді Платонових тіл



Одним з найбільш складних Платонових тіл є додекаедр, у вершинах якого можливо розташувати найбільшу кількість датчиків звуку – 20 (рис. 7). Тоді співвідношення відстані між датчиками, що дорівнює довжині ребер  $d$  додекаедру, та радіусом описаної сфери  $R$  становить  $d : R = 1,176 : 1,118$ , як доведено Евклідом та розраховано у роботі [5]. Виходячи з цього, можна розрахувати співвідношення відстані між датчиками звуку та габаритними розмірами АПАК. Таким чином, відстань від датчиками в такій конструкції становить від 15 см до 50 см.

Співвідношення розміру світильника та параметрів палати у шпиталі можна розрахувати, виходячі з норм освітленості, наведених в ДСТУ ГОСТ ISO 8995 в залежності від типу приміщень, просторів, видів діяльності [6]. Результати розрахунків для медичних приміщень наведено у табл. 3.

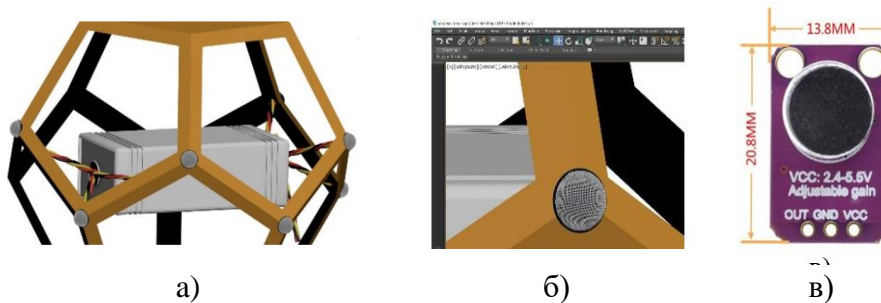


Рис. 7. Світильник-додекаедр (а) з вмонтованим у вершину (б) датчиком звуку (в)

Таблиця 3. Габаритні розміри світильників у співвідношенні до площі приміщень

Площа кімнати	Діаметр світильника
до 10 м <sup>2</sup>	до 40 см
від 10 до 20 м <sup>2</sup>	від 40 до 60 см
від 20 до 30 м <sup>2</sup>	від 60 до 75 см
від 30 до 40 м <sup>2</sup>	від 90 см

Зважаючи на те, що у приміщеннях шпиталів використовуються світильники радіусом до 30–60 см, то до їх конструкції можуть бути вбудовані комплекти АПАК з аналогічними розмірами (до 30 см × 20 см × 10 см). Для приміщень більшої площі доцільно встановлювати декілька світильників вищенаведених розмірів. Крім того, довжина проводів від датчика звуку до комплексу АПАК може бути зменшена відповідно до розміру світильника, але не менше ніж за корпус для мікроконтролерної системи (мінімум 6 см).

Створена система ПАЛ у вигляді світильника з вбудованими датчиками звуку є результатом глибокого проникнення цифрових та інноваційних технологій до організації роботи лікарів у сучасних шпиталях при різкому зростанні навантаження. Розглянуто процес діджиталізації побудування черги викликів лікаря від лежачих пацієнтів. Після того, як пацієнт у палаті покликає лікаря або почне стогнати, черговому лікарю через мобільний застосунок на його гаджеті надійде номер палати та ідентифікатор пацієнта, який здійснив виклик. Якщо таких викликів декілька, тоді розроблений акустичний програмно-апаратний комплекс автоматично вибудує отримані виклики у чергу. Запропонований підхід дозволить лікарю вчасно реагувати на погіршення стану пацієнта та надати найскорішу допомогу.

У роботі запропоновано конструкцію світильника у вигляді Платонового тіла, у вершинах котрого вбудовані датчики звуку, що реєструють голос пацієнта (час та

місцеположення), який викликає лікаря. Для демонстрації працездатності запропонованого рішення розроблено програму для друку компонентів на 3D-принтері для конструкції «акустичного світильника» у формі одного з Платонових тіл «Тетраedr». Протестовано конструкцію системи ПАЛ з вбудованими центральним блоком на базі мінікомп'ютера Orange Pi. Побудована математична модель роботи ПАЛ при просторовому розміщенні до 20 датчиків звуку у вершинах відповідного Платонова тіла.

#### СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

- [1] H. Qian, X. Wu, and Ya. Xu, *Intelligent Surveillance Systems*, Springer Science & Business Media, 2011.
- [2] B. Ferguson, P. J. Gendron, Z.-H. (E.) Michalopoulou, and K. T. Wong, "Introduction to the special issue on acoustic source localization," *The Journal of the Acoustical Society of America*, vol. 146 (4647), 2019, <https://doi.org/10.1121/1.5140997>.
- [3] A. Garrido, *Discrete Mathematics and Symmetry*, MDPI, 2020.
- [4] M. Strohmayer, and A. Eberhard, *Fruit Pi: Raspberry Pi vs Banana Pi vs Orange Pi*, Martin Strohmayer, 2018.
- [5] S. Kalajdzievski, *Math and art: An introduction to visual mathematics*, CRC Press, 2021.
- [6] ДСТУ ГОСТ ИСО 8995:2003. Принципи зорової ергономіки. Освітлення робочих систем усередині приміщень. Держспоживстандарт України, 2004. 35 с.

ВСЕУКРАЇНСЬКА НАУКОВО-ПРАКТИЧНА КОНФЕРЕНЦІЯ  
«АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ МЕДИЧНОЇ, БІОЛОГІЧНОЇ ФІЗИКИ ТА ІНФОРМАТИКИ»  
27 квітня 2022 року м. Вінниця

Шановні колеги!

На жаль, до конференції не змогли приєднатися колеги з Херсона і Чернігова. Не змогла виступити з доповіддю Ольга Журавська з Миколаєва. Ми разом з ними.

Ми не стали відмінити чи переносити конференцію. Всі учасники висловлювались щодо правильності цього рішення і того, що наше спілкування надає позитивних емоцій.

Крім цього були пропозиції щодо проведення такої конференції щорічно. Якщо немає заперечень, ми внесемо це в рішення конференції.

Щиро дякую Вас за цікаві доповіді і плідну роботу. Бажаю всім нам скорішої перемоги.

Зав. кафедри біологічної фізики, інформатики  
та медичної апаратури ЗВО «Вінницький  
національний медичний університет  
ім. М.І. Пирогова», д.т.н., професор



Анатолій КУЛИК