

## ЗМІСТ

<b>ВІД РЕДАКЦІЇ</b> .....	4
<i>Салівон О. Ю., Зубчук В. І.</i> Пристрій для експересметрії нітратів у проточній воді .....	5
<i>Беспалова О. Я., Міщенко Ю. С.</i> Моделювання ніжки ендопротеза тазостегнового суглоба та визначення оптимального типу фіксації.....	12
<i>Скринська О. С., Антонова-Рафі Ю. В., Худецький І. Ю.</i> Електропорація як спосіб лікування проблем шкіри.....	17
<i>Зубков С. В., Петрикей О. В., Богайчук-Козій І. В.</i> Моделювання біологічних об'єктів при розробці пристрою для транскраніальної стимуляції постійним струмом .....	23
<i>Калашнікова Л. Є., Бойчик К. О., Толкач С. І.</i> Аудіокорекція центральних механізмів регуляції функції дихання у дітей з бронхообструктивним синдромом .....	29
<i>Шликов В. В.</i> Захист міокарда при операціях на відкритому серці .....	37
<i>Худецький І. Ю., Хрептун Є. І., Антонова-Рафі Ю. В.</i> Візуалізація температурних параметрів конвекційно-інфрачервоних потоків термохірургічного інструменту.....	45
<i>Фабрицій Ю. Й., Максименко В. Б., Тарасова Л. Д.</i> Оптимізація основних параметрів м'якого інтраперикардіального пристрою для підтримки насосної функції серця .....	52
<i>Domashenko D., Manko M., Popov A., Krashenyi I., Ramirez J., Dr.</i> Statistical features ranking for Alzheimer's disease diagnosis .....	58
<i>Настенко Є. А., Уманець В.</i> Метод нечітких k-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів довільної форми .....	65
<i>Тимошенко Ю. С., Конюх А. А., Станішевський Д. С., Бойко Г. Л., Настенко Є. А.</i> Визначення функціонального стану системи кровообігу з використанням різних методів кластерного аналізу .....	71
<i>Меренич Н. А., Калашнікова Л. Є.</i> Метод поверхневого плазмонного резонансу як перспектива розвитку біосенсорики .....	76
<i>Данілова В. А., Шликов В. В.</i> Клінічне вимірювання температури серця .....	80
<i>Поліщук О. С., Козяр В. В.</i> Вибір оптимального варіанту діагностичних проєкцій на око при кератометрії.....	86
<i>Чорний К. В., Худецький І. Ю., Антонова-Рафі Ю. В.</i> Роботизований програмно-апаратний комплекс для діагностики та лікування захворювань хребта за допомогою тракційної терапії.....	92
<i>Собко А. В., Козяр В. В.</i> Спосіб кількісного аналізу електроенцефалограм.....	99
<i>Михайлова П. О., Зубков С. В.</i> Оцінка взаємозв'язку роботи дихальної та серцево-судинної систем методом фото плетизмографії .....	104
<i>Шевчук А., Худецький І., Антонова-Рафі Ю.</i> Методика застосування вейвлет-аналізу для оцінки функціонального стану організму людини .....	111
<i>Слюсар С. В., Настенко Є. А.</i> Визначення діаметра зіниці ока людини безконтактно .....	119
<i>Калашнікова Л. Є., Овчаренко Г. Р., Александрова К. О., Александров О. Р.</i> Зв'язок когнітивної діяльності з характеристиками $\beta$ – ритма під впливом аудіо стимулів різного компонентного складу .....	124

## ВІД РЕДАКЦІЇ

Вітаємо з виходом в світ першого номера фахового, науково-практичного журналу «Біомедична інженерія і технологія»! Це видання є підсумком 15-річної співпраці НМУ ім. Олександра Богомольця та НТУУ «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», які разом створили перший в Україні міжуніверситетський медико-інженерний факультет і разом з більшою частиною технічних університетів України продовжують розвивати напрямок «біомедична інженерія».

Завдяки спільним зусиллям провідних технічних університетів Києва, Харкова, Тернополя, Вінниці, Херсона, Маріуполя, Одеси, за підтримки МОН України, відновлена втрачена професія «інженер біомедичний»: розроблені і затверджені стандарти освіти; розроблені кваліфікаційні характеристики, створені наукові школи, розвивається ринок праці. Створена Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів. Накопичений вагомий потенціал для реформування охорони здоров'я, медичної промисловості і науки, для розвитку нових напрямків економіки.

Біомедична інженерія визнана Радою Європи стратегічним напрямком економічного і соціального розвитку найбільш успішних держав. Поєднання традиційної медицини і точних наук є ознакою шостого технологічного укладу. Ми свідки і учасники фантастичних досягнень світової науки на перетині біології, медицини, математики, інженерії і матеріалознавства.

Наша головна мета – створення таких умов, щоб талановита молодь знаходила натхнення і можливість самореалізації у вітчизняних наукових колективах і відчувала переваги служіння власному народу і власній Державі.

Перший номер цього журналу сформований на матеріалах науково-дослідних робіт магістрів – випускників 2018 р. Його систематичне видання має стати фундаментом для формування вітчизняного інформаційного простору для об'єднання передових наукових шкіл медико-інженерної галузі.

Запрошуємо до співпраці у вирішенні питань, які значно підвищать ефективність, безпечність і якість охорони здоров'я, сприятимуть відродженню вітчизняного виробництва медичної техніки і біоматеріалів, створенню найсучасніших медикоінженерних і біоінженерних технологій на засадах трансляційної медицини.

# ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЕКСПЕРЕС-МЕТРІЇ НІТРАТІВ У ПРОТОЧНІЙ ВОДІ

Салівон О. Ю., Зубчук В. І., к.т.н., доц. каф. БМІ  
okssalivon@gmail.com, grany@meta.ua

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,

Київ, Україна

Таранов В. В., с.н.с

lambit@ukr.net

Інститут колоїдної хімії та хімії води ім. А. В. Думанського НАНУ

Київ, Україна

**Реферат** — Методи та інструменти для визначення рівня забруднень у питній воді є важливими в різних сферах діяльності людини, адже якість води важлива завжди. Автоматизований моніторинг може покращити рівень контролю якості води. Розроблений метод та пристрій для експрес-метрії рівня нітратів у водних розчинах на основі спектрофотометричного методу. Відмінною рисою розробки є визначення забруднення для проточної води без спеціальної підготовки розчинів. Запропонований спосіб реалізовано шляхом вимірювання пропускання світлових променів через запатентовану проточну кювету в ультрафіолетовому діапазоні на трьох довжинах хвиль та математичної обробки отриманих значень за спеціально розробленим для приладу алгоритмом.

Для обробки вимірюваного результату значення пропускання променів через проточну кювету розроблено спеціальний алгоритм. Аналіз площ під кривими залежностей оптичної ділянки від довжини хвилі передбачає, що найбільш оптимальна довжина хвилі для оцінки характеристик концентрації нітратів знаходиться в області 307-309 нм. Вибір аналізу трьох довжин хвиль замість одного дозволяє враховувати інші домішки та робить пристрій більш точним. Реєстрація  $\text{NO}_3$  у проточній воді здійснюється на комп'ютері з зазначенням дати та часу проведення дослідження. Успішне поєднання сучасної елементної бази, а саме напівпровідникових ультрафіолетових випромінювачів (світлодіодів на спектральній площині від 265 до 365 нм) дозволило зменшити похибки, пов'язані з забруднювачами води з фульвокислотами. Тестування на визначення нітратів у воді дозволило провести лабораторні випробування та обґрунтувати можливість промислового використання. Запропонований спосіб реалізується шляхом вимірювання передачі світлових пучків через проточну кювету в діапазоні ультрафіолетових випромінювань на трьох довжинах хвиль з математичною обробкою значень, отриманих для спеціально розробленого приладу. Налаштовуючи прилад на допустимі домішки різних забруднювачів, ми вперше вирішуємо питання швидкого вимірювання забруднювачів безпосередньо в трубопроводі з передачею даних на віддалений комп'ютер для обробки та збереження даних про стан води протягом тривалого часу.

**Ключові слова** — нітрат-іони; вимірювання нітратів; проточна вода; спектрофотометрія; УФ-випромінювання.

## I. Вступ

Визначення рівня забруднення питної води є важливими в різних сферах діяльності людини: екологія, хімія, медицина, ветеринарна медицина, харчова промисловість, рослинництво та тваринництва, тощо. Вода відіграє ключову роль у всіх цих областях [1].

Сьогодні дедалі більше уваги приділяється якості питної води. Встановлено, що для нормальної роботи організму необхідно використовувати достатню кількість звичайної води. Вода повинна допомогти очистити наше тіло, а не забруднювати його. Якість води визначається комплексом її хімічних, біологічних компонентів та фізичних властивостей, які ви-

значають придатність води для використання для різних цілей [2,3].

Хімічні параметри якості води включають активну реакцію (рН), окиснення, наявність азотних сполук, розчинених газів, сухих залишків, жорсткості, лужності, хлоридів, сульфатів, заліза, марганцю, а також специфічних забруднювачів, радіонуклідів, важких металів. Нітрати – це солі азотної кислоти, які є постійними складовими природних вод, максимальна допустима концентрація іонів нітрату становить 45 мг/л [4]. Якщо концентрація іонів нітрату у питній воді перевищує 45 мг/л, споживання такої води становить серйозну загрозу для здоров'я людини. Азотні з'єднання

(сполуки нітритів та нітратів, іони амонію) утворюються, головним чином, внаслідок розкладу сечовини та білкових сполук, що надходять у воду з побутовими стічними водами, а також з содою, коксом, азотно-олов'яними водами та деякими рослинами [5].

Для визначення нітратів використовуються фотометричні, флюориметричні, потенціометричні, хемілюмінесцентні та інші методи. Найпоширенішим способом визначення концентрації нітратів у воді є фотометричний метод із саліцилатом натрію в середовищі концентрованої сульфатної кислоти. Пристрої на основі дейтерієвих ламп використовують потужні джерела живлення, габаритну металеву конструкцію (вага пристрою досягає 70 кг, довжина – до 1 м).

Сучасні промислові вимірювачі використовують випромінювачі на двох хвилях і забезпечують високу швидкість вимірювань. Так, наприклад, європейська та американська, найбільш популярна фірма HACH, визначають присутність нітратів у воді. Однак вони були розроблені раніше і працюють на трубчастому джерелі випромінювання та комплексній фільтраційній системі. Використання таких вимірювальних приладів обумовлює високу вартість пристроїв, яка досягає 20 тисяч доларів, що значно перевищує вартість самої системи очищення. Вони використовуються лише як вимірювальні прилади у великих будівлях. Отже, існує потреба в розробці та виробництві вітчизняного лічильника, який дозволить оперативно контролювати воду в реальному часі [2].

У якості основи для розробки ми прийняли метод визначення нітратів у питній воді методом тривимірної фотометрії в ультрафіолетовій системі. Важко знайти щось принципово нове у визначенні компонентів води. Увага зосереджена на простоті використання відповідно до світових тенденцій розвитку обладнання для вимірювання хімічних та фізичних показників. Портативність, відсутність допоміжних матеріалів, швидкість, точність, простота використання – ці якості повинні бути ключем до розробки пристрою зараз. Ми пропонуємо пристрій, що працює в реальному часі, не вимагає реагентів і має достатню точність вимірювання.

## II. Концепція експрес-метрії нітратів

Спектрофотометрія передбачає вибірку взаємодію світлового випромінювання на пев-

них довжинах хвиль з компонентами водного розчину. Наше завдання – визначити необхідну довжину хвилі, щоб максимально точно визначити концентрацію нітратів у воді з мінімальною похибкою, обумовленою іншими компонентами. Наступним кроком роботи є розробка схеми пристрою, яка може бути реалізована в реальних умовах з доступними компонентами [4].

Основна площа поглинання сполуки  $\text{NO}_3$  знаходиться в діапазоні 210...240 нм, саме ця площа використовувалася раніше для вимірювання нітратів у воді [6]. Але це з'єднання має ще іншу ділянку 304–315 нм (рис. 1), з якою нові випромінювачі добре узгоджуються. На рис. 1 наведені дані вимірювань, які ми отримали для різних концентрацій нітратів в цій області (символи для концентрацій представлені на графіку: 1–8 мг/л; 2–20 мг/л; 3–40 мг/л, 4–60 мг/л, 5–80 мг/л, 6–100 мг/л, 7–300 мг/л).

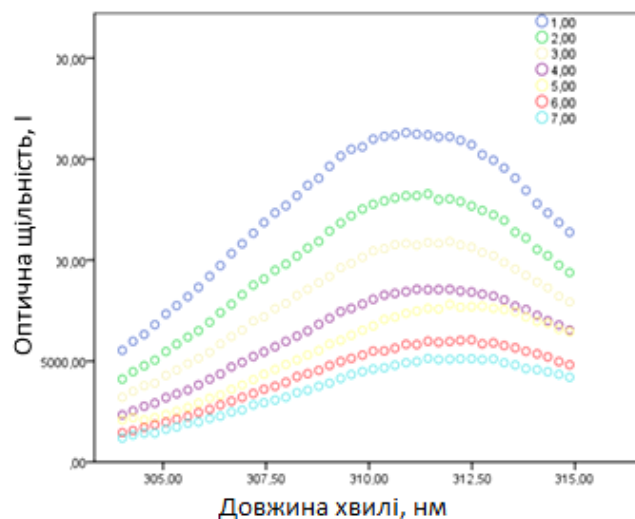


Рис. 1. Графік оптичного поглинання води з домішками з різними довжинами хвиль для розчинів різної концентрації: 1–8 мг/л; 2–20 мг/л; 3–40 мг/л, 4–60 мг/л, 5–80 мг/л, 6–100 мг/л, 7–300 мг/л

Для експерименту використовувався світловипромінюючий діод потужністю 2 мВт. Проведено ряд експериментів, результати яких підтверджують працездатність методу спектрофотометрії при вимірюванні рівня нітратів у воді [2].

Результати вимірювання домішок нітратів у воді представлені на графіку. У водопровідній воді водний розчин  $\text{KNO}_3$  вводили, поступово збільшуючи концентрацію. Після кожної зміни стану води проводилися вимірювання.

Результати вимірювання були отримані, коли стан дистильованої води змінився завдяки додаванню  $2 \text{ см}^3$  розчину  $\text{NO}_3$  (з концент-

рацією 1 мг/л) до кювети об'ємом 18 см<sup>3</sup>. На графіках рис. 1 показана область випромінювання світлодіода, в якому знаходиться другий максимум поглинання нітратів. Зміна поглинання розчинів нітратів у воді з довжиною хвилі 305–314 нм доводить можливість реєстрації змін у їх концентраціях від 10 до 300 мг/л протягом не більше 0,1 секунд [1].

Таким чином, навіть з точністю до 10 одиниць (за шкалою вимірювача) вибіркова чутливість методу в області 305–315 нм становить не менше 0,15 мг на літр. Це забезпечує визначати наявність нітратів у діапазоні від 50 до 300 мг на літр води. Подальша математична обробка результатів вимірювань дозволить лише збільшити роздільну здатність, необхідну для реєстрації реальної води з присутністю фульвокислот та інших добавок, які впливають на результат вимірювання в цій області спектра [7]. Виходячи з результатів обробки вимірювань в спектральній області, де узгоджуються спектри поглинання нітратів та джерела випромінювання, визначаються найцікавіші довжини хвиль і довжина хвиль для калібрування приладу.

Розроблений найбільш зручний алгоритм та його програмування для автоматичного визначення концентрації нітратів у воді при її поточному дослідженні. Оціночний час вимірювання та доставка результату на віддалений комп'ютер не більше 1 с.

### III. Структура системи моніторингу нітратів

Експрес-метрична схема системи контролю забрудненості води складається з блоку світлових випромінювачів, детекторів світла, блоку передачі даних, програмного забезпечення та вихідного екрану. На цьому етапі під час експериментів ми використовуємо підключення до персонального комп'ютера для збору, обробки та аналізу вимірів. У майбутньому передбачається можливість переносного функціонування пристрою. Блок-схема системи для вимірювання рівня забруднення стічної води наведена на рисунку 2.

Основними блоками пристрою є блок енергоживлення, блок вимірювань, блок передачі даних, блок обробки даних, блок для відображення та реєстрації. Основними елементами блоку вимірювання є оптичний вимірювальний пристрій, блок радіатора, напівпровідниковий емітер, камера з водою, приймач ви-

промінювання, відповідне програмне забезпечення та блок реєстрації. Блок вимірювання використовує фотодіод з чутливістю до світла  $10^{-5}$  А/Вт і обробкою з 10-розрядним АЦП.

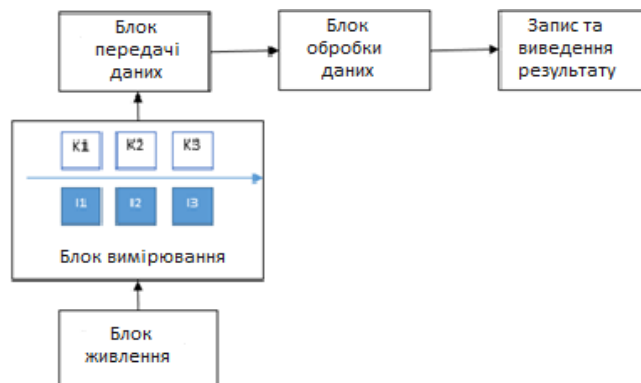


Рис. 2. Блок-схема пристрою для моніторингу нітратів у воді

Запропоновано функціональну схему експрес-метрії для системи управління потоком рідких середовищ. При розробці експериментальної зразка лічильника використовувався напівпровідниковий емітер, а для прийому випромінювання – напівпровідниковий діод, який працює у зоні UF, а замість раніше використовуваних фотопомножувачів. Обробка аналогової інформації виконується багаторозрядним АЦП, що забезпечує діапазон вимірювань в області поглинання випромінювання більше 60 дБ.

Для тестування методу обрано солі NO<sub>3</sub>. Його основний діапазон поглинання знаходиться в інтервалі 210...240 нм і раніше використовувався для вимірювання нітратів у воді [8]. Але ця сполука має ще одну ділянку 305–315 нм, з якою нові випромінювачі добре узгоджуються [11]. Повторне вимірювання потужності випромінювання у часі 1с забезпечує експрес вимірювання води в системах очистки води. Реєстрація значень NO<sub>3</sub> у проточній воді здійснюється на комп'ютері з датою та часом вимірювання.

### IV. Метод визначення концентрації

Після визначення довжин хвиль, на якій доцільно проводити вимірювання, важливо розробити алгоритм обчислення концентрації речовини на основі вимірювань оптичної густини.

Аналіз площ під кривими залежності оптичної ділянки від довжини хвилі передбачає, що найбільш оптимальна довжина хвилі для оцінки характеристик концентрації нітратів знаходиться в області 305–314 нм, тому для

нашого методу ми обрали 310 нм з цього діапазону як одну з трьох довжин хвиль. Дельта-хвиля 1 нм, інтенсивність світла 2 мВт.

Концепція нашого методу ґрунтується на вимірюванні оптичної щільності для трьох довжин хвиль та подальшого розрахунку значень умовних одиниць вимірювального пристрою. Вибір аналізу трьох довжин хвиль замість однієї дозволяє враховувати інші домішки та робить пристрій більш точним. Вирішено провести розрахунок за методом, який у звичайному розумінні називається методом розрахунку площ.

Для визначення області ми можемо використати отримані нами дані в результаті вимірювань:  $I$  – оптична щільність і відомі довжини хвиль  $W$  (285, 310 і 346 нм). Якщо розглядати ці два масиви даних як координатну площину з першою координатою  $W$  та другим  $I$ , то ми можемо використовувати добре відомі формули для обчислення площі трикутника (1), де  $x_i$  та  $y_j$  є координатами точок, у цьому випадку, довжини хвилі та виміряну оптичну густину.

$$S = \frac{1}{2}((x_1y_2 + x_2y_3 + x_3y_1) - (y_1x_2 + y_2x_3 + y_3x_1)) \quad (1)$$

Ми встановили, що існує зв'язок між фактичними значеннями концентрації та обчисленою площею отриманим графіком. Використання цієї залежності дає можливість розробити більш точний алгоритм роботи вимірювального приладу. Виходячи з результатів обробки вимірювань в спектральній області, де контури кореляції нітратів та джерела випромінювання точно узгоджуються, ми визначаємо довжини хвиль для калібрування приладу. Результати досліджень концентрацій нітратів у реальних модельних рішеннях наведені в таблиці 1.

**Таблиця 1. Визначення концентрацій методом площ**

Теоретичне значення концентрації, мг/л	Визначена концентрація, мг/л	Відносна похибка вимірювання, %
12,5	13,7	9,6
64,0	59,4	7,1
85,0	80,3	5,5
95,0	89,9	5,3
110,0	112,3	2,1
370,0	375,2	1,4

Ці значення отримуються в ході експериментів з водними розчинами, імітованими на основі реальної водопровідної води з набором всіх значущих елементів води та додаванням до них концентрацій нітратів. У першому стовпчику таблиці вказуються лабораторні зна-

чення концентрації підготовлених модельних рішень, а другому – значення, отримані на нашому пристрої за допомогою розробленої математичної моделі.

Наступні математичні розрахунки з використанням конкретної області дозволяють побудувати графік для калібрування (рис. 3).

**Калібрувальний графік приладу**

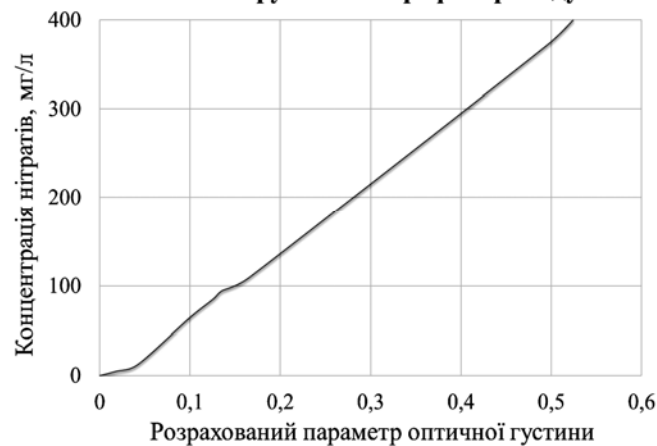


Рис. 3. Калібрувальний графік пристрою

Вводячи різницю в області від ділянки оптичної густини для дистильованої води та вимірюваного розрахунку, помноженого на коефіцієнт коригування довжини хвилі, як фактор алгоритму обробки вхідної інформації, ми отримуємо в динамічному режимі вимірювання фактичні значення вмісту нітратів у воді.

Ось абсцис – розрахунковий узагальнений параметр, який залежить від трьох точок. Це індекс поглинання, отриманий в результаті математичної обробки.

Як на рисунку, так і за даними таблиці, очевидно, що при концентраціях понад 10 мг/л похибка не перевищує 10 %, а графік близький до лінійної форми. Значення відносної похибки зменшилось в порівнянні з попередніми результатами, де квадратурний метод не використовувався [11].

Використання сучасної елементної бази на основі напівпровідникових випромінювачів та приймачів з наступною обробкою багатобітових АЦП – вже сьогодні забезпечує вимірювання нітратів в діапазоні від 5 мг/л до 1000 мг/л [10]. Використання джерел випромінювання в доступному для цього спектральному діапазоні від 300 до 1100 нм забезпечує експрес-метрологію для різної кількості домішок у рідких середовищах, а також створює можливість виготовлення вимірювачів, у тому числі для фармацевтичної промисловості, в системах контролю за переливанням крові та в ряді інших технологічних процесів [4].

Результати реєстрації сполук  $\text{NO}_3$  в проточній воді фіксуються на комп'ютері з зазначенням дати та часу дослідження. Успішне поєднання сучасної елементної бази, а саме напівпровідникових ультрафіолетових випромінювачів – світлодіодів на спектральній площині від 285 до 365 нм, дозволило зменшити похибки, пов'язані з забруднюванням води фульвокислотами, що заважало надійним вимірюванням. Тестування на визначення нітратів у воді дозволило провести лабораторні випробування та підійти до промислового використання [3].

## V. Результати та обговорення

Сучасний прилад розроблений на основі ультрафіолетового випромінювача дейтерійної лампи і працює від 220 до 400 нм з роздільною здатністю 2–4 нм, що дозволяє вимірювати концентрацію забруднювачів води – нітратів, тощо.

Саме у цьому спектральному діапазоні досягнута найбільша чутливість при вимірюванні (до 1–2 мг/л). Проведено ряд експериментів, які підтверджують це. Розміри та вартість такого зразка не дозволяють широко використовувати такі пристрої та встановлювати їх у системах моніторингу води.

Подальший розвиток сенсора був спрямований в першу чергу на зниження вартості пристрою за рахунок використання сучасних світлодіодних ультрафіолетових випромінювачів, починаючи з 285 нм, та чутливих фотодетекторів, що працюють у цьому спектральному діапазоні. Наступна область спектру, чутлива до нітратів, розташована в районі 310 нм. Перші результати свідчать про ефективність пристрою. У майбутньому потрібно підвищити точність вимірювань для малих концентрацій. Роботи були спрямовані на вироблення пілотного зразка вимірювача забруднювань в потоку в режимі реального часу, що істотно відрізняється від існуючих вітчизняних аналогів. Виготовлення прототипу та його сертифікація дозволить досягти рівня сучасних міжнародних розробок, наприклад, фірми HASHE.

## VI. Висновки

Отже, розроблено метод і пристрій для спектрального експрес-визначення концентрації нітратів у воді, що характерно для ультрафіолетової спектроскопії, принцип роботи реалізується на ультрафіолетових світлодіодах.

Відносна похибка вимірювання концентрації нітратів у прозорих водних розчинах та у водних розчинах з високим забрудненням не перевищує 10 %, що підтверджує доцільність описаного способу та пристрою.

Налаштувавши пристрій на допустимі домішки різних забруднювачів, ми вирішили проблему швидкого вимірювання забруднювачів безпосередньо в трубопроводі та передачі даних на віддалений комп'ютер для обробки та зберігання даних про стан води протягом тривалого часу. Принцип аналізу проточної води без взяття зразків та підготовки рішень робить прилад актуальним та конкурентоздатним.

Відмінними особливостями пристрою є те, що водні розчини не вимагають спеціальної підготовки перед визначенням концентрації нітратів, аналіз поточної води здійснюється без спеціальних дорогих систем фільтрації і з високою швидкістю вимірювання. Це дозволяє віднести нашу розробку до систем експрес-аналізу.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] O. Salivon, V. Zubchuk, V. Taranov, «Express metering of nitrates in running water» Materials of the 5th International Scientific and Practical Conference "Clean Water. Fundamental, Applied and Industrial Aspects" October 26-27, 2017. Kiev, p. 193-194.
- [2] O. Salivon, V. Zubchuk, V. Taranov, «Express-metry of condensed matter» Collection of scientific works for materials XLVI practical International scientific and practical conference "Application of lasers in medicine and biology" May 25-27, 2017. Kharkiv, p. 152.
- [3] Patent 101854 UA, MPC G01N 21/25, G01N 21/33, Method for photometric determination of nitrates in water supply sources. L. Demutskay, I. Kalinichenko; Applicant Institute of Colloid Chemistry and Water Chemistry A. Dumansky NAS of Ukraine; Published May 13, 2013 Bulletin No. 9.
- [4] V. Taranov, A. Kurlyanceva, «Optical-spectral method for determining the concentration of nitrates in water» Visnyk of Lviv University. Chemical series, 2016, 57(1), p. 226-231.
- [5] I. Dzhugayeva, M. Eremina Nitrates in water as a problem of life safety. Progresses of modern natural science. 2014, № 6. P. 88.
- [6] D. Yabbarova, E. Kuznetsova, "Application of spectrophotometry for water analysis" Collection of articles of the International Scientific and Practical Conference "Interaction of Science and Society: Problems and Perspectives", Ufa. 2015. p. 33-36.
- [7] Patent 116728 UA, MPC G01N 33/18, G01N 21/25, G01N 21/33, 02F 103/00, Device for photometric determination of nitrate in aqueous solution / V. Honcharuk, V. Taranov; Applicant Institute of Colloid Chemistry and Water Chemistry A. Dumansky NAS of Ukraine; - № a 2014 12883. Declared October 26, 2015, Bulletin № 20; published June 12, 2017, Bulletin № 11.
- [8] Standard Methods for the Examination of Water and Wastewater. 18<sup>th</sup> Edn. American Public Health Association, American Water Works Association, Water Environment Federation, W., 1992.

- [9] I. Kalinichenko, "Determination of nitrates in drinking water by three-wave photometry in ultraviolet", I. Kalinichenko, L. Demutskaya. Journal of Analytical Chemistry, 2004, Vol. 59, No. 3. P. 240 - 244.
- [10] V. Goncharuk, "Chemistry of water and drinking water supply problems", Worldview, 2009, No. 4. P. 18 - 27.
- [11] O. Salivon, V. Zubchuk, V. Taranov, "A system for monitoring the level of pollution of reservation with nitrates", Collect. of art. of the scient. and inform. cent. "Znanie" on mat. XXXII Intern. Scient. and Pract. Conf.: "Development science in the XXI century" 1 p., Kharkov, 2018. p. 68.

УДК 543.421/424

## ПРИБОР ДЛЯ ЭКСПРЕСС-МЕТРИИ НИТРАТОВ В ПРОТОЧНОЙ ВОДЕ

**Саливон А. Ю., Зубчук В. И.**, к.т.н., доц. каф. БМИ  
okssalivon@gmail.com, grany@meta.ua

Факультет Биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

**Таранов В. В.**, с.н.с  
lambit@ukr.net

Институт коллоидной химии и химии воды им. А. В. Думанского НАН Украины  
Киев, Украина

**Реферат** — Методы и инструменты для определения уровня загрязнений в воде важны в различных сферах деятельности человека, ведь качество воды всегда актуально. Автоматизированный мониторинг может улучшить уровень контроля качества воды. Разработан метод и устройство для экспресс-метрии уровня нитратов в водных растворах на основе спектрофотометрического метода. Отличительной особенностью разработки является определение загрязнения для проточной воды без специальной подготовки растворов. Предложенный способ реализован путем измерения светового потока через специальную проточную кювету в ультрафиолетовом диапазоне на трех длинах волн и с математической обработкой полученных значений с помощью специально разработанного для прибора алгоритма.

Для получения результата измерений концентрации по плотности потока лучей через проточную кювету разработан специальный алгоритм. Анализ площадей под кривыми зависимостей оптической плотности от длины волны показывает, что оптимальная длина волны для оценки характеристик концентрации нитратов находится в диапазоне 307-309 нм. Выбор анализа трех длин волн вместо одной позволяет не реагировать на другие примеси и делает устройство более точным. Регистрация солей  $\text{NO}_3$  в проточной воде осуществляется на компьютере с указанием даты и времени проведения исследования. Успешное сочетание современной элементной базы, а именно полупроводниковых ультрафиолетовых излучателей – светодиодов в спектральном диапазоне от 265 до 365 нм позволило уменьшить погрешности, связанные с загрязнителями воды типа фульвокислот, что мешало надежным измерениям. Тестирование на определение нитратов в воде позволило провести лабораторные испытания и подтвердить возможность промышленного использования. Предложенный способ реализуется путем измерения передачи световых пучков через специальную проточную кювету в диапазоне ультрафиолетовых излучений на трех длинах волн с математической обработкой значений, полученных для специально разработанного прибора. Настраивая прибор на допустимые примеси различных загрязнителей, мы впервые решаем задачу быстрого измерения нитратов непосредственно в трубопроводе и передачи данных на удаленный компьютер для обработки и хранения данных о состоянии воды в течение длительного времени.

**Ключевые слова** – нитрат-ионы; измерения нитратов; проточная вода; спектрофотометрия; УФ-излучения.



# A DEVICE FOR THE EXPERIMENTAL METERING OF NITRATES IN RUNNING WATER

**O. Salivon, V. Zubchuk**, candidate of technical sciences  
associate professor of the department of BMI  
okssalivon@gmail.com, grany@meta.ua  
Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"  
Kyiv, Ukraine

**V. Taranov**, senior research fellow  
lambit@ukr.net

A.V. Dumansky Institute of Colloid and Water Chemistry  
National Academy of Sciences of Ukraine  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – *Methods and tools for determining the level of contamination in drinking water are important in various fields of human activity, because water quality is always important. Automated monitoring can improve the level of water quality control. The method and device for express metrics of nitrate levels in aqueous solutions based on the spectrophotometric method are developed. A distinctive feature of the development is the definition of contamination for flowing water without special preparation of solutions. The proposed method is implemented by measuring the transmission of light beams through a special flow cuvette in the ultraviolet range at three wavelengths and mathematical processing of the values obtained for a specially designed instrument for the algorithm.*

*To process the measured result, a special algorithm for transmitting radiation through a flow cuvette is developed. The analysis of the area under the curves of the dependence of the optical area on the wavelength suggests that the most optimal wavelength for evaluating the characteristics of the concentration of nitrates is in the region of 307–309 nm. Choosing an analysis of three wavelengths instead of one can take into account other impurities and make the device more accurate. Registration of NO<sub>3</sub> in running water is carried out on a computer, indicating the date and time of the study. The successful combination of a modern element base, namely semiconductor ultraviolet emitters – LEDs on a spectral plane from 265 nm to 365 nm, allowed to overcome the obstacle associated with pollutants of water with fulvic acids, which prevented reliable measurements. Testing for determination of nitrates in water allowed to conduct laboratory tests and approach industrial use. The proposed method is realized by measuring the transmission of light beams through a patented flow cuvette in the range of ultraviolet radiation at three wavelengths and mathematical processing of the values obtained for a specially designed device. Setting up the device for admissible impurities of various pollutants, we first solve the problem of quickly measuring pollutants directly in the pipeline and transferring data to a remote computer for processing and storing data on the state of water for a long time.*

**Keywords** – nitrate ions; measurement of nitrates; running water; spectrophotometry; UV radiation.

# МОДЕЛЮВАННЯ НІЖКИ ЕНДОПРОТЕЗА ТАЗОСТЕГНОВОГО СУГЛОБА ТА ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНОГО ТИПУ ФІКСАЦІЇ

*Беспалова О. Я.*, доц., к.б.н., с.н.с.  
e-maile.bespalova25.05@gmail.com

*Мищенко Ю. С.*, ORCID 0000-0001-7844-9834  
e-mailsokol7romashka@gmail.com

Кафедра БМІ, ФБМІ

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Реферат** — Ендопротезування кульшового суглоба є широко поширеним способом лікування захворювань опорно-рухового апарату. Заміна хворого суглоба на штучний дозволяє усунути або значно зменшити больовий синдром, та відновити рух в суглобі.

У багатьох випадках ненадійність ендопротеза викликана його розхитуванням. Ризик розхитування зростає пропорційно давності операції, і в даний час дана проблема не має будь-якого технічного рішення. Згідно біомеханічної гіпотези основною причиною розхитування ендопротеза є неадекватність функціональних напружень, які діють на кістку в системі кістка-імплантат при фізіологічних навантаженнях. Неправильно підібраний матеріал та тип фіксації ніжки, може прискорити розхитування при збільшенні навантажень на неї.

В роботі проведено дослідження навантажень на ніжку тазостегнового ендопротеза, в залежності від ваги пацієнта та типу фіксації імплантату в кістковій тканині. Дослідження було проведено на моделі титанової ніжки, створеної у просторі SolidWorks.

Показано що існує відмінність у перерозподілі навантаження на стегнову компоненту протеза при різних типах фіксації ніжки для пацієнтів з різною вагою.

В результаті дослідження було встановлено, що при дистальній фіксації навантаження на протез зростає більш стрімко, та має більше значення ніж при проксимальній фіксації, що може стати причиною швидшого розхитування ніжки.

**Ключові слова** — ендопротез, тазостегновий суглоб, проксимальний тип фіксації, дистальний тип фіксації, моделювання кульшового суглоба, матеріали для протезування, вагове навантаження на тазостегновий ендопротез.

## I. Вступ

Ендопротезування кульшового суглоба є широко поширеним способом лікування захворювань опорно-рухового апарату. Заміна хворого суглоба на штучний дозволяє усунути або значно зменшити больовий синдром, та відновити рух в суглобі.

У багатьох випадках ненадійність ендопротеза викликана його розхитуванням. Ризик розхитування зростає залежно від давності операції, віку, стану кісткової тканини та виду діяльності пацієнта, і в даний час дана проблема не має будь-якого технічного рішення.

З недавніх пір дедалі активніше використовується безцементне ендопротезування, адже воно являється більш перспективним у випадках заміни протеза. Це дає змогу проводити такі операції пацієнтам молодшого віку. Але чим молодший пацієнт, тим складніше спрогнозувати розвиток його організму. За 10–20 років, людина з обмеженою руховою активністю може значно збільшити свою вагу. Збільшення

маси може призвести до збільшення навантаження на імплантат і, як наслідок, прискореного розхитування та передчасного ревізійного втручання.

Згідно біомеханічної гіпотези основною причиною розхитування ендопротеза є неадекватність функціональних напружень, які діють на кістку в системі кістка-імплантат при фізіологічних навантаженнях [1].

Неправильно підібраний матеріал та тип фіксації ніжки, може прискорити розхитування при збільшенні навантажень на неї.

Метою роботи було виявлення оптимального типу фіксації протеза, при якому ніжка піддається найменшій деформації при збільшенні навантаження на неї.

## II. Типи фіксації ніжки тазостегнового ендопротеза

Існує два типи фіксації кульшового суглоба в кістці – цементний та безцементний. Різниця між ними полягає в тому, що цементні ніжки кріпляться в кісткову тканину за допомогою

спеціального полімерного цементу, а безцементні ніжки кріпляться шляхом щільної посадки. Їх вбивають в кістку, канал якої спеціальними рашпілями підганяють під форму ніжки протеза. [2].

Поверхня безцементної ніжки має шорстке напilenня (часто використовують гідроксиапатит), яке дозволяє кістці вrostати в протез. На основі цього безцементні ніжки також поділяються за типом фіксації [3].

Для максимальної стабілізації існують два принципово різних способи кріплення ніжки безцементної фіксації.

Перший з них передбачає стабілізацію протеза шляхом фіксації дистальної частини ніжки в діафізарній частині стегнової кістки. Це досягається тим, що дистальний відділ протеза покритий пористою речовиною, та має циліндричну форму [4].

Під час введення протеза пористе покриття ніжки щільно втискається в кортикальні стінки, забезпечуючи таким чином ротаційну стабільність і перешкоджаючи зсувам, що виникають при осьовому навантаженні. Цей спосіб фіксації ніжки називається діафізарним або дистальним [5].

При другому способі фіксації протеза ніжку первинно стабілізують в метафізарній частині стегнової кістки. В цьому випадку фіксація досягається щільним впровадженням ендопротеза в губчасту кісткову тканину [6].

На відміну від дистальної фіксації, стабільність імплантату в метафізарній частині стегнової кістки залежить не стільки від покриття ніжки, скільки від геометрії протеза і його відповідності формі проксимального відділу стегнової кістки [5, 6].

### **III. Навантаження та осідання ніжки тазостегнового протеза**

Безліч чинників визначають ступінь рухливості ніжки ендопротеза в порожнині стегнової кістки при фізіологічному навантаженні. Анатомо-фізіологічні особливості пацієнта включають геометрію ендостального відділу стегнової кістки, якісні характеристики губчастої кісткової тканини (остеопороз, остеосклероз) і кортикальних стінок (товщина і форма), вагу, ріст і життєву активність [7].

Для того щоб протез безцементної фіксації забезпечував безболісне навантаження на ногу при максимальній амплітуді рухів, необхідна

майже повна відсутність рухливості між імплантатом і кістковою тканиною. Проте, в типових випадках в найближчому післяопераційному періоді спостерігається найбільше осідання протеза, яке прогресивно зменшується в міру збільшення навантажень і фіксації ніжки в кістці [8].

Після закінчення періоду, необхідного для утворення кісткового зрощення (зазвичай це настає через 2,5–3 місяці) пацієнт повертається до нормальної ходьби. При цьому взаємодія металу і кісткової тканини має вигляд пружної еластичної деформації і визначається як мікрорухливість [8].

Складні радіометричні дослідження показали, що практично будь-який протез має зсув відносно стегнової кістки під час фізіологічного навантаження на кінцівку. Зазвичай ця рухливість носить коливальний характер, і положення імплантату відновлюється під час неопорної фази кроку. Однак при надлишкових навантаженнях, остеопорозі, погрішності хірургічної техніки зміщення перевищують допустимі значення і призводять до значного осідання ніжки протеза [8].

Найбільш вірогідною ознакою щільності первинної посадки ніжки є ротаційна стабільність протеза. Стійкість безцементної ніжки до ротаційних зміщень визначається, перш за все, відстанню між крайніми точками контакту протеза з кісткою і віссю ротації імплантату, яка може бути представлена як поздовжня вісь кістковомозкового каналу. Таким чином, контакт між кісткою і внутрішньою поверхнею протеза на рівні остеотомії шийки стегнової кістки значно зменшить ротаційну мікрорухливість, особливо якщо при цьому протез контактує з передньою і задньою кістковими стінками [8].

Виходячи з цих положень, більш висока остеотомія шийки стегнової кістки призведе до зменшення ротаційного навантаження на протез за рахунок зміни розташування протеза в кістці, який буде зміщений більш медіально. Зсув рівня остеотомії проксимально на 10 мм призводить до зменшення ротаційної рухливості на 45 % [8].

Величина мікрорухливості між імплантатом і кісткою визначається просторовим розподілом точок контактів між ними і коефіцієнтом тертя на кордоні кістка – метал. Як правило, розхитування ніжки починається з появи над-

лишкових ротаційних рухів імплантату в каналі, що призводить в подальшому до ретроверсії протеза. Нерідко ротаційна нестабільність поєднується з міграцією протеза в кістці, яка призводить до вкорочення кінцівки і може викликати нестійкість (підвивихи) суглоба [8].

#### IV. Вибір матеріалу

Матеріал, з якого робиться ніжка ендопротеза кульшового суглоба, з одного боку повинен бути досить міцним, щоб не зламатися, з іншого боку – еластичним, тобто здатним деформуватися при навантаженні (для ніжок безцементної фіксації модуль пружності повинен бути максимально можливо близьким до модуля пружності самої кістки), а з третього боку матеріал повинен бути інертним, та добре зростатися з кісткою (цей параметр важливий для безцементних ніжок) [8, 10].

Для виготовлення безцементних стегнових компонентів ендопротеза найбільш часто використовуються кобальт-хромові і титанові сплави. Сплави титану мають кращу біологічну сумісність, але остеointegraція можлива при використанні і того, і іншого матеріалу. Оскільки головним фактором довгострокового ефективного функціонування пристрою є передача напруги, дуже велике значення має модуль пружності матеріалу. Модуль пружності титану ближче до модуля пружності кістки і приблизно вдвічі менше, ніж у кобальт-хрому [8, 9].

Істотним недоліком титану є виражене ослаблення його міцності при наявності нерівностей на поверхні [8].

Окрема проблема – потенційна токсичність матеріалу. Іони кобальту і хрому виявляються в невеликих концентраціях в рідинах і тканинах організму, але, навіть в малих дозах, вони можуть володіти цитотоксичною дією. З іншого боку, титан асоціюється з формуванням більшої кількості продуктів зносу і виділенням іонів, але краще переноситься на клітинному рівні [8].

В ході аналізу матеріалів, було обрано матеріал для моделювання – титановий сплав  $\text{Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr (ss)}$  [9, 11].

#### V. Дослідження впливу зміни ваги тіла на ніжку ендопротеза в залежності від типу його фіксації

Вага, яка впливає на один суглоб дорівнює половині різниці маси тіла та нижніх кінцівок людини [12].

Маса нижньої кінцівки становить приблизно 20 % від всієї маси тіла людини [13].

Отже маємо, що при вазі людини 40 (кг) навантаження на ніжку буде 120 (Н), а для людини в 100 (кг) – 300 (Н).

1. Навантаження на ніжку ендопротеза, при вазі людини 40 кг:

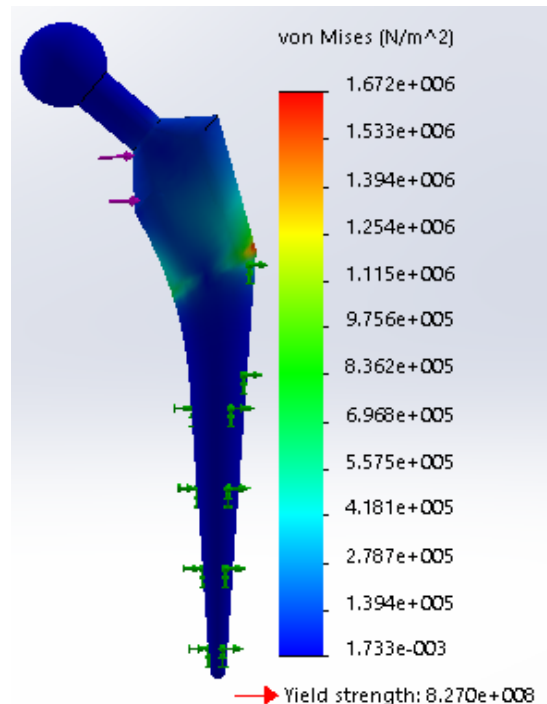


Рис. 1. Модель навантаження на ніжку, при вазі людини 40 кг, дистальне кріплення

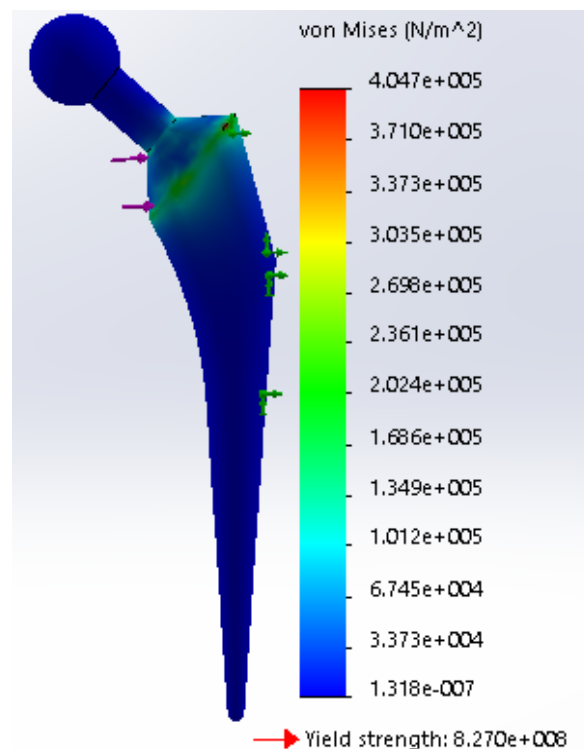


Рис. 2. Модель навантаження на ніжку, при вазі 100 кг, дистальне кріплення

2. Навантаження на ніжку ендопротеза, при вазі людини 100 кг:

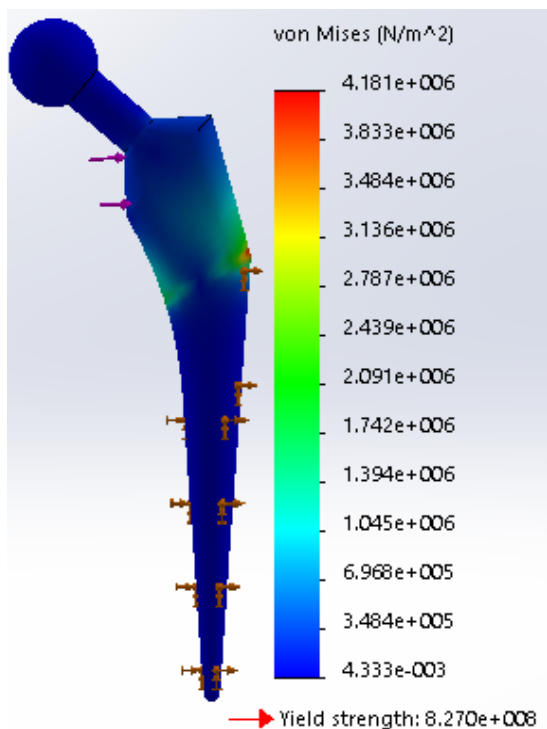


Рис. 3. Модель навантаження на ніжку, при вазі людини 100 кг, дистальне кріплення

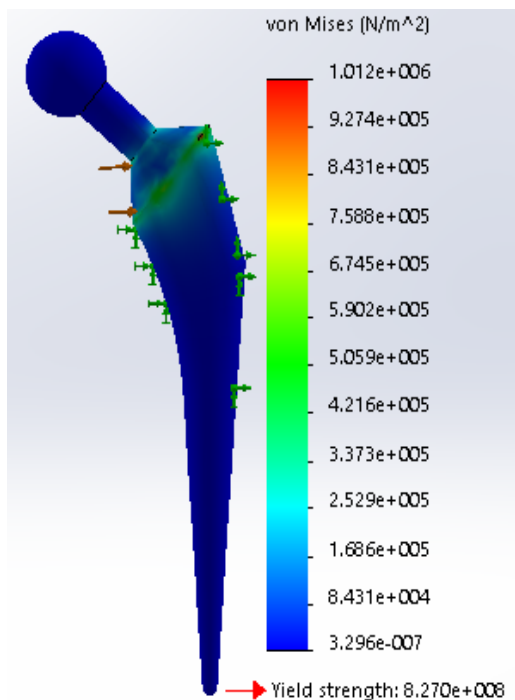


Рис. 4. Модель навантаження на ніжку, при вазі людини 100 кг, проксимальне кріплення

## VI. Висновки

В роботі було визначено та охарактеризовано типи фіксації ніжки, в залежності від типу проксимального каналу стегнової кістки. Проаналізовано випадки використання різних типів фіксації. Вибрано матеріал – сплав титану, так як його

модуль пружності близький до модуля пружності кістки і він являється найбільш біосумісним матеріалом.

Отримано модель, у середовищі SolidWorks.

При дослідженні моделі, було встановлено, що при дистальній фіксації навантаження на протез зростає більш стрімко, та має більше значення ніж при проксимальній фіксації, що може стати причиною швидшого розхитування ніжки.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Значення розподілу напруг в кістковій тканині навколо компонентів ендопротеза тазостегнового суглоба для стабільної фіксації імпланта / [М. А. Корж, О. В. Танькут, В. А. Філіпенко та ін.]. // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр.. – №137. – С. 110–118.
- [2] Тихолов Р. М. Стегнові компоненти ендопротеза цементної фіксації [Електронний ресурс] / Р. М. Тихолов, В. М. Шаповалов // РНИИТО ім. Р.Р. Вредена. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <http://medbe.ru/materials/endoprotezirovaniye-bedrennye-komponenty-endoproteza-tsementnoy-fiksatsii>
- [3] Эндопротезирование тазобедренного сустава: отзывы пациентов о реабилитации [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://sustav.info/lechim/hirurg/endoprotezirovaniye-tazobedrennogo-sustava-otzyvy.html>
- [4] Серета А. П. Який ендопротез кульшового суглоба найкращий? Як вибрати ендопротез кульшового суглоба? [Електронний ресурс] / А. П. Серета // Сайт клиники травматологии и ортопеди Первого МГМУ им. И. М. Сеченова. – 2014. – Режим доступу до ресурсу: <http://travmaorto.ru/264.html>
- [5] Как устроен эндопротез? [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://med.vesti.ru/articles/zabolevaniya/kak-ustroen-endoprotez/>
- [6] Эндопротезирование кульшового сустава [Електронний ресурс]. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: <http://ortoped.sumy.ua/ru/endoprotezirovaniya-kulshovogo-sugloba/>
- [7] Тихолов Р. М. Дизайн бедренного компонента ендопротеза безцементної фіксації [Електронний ресурс] / Р. М. Тихолов, В. М. Шаповалов. – 2017. – Режим доступу до ресурсу: [http://bone-surgery.ru/view/dizajn\\_bedrennogo\\_komponenta\\_endoproteza\\_bescementnoj\\_fiksatsii](http://bone-surgery.ru/view/dizajn_bedrennogo_komponenta_endoproteza_bescementnoj_fiksatsii)
- [8] Эндопротез тазобедренного сустава индивидуальный подбор модели и материала для пациента [Електронний ресурс]. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: <https://ortoped-klinik.com/orthopedic-services/osteoarthritis-of-the-hip/modeli-endoprotezov-tazobedrennogo-sustava.html>
- [10] Шипша В. Г. Титанові сплави [Електронний ресурс] / В. Г. Шипша – Режим доступу до ресурсу: [http://www.naukaspb.ru/spravochniki/Demo%20Metall/3\\_17.htm](http://www.naukaspb.ru/spravochniki/Demo%20Metall/3_17.htm)
- [11] Костное ремоделирование [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://surgeryzone.net/info/info-travmatologia/kostnoe-remodelirovanie.html>
- [12] Различия бесцементного и цементного эндопротезирования тазобедренного сустава [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://msk-artusmed.ru/razlichiya-bestsementnogo-i-tsementnogo-endoprotezirovaniya-tazobedrennogo-sustava/>
- [13] Тихолов Р. М. Биомеханика тазобедренного сустава [Електронний ресурс] / Р. М. Тихолов, В. М. Шаповалов // РНИИТО ім. Р.Р. Вредена. – 2018. – Режим доступу до ресурсу: [http://bone-surgery.ru/view/biomehanika\\_tazobedrennogo\\_sustava](http://bone-surgery.ru/view/biomehanika_tazobedrennogo_sustava)
- [14] Дутчак Ю. В. Биомеханика / Ю. В. Дутчак. – Хмельницький, 2013. – 19 с.

# МОДЕЛИРОВАНИЕ НОЖКИ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ОПТИМАЛЬНОГО ТИПА ФИКСАЦИИ

**Беспалова Е. Я.**, доц., к.б.н., с.н.с.

e-maile.bespalova25.05@gmail.com

**Мищенко Ю.С.**, ORCID 0000-0001-7844-9834

e-mailsokol7romashka@gmail.com, Кафедра БМИ, ФБМИ

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт шимени Игоря Сикорского», Киев, Украина

**Реферат** – Эндопротезирование тазобедренного сустава является широко распространенным способом лечения заболеваний опорно-двигательного аппарата. Замена больного сустава на искусственный позволяет устранить или значительно уменьшить болевой синдром, и восстановить движение в суставе.

Во многих случаях ненадежность эндопротеза вызвана его расшатыванием. Риск расшатывания растет пропорционально давности операции, и в настоящее время данная проблема не имеет никакого технического решения. Согласно биомеханической гипотезы основной причиной расшатывания эндопротеза является неадекватность функциональных напряжений, действующих на кость в системе кость-имплантат при физиологических нагрузках. Неправильно подобранный материал и тип фиксации ножки, может ускорить расшатывание при увеличении нагрузок на нее.

В работе проведено исследование нагрузок на ножку тазобедренного эндопротеза, в зависимости от веса пациента и типа фиксации имплантата в костной ткани. Исследование было проведено на модели титановой ножки, созданной в пространстве SolidWorks.

Показано что существует различие в перераспределении нагрузки на бедренную компоненту протеза при различных типах фиксации ножки для пациентов с разным весом.

В результате исследования было установлено, что при дистальной фиксации нагрузки на протез растут более стремительно, и имеет большее значение, чем при проксимальной фиксации, что может стать причиной быстрого расшатывания ножки.

**Ключевые слова:** Эндопротез, тазобедренный сустав, проксимальный тип фиксации, дистальный тип фиксации, моделирование тазобедренного сустава, материалы для эндопротезирования, весовая нагрузка на тазобедренный эндопротез.

# MODELING OF THE HIP JOINT LEG AND DETERMINING THE OPTIMAL FIXATION TYPE

**Bespalova O. Ya.**, doc, c.b.s.

e-maile.bespalova25.05@gmail.com

**Mischenko Yu. S.**, ORCID 0000-0001-7844-9834

e-mailsokol7romashka@gmail.com, Department of BMI, FBMI

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

**Annotation** – Endoprosthetics of the hip joint is a widespread method of treating diseases of the musculoskeletal system. Replacing the patient's joint with the artificial allows to eliminate or significantly reduce the pain syndrome, and restore joint movement.

In many cases, the unreliability of the endoprosthesis is due to its loosening. The risk of loosening increases in proportion to the limitation of the operation, and at present, this problem does not have any technical solution. According to the biomechanical hypothesis, the main reason for loosening the endoprosthesis is the inadequacy of functional stresses acting on the bone in the bone-implant system under physiological stresses. Incorrectly selected material and type of leg fixation, can accelerate lacing with increasing loads on it.

In this work, a study of loads on the leg of the pelvic endoprosthesis, depending on the patient's weight and type of implant fixation in the bone tissue, was performed. The research was conducted on a model of the titanium leg created in SolidWorks space.

It is shown that there is a difference in the redistribution of the load on the femoral component of the prosthesis with different types of leg fixation for patients with different weights.

As a result of the study, it was found that, with distal fixation, the load on the prosthesis increases more rapidly, but it is more important than the proximal fixation, which can cause a faster break in the leg.

**Key words:** endoprosthesis, hip joint, proximal fixation type, distal type of fixation, hip joint modeling, materials for endoprosthetics, weight load on hip prost.

# ЕЛЕКТРОПОРАЦІЯ ЯК СПОСІБ ЛІКУВАННЯ ПРОБЛЕМ ШКІРИ

Скринська О. С., магістр  
Sasha-aevum@ukr.net

Антонова-Рафі Ю. В., доцент каф. біобезпеки і здоров'я людини, к.т.н.  
Antonova-rafi@ukr.net

Худецький І. Ю., зав. каф. біобезпеки і здоров'я людини, професор, д.м.н.  
Igorkhudetskyu@gmail.com

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

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

**Реферат** — проблеми косметології сьогодні дуже актуальні. Зовнішність дає можливість мати гарне життя. На жаль, велика кількість людей має проблеми зі шкірою обличчя, які починаються з молодості, і це тягне за собою матеріальні. Існує широкий вибір способів лікування дефектів шкіри. Існує широкий спектр кремів, для різних типів шкіри і для боротьби з різними проблемами шкіри. Навіть створені спеціальні набори-комплекси по догляду за шкірою обличчя. Також існують різноманітні більш ефективні апаратні методи лікування, такі як ультразвукова чистка, лазерний пілінг, ін'єкційна мезотерапія, електропорація. На сьогоднішній день електропорація використовується в самих різноманітних областях, наприклад, в медицині для лікування раку, в біотехнології для створення гібридів, в косметології для доставки ліків в клітини. Де б не застосовувався цей метод, він завжди заснований на впливі електромагнітних імпульсів на мембрану клітини для утворення пір необхідних розмірів. Останнім часом метод електропорації став широко використовуватися в косметології, як метод без ін'єкційної мезотерапії. При електропорації в бішаровій ліпідній мембрані виникає локальна перебудова структури, яка веде до появи оборотних наскрізних водних каналів. Цей метод сприяє швидшому проникненню необхідних речовин (ліків, вітамінів) всередину. Така техніка збільшує проникність клітин в 400 разів. При цьому проникає близько 90–100 % активних речовин. Цей метод повністю неінвазивний і безболісний. Надає видимий ефект після першої процедури, і він не потребує часу на відновлення шкіри після процедури, оскільки не викликає ніякого видимого подразнення. Метод проявив свою ефективність у вирішенні безлічі проблем, таких як: вікові зміни шкіри, лікування вузрової висипки, відновлення еластичності і водного балансу шкіри, лікування целюліту.

**Ключові слова** — електропорація, косметологія, безін'єкційна мезотерапія.

## I. Вступ

Зовнішній вигляд дуже важливий для людей. Ми готові заплатити будь-яку ціну, щоб виглядати красиво. Сьогодні, гарна зовнішність дає нам можливість отримати кращу роботу або вищу посаду, мати хороші стосунки. Таким чином, захворювання шкіри приносять людям не тільки матеріальні проблеми, але й моральні.

Шкіра людини приймає на себе перший удар від забрудненого середовища, хлорованої води, низькоякісної косметики. На жаль, ситуація погіршується через недостатнє харчування, недосипання та постійний стрес.

На жаль, за даними закордонних джерел, близько 90 % підлітків страждають від вугрів [1], це не тільки не красива шкіра у віці від 14 до 20 років, а навіть після 20 років, приблизно 40 % людей продовжують страждати від цієї проблеми. Також можливі наслідки після вугрів, такі як шрами, які не прикрашають обличчя. Від 22 % до 52 % пацієнтів вирушають

до лікарень з патологічними рубцями [1]. На жаль, це не єдина проблема, після 30 починають з'являтися зморшки.

З давніх-давен люди намагалися запобігти і подолати ці проблеми масажем, масками. Тоді почали з'являтися різні креми, ін'єкції, ультразвукова чистка обличчя, лазерний пілінг, електропорація та багато інших косметичних рішень.

Сьогодні існує велика кількість різних косметичних засобів: кремів, лосьйонів, гелів для різних типів шкіри, для вирішення різних проблем, різних марок, безлічі різноманітних апаратних процедур.

## II. Методи лікування

При лазерному пілінгу на шкіру наноситься спеціальний крем, після чого проблемні зони обробляються лазером (рис. 1). Кожен пацієнт має власний курс, який залежить від часу впливу і довжини лазерного променя.

Лазерний пілінг обличчя спрямований на боротьбу з нерівномірним рельєфом (шрами,

постакне), зморшками, віковими плямами, веснянками, розширеними порами, зниженим тургором і тонусом шкіри, млявим кольором. У таблиці 1 ми бачимо, результати при використанні лазерного пілінгу.

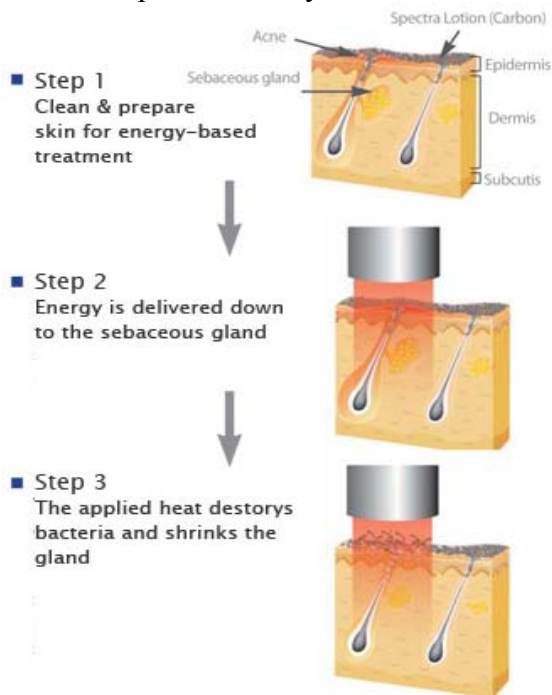


Рис. 1. Лазерний пілінг [2]

Таблиця 1. Відновлення після лазера [2, 3]

Проблема, і к-ть пацієнтів	Період лікування			
	1,5 міс.	2 міс.	2,5 міс.	3 міс.
акне, 130	66 %	21 %	9 %	4 %
омоложення, 86	44 %	31 %	17 %	8 %

Протипоказання включають будь-які запальні процеси, епілепсію, вагітність, цукровий діабет. Після процедури необхідно почекати поки пройде почервоніння, для цього підбирають індивідуальний косметичний комплекс з вітамінами. Процедура може бути повторена не раніше ніж через 7–10 днів.

Ультразвукове очищення включає в себе ефективне та глибоке очищення шкіри та пір (рис. 2) від забруднень, шкірного жиру.

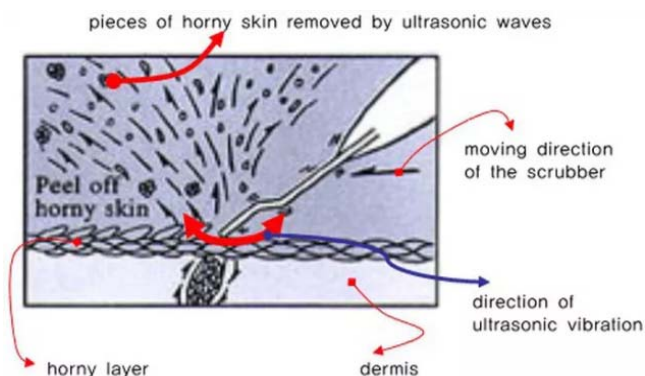


Рис. 2. Ультразвук [7]

Процедура застосовується при пористої шкіри, зменшеному тургорі і тонусу шкіри, наявності комедонів, вугрів (але не в гострому стані), жирній шкіри, комбінованій шкірі, надмірній пітливості, млявому кольорі обличчя. Деякі результати лікування наведено в таблиці 2.

Таблиця 2. Відновлення після ультразвуку [7]

Проблема, і к-ть пацієнтів	Період лікування			
	1,5 міс.	2 міс.	2,5 міс.	3 міс.
акне, 78	56 %	20 %	12 %	10 %
омоложення, 73	48 %	19 %	19 %	14 %

Протипоказаннями до ультразвуку є екзема, фурункули, епілепсія, вагітність. Метод безболісний. Наприкінці процедури застосовується спеціальна маска, щоб зменшити почервоніння. Процедура може бути повторена через 7–12 днів.

Фракційний термоліз використовує лазер на проблемній ділянці, створюючи мікротріщини. Процедура супроводжується неприємними відчуттями. Лазерне світло під час процедури подають на шкіру пучком сотень мікропроменів, а не плямою, як у випадку лазерного шліфування. Кожен промінь впливає на мікроскопічну область шкіри, руйнуючі старі клітини в цій ділянці та стимулює формування нових (рис. 3).

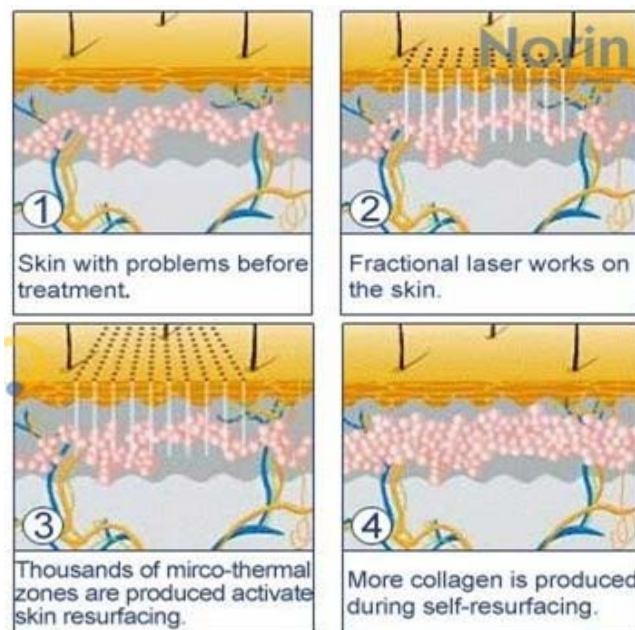


Рис. 3. Фракційний термоліз [5]

В результаті фракційного термолізу зникають шрами, розтяжки, звужуються розширені пори, тон шкіри стає рівним, зникають зморшки. Результати лікування після фракційного термолізу наведено в таблиці 3.



**Таблиця 3. Відновлення після фракційного термолізу [3, 5]**

Проблема, і к-ть пацієнтів	Період лікування			
	1,5 міс.	2 міс.	2,5 міс.	3 міс.
акне, 64	43 %	35 %	13 %	9 %
омоложення, 54	41 %	33 %	16 %	10 %

Протипоказаннями є псоріаз, запалення, діабет, епілепсія, вагітність. В кінці термолізу слід дотримуватися рекомендацій спеціаліста щодо періоду відновлення шкіри обличчя (4–5 днів). У середньому вам потрібно від 3 до 5 сеансів, щоб результат тривав близько 3 років.

При ін'єкційній мезотерапії обличчя використовується дуже тонка голка (діаметр 0,3 мм), яка вводиться внутрішньошкірно, поверхнево, до глибини 1–2 мм. У той же час шкіра насичується різними лікарськими речовинами, вітамінами, мікроелементами або гомеопатичними засобами. Голки використовуються для створення багатьох мікроскопічних каналів вглиб шкіри дерми, які стимулюють клітини виробляти новий колаген. Ці канали також покращують проникнення кремів, вітамінів А та С приблизно в 1000 разів. Вітаміни А та С стимулюють відновлення шкіри, тим самим, шкіра виглядає свіжою і молодшою. Для того, щоб мезотерапія дала відчутний результат, в середньому вам потрібно пройти 10 процедур. Період лікування триває від двох до шести тижнів. Їх головним недоліком є неприємні відчуття зумовлені болем.

Показаннями для застосування мезотерапії є: зморшки, в'ялість шкіри, кола під очима, пористість шкіри, жирна або суха шкіра, вугрі (поза загостренням), шрами, пігментні плями. Основними протипоказаннями є запалення шкіри, вагітність, епілепсія, гемофілія.

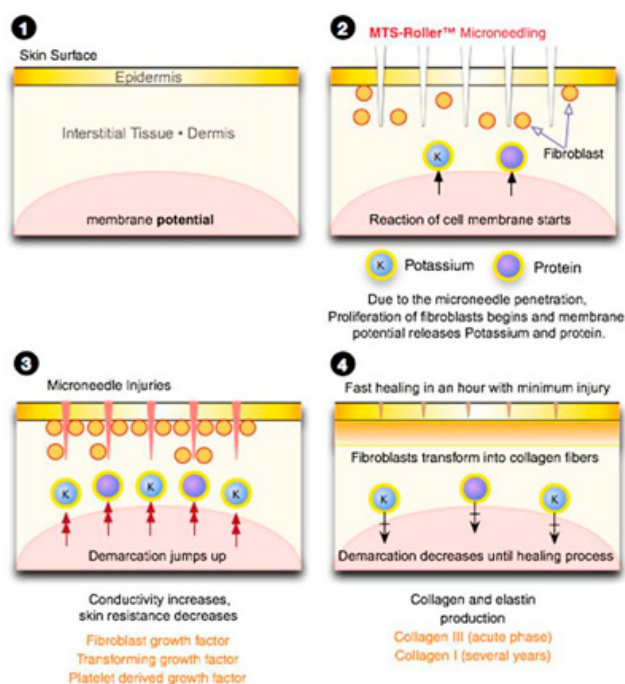
**Таблиця 4. Відновлення після мезотерапії [6]**

Проблема, і к-ть пацієнтів	Період лікування			
	1,5 міс.	2 міс.	2,5 міс.	3 міс.
акне, 60	35 %	33 %	27 %	5 %
омоложення, 72	37 %	31 %	19 %	13 %

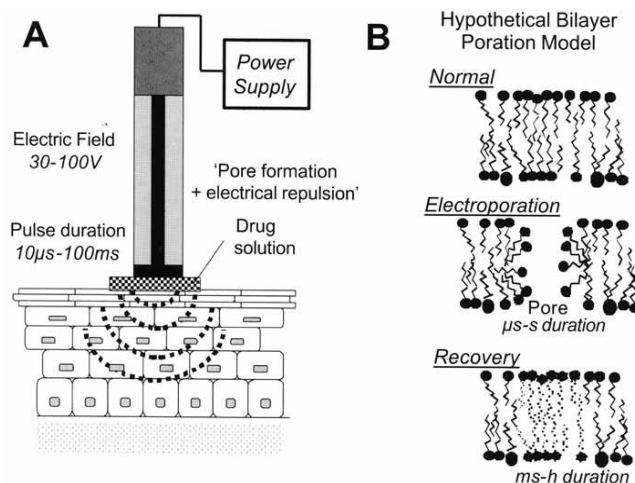
Реконструкція колагену в нормі займає принаймні 90 днів, тому видимі ефекти від цього лікування можуть повністю проявитися через три місяці після процедури.

В даний час особлива увага приділяється методу електропорації, що базується на впливі електромагнітних імпульсів на клітинну мембрану з формуванням пір необхідних розмірів. Це тимчасове явище дестабілізації клітинної

мембрани під дією імпульсу електричного поля на ньому (рис. 4), що призводить до збільшення електропровідності клітинної мембрани.



**Рис. 4. Мікроін'єкційна мезотерапія [6]**



**Рис. 5 – Електропорація [4]**

Під час дестабілізації мембрана стає надзвичайно проникною навіть для великих молекул. У біліпідній мембрані відбувається перебудова ліпідів, що призводить до появи оборотних водних каналів.

За допомогою електропорації необхідні речовини швидше проникають у клітини. Таким чином, близько 90–100 % речовин потрапляють всередину.

Електропорація показала свою ефективність у вирішенні найрізноманітніших проблем, таких як: зміни віку шкіри, лікування вугрів, відновлення еластичності та водяного балансу шкіри, лікування целюліту.

**Таблиця 5. Відновлення після електропорації [4]**

Проблема, і к-ть пацієнтів	Період лікування			
	1,5 міс.	2 міс.	2,5 міс.	3 міс.
акне, 80	66 %	29 %	4 %	1 %
омоложення, 66	51 %	31 %	11 %	7 %

Електропоратори також можливо використовувати вдома. Залежно від стану шкіри, це займає від 4 до 10 сеансів, тривалість одного сеансу варіюється від 20 до 40 хвилин. Процедура можна повторити через 10–14 днів. Процедура абсолютно безболісна і не потребує періоду відновлення. Основними протипоказаннями є епілепсія та вагітність. Цей пристрій може зробити нашу шкіру красивою на довгий час. Таким чином, електропорація є одним із найкращих способів повернення шкіри в норму.

В даний час метод незворотної електропорації знайшов широке застосування в онкології. На відміну від застосування цієї техніки в косметології, коли ефект електричного струму є однорідним і короточасним, в онкології короткі імпульси багато разів діють в одному місці скупчення клітин. Дія електричного імпульсу під час роботи призводить до поляризації мембрани. Білкові молекули мембрани розпадаються, при утворенні мікропір, які поступово розширюються, об'єднуються з сусідніми, а потім клітина повністю руйнується.

У таблиці 5 показано відсоток людей, з відновленням стану шкіри в період перших 1,5 місяців залежно від виду лікування, використовуючи дані деяких косметичних салонів.

**Таблиця 5. Відновлення після 1,5 місяців**

Лікування Проблема	лазерний пілінг	ультразвук	фракційний термоліз	мікроін'єкційна мезотерапія	електропорація
акне	66 %	56 %	43 %	35 %	56 %
омоложення	44 %	48 %	41 %	37 %	51 %

На сьогодні одна процедура лазерного пілінгу складає 70 євро, ультразвукова чистка – 16 євро, електропорація – 12 євро [2, 4, 7].

**Таблиця 6. Кількість процедур за 1,5 місяці і витрати в євро**

лікування	лазерний пілінг	ультразвук	електропорація
к-ть процедур	4	4	4
вартість	280	64	48

Таким чином, на підставі даних з таблиць 5 та 6, а також попередньої інформації про різні способи лікування, найбільш ефективне лікування відбувається з використанням електропорації. Цей метод популярний також через відсутність болю. Друге місце в ефективному лікуванні шкірних проблем займає лазерний пілінг. Це дуже ефективно, але це викликає певний дискомфорт. Ультразвуковий – безболісний спосіб лікування, але лікування потребує більше часу. Фракційний термоліз все ще є одним з хороших методів лікування, але його рідко використовують через біль під час процедури та тривалий періоду відновлення.

### III. Висновок

Електропорація є найкращим новим способом швидкого відновлення без болю. Оскільки метод спрямований на відновлення, дану нам природою, красою. Клітини просто втрачають необхідні елементи, тому електропорація повертається до них. Метод електропорації дозволяє поліпшити тургор шкіри і колір обличчя, видаляти розтяжки і шрами, позбутися від вугрів, підвищити еластичність шкіри. Це лікування швидко і менше протипоказань.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Горячкина М. В. Комбинированная терапия акне у женщин: поиск оптимальных решений / М. В. Горячкина, Т. А. Белоусова. // Вестник дерматологии и венерологии. – 2014. – №2. – С. 90–95.
- [2] ЗОРИЛІВ В. В. Аппаратная косметология / В. В. ЗОРИЛІВ. // Косметика и медицина. – 2007. – №1. – С. 8–13.
- [3] Путинцева П. А. Способы восстановления эластичности кожи и их эффективность (на примере некоторых современных методов) / П. А. Путинцева, Е. Д. Коньшева, Д. Е. Мильчаков. // Международный научно-исследовательский журнал. – 2015. – №3. – С. 97–99.
- [4] Alexiades-Armenakas M. The spectrum of laser skin resurfacing: Nonablative, fractional, and ablative laser resurfacing / M. Alexiades-Armenakas, J. Dover, K. Arndt. // J Am Acad Dermatol. – 2008. – №58. – p. 719–737.
- [5] Neumann E. Electroporation and electrofusion in cell biology / E. Neumann, A. Sowers, C. Jordan. – New York, 1989. – 435 p. – (Springer science). – (ISBN 978-1-4899-2530-5).
- [6] Jaafar A. Apparatus and method for reducing subcutaneous fat deposits, virtual face lift and body sculpturing by electro-poration // Patent No.: US 6,892,099 B2 – 2005.
- [7] Zhang Y. Absorption of human skin and its detecting platform in the process of laser cosmetology / Y. Zhang, L. // Biomedical Photonics and Optoelectronic Imaging. – 2000. – №42. – С. 23–31.

# ELECTROPORATION AS A WAY TO TREAT PROBLEM SKIN

**Skrinska A.**, magistr

Sasha-aevum@ukr.net

**Antonova-Rafi Y.**, Associate Professor Department of Biosecurity and Health,  
candidate of technical sciences

Antonova-rafi@ukr.net

**Khudetsky I.**, Head of the Department of Biosecurity and Health,  
professor, doctor of medical sciences

Igorkhudetsky@gmail.com

Faculty of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

Kyiv, Ukraine

**Abstract** – the problems of cosmetology are very relevant today. Appearance makes it possible to have a good life. Unfortunately, a large number of people have skin problems that begin from a young age, and this entails not only psychological, but also material problems. There is a wide choice of ways to treat skin defects. There is a wide range of creams for different skin types and for dealing with various skin problems. Even special sets-complexes for skin care of the face are created. There are also various more effective hardware treatment techniques, such as ultrasonic cleaning, laser peeling, injection mesotherapy, electroporation. To date, electroporation is used in a variety of areas, for example, in medicine for the treatment of cancer, in biotechnology to create hybrids, in cosmetology for the delivery of drugs to the cells. Wherever this method is used, it is always based on the effect of electromagnetic pulses on the cell membrane to form pores of the required dimensions. Recently, the electroporation method has become widely used in cosmetology, as a method of non-injection mesotherapy. During electroporation in the bilayer lipid membrane, a local restructuring of the structure occurs, leading to the appearance of reversible through water channels. This method promotes faster penetration of necessary substances (drugs, vitamins) inside. This technique increases cell permeability by 400 times. In this case, about 90–100 % of the active substances penetrate. This method is completely non-invasive and painless. Provides a visible effect after the first procedure, and it does not take time to restore the skin after the procedure, since it does not cause any noticeable irritation. The method has shown its effectiveness in solving a variety of problems, such as: age-related skin changes, acne treatment, and restoration of elasticity and water balance of the skin, cellulite treatment.

**Keywords** – electroporation, cosmetology, noninjection mesotherapy.

# ЭЛЕКТРОПОРАЦИЯ КАК СПОСОБ ЛЕЧЕНИЯ ПРОБЛЕМНОЙ КОЖИ

*Скринская А. С.*, магистр

Sasha-aevum@ukr.net

*Антонова-Рафи Ю. В.*, доцент каф. биобезопасности и здоровья человека к.т.н.

Antonova-rafi@ukr.net

*Худецкий И. Ю.*, зав. каф. биобезопасности и здоровья человека,

профессор, д.м.н.

Igorkhudetskyu@gmail.com

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

г. Киев, Украина

**Реферат** – проблемы косметологии сегодня очень актуальны. Внешность дает возможность иметь хорошую жизнь. К сожалению, большое количество людей имеет проблемы с кожей лица, которые начинаются с молодой, и это влечет за собой материальные. Существует широкий выбор способов лечения дефектов кожи. Существует широкий спектр кремов для разных типов кожи и для борьбы с различными проблемами кожи. Даже созданы специальные наборы-комплексы по уходу за кожей лица. Также существуют различные более эффективные аппаратные методики лечения, такие как ультразвуковая чистка, лазерный пилинг, инъекционная мезотерапия, электропорация. На сегодняшний день электропорация используется в самых различных областях, например, в медицине для лечения рака, в биотехнологии для создания гибридов, в косметологии для доставки лекарств в клетки. Где-бы не применялся этот метод, он всегда основан на воздействии электромагнитных импульсов на мембрану клетки для образования пор необходимых размеров. В последнее время метод электропорации стал широко использоваться в косметологии, как метод безинъекционной мезотерапии. При электропорации в бислоидной липидной мембране возникает локальная перестройка структуры, приводящая к появлению обратимых сквозных водных каналов. Этот метод способствует более быстрому проникновению необходимых веществ (лекарств, витаминов) внутрь. Такая техника увеличивает проницаемость клеток в 400 раз. При этом проникает около 90–100 % активных веществ. Этот метод полностью неинвазивный и безболезненный. Представляет видимый эффект после первой процедуры, и он не требует времени на восстановление кожи после процедуры, так как не вызывает никакого заметно раздражение. Метод проявил свою эффективность в решении множества проблем, таких как: возрастные изменения кожи, лечение угревой сыпи, восстановление эластичности и водного баланса кожи, лечение целлюлита.

**Ключевые слова** – электропорация, косметология, безинъекционная мезотерапия.

# МОДЕЛЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ ПРИ РОЗРОБЦІ ПРИСТРОЮ ДЛЯ ТРАНСКРАНІАЛЬНОЇ СТИМУЛЯЦІЇ ПОСТІЙНИМ СТРУМОМ

*Зубков С. В.*, ст. викл., ORCID 0000-0002-9067-9293  
e-mailszub284@gmail.com

*Петрикей О. В.*, ORCID 0000-0003-4533-4541  
e-mail lena.petrikey96@gmail.com

*Богайчук-Козій І. В.*, ORCID 0000-0001-6366-7951  
e-mail innabogaichuk@ukr.net

Кафедра БМІ, ФБМІ

Національний технічний університет України

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

**Реферат** – У медичній практиці для лікування та профілактики застосовують електротерапевтичні процедури, основані на дії струмів різної частоти. Механізми їхньої дії та характеристики стимулів у різних біологічних структурах досліджені недостатньо. Актуальність роботи зумовлена наявністю широкого кола патологічних і граничних станів, які піддаються лікуванню шляхом фізіотерапевтичних впливів на різні ланки нервової системи, що підтверджується дослідженнями провідних університетів світу і значною зацікавленістю користувачів типових апаратів для:

- швидкого відновлення фізичного стану (заміна фармакологічних засобів);
- стимуляції фізичних можливостей організму (тренування спортсменів);
- стимуляції розумових здібностей (підготовка до екзаменів);
- лікування порушення мови рухів чутливості психологічного та емоційного стану.

Аналіз шляхів поширення струму при неінвазивному впливі вимагає врахування можливих біофізичних механізмів дії слабого струму на мозок через наскірні електроди. Кількість енергії, що подаємо на пацієнта та глибина проникнення сигналу – є факторами ефективності стимуляції, оскільки, за рахунок коректного вибору цих параметрів, зменшується період лікування та збільшується результативність процедури. Основний принцип нейростимуляції полягає в отриманні оптимального фізіологічного ефекту за умови мінімальної побічної дії, що визначає використання різних струмів залежно від збуджуваності тканин та їхнього функціонального стану.

У статті проаналізовано фізичні основи транскраніальної стимуляції постійним струмом. Обґрунтовано еквівалентну електричну схему моделі досліджуваного об'єкту. Поведінку біологічних структур описано еквівалентною електричною схемою, резистори і конденсатори якої відповідають опорі і ємності мембрани та міжклітинної рідини, побудова та моделювання якої здійснено в Micro-Cap 9.

В результаті комп'ютерного експерименту з'ясовано, що конгломерат клітин можна замінити однією еквівалентною клітиною: характер кривої імпедансу не змінюється, а змінюється лише її розкид.

Бібл. 10, рис. 3.

**Ключові слова** — нейростимуляція, транскраніальна стимуляція, еквівалентна схема клітини, імпеданс біологічного об'єкту, програмне середовище MicroCap 9, метод Монте-Карло.

## І. Вступ

Для лікування та профілактики захворювань часто використовують електротерапевтичні процедури, основані на дії струму. Незважаючи на поширення електролікування, механізми дії та характеристики стимулів у різних біологічних структурах досліджені недостатньо. Розвиток технологій створив умови для нового бачення методики стимуляції, а розвиток теорії біоелектричного імпедансу живих тканин відкриває нові можливості в описі процесів життєдіяльності організму людини.

Велика кількість наукових робіт останніх

років [1, 2, 3] демонструють, що транскраніальна стимуляція постійним струмом (tDCS) може покращувати когнітивні здібності не тільки при лікуванні хвороб, а й у цілком здорових людей.

Область застосування tDCS – пацієнти із захворюваннями: центральної нервової системи (дитячий церебральний параліч, затримка психічного розвитку, наслідки інфекційного татравматичного ураження головного і спинного мозку); периферичної нервової системи; порушеннями мовних, зорових, слухових функцій; неврозами і неврозоподібними станами;

дегенеративно-дистрофічними процесами; для профілактики захворювань, здорового способу життя; загальне оздоровлення організму та ін.

В статті розглянуті рішення деяких проблем, пов'язаних з розробкою пристрою для tDCS.

## II. Транскраніальна стимуляція

TDCS (TEC) – це неінвазивний вплив на мозок струмом слабкої сили для зміни його функціонування [4]. TEC-терапія є одним із перших методів, стосовно якого було доведено її здатність неінвазивно, вибірково і строго дозовано активувати роботу структур, які продукують ендогенні опіюїдні пептиди (ЕОП). ЕОП є найважливішою системою організму, що регулює діяльність нейро-імуно-ендокринної системи організму. TEC селективно активує структури ЕОП мозку, що продукують  $\beta$ -ендорфін, за допомогою імпульсного електричного впливу, що подається через наскірні електроди [5].

Збільшення  $\beta$ -ендорфіну в крові призводить до підвищення імунітету, прискоренню процесів загоєння в організмі і уповільнення зростання пухлин. Одночасно відбувається і збільшення цього ж гормону в мозку, що позитивно впливає на рівень кров'яного тиску, зниження наркотичної та алкогольної залежностей, а також дає ефект знеболення [6].

В основу TEC-терапії лягли багаторічні дослідження на основі яких вдалося виявити залежність ступеня активації системи ЕОП від основних характеристик прикладеного імпульсного струму (форми імпульсів, частоти їх проходження і тривалості). Встановлено, що тільки в дуже вузькому діапазоні характеристик імпульсного струму досягається виборча і відтворна активація системи ЕОП [5].

Методика проведення tDCS. До голови прикладаються два електроди (рис. 1): анод (позитивно заряджений) і катод (негативно заряджений).

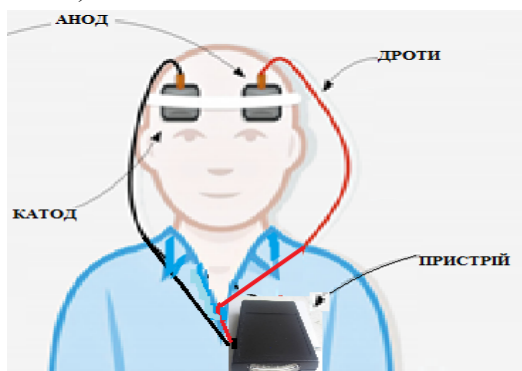


Рис. 1. Методика проведення tDCS

Перший зменшує різницю потенціалів на мембранах нервових клітин і збільшує їх збудливість. Другий, навпаки, різницю зменшує, тим самим пригнічує активність нейронів на зовнішній сигнал. Анод і катод кріпляться на різні ділянки голови в залежності від того, яку когнітивну функцію потрібно розвивати. Іноді досить анода, тоді катод кріплять на плече [7].

Розташовуючи анод катод на певні зони голови, користувач може стимулювати відповідні функції мозку. TDCS проводять 1 раз в день 40 хвилин. Починати стимуляцію необхідно струмом силою в 0,6 мА і плавно збільшувати її до 2 мА. При цьому може виникати поколювання і печіння в зоні прикріплення електродів, а також спалахи світла в очах. У разі неприємних відчуттів, рекомендується знизити силу струму до комфортного рівня.

Іноді ефект від tDCS спостерігається вже після одного сеансу, однак в більшості досліджень необхідно проходити стимуляцію 5–10 днів. Ефект від tDCS може тривати від 1 години, до декількох годин, днів і навіть місяців, в залежності від зони, яку стимулюють і типу ефекту. Після завершення 5–10-денного курсу перед проведенням наступного курсу слід зробити перерву 2–3 місяці. Для того, щоб покращити певні когнітивні функції, рекомендується проводити tDCS в той час, коли займаєтесь цією діяльністю (наприклад, для поліпшення математичних здібностей під час tDCS вирішують математичні завдання) [4].

На сьогоднішній день проведено вже понад 12000 наукових досліджень транскраніальної електростимуляції. Її успішно вивчають понад 150 наукових груп по всьому світу; серед них – вчені з Медичної Школи Гарварду, Масачусетського технологічного Інституту, Університету Геттінгена в Німеччині, Інституту Неврології Університетського Коледжу Лондона і багато інших. Наукові дослідження демонструють, що нейростимуляція володіє значним потенціалом [3].

## III. Еквівалентна електрична схема

Моделювання біологічних об'єктів обумовлено складною динамікою процесів, що відбуваються в біологічних системах, пов'язаних зі структурним і функціональним різноманітністю компонентів системи, що беруть участь у формуванні механізмів її поведінки.

Поведінку біологічних структур можна описати еквівалентною електричною схемою, резистори і конденсатори якої відповідають опору і ємності мембрани та міжклітинної рідини (рис. 2).

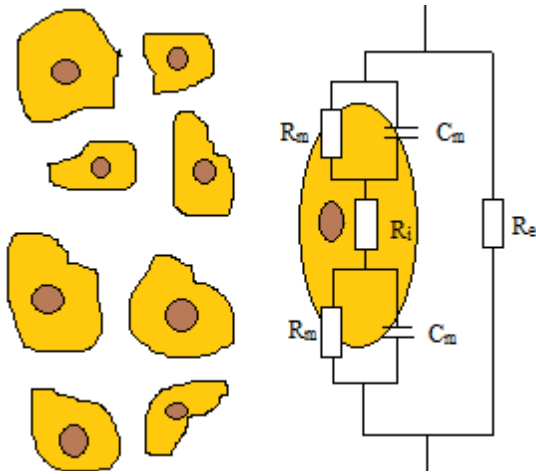


Рис. 2. Еквівалентна структурна схема клітини, де:  
 $C_m$  – ємність мембрани;  $R_m$  – опір мембрани;  
 $R_e$  – опір міжклітинного простору;  
 $R_i$  – опір внутрішньо клітинного простору

Для біологічного об'єкта імпеданс носить складений характер  $Z = (R, X)$ . Його активна складова  $R$  пов'язана, в першу чергу, з провідністю внутрішніх рідких середовищ, які є електролітами. Різні процеси в тканинах, що супроводжуються незворотними втратами енергії, також дають внесок в величину активної складової імпедансу. Реактивна компонента  $X$  визначається ємнісними властивостями до-

сліджуваної тканини, зокрема, ємністю біологічних мембран. Крім того в ємнісну складову імпедансу дає внесок і область контакту стимулюючих електродів з біологічними тканинами. Абсолютна величина (модуль) електричного імпедансу визначається виразом [8]:

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (1)$$

#### IV. Моделювання досліджуваного об'єкту

Для моделювання досліджуваного об'єкту було використано середовище MicroCap9. Це програмне забезпечення вона має зручний, дружній інтерфейс і пред'являє досить скромні вимоги до програмно-апаратних засобів персонального комп'ютера. Однак надаються при цьому досить великі можливості. Micro-Cap дозволяє аналізувати аналогові, цифрові та змішані (аналогово-цифрові) пристрої, а також здійснювати синтез активних і пасивних фільтрів. Досвідчені користувачі можуть в нестандартній ситуації створювати власні макромоделі, що полегшують імітаційне моделювання без втрати суттєвої інформації про поведінку системи [9].

На основі теоретичних даних за еквівалентну ділянку об'єкту було взято схему зображену на рис. 3 (В) та промодельовано її роботу (рис. 3).

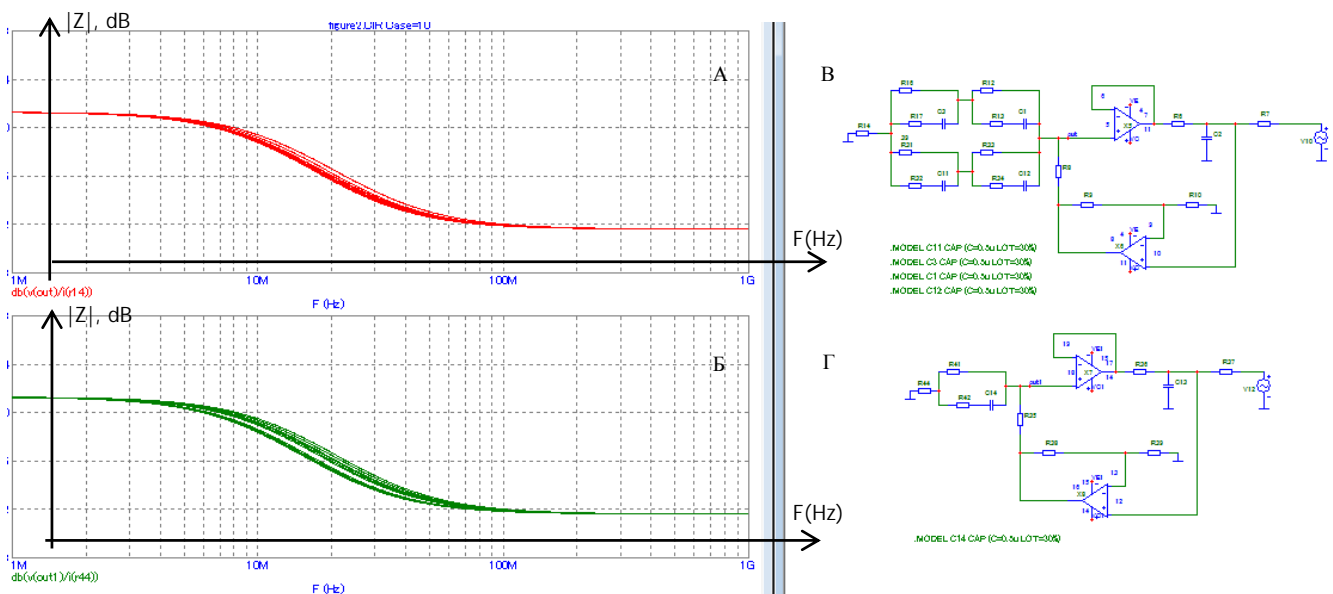


Рис. 3. Моделювання кривої імпедансу тканини по методу Монте-Карло в середовищі MicroCap9

Моделювання кривої імпедансу тканини проводилося використовуючи метод Монте-Карло.

Монте-Карло – це вид аналізу, в ході якого проводяться серії обчислень для статичної обробки отриманих результатів. При цьому параметри компонентів схеми змінюються за випадковим законом в межах заданого допуску. Таким чином досліджується вплив розкиду параметрів, який завжди існує у реальних компонентів, на характеристики схеми. Крім цього аналіз Монте-Карло призначений для виявлення поєднань параметрів компонентів схеми, при яких характеристики схеми виходять за задані межі. Всі такі комбінації параметрів записуються в файл числового виводу і в подальшому можуть бути детально проаналізовані [10].

З рис. 3 бачимо, що якщо за еквівалентну ділянку об'єкту взято 4 (В) і 1(Г) клітини, то характер кривої імпедансу (А) і (Б) відповідно не змінюється, а лише її розкид при зміні номіналів. Тобто, можна зробити висновок, що для дослідження конгломерат клітин біооб'єкту можна замінити еквівалентною схемою однієї клітини.

## V. Висновки

Огляд наукових джерел показав, що для транскраніальної стимуляції застосовуються ряд методів різної ефективності, що відрізняються своєю природою та характеристиками впливу.

Аналіз науково-технічної літератури надає підстави вважати tDCS оптимальним методом. Адже впливаючи на роботу мозку, можна позитивно впливати на більшість процесів організму (покращення когнітивних функцій, лікування та профілактика захворювань).

В результаті побудови еквівалентної моделі досліджуваного об'єкту, її моделювання в

програмному забезпеченні MicroCap 9, було виявлено, що:

– характер кривої імпедансу клітин не змінюється в залежності від кількості еквівалентних клітин, а змінюється лише розкид при зміні номіналів;

– конгломерат клітин в еквівалентній схемі біооб'єкту можна замінити еквівалентною схемою однієї клітини.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Можно ли подключить мозг к батарейке? [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.mindmachine.ru/articles/brain-battery.htm>.
- [2] Транскраниальная электростимуляция: сильные эффекты слабого тока [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://www.neurotechnologies.ru/articles/tacs>.
- [3] Шубина Н. Научные исследования tDCS [Електронний ресурс] / Н. Шубина, Т. Глинин // Livejournal. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: <http://m-batin.livejournal.com/170713.html>.
- [4] О методе транскраниальной электростимуляции [Електронний ресурс] // Нейростимулятор Brainstorm. – 2016. – Режим доступа до ресурсу: [https://mybrainstorm.ru/wp-content/uploads/2017/01/BRAINSTORM\\_Method.pdf](https://mybrainstorm.ru/wp-content/uploads/2017/01/BRAINSTORM_Method.pdf).
- [5] Купирование болевых синдромов [Електронний ресурс] // "МедРакурс". – 2016. – Режим доступа до ресурсу: <http://medrakurs63.ru/uslugi/kupirovanie-bolevykh-sindromov-v-nevrologii-i-drugikh-oblastyakh-meditsiny>.
- [6] ТЭС-терапия (транскраниальная электростимуляция) [Електронний ресурс] // "Медракурс". – 2014. – Режим доступа до ресурсу: [http://medrakurs.ru/metod\\_rakurs/metody\\_lechebnogo\\_vozdeystviya/tes\\_terapiya/](http://medrakurs.ru/metod_rakurs/metody_lechebnogo_vozdeystviya/tes_terapiya/).
- [7] Овчинников Н. Разгон для мозга [Електронний ресурс] / Николай Овчинников // Apparat. – 2017.–Режим доступа до ресурсу: <https://apparat.cc/world/brainhacking/>.
- [8] Анданченко М. В. Вимірювання імпедансу біологічних тканин [Електронний ресурс] / М. В. Анданченко, М. М. Міліх – Режим доступа до ресурсу: [http://www.rusnauka.com/14\\_ENXXI\\_2014/Tecnic/6\\_169534.doc.htm](http://www.rusnauka.com/14_ENXXI_2014/Tecnic/6_169534.doc.htm).
- [9] Основные сведения о программе схмотехнического анализа Micro-Cap 9 [Електронний ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://studfiles.net/preview/2927700/>.
- [10] Амелина М. А. Программа схмотехнического моделирования Micro-Cap / М. А. Амелина, С. А. Амелин. – Смоленск, 2012. – 617 с. – (Смоленский филиал НИУ МЭИ).



# МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ ПРИ РАЗРАБОТКЕ УСТРОЙСТВА ДЛЯ ТРАНСКРАНИАЛЬНОЙ СТИМУЛЯЦИИ ПОСТОЯННЫМ ТОКОМ

*Зубков С. В.*, старший преподаватель, ORCID 0000-0002-9067-9293

e-mail szub284@gmail.com

*Петрикей Е. В.*, ORCID 0000-0003-4533-4541

e-mail lena.petrikey96@gmail.com

*Богайчук И. В.*, ORCID 0000-0001-6366-7951

e-mail innabogaichuk@ukr.net

Кафедра БМИ, ФБМИ

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

Киев, Украина

**Реферат** – В медицинской практике для лечения и профилактики применяют электротерапевтические процедуры, основанные на действии токов различной частоты. Механизмы их действия и характеристики стимулов в различных биологических структурах исследованы недостаточно. Актуальность работы обусловлена наличием широкого круга патологических и предельных состояний, которые поддаются лечению путем физиотерапевтических воздействий на различные звенья нервной системы, что подтверждается исследованиями ведущих университетов мира и в значительной заинтересованностью пользователей типовых аппаратов для:

- быстрого восстановления физического состояния (замена фармакологических средств);
- стимуляции физических возможностей организма (тренировки спортсменов)
- стимуляции умственных способностей (подготовка к экзаменам)
- лечение нарушения речи, движений, чувствительности, психологического и эмоционального состояния.

Анализ путей распространения тока при неинвазивном влиянии требует учета возможных биофизических механизмов действия слабого тока на мозг через кожные электроды. Количество энергии, что подают на пациента и глубина проникновения сигнала - являются факторами эффективности стимуляции, поскольку за счет корректного выбора этих параметров, уменьшается период лечения и увеличивается результативность процедуры. Основной принцип нейростимуляции заключается в получении оптимального физиологического эффекта при минимальном побочном действии, что определяет использование различных токов в зависимости от возбудимости тканей и их функционального состояния.

В статье проанализированы физические основы транскраниальной стимуляции постоянным током. Обосновано эквивалентную электрическую схему модели исследуемого объекта. Поведение биологических структур описано эквивалентной электрической схемой, резисторы и конденсаторы которой соответствуют сопротивлению каналов и емкости мембраны и межклеточной жидкости. Построение и моделирование которой осуществлено в Micro-Cap 9.

В результате компьютерного эксперимента получили, что конгломерат клеток можно заменить одной эквивалентной клеткой: характер кривой импеданса не меняется, а меняется только ее разброс.

Библ. 10, рис. 3.

**Ключевые слова** - нейростимуляция, транскраниальная стимуляция, эквивалентная схема клетки, импеданс биологического объекта, программная среда MicroCap 9, метод Монте-Карло.

# MODELING OF BIOLOGICAL OBJECTS IN THE DESIGN OF A DEVICE FOR TRANSCRANIAL STIMULATION WITH DIRECT CURRENT

**Zubkov S. V.**, Senior Lecturer, ORCID 0000-0002-9067-9293

e-mail szub284@gmail.com

**Petrykei O. V.**, ORCID 0000-0003-4533-4541

e-mail lena.petrikey96@gmail.com

**Bohaichuk-Kozii I. V.**, ORCID 0000-0001-6366-7951

e-mail innabogaichuk@ukr.net

Department of BMI, FBMI

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

Kyiv, Ukraine

**Abstract** – In medical practice, electrotherapy procedures based on the effects of currents of different frequencies are used for treatment and prophylaxis. Their mechanisms of action and characteristics of incentives in different biological structures are studied insufficiently. The actuality of work is due to the presence of a wide range of pathological and limiting states that are subjected to treatment through physiotherapeutic effects on various parts of the nervous system, which is confirmed by studies of leading universities of the world and a significant interest of users of typical devices for

- rapid recovery of physical condition (replacement of pharmacological agents);
- stimulation of physical abilities of an organism (training of athletes);
- stimulation of mental abilities (preparation for examinations);
- treatment of speech impairment in the sensitivity of psychological and emotional state.

An analysis of the paths of current propagation with non-invasive effects requires the consideration of possible biophysical mechanisms of the effect of weak current on the brain through the ankle electrodes. The amount of energy supplied to the patient and the depth of the signal penetration is a factor in the effectiveness of stimulation, because due to the correct choice of these parameters, the period of treatment decreases and the effectiveness of the procedure increases. The basic principle of neurostimulation is to obtain an optimal physiological effect under the condition of minimal side effects, which determines the use of different currents, depending on the tissue excitability and their functional state.

The physical bases of transcranial stimulation by direct current are analyzed in the article. The equivalent electrical scheme of the model of the investigated object is substantiated. The behavior of biological structures is described by an equivalent electric circuit, the resistors and capacitors of which correspond to the resistance and capacitance of the membrane and the intercellular fluid. The construction and modeling was carried out in Micro-Cap 9.

As a result of a computer experiment, it became clear that a cell conglomerate can be replaced by one equivalent cell: the nature of the impedance curve does not change, and only its spreading varies.

Ref. 10, fig. 3

**Key words** – neurostimulation, transcranial stimulation, equivalent cell pattern, impedance of a biological object, MicroCap 9 software environment, Monte Carlo method.

# АУДИОКОРЕКЦІЯ ЦЕНТРАЛЬНИХ МЕХАНІЗМІВ РЕГУЛЯЦІЇ ФУНКЦІЇ ДИХАННЯ У ДІТЕЙ З БРОНХООБСТРУКТИВНИМ СИНДРОМОМ

*Калашнікова Л. Є.*, доц., к.б.н., доцент каф. БМІ,  
ORCID 0000-0001-5816-134X  
e-mail doc\_hom2000@yahoo.com

*Бойчик К. О.*, ORCID0000-0002-5320-9030  
e-mailboychikksenia@gmail.com

Національний технічний університет України  
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"

*Толкач С. І.*, с.н.с. відділення захворювань органів дихання,  
ORCID0000-0002-9508-7932

e-mail svtlana.tolkach@gmail.com

ДУ «Інститут педіатрії акушерства і гінекології НАМН України»  
Київ, Україна

**Реферат** — В статті запропоновано розробку методики для покращення бронхіальної прохідності у дітей з бронхообструктивним синдромом за допомогою впливу аудіо сигналу. Обрано три мелодії різного компонентного складу, а саме: шум океану, колискову та уривок з «Чарівної флейти» Моцарта. Надалі здійснено аналіз їх амплітудно-частотних характеристик (АЧХ) за допомогою середовища Matlab, що дало змогу побачити відмінності АЧХ підібраних аудіосигналів. Для цього використовували функцію перетворення Фур'є, яка є математичною основою спектрального аналізу сигналів. Було виявлено, що для колискової характерна відсутність високочастотного компонента, а в двох інших мелодіях він наявний і проявляється з невисокою амплітудою.

В роботі застосовувалися такі методи діагностики, як спірографія та електроенцефалографія, для реєстрації оцінки функціонального стану пацієнтів. Обрано декілька показників спірографії, що є найінформативнішими при виявленні бронхообструктивного синдрому, основні з яких: ОФВ1 та індекс Тіффно. Встановлено їх покращення під впливом музики і, відповідно до цього, підвищення характеристик біоелектричної активності мозку. Аналізуючи зміну абсолютної спектр-потужності ЕЕГ-ритмів, прослідкували реактивність мозку. Отримали, що зазначений показник найбільше підвищився в альфа-ритму. Для об'єктивізації оцінки електроенцефалограми було введено інтегральний індекс активності мозку, завдяки якому можливо простежити вклад головних хвильових ритмів відносно повільнохвильової складової ЕЕГ. Виявлено, що обраний коефіцієнт покращився у більшій частини обстежених.

Запропонована методика зможе використовуватися з метою зменшення медикаментозного впливу та підвищення ефективності профілактичних й лікувальних процесів.

Бібл. 14, рис. 6, табл. 1.

**Ключові слова** — бронхообструктивний синдром, музикотерапія, "ефект Моцарта", спірографія, електроенцефалографія, перетворення Фур'є.

## I. Вступ

За даними літератури, хвороби, які вражають органи дихання, широко розповсюджені в світі. Як правило, такі захворювання супроводжуються порушенням прохідності бронхіального дерева функціонального або органічного походження [1, 2]. Такий стан називають бронхообструктивним синдромом (БОС). В патогенезі даного синдрому велика роль відводиться нейрорефлекторним механізмам, які формують первинні порушення, що з'являються не в органі-мішені, а в апараті нервового контролю та реалізуються через механізми вегетативної і

нейрогуморальної регуляції [1, 3]. Важлива роль в комплексному лікуванні хворих з БОС відводиться методам психологічної корекції, серед яких все більший і закономірний інтерес викликає музична терапія.

Робота присвячена розробці методики впливу аудіосигналу на активацію резервних і адаптивних можливостей організму, для зменшення ризику розвитку обструктивного синдрому бронхо-легеневої системи.

Мета роботи: вивчення центральних механізмів регуляції тонуусу гладкої мускулатури бронхів у дітей зі схильністю до бронхоспазму.

## II. Музикотерапія та “ефект моцарта”

Музикотерапія – це цілеспрямоване застосування музики чи музичних елементів для досягнення терапевтичних цілей, а саме, відновлення, підтримки та сприяння психічному й фізичному здоров'ю [4].

Як свідчать клінічні спостереження, найбільш сприятливий вплив на людину здійснює класична музика: вона заспокоює, знімає м'язову напругу, тонізує, сприяє зниженню тривожності. Особливу увагу вчені приділяють унікальному впливу музики Моцарта на мозок людини та її фізичний стан. Даний ефект називають “ефектом Моцарта”.

Музика Моцарта найбільшою мірою містить високочастотні звуки, які надають лікувальну дію і стимулюють мозок: для неї характерне перетікання звуків “голосно–тихо” в тридцятисекундному діапазоні, що відповідає характеру біотоків і біоритмам головного мозку. Резонанс в корі головного мозку викликає регулярні 20–30-секундні секвенції повільних творів Моцарта, наближені до тимчасового періоду ЕЕГ-мозкових хвиль і повторювані у Моцарта частіше, ніж в іншій музиці [5].

## III. Методика дослідження

Обстежено 8 дітей у віці від 10 до 12 років зі схильністю до бронхоспазму. Діти перебували на лікуванні у відділенні для дітей старшого віку з патологією органів дихання «Інституту педіатрії акушерства і гінекології НАМН України».

Всі обстежені – правші без спеціальної музичної освіти. Дослідження проводилося на добровільних засадах з дотриманням всіх принципів біомедицинської етики.

Для природної стимуляції головного мозку з метою регулювання фізіологічних функцій і активації фізичного ресурсу людини використовувалися музичні уривки, які були обрані на основі аналізу літератури з функціональної музики. Таким чином, було підібрано наступні мелодії: шум океану – аудіосигнал 1, колицко-ва – аудіосигнал 2, «Чарівна флейта» Моцарта – аудіосигнал 3. Запропоновано звукові стимули різного компонентно-структурного складу, що відрізняються наявністю мелодійного компонента і швидкістю відтворення. Така форма впливу спрямована на регуляцію вегетативних процесів, моделювання позитивного психоемоційного стану, релаксацію.

Згідно завданням нашого дослідження були вивчені як показники функції зовнішнього дихання за даними спірографії, так і спектральні характеристики біоелектричної активності мозку за допомогою електроенцефалографії (ЕЕГ) у відповідь на аудіо-сигнал.

### A. Спірографія

Спірографія – метод графічної реєстрації змін легневих об'ємів при виконанні природних дихальних рухів і форсованих дихальних маневрів [6].

Метод застосовується для оцінювання функціонального стану системи зовнішнього дихання. У обстежені використовували комп'ютерний діагностичний комплекс “Спіро-Спектр+”. При виконанні проб дотримувались основних вимог до спірографічних обстежень [6]. Реєстрацію та аналіз показників здійснювали за допомогою програмного забезпечення “Спіро-Спектр”. Для оцінювання функціонального стану системи зовнішнього дихання були обрані окремі показники [7]:

– Форсована життєва ємність легень – об'єм повітря, що видихається при максимально швидкому і сильному видиху (ФЖЄЛ, л).

– Об'єм повітря, що видихається протягом першої секунди форсованого видиху (ОФВ1, л).

– Миттєва об'ємна швидкість після видиху 25 %, 50 %, 75 % ФЖЄЛ, що відраховуються від початку видиху (МОШ25, МОШ50, МОШ75 відповідно, л/с).

– Індекс Тіффно (ОФВ1/ФЖЄЛ, %).

### B. Електроенцефалографія

Електроенцефалографія (ЕЕГ) – це метод функціональної діагностики, який дозволяє оцінити стан головного мозку людини на основі його біоелектричної активності.

Проводилося ЕЕГ – дослідження за допомогою системи комп'ютерної електроенцефалографії DX-5000 gractic, електроди розташовувалися згідно міжнародної системи 10–20 [8].

ЕЕГ-ритми реєструвалися за наступним протоколом: 1) Реєстрація фонові ЕЕГ протягом 60 сек; 2) Реєстрація ЕЕГ з прослуховуванням музики в навушниках протягом 180 сек; 3) Реєстрація фонові ЕЕГ протягом 60 сек.

Опрацювання отриманих записів ЕЕГ здійснювалося для основних ритмів (табл. 1) за допомогою програми Brain Test.

Таблиця 1. Основні ритми ЕЕГ [9]

Ритм	Частота, Гц	Амплітуда, мкВ
Альфа	8–13	5–100
Бета	14–40	до 20
Дельта	0,5–4	20–200
Тета	4–8	20–100

#### IV. Аналіз аудіосигналів

Аналіз аудіосигналів відбувався на основі дослідження їх частотного спектру. Для аналізу акустичних сигналів використовували їх фізичні параметри, отримати які можна за допомогою спектрального аналізу. Математичною основою спектрального аналізу сигналів є перетворення Фур'є. Перетворення Фур'є дозволяє уявити безперервну функцію  $f(x)$  (сигнал), визначену на відрізку  $\{0, T\}$  у вигляді суми нескінченного числа (нескінченного ряду) тригонометричних функцій (синусоїд і /або косинусоїд) з певними амплітудами і фазами, що також розглядаються на відрізку  $\{0, T\}$  [10,11]. Такий ряд називається рядом Фур'є.

Перетворення Фур'є може бути записано у вигляді:

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{k=1}^{+\infty} A_k \cos\left(2\pi \frac{k}{\tau} x + \theta_k\right),$$

де  $k$  – номер тригонометричної функції (номер гармоніки);

$\tau$  – відрізок, де функція визначена (тривалість сигналу);

$A_k$  – амплітуда  $k$ -ої гармонійної складової;

$\theta_k$  – початкова фаза  $k$ -ої гармонійної складової;

Спектральний аналіз для обраних мелодій здійснювався за допомогою перетворення Фур'є у середовищі Matlab [12]. Отримані результати наведені на рис. 1.

На представлених графіках помітно, що серед обраних мелодій, у колискової відсутній високочастотний компонент, а “Чарівна флейта” Моцарта та шум океану поєднали у собі майже всі частоти чутого діапазону. Найбільша амплітуда в них проявляється при низьких та середніх частотах, а при високих, навпаки, амплітуда зменшується.

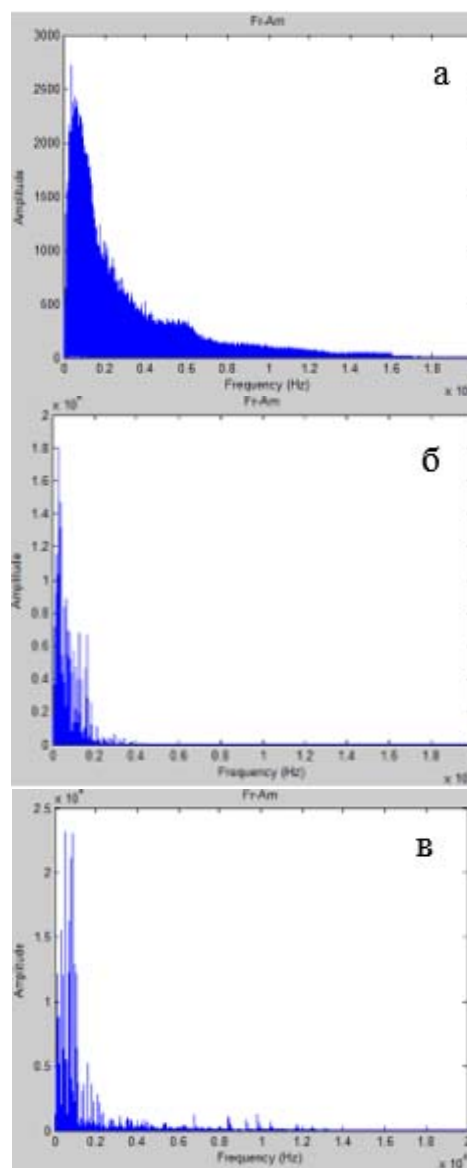


Рис. 1. Графік залежності амплітуди від частоти для: а) шуму океану, б) колискової, в) “Чарівної флейти”

#### V. Аналіз одержаних результатів

##### A. Аналіз спірограми

Аналіз результатів спірографічних досліджень свідчить, що всі зазначені характеристики функції дихання мають тенденцію до нормалізації після прослуховування музичних композицій. В ході дослідження було виявлено, що зміни функції дихання мають різну ступінь в залежності від впливу аудіосигналу.

При аналізі результатів спірографії оцінювалися зміни найголовніших показників при бронхіальній обструкції [13]:

– ОФВ1 – показник, зниження якого вказує на порушення бронхіальної прохідності (товщини просвіту і еластичності бронхів).

– Індекс Тіффно – показник, зменшення якого свідчить про збільшення бронхіального опору на видосі.

Порівняльний аналіз результатів досліджень впливу аудіосигналу різного компонентного складу демонструє, що найбільші зміни показників функції дихання спостерігаються після прослуховування “Чарівної флейти”. Таким чином при впливі аудіосигналу 3, ОФВ1 збільшився у 100 % обстежуваних в середньому на  $20,0 \pm 0,1$  %. А індекс Тіффно покращився у  $62,5 \pm 0,2$  % пацієнтів в середньому на  $6,0 \pm 0,1$  % (рис. 2).

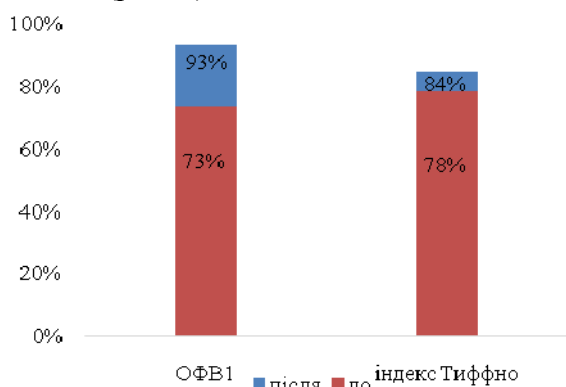


Рис. 2. Зміна спірографічних показників

У  $37,5 \pm 1,0$  % обстежуваних після прослуховування “Чарівної флейти” покращилися абсолютно усі спірографічні показники, що є важливими при виявленні та лікуванні бронхообструктивного синдрому.

У результаті проведених досліджень виявлено характерні адаптивні зміни системи зовнішнього дихання обстежених.

### В. Аналіз електроенцефалограми

За результатами аналізу фонові EEG (EEG до прослуховування музики) досліджені не мають патологічних відхилень у електричній активності мозку.

Вплив аудіосигналів (умови після прослуховування музики) надав значні відмінності в характеристиках біоелектричної активності головного мозку.

Реактивність мозку оцінювалася по зміні абсолютної спектр-потужності (АСП). Виявлено, що після прослуховування «Чарівної флейти» найкраще змінюється АСП альфа-ритму. Підвищення зазначеного показника спостерігається у  $37,5 \pm 0,5$  % обстежених, тета-ритм збільшився у  $25,0 \pm 0,2$  %, а бета й дельта – у  $12,5 \pm 0,3$  % (рис. 3). Зміна АСП основних

ритмів відносно АСП фонові EEG складає для: альфа-ритму –  $28,8 \pm 0,2$  %; тета –  $28,1 \pm 0,3$  %, дельта –  $17,3 \pm 0,4$  %; бета –  $15,3 \pm 0,3$  % (рис. 4).

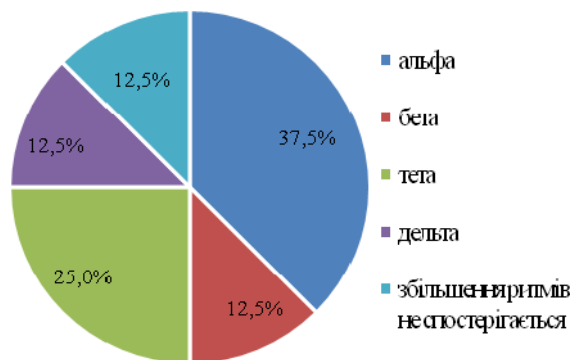


Рис. 3. Відсоткові зміни ритмів у групі обстежених

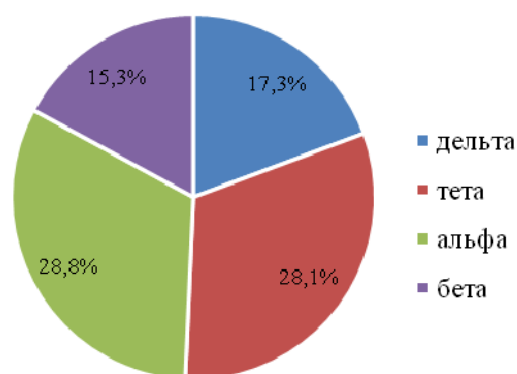


Рис. 4. Зміна ритмів EEG після прослуховування

Як впливає з аналізу даних, домінуючим ритмом є альфа-ритм мозку з субдомінуванням тета-ритму.

Для об'єктивізації оцінки електроенцефалограми було застосовано метод інтегрального кількісного аналізу EEG-патерну. Він полягає в обчисленні інтегральних коефіцієнтів, що дозволяють визначити значимість окремих частотних спектрів EEG у формуванні цілісного патерну [13, 14].

У роботі ми розраховали інтегральний коефіцієнт активності мозкової діяльності, який показує вклад головних хвильових ритмів відповідно до повільної складової EEG. Обраний індекс являє собою співвідношення (альфа+бета)/(дельта+тета). Альфа та бета ритми – це основні ритми EEG. Синхронізація альфа та бета активності у неокортексі людини свідчить, що нервова система включає механізм самовідновлення та саморегуляції. Мозок покращує свою роботу, людина набуває психічну стійкість [8]. Повільнохвильовий компонент EEG – тета- та дельта-хвилі – це електрична активність мозку, яка характеризує стан пов-

ної розслабленості. Підвищення потужності тета-активності свідчить про стан глибокого спокою, як перехід від спокійного неспання до сну. Такий стан ще розглядають як «ритм напруги»[9]. Є підстави пов'язувати зростання тета-ритму з процесами зниження гальмування (або зростання збудження). Надлишок посиленних дельта-хвиль практично гарантує наявність порушень уваги і інших когнітивних функцій. Це пов'язане з тим, що дельта активність характеризує несвідомий стан або стан глибокого сну [8, 9].

Тому визначення доли ритмів ЄСГ буде показником про стан електричної активності мозку при впливі музичних стимулів.

На рис. 5 представлені дані зміни індексу хвильової активності мозку у восьми обстежених. Всі отримані дані оброблялися з використанням методів математичної статистики. Аналіз одержаних результатів дозволив сформулювати 2 групи пацієнтів. Діти, у яких інтегральний індекс зменшився, складають першу групу. До неї відносяться 37,5±0,5 % обстежених (рис. 6), показник індексу котрих знизився в середньому на 16,7±0,2 %. Такі зміни свідчать про дезінтеграційні процеси хвильових функцій мозку. До другої групи увійшли пацієнти з підвищенням даного індексу. Збільшення коефіцієнту в середньому на 27,0±0,1 % відбулося у 62,5±0,2 % обстежених. Знаходження мозку у стані з переважанням ритмів характерним для стану фізіологічної норми свідчить про стабілізацію активності центральної нервової системи і, як наслідок, відновлення функцій організму, які насамперед залежать від центральних механізмів регуляції.

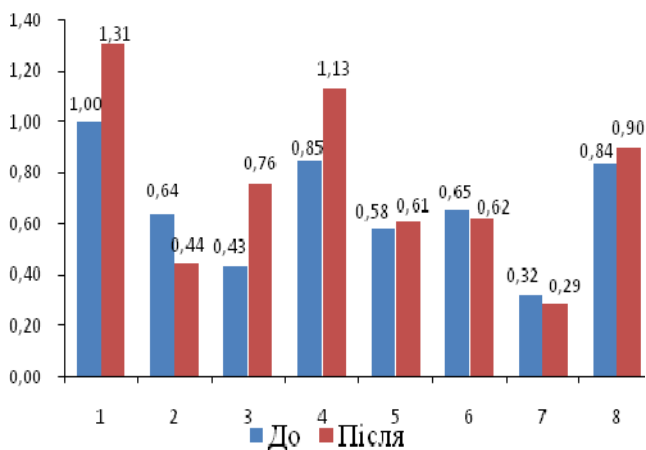


Рис. 5. Зміна інтегрального індексу активності мозку

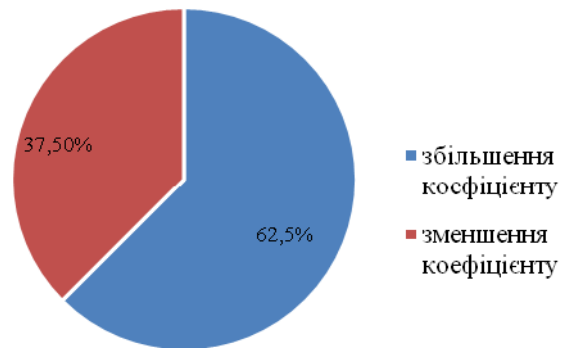


Рис. 6. Відсоткові зміни індексу у групі обстежених

## VI. Висновок

В статті запропоновано методичні підходи для покращення бронхіальної прохідності у дітей з бронхообструктивним синдромом. Дана методика ґрунтується на застосуванні аудіосигналів з лікувальною метою.

Аналіз результатів проведеного дослідження показав:

1. Підвищення рівня головних показників легеневої вентиляції – ОФВ1 та індексу Тіффно, які збільшилися на 20±0,1 % та 6±0,1 % відповідно, що вказує на нормалізацію вентиляційної функції бронхів.

2. Найбільше підвищення (в середньому на 28,8±0,2 %) показників сумарної абсолютної спектр-потужності альфа-ритму у 37,5±0,5 % всіх обстежених.

3. Збільшення інтегрального коефіцієнту активності мозкової діяльності у другій групі пацієнтів на 27,0±0,1 % у порівнянні з фонovими показниками.

4. Прослуховування аудіосигналу 3 призвело до підвищення інтегрального показника електричної активності неокортексу, що в свою чергу свідчить про зменшення повільно-хвильової компоненти ЕЕГ. Такі зміни індексу супроводжувалися покращенням параметрів функції зовнішнього дихання та нормалізацією бронхіальної прохідності.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Ісаев Д. Н. Психосоматичні розлади у дітей / Д. М. Ісаев. СПб: Изд-во: «Пітер», 2016. – 512 с.
- [2] Крижанівський Г.Н. Патологічні інтеграції в нервовій системі / Г.Н. Крижанівський // Бюл. експер. біології і медицини. – 2014. – Т. 129, №2. – С. 124–128.
- [3] Юлиш Е. И., Сорока. Ю. А., Чернышева О. Е. О факторах риска развития бронхообструктивного синдрома у детей раннего возраста // Журнал “Здоровье ребёнка». – 2015. – Т. 6, № 41. – 58с.
- [4] Александр Федорович Белко. Музыка для восстановления. Сборник по музыкотерапии. Книга первая/ А. Ф. Белко. – 2017. –340с.– ISBN 978-5-4483-8766-1.

- [5] Дворецкий Л. И. Музыка и медицина. Размышления врача о музыке и музыкантах. М.: МЕДпресс-информ, 2014.
- [6] Функціональні методи дослідження органів дихання у дітей. Пневмотахометрія: навчально-методичний посібник / Охотнікова О.М., Ткачова Т.М., Руденко С.М. – К., ВБ «Аванпост-Прим», 2014. – 95с.
- [7] Довідник з дитячої пульмонології / Науково-методичне видання // Антипкін Ю.Г., Лапшин В.Ф., Уманець Т. Р. – К.:ТОВ «Доктор-Медіа», 2011. – 254с.
- [8] Конарева И. Н. Изменения электроэнцефалограммы и эмоционального состояния под влиянием прослушивания музыки / Конарева И. Н. // Ученые записки Таврического национального университета им. В. И. Вернадского Серия «Биология, химия». – 2017. – С. 40–47.
- [9] Овчинникова Т. С., Изучение влияния музыкальных ритмов на человека / Овчинникова Т. С., Кузнецова Т. Г., Горбачева М. В. // Музыкальная психология и психотерапия № 4, 2014. – С. 41–45.
- [10] Мясникова Н. В. Быстрое преобразование Фурье на основе время импульсной модуляции сигнала//Датчики и системы. – 2000. –№2. – С.47-53
- [11] Павлейно М. А., Ромаданов В. М. Спектральные преобразования в MATLAB Учебно-методическое пособие// СПб. – 2017. –160 с.
- [12] Болезни органов дыхания: Руководство по внутренним болезням. / Под ред. Н.Р. Палеева. – М.: Медицина, 2000. – С. 47–59, 74–75.
- [13] Изнак А. Ф., Изнак Е. В. Количественные и топографические ЭЭГ-корреляты дисфункции некоторых мозговых систем при психических расстройствах // Материалы Всероссийской научно-практической конференции «Количественная ЭЭГ и нейротерапия». – СПб.: Человек и здоровье, 2007. – С. 41.
- [14] Острова Т. В., Черний В. І., Шевченко А. І. Алгоритм діагностики реактивності ЦНС методами штучного інтелекту. – Донецьк: Міжнародний неврологічний журнал. – 2007. – № 2. – С. 2–11.



# АУДИО КОРРЕКЦИЯ ЦЕНТРАЛЬНЫХ МЕХАНИЗМОВ РЕГУЛЯЦИИ ФУНКЦИИ ДЫХАНИЯ У ДЕТЕЙ С БРОНХООБСТРУКТИВНЫМ СИНДРОМОМ

*Калашникова Л. Е.*, доц., к.б.н., доцент каф. БМИ

ORCID 0000-0001-5816-134X

e-mail doc\_hom2000@yahoo.com

*Бойчик К. О.*, ORCID 0000-0002-5320-9030

e-mail boychikksenia@gmail.com

Национальный технический университет Украины

"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского"

*Толкач С. И.*, с.н.с отделения заболеваний органов дыхания

ORCID0000-0002-9508-7932

e-mail svitlana.tolkach@gmail.com

ГУ "Институт педиатрии, акушерства и гинекологии НАМН Украины"

Киев, Украина

**Реферат** – В статье предложена разработка методики для улучшения бронхиальной проходимости у детей с бронхообструктивным синдромом посредством воздействия звука. Выбраны три мелодии разного компонентного состава, а именно: шум океана, колыбельную и отрывок из «Волшебной флейты» Моцарта. В дальнейшем осуществлен анализ их амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) с помощью среды Matlab, что позволило увидеть различия АЧХ подобранных аудиосигналов. Для этого использовали функцию преобразования Фурье, которая является математической основой спектрального анализа сигналов. Было обнаружено, что для колыбельной характерно отсутствие высокочастотного компонента, а в двух других мелодиях он присутствует и проявляется с невысокой амплитудой.

В работе применялись такие методы диагностики, как спирография и электроэнцефалография, для регистрации оценки функционального состояния пациентов. Выбрано несколько показателей спирографии, которые являются наиболее информативными при обнаружении бронхообструктивного синдрома, основные из них: ОФВ1 и индекс Тиффно. Установлено их улучшение под влиянием музыки и, соответственно этому, повышение характеристик биоэлектрической активности мозга. Анализируя изменение абсолютной спектр-мощности ЭЭГ-ритмов, оценили реактивность мозга. Получили, что указанный показатель больше повысился у альфа-ритма. Для объективизации оценки электроэнцефалограммы было введено интегральный индекс активности мозга, благодаря которому можно проследить вклад главных волновых ритмов относительно медленноволновой составляющей ЭЭГ. Выявлено, что выбранный коэффициент улучшился у большей части обследованных.

Предложенная методика сможет использоваться с целью уменьшения медикаментозного воздействия и повышения эффективности профилактических и лечебных процессов.

Библ. 14, рис. 6, табл. 1.

**Ключевые слова** - бронхообструктивный синдром, музыкотерапия, "эффект Моцарта", спирография, электроэнцефалография, преобразования Фурье.

# THE AUDIOCORRECTION OF THE CENTRAL MECHANISMS OF REGULATION OF CHILDREN'S RESPIRATORY FUNCTION WITH BRONCHO-OBSTRUCTIVE SYNDROME

**Kalashnikova L. E.**, assistant professor, PhD in Biological sciences,  
ORCID 0000-0001-5816-134X  
e-mail doc\_hom2000@yahoo.com

**Boichyk K. O.**, ORCID 0000-0002-5320-9030  
e-mail boychikksenia@gmail.com

National technical university of Ukraine  
"Igor Sikorsky Kyiv polytechnic institute"

**Tolkach S. I.**, senior researcher department of respiratory diseases  
ORCID0000-0002-9508-7932  
e-mail svtlana.tolkach@gmail.com

"Institute of Pediatrics  
Obstetrics and Gynecology of the National Academy of Medical Sciences of Ukraine"  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – This article suggests the development of a method for the improvement of children's bronchial patency with broncho-obstructive syndrome with the help of an audio signal. Three melodies of different components were selected, namely: the sound of the ocean, lullaby and an excerpt from "The Magic Flute" by Mozart. Then, an analysis of their amplitude-frequency characteristics (AFC) was performed with the help the Matlab, which allowed to see the differences in the frequency response of the selected audio signals. To do this, we used the Fourier transform function, which is the mathematical basis of the spectral analysis of signals. It was found that the lullaby is characterized by the lack of a high-frequency component, and in two other melodies it is present and manifested with a low amplitude.

The following diagnostic methods, such as spirometry and electroencephalography, were used in the work to register an assessment of the functional state of the subjects, which were under investigation. Several indicators of spirometry are selected that are most informative in the case of broncho-obstructive syndrome, the main of which: FEV1 and Tiffan's index. Their improvement under the influence of music was established and, accordingly, the increase in the characteristics of bioelectric activity of the brain were found too. Analyzing the change of the absolute spectrum-power of EEG-rhythms, the brain reactivity was observed. It was found that the indicated index increased most in alpha-rhythm. In order to objectivize the evaluation of the electroencephalogram, an integral index of brain activity was introduced, through which it is possible to trace the contribution of the main wave rhythms relative to slow-wave component of EEG. It was found that the chosen coefficient improved for most of the surveyed.

The technique which is proposed can be used in order to reduce the medication effect and increase the effectiveness of preventive and curative processes.

Ref.14, fig.6, tabl. 1.

**Keywords** – bronchoobstructive syndrome, music therapy, "Mozart's effect", spirometry, electroencephalography, Fourier transform.

# ЗАХИСТ МІОКАРДА ПРИ ОПЕРАЦІЯХ НА ВІДКРИТОМУ СЕРЦІ

**Шликов В. В.**, доц., к.т.н.

v.shlykov@kpi.ua

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

**Реферат** — Метод гіпотермічного захисту міокарда займає важливе місце при корекції неускладнених пороків серця, а пригнічення метаболізму і зниження потреб міокарда в кисні при низькій температурі є основним кардіопротекторним фактором, який забезпечує захист міокарда в умовах штучного кровообігу. У даній статті описані існуючі методи захисту міокарда та інтегральні показники для повноцінного захисту міокарда при операціях на відкритому серці. Представлені температурні характеристики міокарда і фактори, які визначають ступінь ішемічних ушкоджень міокарда при гіпотермії серця. Запропоновано спосіб неінвазивного вимірювання температури серця в умовах штучного кровообігу. Для оцінки даних зміни температури на поверхні міокарда в умовах штучного кровообігу пропонується використовувати термографічні камери, які працюють у діапазоні частот 7,5-13 мкм і мають температурну чутливість не нижче 0,5°C.

**Ключові слова** — захист міокарда, гіпотермія, штучний кровообіг, термографія, розподіл температури.

## I. Вступ

Більшість із сучасних інтраопераційних методик захисту міокарда, які включають кров'яну кардіоплегію, забезпечують безпечну і ефективну протекцію міокарда під час різних операцій на відкритому серці [1]. При цьому, усі методики, що засновані на застосуванні кардіоплегічної зупинці серця та інші, що використовуються в цей час, піддають серце позбавленню коронарного кровообігу. Розвиток технічних засобів і поява нових технологій дає можливість оперувати пацієнтів із групи підвищеного ризику, а також визначати інтегральні показники захисту міокарда при операціях на відкритому серці безпосередньо в умовах штучного кровообігу.

Метою дослідження є обґрунтування ефективності застосування тепловізійних методів вимірювання температури міокарда в умовах штучного кровообігу в якості одного з важливих інтегральних показників повноцінності захисту міокарда при операціях на відкритому серці.

## II. Аналіз існуючих методів захисту міокарда

Велике значення при операціях на відкритому серці має оцінка адекватності захисту міокарда при кардіоплегії. Аналіз експериментальних і клінічних даних показав необхідність застосування спеціальних заходів захисту міокарда при кардіохірургічних втручаннях

для виключення ішемічних і реперфузійних ушкодженнях [2]. Необхідно також враховувати особливості застосування штучного кровообігу (ШК). Існуючі в цей час різні способи кардіоплегії (КП) дуже відрізняються друг від друга, що обумовлює відсутність їх загальноприйнятої класифікації. Однак для аналізу існуючих методів захисту міокарда можна використовувати запропоновану Л. С. Локшіним систематизацію методик кардіоплегії [3], яка найбільше повно враховує патолофізіологічні та методичні особливості:

- по механізму впливу на міокард (ішемічна, штучна фібриляція, холодова, фармакологічна);
- по способу застосування КП розчину (зовнішня, перфузійна);
- по основному складу КП розчину (безкровна, кров'яна);
- по місцю нагнітання КП розчину (антеградна, ретроградна, поєднана);
- по вмісту кисню в КП розчині (з оксигенацією, без оксигенації);
- по температурному режиму КП розчину (гіпотермічна, теплувата при 28-30°C, нормотермічна);
- по вмісту в КП розчині біологічно активних речовин (з використанням, без використання);
- за часом проведення КП (безперервна, періодична).

В останні роки при операціях на відкритому серці застосовується перфузійна кардіоплегія з використанням аутокрові хворого. Застосування кров'яної кардіоплегії (КК) обумовлене великою кисневою і буферною ємністю, а також наявністю колоїдно-онкотичного тиску [4].

При подачі КП розчину в систему ШК необхідно контролювати тиск у системі, оскільки збільшення тиску більш 100 мм рт.ст. може викликати набряк міокарда і травму ендотелію коронарних артерій, а зменшення тиску менш 80 мм рт.ст. не забезпечує адекватної доставки КП розчину. При цьому, об'ємна швидкість подачі КП розчину може коливатися в широких межах, становлячи у дорослого пацієнта до 10 % від об'ємної швидкості перфузії (при гіпертрофованому міокарді).

Ортоградна кардіоплегія може бути неефективною у хворих ішемічною хворобою серця внаслідок субтотальних або повних стенозів коронарних артерій, що обумовлене нерівномірним розподілом КП розчину між різними ділянками міокарда. При такій ситуації найбільш виправданою є ретроградна кардіоплегія, при якій КП розчин вводять у коронарний синус або в праве передсердя (при перетисненій легеневій артерії). При цьому тривалість подачі КП розчину може коливатися в широких межах, починаючи від дробової подачі КП розчину з різними інтервалами часу до постійної (безперервної) кардіоплегії протягом усього періоду стискання аорти. Необхідно також контролювати тиск у додатковому каналі в катетері для коронарного синуса, яке не повинне перевищувати 40–50 мм рт.ст.

У кардіохірургії про якість захисту міокарда зазвичай судять на підставі застосування і дозування інотропної медикаментозної підтримки, а також по процедурі використання допоміжного кровообігу [5]. Однак ці показники можуть залежати від вихідної швидкості міокарда і якості хірургічної корекції захворювання серця. Інформативними маркерами, які вірогідно свідчать про якість КП, є біохімічні параметри крові, яка береться з коронарного синуса: рН, лактат і інші показники кислотно-основної рівноваги. У тому числі, маркером ушкодження міокарда є визначення рівня креатинфосфокінази та її міокардіальної фракції. Застосовується також методика визначення рН міокарда за допомогою контактного датчика, способи визначення тропоніна-I, міоглобіну і ряду інших маркерів ушкодження міокарда, які є одними із самих чутливих і специфічних маркерів ушкодження міокардіальної тканини.

Інтегральним показником повноцінності захисту міокарда при операціях на відкритому серці є електрокардіографічна картина відновлення серцевої діяльності під час реперфузії (наявність або відсутність фібриляції, ішемічні зміни, порушення ритму, провідності і т. п.). Однак патологічні зміни, які визначаються на ЕКГ, не завжди пов'язані з ефективністю захисту міокарда. Для об'єктивної оцінки захисту міокарда відносно широко застосовується визначення температури міокарда за допомогою голчастого термоелектрода. Однак мозаїчність температури різних відділів серця ускладнює одержання інтегрального уявлення про ефективність захисту за допомогою такого методу вимірювання температури.

### III. Стратегія міокардіальної протекції

Стратегія міокардіальної протекції при операціях на відкритому серці опирається на розуміння фізіології серця і механізмів споживання енергії серцевим м'язом. Тому, механізми захисту міокарда засновані на підтримці повноцінної функції серця, що пов'язане із забезпеченням спеціальних умов для постійного і адекватного постачання його киснем. У нормі кровообіг у міокарді контролюється ауторегуляцією, яка підтримує баланс між рівнем кровотоку і потребами міокарда у кисні.

Для підтримки функції серця в природних умовах функціонування потрібна безперервна доставка кисню. Споживання кисню міокардом залежить від інтенсивності роботи, яка здійснюється серцем. У нормі працюючий міокард шлуночка споживає 8 мол кисню на 100 грам маси міокарда у хвилину. В умовах порожнього серця, що продовжує битися, споживання знижується до 5.6 мол кисню на 100 грам міокарда. В умовах калієвої зупинки серця споживання становить 1.1 мол кисню на 100 грам міокарда. Охолодження міокарда дає додаткове зниження до 0.3 мол кисню на 100 грам міокарда (Buckberg і ін., 1977) [6].

В умовах периферичної коронарної перфузії необхідно контролювати трансмуральний градієнт тиску, який являє собою різницю між діастолічним тиском в аорті та кінцево-діастолічним тиском усередині шлуночків. При цьому, доставка кисню може бути недостатньою через зниження перфузійного тиску внаслідок системної гіпотензії або патології коронарних артерій, а також внаслідок підвищення кінцево-діастолічного тиску в шлуночку (аортальний стеноз, фібриляція шлуночків або розтягання шлуночку).

Під час штучного кровообігу (ШК) серце позбавлене більшості регулюючих факторів. Кров надходить із системи ШК в артеріальну систему по канюлі у висхідній аорті, а в проксимальну частину аорти та коронарні артерії розподіляється ретроградно. Під час повного ШК збільшується інтраміокардіальна напруга, а також трансмуральний і субендокардіальний судинний опір, що приводить до зменшення припливу крові до субендокардіального шару. Найбільш виражені ці явища при гіпотермії серця, що порушує кисневий баланс "доставка / споживання" кисню в міокарді.

Для хворих ішемічною хворобою серця спроба корекції гіпотензії адренергічними препаратами збільшує постнавантаження на міокард, і тим самим збільшує ішемію. При цьому в процесі тривалого ШК можливо утворення мікроемболів різного генезу, які порушують мікроциркуляції в міокарді. Факторами, які визначають ступінь ішемічних ушкоджень міокарда, є: тривалість стискання аорти, виразність колатерального кровотоку, дефіцит споживаного міокардом кисню та умови, що передують ішемії. Згідно літературним даним (Gravlee G.P. et al., 2000) [7] ризик ішемічного ушкодження міокарда зростає пропорційно тривалості ШК. Встановлено, що необоротні зміни в міокарді наступають через 20–30 хв. коронарної оклюзії працюючого серця, у той час як для зупиненого серця аналогічний період глобальної ішемії міокарда приводить тільки до його функціональної депресії без некрозів тканини.

В ішемічні ушкодження міокарда, поряд з міоцитами, втягується ендотелій судин, який бере участь у загальному імунно-запальній відповіді організму на ШК. Клітинний набряк тканин приводить до порушення секреції, що відіграє важливу роль у збільшенні резистентності коронарних судин міокарда при реперфузії. Особливо чутливий до ішемії міокард хворих із хронічною серцевою недостатністю, пацієнтів з пороками серця і нестабільною гемодинамікою. Для кардіохірургічних хворих наявність гіпертрофії міокарда та уражень коронарних артерій у результаті вихідного патологічного процесу підвищують його чутливість до ішемічних і реперфузійних ушкоджень під час ШК.

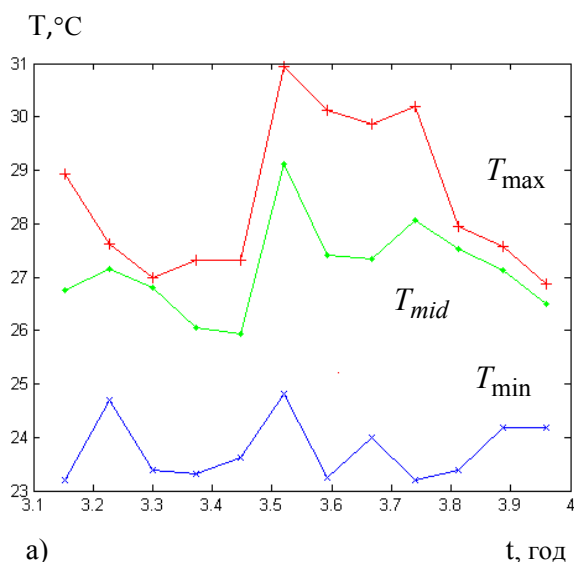
Тому, останні дослідження були спрямовані на збільшення припустимого періоду аноксії міокарда, використання гіпотермії та інших різних методів КП, визначення інтегральних пока-

зників повноцінності захисту міокарда в умовах ШК, що дозволяє значно збільшити безпечний час стискання аорти і захистити серце від факторів ішемічних ушкоджень міокарда.

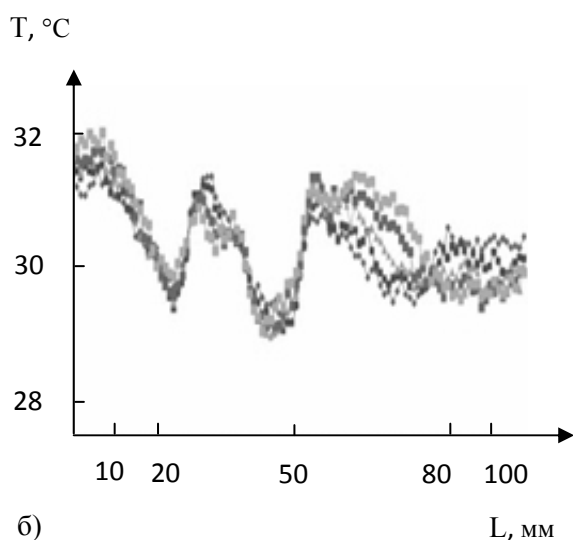
#### IV. Метод гіпотермії міокарда

У зупиненому серці споживання кисню і енергії значно знижується та визначається тільки рівнем базального клітинного метаболізму. Рівень споживання енергії може бути додатково знижений завдяки зниженню температури серця [8]. Споживання кисню при 37°C (і асистолії) становить 1 мол у хв. на 100 г міокарда, знижується при 22°C до 0,3 мол, а при 15°C – знижується до 0,27 мол на 100 г міокарда. При температурі охолодження 22°C серце, що б'ється, споживає приблизно 2 мол кисню у хвилину на 100 г своєї маси, при тому що працююче серце при зниженій температурі споживає в 2–3 рази більше кисню, ніж при нормотермії. Зниження температури з 37°C до 4°C у комбінації з діастолічною зупинкою і декомпресією шлуночків дозволяє зменшити споживання кисню міокардом (MVO<sub>2</sub>) приблизно на 97 %, тобто від значення 1,10 мол на 100 г/хв. до 0,13 мол на 100 г/хв. У зупиненому серці MVO<sub>2</sub> зменшується на 50 % при зниженні температури на кожні 10°C. Отже, гіпотермія є одним з важливих елементів захисту міокарда, який повинен мати чітке клінічне призначення при проведенні кардіоплегії.

За інших рівних умов, періодична перфузія серця кров'ю охолодженої до 20°C протягом 2-х годин не захищає серце від ушкоджень у відмінності від крові, що містить компоненти кардіоплегії [9]. Крім того, при виключенні серця із кровообігу на 1 годину, локальне зниження температури міокарда до 14–16°C меншою мірою захищає його, ніж однократне введення кардіоплегічного розчину при середній температурі міокарда 26°C. При температурах 10°C и нижче припиняє знижуватися рівень глікогену в ішемізованих серцях, так само як і в перфузованих. Необхідність і безпека зниження температури нижче цього рівня є не доведеною для клінічних умов ШК, тим більше, що вона швидко підвищується до 10–12°C завдяки колатеральному кровотоку і зігріванню під дією навколишнього середовища. Вважається, що коливання температури поблизу значень 10–12°C є найбільш бажаними для умов холодової кардіоплегії. На думку багатьох авторів, гіпотермія міокарда 22°C забезпечує відносно безпечне перетискання аорти протягом 45–60 хв.



а)



б)

Рис. 1. Зміна максимальної  $T_{\max}(t)$  і мінімальної  $T_{\min}(t)$  температури в часі в умовах ШК: а) під час гіпотермії серця, б) під час гіпертермії серця

Для зручності роботи здійснюється введення в порожнину перикарда холодного ( $2-4^{\circ}\text{C}$ ) фізіологічного розчину або обкладання серця "крижаною крихтою". Однак, застосування зовнішньої локальної гіпотермії міокарда недостатньо ефективно для захисту міокарда, і в хірургії вона застосовується тільки в комбінації з гіпотермічною інтракоронарною перфузією для досягнення більшої інтенсивності та рівномірності охолодження серця. Крім того, використання "крижаної крихти" викликає контактне ушкодження міокарда у вигляді мікроскопічних некрозів, у тому числі часті парези діафрагмального нерва.

В умовах глибокої гіпотермії, коли серце охолоджується холодним перфузатом і зовні-

шньо, обкладання серця "крижаною крихтою" застосовується в хірургії дитячого віку при зупинці серця в умовах ШК. Цей метод поліпшує умови хірургічної роботи, але супроводжується більшою кількістю міокардальних некрозів у порівнянні з коронарною перфузією.

Таким чином, гіпотермічний захист міокарда займає важливе місце при корекції неускладнених пороків серця з періодом оклюзії аорти від 45 до 90 хв., а пригнічення метаболізму і зниження потреб міокарда в кисні при низькій температурі є основним кардіопротекторним фактором, який забезпечує захист міокарда в умовах ШК.

## V. Результати дослідження температури серця

Для оцінки даних зміни температури на поверхні міокарда в умовах штучного кровообігу можна використовувати тепловізори Flir i7 і Thermo Cam E300, які працюють у діапазоні частот  $7,5-13$  мкм і мають температурну чутливість  $0,5^{\circ}\text{C}$  і  $0,1^{\circ}\text{C}$ , відповідно. Послідовність зображень і відеокадрів в інфрачервоному спектрі, що реєструється з використанням тепловізорів, дозволяє оцінити динаміку розподілу температури в міокарді:

- мінімальну і максимальну температуру міокарда, що дозволяє оцінити неоднорідності розподілу температури на поверхні серця;
- швидкість зміни температури під час гіпотермії серця, що дозволяє побічно оцінити стан коронарних судин;
- температурне прискорення, яке дозволяє оцінити динаміку зміни температури в процесі охолодження і зігрівання серця, відповідно.

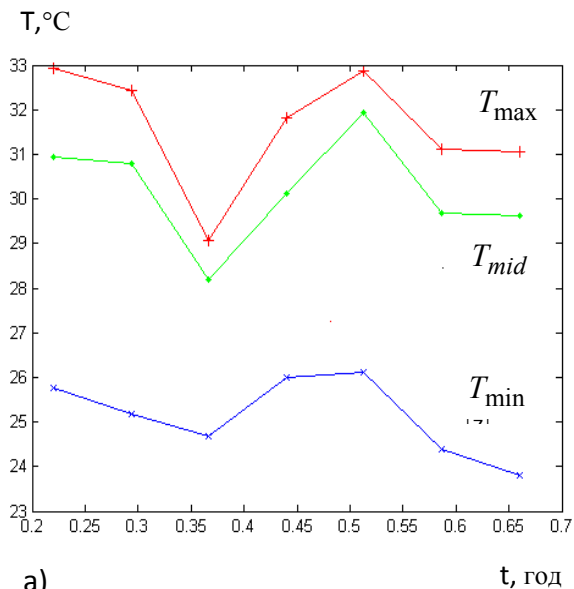
Метод неінвазивного контролю температури міокарда представляє набір чисельних способів аналізу термографічних зображень, у тому числі: метод тепловізійної діагностики із застосуванням оптичної системи стабілізації термограмм [10], метод безперервної обробки відеоряду з послідовності термографічних зображень [11], метод обчислення швидкості поширення тепла в міокарді при його теплопередачі від коронарних судин [12].

Значення температур на поверхні міокарда, які обчислені для термографічних зображень під час кардіохірургічної операції аорткоронарного шунтування, представлено на рисунку 1 (а, б).

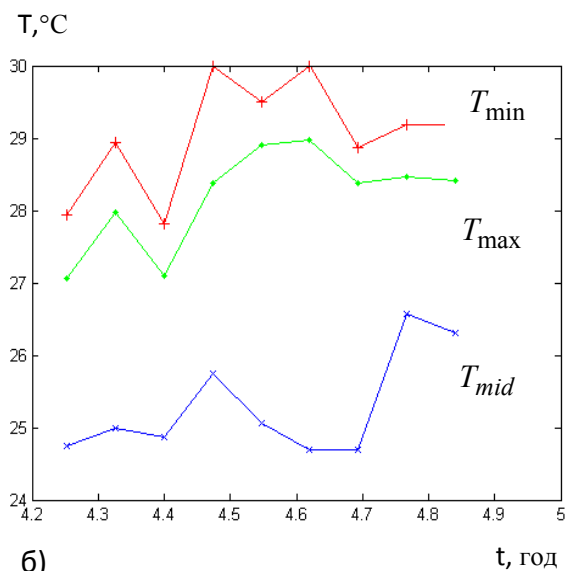
Зміна максимальної  $T_{\max}(t)$  і мінімальної  $T_{\min}(t)$  температури в часі в умовах штучного кровообігу показує нерівномірність розподілу

температури в різних відділах серця. Крім того, температурні залежності показують нерівномірне зниження і підвищення температури різних ділянок міокарда при охолодженні та зігріванні серця, відповідно.

Значення температур на поверхні міокарда, які реєструються для охолодженого до  $24^{\circ}\text{C}$  і зупиненого серця в умовах штучного кровообігу, представлено на рисунку 2 (а, б).



а)



б)

Рис. 2. Зміна температури міокарда для зупиненого серця в умовах ШК: а) максимальна  $T_{\max}(t)$  і мінімальна  $T_{\min}(t)$  температура в часі, б) температура на поверхні розміром  $L$  до 100 мм у декількох досліджуваних ділянках міокарда

На ділянках з відкритої поверхні міокарда розміром  $L$  до 100 мм різниця температур може досягати  $6\text{--}7^{\circ}\text{C}$  від середнього значення

температури  $T_{\text{mid}}(t)$ . Коливання температур на поверхні міокарда в досліджуваних ділянках, які мають певну періодичну закономірність зміни температури від  $28,4^{\circ}\text{C}$  у мінімумі до  $32,1^{\circ}\text{C}$  у максимумі, що обумовлюється поширенням електричного збудження і механічного скорочення м'язів серця.

У результаті дослідження нерівномірної зміни температури на поверхні міокарда можна виділити області, у яких усереднені коливання температури  $T_{\text{mid}}(t)$  знаходяться у діапазоні  $25\text{--}32^{\circ}\text{C}$  за весь період операції та області зі зміною температури не більш  $0,5^{\circ}\text{C}$  за період часу 5 хв. при підтримці необхідної температури серця в умовах ШК.

Отже, розробка методів вимірювання температури, які забезпечують безперервний контроль температури різних відділів серця в умовах ШК без ушкодження міокарда, є одним з важливих способів об'єктивної оцінки температурного режиму КП. У комбінації з методиками захисту міокарда, які застосовуються в кардіохірургії, неінвазивний метод вимірювання температури дає важливий інтегральний показник повноцінності захисту міокарда при операціях на відкритому серці в умовах ШК.

## VI. Висновки

Отримані дані вказують на значні коливання температур на поверхні міокарда в досліджуваних ділянках. Таким чином, практичне використання методів гіпотермії та інших різних методів кардіоплегії вимагає визначення інтегральних кількісних показників повноцінності захисту міокарда в умовах штучного кровообігу, у тому числі досліджень розподілу температури на поверхні міокарда, що дозволяє значно підвищити ефективність захисту серця в умовах штучного кровообігу від факторів ішемічних ушкоджень міокарда.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Кузнецов С. В., Давыденко В. В., Мочалов О. Ю., Дойников Д. Н., Лапшин А. С., Грицаенко Д. П. Защита миокарда при операциях на "открытом" сердце / Под редакцией доктора медицинских наук, профессора В. В. Гриценко / Санкт-Петербург: СПбГМУ им. акад. И. П. Павлова. – 2009. – с. 42
- [2] Kirklin J. W., Barratt-Boyes B. G. Myocardial management during cardiac surgery with cardiopulmonary bypass // Kirklin J. W., Barratt-Boyes B. G. Cardiac surgery. – 2-nd ed. – New York: Churchill Livingstone Ins, 1993. Ch.3. – P.129–167.
- [3] Локшин Л. С., Лурье Г. О., Дементьева И. И. Защита миокарда при операциях на открытом сердце / Локшин Л. С., Лурье Г. О., Дементьева И. И. Искусственное и вспомогательное кровообращение в сердечно-сосудистой хирургии: Практическое пособие. – Москва, 1998. – Гл. 7. – С. 120 – 131.

- [4] Кузнецов С. В., Гриценко В. В., Дойников Д. Н. Сравнительная оценка миокардиальной протекции холодной и тепловой кровяной кардиоплегии при операциях на открытом сердце // С. В. Кузнецов, В. В. Гриценко, Д. Н. Дойников и др.// Достижения и перспективы хирургии в СПбГМУ 2008. – С38 – 40.
- [5] Mentzer R. Mi Jr, Jahania M. Si, Lasley R. Di Myocardial Protection. Cohn Lh, ed. Cardiac Surgery in the Adult. New York: McGraw-Hill, 2008: 443 – 464.
- [6] Buckberg G. D., Brazier J. R., Nelson R. L., et al. Studies of the effects of hypothermia on regional myocardial blood flow and metabolism during cardiopulmonary bypass. I. The adequately perfused beating, fibrillating, and arrested heart. J Thorac Cardiovasc Surg 1977; 73: 87 – 94.
- [7] Gravlee G. P., Davis R.F., Kurusz M., Utley J.R. Cardiopulmonary Bypass: Principles and Practice, 2nd ed. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2000.
- [8] Максименко В. Б. Кардиоанестезиология, искусственное кровообращение, защита миокарда.// В. Б. Максименко и др. Киев. 2007. – С. 241.
- [9] Hayashida N., Ikonomidis J. S., Weisel R. D., et al. The optimal cardioplegic temperature. Ann Thorac Surg 1994; 58: 961–971.
- [10] Муравйов О. В., Назарчук О. О., Шлыков В. В., Максименко В. Б. Світлосильний атермалізований об'єктив для інфрачервоної області спектра. Патент на корисну модель №118184, 25.07.2017, бюл. №14, заявка u201701404 від 14.02.2017 URL: <http://base.uipv.org/searchINV/getdocument.php?claimnumber=u201701404&doctype=ou>
- [11] Максименко В. Б., Шлыков В. В., Данилова В. А. Отображение тепловых неоднородностей для последовательности изображений в видео термограмм / Вісник Національного технічного університету "ХПІ": збірник наукових праць Сер.: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків: НТУ "ХПІ", 2017. – № 19 (1241). – С. 42–47. – URL: <http://mtsc.khpi.edu.ua/article/view/108075/108075-229239-1-PB.pdf>
- [12] Шлыков В. В., Данилова В. А. Метод оценки скорости охлаждения и согревания сердца в условиях искусственного кровообращения // Наукові вісті НТУУ "КПІ", No 6(116) (2017). С. 47–52. – URL: [http://bulletin.kpi.ua/article/download/96276/pdf\\_279](http://bulletin.kpi.ua/article/download/96276/pdf_279).



# ЗАЩИТА МИОКАРДА ПРИ ОПЕРАЦИЯХ НА ОТКРЫТОМ СЕРДЦЕ

**Шлыков В. В.**, доц., к.т.н.  
v.shlykov@kpi.ua

Факультет биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
г. Киев, Украина

***Реферат** — Метод гипотермической защиты миокарда занимает важное место при коррекции неосложненных пороков сердца, а угнетение метаболизма и снижение потребностей миокарда в кислороде при низкой температуре является основным кардиопротекторным фактором, который обеспечивает защиту миокарда в условиях искусственного кровообращения. В данной статье описаны существующие методы защиты миокарда и интегральные показатели для полноценной защиты миокарда при операциях на открытом сердце. Представленные температурные характеристики миокарда и факторы, определяющие степень ишемических повреждений миокарда при гипотермии сердца. Предложен способ неинвазивного измерения температуры сердца в условиях искусственного кровообращения. Для оценки данных изменения температуры на поверхности миокарда в условиях искусственного кровообращения предлагается использовать термографические камеры, которые работают в диапазоне частот 7,5–13 мкм и имеют температурную чувствительность не ниже 0,5 °С.*

***Ключевые слова** – защита миокарда, гипотермия, искусственное кровообращение, термография, распределение температуры.*

# THE MYOCARDIUM PROTECTION AT THE OPERATING ON OPEN HEART

*Shlykov V. V.*, Associate Professor, Ph.D.  
v.shlykov@kpi.ua  
Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
«Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»  
Kyiv, Ukraine

**Abstract.** *Purpose.* The method of hypothermic protection of the myocardium plays an important role in the correction of uncomplicated heart disease, and the inhibition of metabolism and reduction of myocardial oxygen demand at low temperature is the main cardio protective factor that provides protection of the myocardium in conditions of cardiopulmonary bypass. The existing methods of protecting the myocardium and integral indicators for the full protection of the myocardium during open heart surgery are described. The temperature characteristics of the myocardium and factors that determine the degree of ischemic damage to the myocardium during hypothermia of the heart are presented. The method in cardiology of non-invasive measurement of heart temperature in cardiology in conditions of cardiopulmonary bypass is proposed. For estimate the change in temperature on the surface of the myocardium in conditions of cardiopulmonary bypass, it is proposed to use thermographic cameras that operate in the frequency range of 7,5–13 microns and have a temperature sensitivity of not less than 0,5°C.

**Keywords** – protections of the myocardium, hypothermia, cardiopulmonary bypass, thermography, temperature distribution.

# ВІЗУАЛІЗАЦІЯ ТЕМПЕРАТУРНИХ ПАРАМЕТРІВ КОНВЕКЦІЙНО-ІНФРАЧЕРВОНИХ ПОТОКІВ ТЕРМОХІРУРГІЧНОГО ІНСТРУМЕНТУ

*Худецький І. Ю.*, проф., д.м.н.  
igorkhudetskyu@gmail.com

Факультет біомедичної інженерії  
Національний технічний університет  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

Інститут електрозварювання ім. Є. О. Патона НАН України, Київ, Україна  
*Хрептун Є. І.*, студент, khreptun.e@gmail.com

*Антонова-Рафі Ю. В.*, доцент каф. біобезпеки і здоров'я людини, к.т.н.  
Antonova-rafi@ukr.net

Національний технічний університет  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Реферат** — Хірургія являється одним з основних розділів в медицині. На даний момент широко використовуються термохірургічні апарати для проведення оперативних втручань. З розвитком науково-технічного процесу в операційних з'являються все нові і нові апарати та пристрої, які використовують практично всі відомі фізичні впливи на тканини для виконання певних хірургічних маніпуляцій. Ефективне надання хірургічної допомоги передбачає точне знання біофізичної взаємодії між електротермохірургічним інструментом та тканинами в рані. Визначення температурних параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку термохірургічного інструменту є актуальною проблемою. Об'єктивна оцінка параметрів теплового потоку є запорукою правильної роботи термохірургічного інструменту, що призводить до успішного виконання оперативного втручання. В статті запропоновано новий метод реєстрації конвекційно-інфрачервоного потоку термохірургічного інструменту, а саме розроблено лабораторний стенд для реєстрації даного потоку. Завданням дослідження було провести порівняльний аналіз існуючих та запропонованого методів реєстрації конвекційно-інфрачервоного потоку. На першому етапі проведено дослідження традиційного методу з використанням термометра на термопарі. Цей метод є найбільш неточним та трудомістким. На другому етапі для візуалізації потоку провели дослідження за допомогою виміральної площини. Вона не має метричних параметрів та розмітки. Сітка спотворює потік і вносить свої перешкоди. На основі результатів першого та другого етапу досліджень були обрані технічні вимоги до випробувально-дослідницького стенду реєстрації конвекційно-інфрачервоних потоків. Запропонований стенд може використовуватись із сучасним тепловізійним обладнанням. Власний вплив стенду при реєстрації температурних параметрів потоку є мінімальним. Таким чином доведено, що запропонований метод є найбільш точним, не дорогим та не потребує багато часу для роботи. А також не потребує декількох осіб персоналу, достатньо лише одну людину.

**Ключові слова** — візуалізація, експериментальний стенд, термопара, тепловий потік, конвекційно-інфрачервоний потік, термохірургічна апаратура.

## І. Вступ

Хірургічні втручання залишають одними з найпоширеніших та найефективніших способів надання допомоги при травмах, пораненнях та при лікуванні багатьох захворювань людини. Провідними причинами травм та поранень людей є дорожньо-транспортні пригоди, бойові дії у зоні АТО, виробничі аварії. Так, щороку в аваріях травмується понад 30 тисяч та гине близько 3 тисяч громадян [1].

Кількість поранених у зоні АТО коливаються від 3 до 10 тисяч щорічно [3].

Особливістю таких травм та поранень є кровотечі та інфекційні ускладнення. Особливі труднощі виникають при зупинці кровотечі із паренхіматозних органів, таких як печінка.

Іншою особливістю таких ран є їх первинне інфікування. Коли людина отримує будь яку травму то розвивається інфекційних процес. Пацієнт до хірурга попадає на різних стадіях

інфекційного процесу. Інфекційні ускладнення суттєво ускладнюють лікування та можуть бути причиною інвалідизації пацієнтів [10]. Оперативні втручання з приводу інфекційно-ускладненої патології є окремим розділом хірургії і має свою специфіку у виконанні маніпуляцій, а відповідно і вимог до апаратури та інструментів, що застосовуються для здійснення оперативних втручань.

Для надання допомоги при таких травмах та пораненнях перспективним є застосування апарату БТА-300М1 вітчизняного виробництва. Цей апарат дає можливість проводити безкровні операції на всіх органах. Дозволяє зупинити кровотечу і одночасно проводити дезінфекцію рани. Працює на принципі інфрачервоно-конвекційному випромінюванні. Під час оперативних втручань спочатку ділянка обробляється інфрачервоним конвекційним потоком і після того в цьому місці можна розрізати звичайними ножицями без краплі крові. Це важливо для пацієнтів, які приймають спеціальні препарати, які розріджують кров і вона не згортається. На такі випадки розрахована ця апаратура. В Україні за допомогою цього апарату вже проведено кількості операцій [2, 5].

З розвитком науково-технічного процесу в операційних з'являються все нові і нові апарати та пристрої, які використовують практично всі відомі фізичні впливи на тканини для виконання певних хірургічних маніпуляцій. За своєю складністю вони охоплюють значний діапазон: від простих пристосувань до хірургічних роботів.

Безконтактні технології мають очевидні переваги з точки зору біобезпеки пацієнта у порівнянні з контактними технологіями, де на зміну громіздким процедурам стерилізації багаторазового хірургічного інструменту сформувалась тенденція розробки достатньо дорогого одноразового інструменту та технологій його утилізації [4, 8].

Сучасні хірургічні технології передбачають застосування різноманітної термохірургічної апаратури. Разом з тим ефективно надання хірургічної допомоги передбачає точне знання біофізичної взаємодії між електротермохірургічним інструментом та тканинами в рані. А це можливо лише тоді, коли ми знаємо параметри конвекційно-інфрачервоного потоку. Практичне застосування відомих методик має суттєві труднощі, бо зареєструвати параметри можна лише з використанням термометра, що є неефективним.

Таким чином, визначення температурних

параметрів конвекційно-інфрачервоного потоку термохірургічного інструменту є актуальною проблемою.

Застосування тепловізорів та пірометрів неможливе, бо немає температурного поля, яке ними можна зафіксувати. Ці прилади не пристосовані для визначення температурних параметрів потоку [9].

Нами запропоновано провести візуалізацію конвекційно-інфрачервоного потоку та пристосування для реєстрації температури з подальшою обробкою сигналу.

## II. Матеріали і методи

### A. Обсяг дослідження

Для дослідження була розроблена схема експериментів, яка включає:

Дослідження теплового потоку за допомогою термопари встановленому на традиційному вимірювальному стенді. Всього було проведено 10 експериментів.

Дослідження теплового потоку за допомогою вимірювальної площини встановленій на традиційному вимірювальному стенді. Всього було проведено 10 експериментів.

Дослідження теплового потоку за допомогою розробленого лабораторного стенду. Всього було проведено 10 експериментів.

Для впровадження поставлених задач були проведені лабораторні дослідження.

Матеріалом слугували результати.

Обсяг дослідів і замірів показано у табл. 1.

Таблиця 1. Головні напрямки та об'єм дослідження

№	Напрямки	Об'єм
1	Дослідження на традиційному стенді з використанням термопари	Всього проведено 2430 замірів в 10 експериментах
2	Дослідження на традиційному стенді з використанням вимірювальної площини	Всього було проведено 270 замірів в 10 експериментах
3	Дослідження за допомогою лабораторного макету	Всього було проведено 90 замірів в 10 експериментах

Проаналізувавши таблицю, бачимо, що запропонований макет потребує найменшої кількості замірів. Отримуємо параметри теплового потоку набагато швидше.

### B. Апаратура та методики досліджень

Обладнання для технічних випробувань та засоби вимірювальної техніки:

– цифровий термометр з діапазоном вимі-

рювання 0...1000 °C фірми Velleman DVM1090, похибка  $\pm 2\%$ ,  $\pm 3$  одиниці молодшого розряду;

- секундомір;
- тепловізор Fluke Ti10;

В якості генератора візьмемо блок живлення апарату БТА-300М1.

Технічні характеристики:

Номінальна напруга мережі однофазного змінного струму частотою 50 Гц, В 220 + 10 %; номінальна вихідна потужність при тривалості циклу 5 с, ВА 350; межі регулювання вихідної напруги при навантаженні 100 Ом (для всіх частот), В 10–200; габаритні розміри, мм 300 × 220 × 120; маса, не більше, кг 4.

### *С. Термохірургічні інструменти*

Розроблено зразки інструменту для загальної хірургії. Мінімальні габарити робочої частини інструменту 80 x 8 x 8 мм при масі 60 г. Максимальна довжина робочої частини інструменту, діаметр і конфігурація сопла не обмежені. Можлива розробка спеціалізованого інструментарію.

Для оцінки теплового стану тканини під впливом конвекційно-інфрачервоного потоку в дослідженні використовувались контактні термометри та тепловізор.

Для обробки термограм використовуємо програму FLUKE SmartView.

### **III. Основна частина**

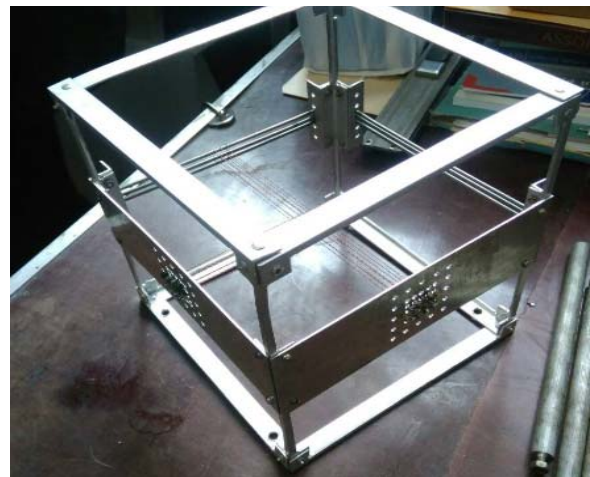
На першому етапі застосували традиційну методику, яка базується на використанні стандартного термометра на термопарі. Який розміщується у певній точці потоку де проводимо вимірювання. Взаємне розміщення потоку та термометра викликає суттєві труднощі. Параметри потоку вимірюються в 3 точках по висоті та в 9 точках по горизонталі, що дає змогу отримати картину потоку. Але це, або 27 термометрів одночасно, або по черзі. І точно не можна визначити де центр потоку, а де границі. Таким чином, цей метод забирає багато часу, він є тяжким. Відтворення експерименту буде мати велику похибку.

На другому етапі для візуалізації потоку ми пішли шляхом “step-by-step”. Провели дослідження за допомогою вимірювальної площини. Тепловий потік проходить через вимірювальну площину, і таким чином ми отримуємо температуру всіх точок потоку, які знаходяться в вимірювальній площині.

Показовим для цього методу є можливість розрахувати зріз температурного розподілу. Розподіл на різних відстанях від центру до країв потоку. Але саме сітка спотворює потік і вносить свої перешкоди.

У вимірювальній площині такі недоліки, як неможливість вимірювати температуру теплового потоку на декількох рівнях. Важко виміряти температуру на однаковій відстані від сопла термохірургічного інструменту. Вимірювальна площина не має метричних параметрів та розмітки.

Проведені на першому та другому етапі дослідження дали змогу запропонувати застосувати трьохвимірний лабораторний стенд візуалізації потоку, який може використовуватися з сучасним тепловізійним обладнанням. На рис. 1 представлений зовнішній вигляд стенду.



*Рис. 1.* Випробувально-дослідницький стенд реєстрації конвекційно-інфрачервоних потоків термохірургічного інструменту

Для того щоб отримати об’ємне зображення була вибрана фігура куба. Даний стенд має від трьох до семи плоскостей на різних рівнях. Висоту рівнів можна регулювати з шагом 0.5 мм. Ці плоскості розташовані горизонтально одна під однією і складається з перехресної ніхромової проволочки. Щоб отримати не спотворену температуру в конкретних точках використовуємо струни. Це дає нам змогу одночасно реєструвати конвекційно-інфрачервоні потоки на різних висотах. Щоб мінімізувати прогинання струн використовуємо принцип само натяжної пружини. Проволока повинна бути тонка, щоб швидше охолоджувалась.

Власний вплив стенду на параметри потоку є мінімальним. Ця модель дозволяє проводити автоматизований аналіз температурних потоків через використання зображення тепловізора, яке сканується з виділення точок з макси-

мальною температурою та присвоєння номеру координати. І це в свою чергу дозволяє будувати математичну 3D модель конвекційно-інфрачервоного потоку в динаміці. Патентний пошук по базі США не мав результатів, це означає що аналогів стенду немає. Запропонований стенд є оригінальним [6].

Для установки нашого стенду ми використали допоміжні прилади. Для подачі теплового потоку ми використовували термохірургічний інструмент термокоагулятор. Щоб термохірургічний інструмент закріпити нам потрібен фіксатор. Даний фіксатор має 2 подвійні вісі для регулювання висоти. Він дозволяє точно регулювати відстань від сопла до площини. Перша вісь для чорнового налаштування, друга вісь для більш точного, зі шкалою в мм.

Ми установили наш стенд, як показано на рис. 2.



Рис. 2. Установка для реєстрації конвекційно-інфрачервоних потоків термохірургічного інструменту

Провели дослідження за допомогою стандартного термометра на термопарі (рис. 3) із спеціально підготовленою установкою.



Рис. 3. Термопара

Було проведено 10 експериментів, при різних режимах температури та на різній висоті.

Проведені експерименти про 300 °С, 500 °С та 700 °С. На відстані 1, 2, 3 см від сопла термохірургічного інструменту. Отримані результати представлені у таблиці 2.

Таблиця 2. Температурні параметри теплового потоку експерименту з термопарою

Температура вимірювання, °С	Відстань від сопла, см	Температура на зрізі сопла, °С
300	1	129.8±24.0
300	2	121.6±19.7
300	3	107.2±18.7
500	1	122.4±18.7
500	2	113.3±18.5
500	3	92.8±17.4
700	1	178.8±21.8
700	2	153.5±18.1
700	3	133.8±20.7

Проаналізувавши дані, можна дійти висновку, що спосіб з термопарою є дуже не точним, та трудомістким.

Похибка складає від  $\pm 17.4^{\circ}\text{C}$  до  $\pm 24^{\circ}\text{C}$ .

Провели дослідження за допомогою виміральної площини (рис. 4) із спеціально підготовленим штативом. Також було проведено 10 експериментів, але з більшою кількістю точок.

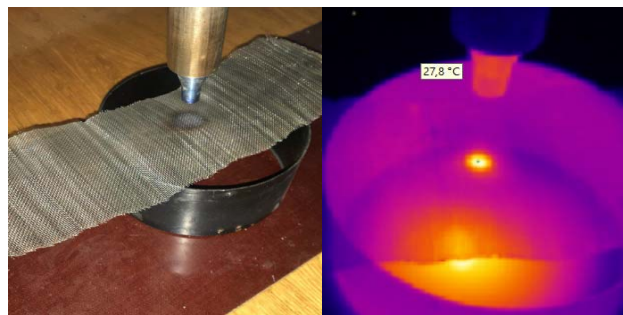


Рис. 4. Експеримент з виміральною площиною

Дані експерименту занесено до таблиці 3.

Таблиця 3. Температурні параметри теплового потоку експерименту з виміральною площиною

Температура вимірювання, °С	Відстань від сопла, см	Температура на зрізі сопла, °С
300	1	131±7.0
300	2	105±7.2
300	3	105±7.5
500	1	158±8.3
500	2	129±7.3
500	3	115±6.2
700	1	194±7.8
700	2	183±12.4
700	3	171±6.8

Проаналізувавши дані, можна дійти висновку, що спосіб з використанням вимірювальної площини є не точним, та займає багато часу.

Похибка складає від  $\pm 6.2^{\circ}\text{C}$  до  $\pm 12.4^{\circ}\text{C}$ .

Провели дослідження за допомогою лабораторного стенду запропонованої установки (рис. 5).

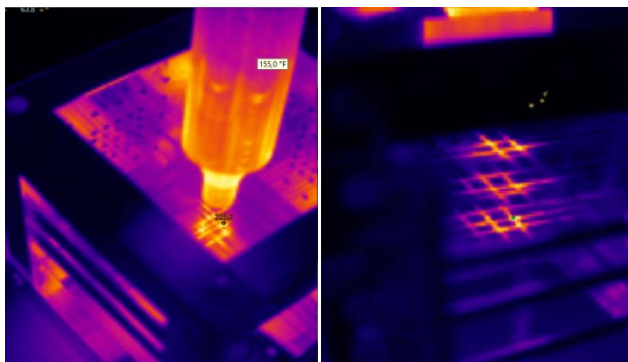


Рис. 5. Результати дослідів запропонованого лабораторного стенду

Результати експерименту показані в таблиці 4.

Таблиця 4. Температурні параметри теплового потоку експерименту з запропонованим стендом

Температура вимірювання, $^{\circ}\text{C}$	Відстань від сопла, см	Температура на зрізі сопла, $^{\circ}\text{C}$
300	1	135.77 $\pm$ 3.2
300	2	112.36 $\pm$ 1.2
300	3	99.88 $\pm$ 3.2
500	1	154.16 $\pm$ 1.8
500	2	125.02 $\pm$ 3.7
500	3	107.25 $\pm$ 4.3
700	1	200.89 $\pm$ 3.8
700	2	191.48 $\pm$ 6.2
700	3	170.92 $\pm$ 5.5

Проаналізувавши дані, можна дійти висновку, що спосіб реєстрації конвекційно-інфрачервоних потоків термохірургічного інструменту за допомогою запропонованого стенду є точним.

Похибка складає від  $\pm 1.8^{\circ}\text{C}$  до  $\pm 6.2^{\circ}\text{C}$ .

#### IV. Висновки

В даній статті запропоновано новий метод реєстрації конвекційно-інфрачервоного потоку термохірургічного інструменту, а саме розроблено лабораторний макет для реєстрації даного потоку. Спираючись на опрацьовану літературу та результати перших дослідів, було обрано технічні вимоги до стенду. Проведено порівняльний аналіз існуючих методів реєст-

рації конвекційно-інфрачервоних потоків. Довказано, що запропонований метод є найбільш точним, не дорогим та не потребує багато часу. Не потребує декількох осіб персоналу, достатньо одної людини для роботи.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] 138 tisyach avarij i tri tisyachi zagiblix. motoroshni pidsumki realij na ukrajinskix dorogax u 2016 roci. [ 138 thousand accidents and three thousand deaths. terrible results of realities on Ukrainian roads in 2016] <https://tsn.ua/ukrayina/138-tisyach-avarij-i-tri-tisyachi-zagiblihmotoroshni-pidsumki-realiy-na-ukrayinskih-dorogah-u-2016-roci-851389.html><https://tsn.ua/ukrayina/138-tisyach-avarij-i-tri-tisyachi-zagiblihmotoroshni-pidsumki-realiy-na-ukrayinskih-dorogah-u-2016-roci-851389.html>
- [2] Bratushhak O. Vtrati v ATO. [ Loss in antiterrorist operation] <http://blogs.pravda.com.ua/authors/bratushchak/5992c0342b357/> – 2017
- [3] Komarova O. «Vbivcyia antibiotikov»: vinaxid ukrajinskix vchenix, yakij poterpaє vid byurokratiї [“The killer of antibiotics”: an invention of Ukrainian scientists who suffers from the bureaucracy] // <https://www.radiosvoboda.org/a/28834072.html>. – 2017.
- [4] Kosakovskij A. L., Kosakovskaya I. A., Semenov R. G. Bipolyarnye elektroinstrumenty dlya vysokochastotnoj elektrosvariki biologicheskix tkanej lor-organov // novye napravleniya issledovanij v oblasti svarki zhivyx myagkix tkanej: materialy pyatogo mezhdunar. Seminara [Bipolar power tools for high-frequency electrical welding of biological tissues of ENT organs // New directions of research in the field of welding of living soft tissues: Materials of the Fifth International Workshop], Kyiv, 2010
- [5] Khudeckii Yu., Krivcun I. V., terexov g. v. i dr. (2010) podalshe vdoskonalennya aparaturi dlya pripinennya krovotечи, obroblyannya j likuvannya infikovaniх ran z vikoristannyam visokotemperaturnogo potoku [Further improvement of equipment for the discontinuation of bleeding, treatment and treatment of infected wounds using high-temperature flow], pp 53–55
- [6] Search for patents – <https://www.uspto.gov/patents-application-process/search-patents>.
- [7] Kyung-Hak Lee, M. D., Jooncheol Min, M. D., Kyung-Hwan Kim, M. D. (2014) Efficacy of Cox Maze IV Procedure Using Argon-Based Cryoablation: A Comparative Study with N2 OBased Cryoablation. The Korean Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 47(4), 367–372 [8] V. Vorobyev, Theory and practice of wavelet transformation, Military University of Communication, 1999. - p. 204.
- [8] Taheri A, Mansoori P, Sandoval LF, Feldman SR, Pearce D, Williford PM. Electrosurgery: part II. Technology, applications, and safety of electrosurgical devices. J Am Acad Dermatol. 2014 Apr;70(4):607. DOI: 10.1016/j.jaad.2013.09.055.
- [9] Tungjitkusolmun S. (2000) Finite element modeling of radio-frequency cardiac and hepatic ablation: Electrical Engineering, Doctor of Philosophy. University of Wisconsin. Madison.
- [10] Yoshimoto M, Endo K, Hanaki T, Watanabe J, Tokuyasu N, Sakamoto T, et al. Effectiveness of the LigaSure Small Jaw Vessel Sealing System in Hepatic Resection. Yonago Acta Med. 2014 Jun; 57(2): 93-98.

# ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ТЕМПЕРАТУРНЫХ ПАРАМЕТРОВ КОНВЕКЦИОННО-ИНФРАКРАСНЫХ ПОТОКОВ ТЕРМОХИРУРГИЧЕСКОГО ИНСТРУМЕНТА

*Худецкий И. Ю.*, проф., д.м.н.

*igorkhudetsky@gmail.com*

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»

г. Киев, Украина

Институт электросварки им. Е.О. Патона НАН Украины

г. Киев, Украина

*Хрептун Е. И.*, студент

*khreptun.e@gmail.com*

**Реферат** — Хирургия является одним из основных разделов в медицине. На данный момент широко используются термохирургические аппараты для проведения оперативных вмешательств. С развитием научно-технического процесса в операционных появляются все новые и новые аппараты и устройства, которые используют практически все известные физические воздействия на ткани для выполнения определенных хирургических манипуляций. Эффективное оказания хирургической помощи предполагает точное знание биофизического взаимодействия между электротермохирургическим инструментом и тканями в ране. Определение температурных параметров конвекционно-инфракрасного потока термохирургического инструмента является актуальной проблемой. Объективная оценка параметров теплового потока является залогом правильной работы термохирургического инструмента, что приводит к успешному выполнению оперативного вмешательства. В статье предложен новый метод регистрации конвекционно-инфракрасного потока термохирургического инструмента, а именно разработан лабораторный стенд для регистрации данного потока. Задачей исследования было провести сравнительный анализ существующих и предложенного методов регистрации конвекционно-инфракрасного потока. На первом этапе проведено исследование традиционного метода с использованием термометра на термопаре. Этот метод является наиболее неточным и трудоемким. На втором этапе для визуализации потока провели исследования с помощью измерительной плоскости. Она не имеет метрических параметров и разметки. Сетка искажает поток и вносит свои препятствия. На основе результатов первого и второго этапа исследований были выбраны технические требования к испытательно-исследовательскому стенду регистрации конвекционно-инфракрасных потоков. Предложенный стенд может использоваться с современным тепловизионным оборудованием. Собственное влияние стенда при регистрации температурных параметров потока является минимальным. Таким образом доказано, что предложенный метод является наиболее точным, не дорогим и не требует много времени для работы. А также не требует нескольких человек персонала, достаточно лишь одного.

**Ключевые слова** – визуализация, экспериментальный стенд, термопара, тепловой поток, конвекционно-инфракрасный поток, термохирургическая аппаратура.



# VISUALIZATION OF TEMPERATURE PARAMETERS OF CONVECTION-INFRARED FLOWS OF A THERMOSURGICAL INSTRUMENT

*I. Yu. Khudetskii*, Professor, M.D.  
igorkhudetsky@gmail.com

Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
«Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine  
E. O. Paton Institute of Electric Welding Kyiv, Ukraine  
*Y. I. Khreptun*, student. khreptun.e@gmail.com

**Abstract** – Surgery is one of the main sections in medicine. At present, thermosurgical devices are widely used for surgical intervention. With the development of the scientific and technological process in the operating system, there are more and more new devices and devices that use practically all known physical effects on the fabric to perform certain surgical manipulations. Effective provision of surgical care involves accurate knowledge of the biophysical interaction between the electrotheresurgical tool and the tissue in the wound. Determination of the temperature parameters of the convection-infrared stream of the thermosurgical instrument is an urgent problem. Objective assessment of the parameters of the heat flow is a guarantee of the correct operation of the thermosurgical instrument, which leads to successful implementation of surgical intervention. The article proposes a new method for registration of convection-infrared stream of a thermosurgical instrument, namely a laboratory stand for registration of this flow. The purpose of the study was to conduct a comparative analysis of the existing and proposed methods for registration of convection-infrared stream. At the first stage, the study of the traditional method using a thermometer on a thermocouple was conducted. This method is the most inaccurate and time-consuming. In the second stage, the study was conducted using a measuring plane to visualize the flow. It does not have metric parameters and markup. The grid distorts the flow and brings its obstacles. On the basis of the results of the first and second stage of the research, technical requirements were set for the test and research stand for the registration of convection and infra-red streams. The offered booth can be used with modern thermal imaging equipment. The own influence of the stand when registering the temperature parameters of the flow is minimal. Thus, it is proved that the proposed method is the most accurate, not expensive and does not require much time to work, and also does not require a few personnel personnel, just one person. References 10, table 4, figures 5.

**Keywords** – visualization, experimental stand, thermocouple, heat flow, convection-infrared flow, thermosurgical equipment.

# ОПТИМІЗАЦІЯ ОСНОВНИХ ПАРАМЕТРІВ М'ЯКОГО ІНТРАПЕРИКАРДІАЛЬНОГО ПРИСТРОЮ ДЛЯ ПІДТРИМКИ НАСОСНОЇ ФУНКЦІЇ СЕРЦЯ

*Фабрицій Ю. Й., Максименко В. Б., д.м.н., проф., Тарасова Л. Д., к.т.н., доц.*  
fabr09@ukr.net, maksymenko.vitaliy@gmail.com, larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com

Факультет біомедичної інженерії  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

*Реферат* – Трансплантація серця залишається остаточною терапією для пацієнтів з розвинутою серцевою недостатністю. Однак, внаслідок обмеженої доступності донорських органів та тривалості очікування, інтраперикардіальні пристрої для підтримки насосної функції серця є перспективною альтернативою. В роботі розглянуто форму шлуночків у вигляді конічних оболонки, що в більшій мірі відповідає дійсності. Це дозволило визначити максимальні напруження, що виникають у стінках шлуночків, які залежать від їх анатомічної форми та рівня заповнення кров'ю, і, таким чином, виявити зону прикладення зовнішнього тиску при прямому масажі серця. Одержані результати дозволили розробити більш точну комп'ютерну модель нижніх відділів серця і запропонувати нове технічне рішення інтраперикардіального пристрою для підтримки насосної функції серця.

*Ключові слова* – інтраперикардіальні пристрої, серцева недостатність, сепсис, комп'ютерне моделювання.

## I. Вступ

Відомими засобами допомоги, що продовжують життя при серцевій недостатності, є лікарська терапія (використовується у 10 % випадків) та тимчасова механічна підтримка серця, що передбачає використання або внутрішньо аортального балонного насоса (до 20 % випадків), або через шкірної внутрішньосудинної насосної систем (50–60 % випадків). Іншим напрямком допомоги є довготривалі системи підтримки серця або його повна заміна. Основним показанням до застосування тимчасової механічної системи підтримки є загрозна для життя відмова серцево-судинної системи з гострою втратою насосної функції серця, клінічними проявами якої є: хвилиний об'єм кровообігу (ХОК) < 50 % (норма – 4...5 літрів за хвилину); фракція вигнання (ФВ) < 30 % (норма – 50...60 %); серцевий індекс (СІ) < 1,8 л/хв/м<sup>2</sup> (норма – 2,5...4 літри за хвилину на кв. м поверхні тіла).

Ефективність застосування тимчасової механічної підтримки серця призводить до збільшення інвазивності для пацієнта. З одного боку, основними причинами, що призводять до втрати функції серця є сепсис та гострий ін-

фаркт міокарда, а існуючі системи тимчасової механічної підтримки серця непридатні для лікування пацієнтів з сепсисом [1–4]. З другого боку, недостатня терапія втраченої насосної функції, що трапилася протягом декількох хвилин, призводить до незворотних розладів життєвих функцій, і як результат, до загальної відмови органів, і навіть, до смерті пацієнта [5–7]. З огляду на це, розробка мінімально інвазивних систем для тимчасової підтримки насосної функції серця без контакту з кров'ю є перспективним напрямком біомедичної інженерії.

## II. Принципова конструкція механічного пристрою для підтримки насосної функції серця

Існує декілька модифікацій пристроїв, які використовуються інтраперикардіально з метою підтримки насосної функції серця [8–11]. В цих пристроях комплексний рух у серці досягається завдяки функціональному розташуванню численних стискаючих елементів, що просторово орієнтовані у м'якій матриці-манжеті конусоподібної форми. М'язові шари серця, що розташовані у спіральних та кругових структурах, одночасно здійснюють скручуючі

та стискуючі рухи. На рис.1 наведено елемент-перикардіального пристрою, який було взято за основу при розрахунках у цій роботі.

Пристрій являє собою імплантат із синтетичного матеріалу, що розташовують мінімально інвазивно навколо серця. Оскільки різноманітні конструкції імплантатів та застосовувані для них матеріали широко описані в літературі [12–13], не будемо на них зосереджувати увагу.

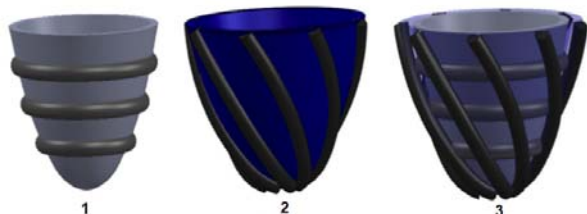


Рис. 1. Варіанти конструктивного виконання основного елемента перикардіального пристрою

Принцип роботи такого механічного пристрою полягає в наступному: система підтримує синхронізований із серцевою діяльністю пацієнта (рис.2) прямий масаж серця за допомогою компресії серцевого м'яза і, тим самим, викид крові зі шлуночків. Фаза наповнення манжети синхронізується по найбільшому зубцю  $R$  і триває період  $TR$ . Період  $T_s$  манжета знаходиться у надутому стані. Після закінчення цього періоду відбувається здуття манжети, яке триває період  $T_d$ .

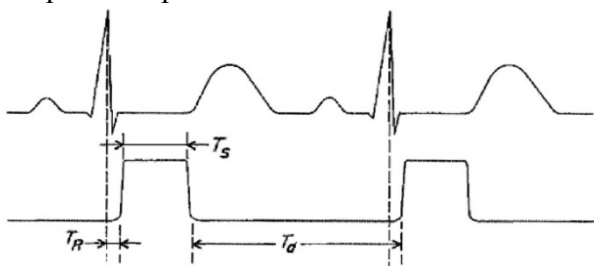


Рис. 2. Синхронізація фаз наповнення та здуття манжети з електрокардіограмою серця

Основними перевагами конструкції механічного пристрою є:

- Мінімумально інвазивне застосування пристрою без прямого контакту з кров'ю;
- Механічна підтримка правого і лівого шлуночків;
- Можливість прямого застосування медикаментів;
- Ресинхронізація серця.

Таким чином, розробка нової конструкції механічного пристрою або удосконалення існуючого є актуальною проблемою.

Метою даної роботи було зробити більш точну комп'ютерну модель нижніх відділів серця. Саме наявність такої моделі і дозволить запропонувати нове технічне рішення інтраперикардіального пристрою для підтримки насосної функції серця.

### III. Визначення зони прикладання зовнішнього тиску при прямому масажі серця

В даній роботі всі розрахунки базувалися на тому, що форма шлуночків серця має вигляд конічних оболонок, що в більшій мірі відповідає дійсності (рис. 3).

Розглянемо порожнину одного із шлуночків, наприклад, лівого (ЛШ), який заповнений на висоту  $H$ . Для цього введемо наступні позначення:  $\delta$  – товщина стінки шлуночка;  $\alpha$  – кут при вершині конусу.

Для оптимального розподілу сили, яка прикладається до міокарда, необхідно визначити перерізи з максимальними окружними ( $\sigma_0$ ) і меридіональними ( $\sigma_M$ ) напруженнями шлуночка під час систоли. Для цього проведемо довільний переріз  $m-n$  на висоті «у». Тиск рідини в перерізі  $m-n$  дорівнює:

$$p = \gamma(H - y) \quad (1)$$

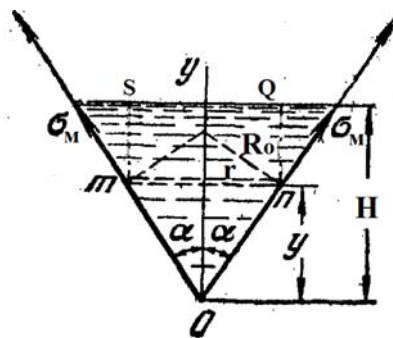


Рис. 3. Схема форми шлуночків серця у вигляді конічних оболонок

Окружні напруження визначимо з рівняння Лапласа:

$$\frac{p}{\delta} = \frac{\sigma_0}{R_0} + \frac{\sigma_M}{R_M} \quad (2)$$

Оскільки  $R_M \rightarrow \infty$ , рівняння (2) набуває вигляду:

$$\frac{p}{\delta} = \frac{\sigma_0}{R_0} \quad (3)$$

Знайдемо залежність між окружним радіу-

сом  $R_0$  і висотою довільного перерізу «у», беручи до уваги, що

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{r}{y} \quad (4)$$

Звідси знаходимо значення радіусів  $r$  і  $R_0$ :

$$r = y \operatorname{tg} \alpha = R_0 \cos \alpha \quad (5)$$

$$R_0 = \frac{r}{\cos \alpha} = \frac{y \operatorname{tg} \alpha}{\cos \alpha} \quad (6)$$

Залежність окружного напруження від висоти «у» набуває вигляду:

$$\begin{aligned} \sigma_0 &= \frac{p}{\delta} R_0 = \frac{\gamma(H-y)}{\delta} \frac{y \operatorname{tg} \alpha}{\cos \alpha} = \\ &= \frac{\gamma}{\delta} \frac{\operatorname{tg} \alpha}{\cos \alpha} (H-y)y \end{aligned} \quad (7)$$

Наступними розрахунками визначимо, на якому рівні діють максимальні окружні напруження. Для цього проведемо наступні операції:

$$\sigma_0 = K(H-y)y \quad (8)$$

$$\text{де } K = \frac{\gamma}{\delta} \frac{\operatorname{tg} \alpha}{\cos \alpha},$$

$$\frac{d\sigma_0}{dy} = K(H-2y) = 0$$

тобто  $H-2y=0$ , звідси  $y = \frac{H}{2}$ . Отримане значення висоти  $y = \frac{H}{2}$ , підставимо у формулу (8):

$$\sigma_0^{MAX} = K \left( H - \frac{H}{2} \right) \frac{H}{2} = K \frac{H^2}{4} = \gamma \frac{H^2}{4\delta} \frac{\operatorname{tg} \alpha}{\cos \alpha} \quad (9)$$

Отже, максимальне окружне напруження виникає в конічній оболонці на висоті  $y = \frac{H}{2}$  від вершини конусу.

Меридіональне напруження  $\sigma_M$  на рівні  $m-n$  знайдемо з тієї умови, що вертикальні складові меридіональних зусиль у стінках конічної оболонки врівноважуються вагою об'єму  $S_m O_n Q$  рідини:

$$\begin{aligned} (\sigma_M \cos \alpha)(2\pi r \delta) &= \gamma \frac{1}{3} \pi r^2 y + \\ &+ \gamma(H-y) \pi r^2 \gamma \pi r^2 \left( -\frac{2}{3} y \right) \end{aligned} \quad (10)$$

Рівняння (10) представимо у вигляді:

$$2\sigma_M \delta \cos \alpha = \gamma r \left( H - \frac{2}{3} y \right) \quad (11)$$

Наступними розрахунками визначимо максимальне меридіональне напруження. Для цього проведемо наступні операції:

$$\begin{aligned} \sigma_M &= \frac{\gamma r}{2\delta \cos \alpha} \left( H - \frac{2}{3} y \right) = \frac{\gamma(y \operatorname{tg} \alpha)}{2\delta \cos \alpha} \left( H - \frac{2}{3} y \right) = \\ &= \frac{\gamma \operatorname{tg} \alpha}{2\delta \cos \alpha} \left( -\frac{2}{3} y \right) y \quad (12) \\ \sigma_M &= K_M \left( H - \frac{2}{3} y \right) y, \end{aligned}$$

$$\text{де } K_M = \frac{\gamma \tan \alpha}{2\delta \cos \alpha}$$

$$\frac{d\sigma_M}{dy} = K_M \left( H - \frac{4}{3} y \right) = 0, \quad (13)$$

Тобто  $H - \frac{4}{3} y = 0$ , звідси  $y = \frac{3}{4} H$ . Підставимо одержаний вираз у формулу (12):

$$\begin{aligned} \sigma_M^{MAX} &= \frac{\gamma \tan \alpha}{2\delta \cos \alpha} \left( H - \frac{2}{3} \cdot \frac{3}{4} H \right) \frac{3}{4} H = \\ &= \frac{3}{16} \frac{H^2}{\delta} \frac{\gamma \tan \alpha}{\cos \alpha} \end{aligned} \quad (14)$$

Таким чином, максимальне меридіональне напруження в конічній оболонці виникає на висоті

$$y = \frac{3}{4} H = 0,75H \quad (15)$$

Визначимо залежність окружних і меридіональних напружень, що виникають у стінках шлуночка, від висоти заповнення за умови:

- середня товщина стінки ЛШ  $\delta = 7$  мм;
- кут при вершині конусу  $\alpha = 15^\circ$ ;
- висота  $y = 0,5H$ .

З графіка на рисунку 4 видно, що окружні та меридіональні напруження зростають зі збільшенням висоти заповнення. Значення меридіональних напружень зростає повільніше, ніж окружних: при заповненні шлуночка на  $0,4 \cdot 10^2$  м значення напружень відповідно дорівнюють 5,41 та 7,99 Па, а вже при заповненні на  $2,8 \cdot 10^2$  м становлять 262,69 та 391,6.



Рис. 4. Залежність напружень від висоти заповнення ЛШ

Визначимо залежність окружних і меридіональних напружень від геометрії шлуночка за умови:

- висота заповнення шлуночка  $H = 2$  см;
- висота  $y = 0,5H$ ;
- середня товщина стінки ЛШ  $\delta = 7$  мм (при дослідженні зміни кута при вершині конусу);
- кут при вершині конусу  $\alpha = 15^\circ$  (при дослідженні зміни товщини стінки).

З графіків на рисунках 5 та 6 видно, що окружні та меридіональні напруження спадають зі збільшенням товщини шлуночка, але зростають зі збільшенням кута при вершині конуса шлуночка.



Рис. 5. Залежність напружень від товщини ЛШ

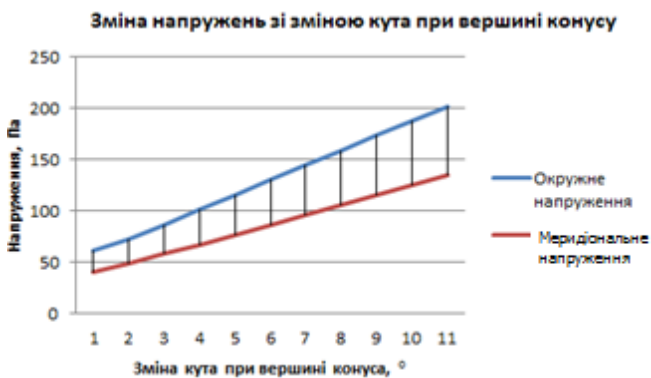


Рис. 6. Залежність напружень від кута при вершині конуса ЛШ

#### IV. Висновки

Максимальні напруження, що виникають у стінках шлуночків, залежать від анатомічної форми шлуночків, рівня заповнення кров'ю і зосереджені на відстані  $0,5 \dots 0,75$  від висоти заповнення шлуночків – фактично, це зона, куди треба прикладати зовнішній тиск при прямому масажі серця.

Отримані результати дозволили виявити залежність окружних і меридіональних напружень, що виникають у стінках шлуночка від висоти заповнення та геометрії шлуночка та розробити більш точну комп'ютерну модель нижніх відділів серця, і на підставі цього, запропонувати нове технічне рішення інтраперикардіального пристрою для підтримки насосної функції серця.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Німецьке зареєстроване товариство з сепсису; Центр контролю та попередження захворювань, [www.cdc.gov](http://www.cdc.gov)
- [2] Федеральне міністерство освіти та досліджень: <http://www.gesundheitsforschung-bmbf.de/de/774.php>
- [3] Б. Браун АГ: <http://www.sepsis.bb Braun.de/>
- [4] Бубличенко Л. И. Сепсис, инфекционные заболевания, в кн.: Многотомное руководство по акушерству и гинекологии/ Хаскин С. Г.–М., 1964.–Т. 3, кн. 2.
- [5] Шлапоберский В. Я., Хирургический сепсис. (Клиника и лечение).– М, 1952.
- [6] Sepsis in General Surgery: The 2005-2007 National Surgical Quality Improvement Program Perspective - Archives of Surgery, 2010 July. –Vol. 145 No. 7.
- [7] AmericanHeartAssociation (AHA) - [www.aha.org](http://www.aha.org).
- [8] Пат. US7060023B2 США, Перикардіальне пристосування і методи його застосування/Роналд Г. Френч. – №09/963848; заявл. 25.09.01; опубл.
- [9] Пат. 5131905 США, Зовнішнє кардіологічне пристосування/Роналд К.Грутелс. – №552589; заявл. 16.07.90; опубл. 21.07.92.
- [10] Пат. 3371662 США, Пристрій для автоматизованого ефективного масажу серця/Джозеф Хейд. – №521006; заявл. 17.01.66; опубл. 5.03.68.
- [11] Пат. 5256132 США, Кардіологічне пристосування для зовнішнього застосування/Роберт В. Снідерс. – №930985; заявл. 17.08.92; опубл. 26.10.93.
- [12] Пат. 3613672 США, Механічне шлуночкові пристосування у вигляді «чаші»/Пітер Шіф. – №840253; заявл. 9.06.69; опубл. 19.10.71.
- [13] Пат. 5713954 США, Кардіологічне пристосування для шлуночків серця/Мейр Розенберг. – №490080; заявл. 13.06.95; опубл. 3.02.98.

# ОПТИМИЗАЦИЯ ОСНОВНЫХ ПАРАМЕТРОВ МЯГКОГО ИНТРАПЕРИКАРДИАЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ПОДДЕРЖАНИЯ НАСОСНОЙ ФУНКЦИИ СЕРДЦА

*Фабриций Ю. Й.*, *Максименко В. Б.*, д.м.н., проф., *Тарасова Л. Д.*, к.т.н., доц.  
fabr09@ukr.net  
maksymenko.vitaliy@gmail.com  
larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com  
Факультет биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт им. Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

*Реферат – Трансплантация сердца остается окончательной терапией для пациентов с развитой сердечной недостаточностью. Однако, вследствие ограниченной доступности донорских органов и длительности ожидания, интраперикардialные устройства для поддержки насосной функции сердца являются перспективной альтернативой. В работе рассмотрена форма желудочков в виде конических оболочек, что в большей степени соответствует действительности. Это позволило определить максимальные напряжения, возникающие в стенках желудочков, которые зависят от их анатомической формы и уровня заполнения кровью, и таким образом определить зону приложения внешнего давления при прямом массаже сердца. Полученные результаты позволили разработать более точную компьютерную модель нижних отделов сердца и предложить новое техническое решение интраперикардialного устройства для поддержания насосной функции сердца.*

**Ключевые слова** – интраперикардialные устройства, сердечная недостаточность, сепсис, компьютерное моделирование.

# OPTIMIZATION OF THE BASIC PARAMETERS OF A SOFT INTRAPERICARDIAL DEVICE TO SUPPORT THE PUMPING FUNCTION OF THE HEART

*Y. Fabritsii, V. Maksymenko*, Doctor of Medical Sciences, Professor,  
*L. Tarasova*, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor  
fabr09@ukr.net  
maksymenko.vitaliy@gmail.com  
larisa.tarasova.dmitrievna@gmail.com  
Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** – Heart transplantation remains the definitive therapy for patients with advanced heart failure; however, owing to limited donor organ availability and long wait times, intrapericardial devices to support the pumping function of the heart are a promising alternative. The paper considers the form of ventricles in the form of conic membranes, which is more in line with reality. This allowed to determine the maximum stresses occurring in the walls of the ventricles, which depend on their anatomical form and level of filling with blood, thus, determine the zone of application of external pressure in the direct heart massage. Thus, the obtained results allowed to develop a more precise computer model of the lower parts of the heart, which in turn allows us to propose a new technical solution for intraperitoneal device to support the pumping function of the heart.

**Keywords** – intrapericardial devices, heart failure, sepsis, computer simulation.

# STATISTICAL FEATURES RANKING FOR ALZHEIMER'S DISEASE DIAGNOSIS

**Domashenko D.**, student, 0000-0003-4937-7151

dmytrodomashenko@gmail.com

National Technical University of Ukraine

"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

**Manko M.**, student, 0000-0001-6851-943X

max.manko2595@gmail.com

National Technical University of Ukraine

"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

Ciklum

Kyiv, Ukraine

**Popov A.**, PhD, Associate Professor, 0000-0002-1194-4424, popov.kpi@gmail.com

National Technical University of Ukraine

"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, Ukraine

Ciklum

Kyiv, Ukraine

**Krashenyi I.**, PhD, 0000-0003-0424-147X, igor.krashenyi@gmail.com

University of Granada, Granada, Spain

Ciklum

Kyiv, Ukraine

**Ramirez J.**, Dr., 0000-0002-6229-2921, javierrp@ugr.es

University of Granada, Granada, Spain

**Abstract** — This paper deals with the automated Alzheimer's disease diagnosis. In particular, the feature extraction and selection methods for the most significant features of magnetic resonance (MRI) images are considered. The algorithm for extracting statistical features of MRI images using the brain anatomical regions atlas was used for calculating the six statistical features (mean, mean absolute deviation, median, standard deviation, root mean square, skewness) for segmented MRI images of white and gray brain matter of 188 subjects with Alzheimer's disease, 401 subjects with Mild Cognitive Impairment and 229 Normal Controls. The new method for feature ranking using Wilcoxon criterion for binary classification is proposed. As a result, ranked list of features linked to the anatomical regions of the brain for each group by diagnosis was obtained. Among the most descriptive feature for AD diagnosis there are mean values in hippocampus region, mean absolute deviation in cingulum, root mean square in insula. This data indicates the features that have to be used in classification to increase the effectiveness of automated Alzheimer's disease diagnosis.

**Key words** — Alzheimer's Disease; MRI; feature ranking; diagnosis

## I. Introduction

According to the recent findings, there are more than 35 million persons with different forms of dementia all over the world. Between 60 % and 80 % of all cases of dementia are the Alzheimer's disease (AD), affecting one in 20 people over the age of 65 years. In 2040 the number of patients with AD in European Union will be around 13.1 million [1]. Alzheimer's disease refers to diseases that impose the heaviest financial burden on society in developed countries. This disease is incurable, but the diagnosis in the early stages can significantly alleviate the disease and slightly extend the duration of patient's life [2]. Magnetic resonance imaging (MRI) is one of the best methods for diagnosis of Alzheimer's disease, since it is able to accurately measure the three-dimensional

(3D) images of the structural components of the brain [3] and identify signs of pathological changes due to AD. There are many methods of MRI image processing to automatically classify images by diagnosis depending on the specific characteristics obtained during the analysis. They are based on statistical feature extraction [4], nonlinear parameters [5], wavelets [6]. But most methods require improvement in a sense that the features used as an initial data for recognition of the disease presence should be as descriptive as possible. One way to improve the efficiency of diagnosis is to determine suitable characteristics which are calculated for the initial MRI image and then used as input for the classification. The objective of this work is to improve methods for selecting statistical features of MRI images of the human brain.



## II. Diagnosis of Alzheimer's disease based on MRI images classification

For automated diagnosis of Alzheimer's disease, MRI images of the patient should be classified, i.e. passed through the algorithm that determines the class (in this case the diagnosis), to which the object under investigation refers. The system for automated diagnosis of Alzheimer's disease consists of the following components: a block of image pre-processing, features extraction block, features selection and features reduction block, classification and post-processing block (Fig. 1).

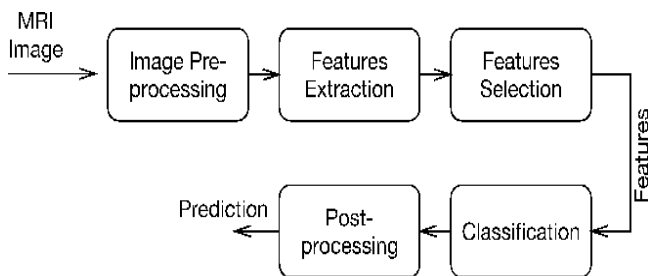


Fig. 1. Block diagram of the system for automatic diagnosis of Alzheimer's disease

Image pre-processing involves their segmentation, i.e. separation of images into segments. Segmentation of brain MRI images is an important task in many clinical applications because it affects the whole outcome of the analysis. This is because different stages of processing results rely on accurate segmentation of anatomical regions. For example, segmentation of MRI is commonly used to measure and visualize different brain structures, to define affected areas or to analyze brain development [7].

Feature extraction stage is characterized by calculation of various parameters using image processing methods. These may be statistical parameters, principal component analysis, nonlinear parameters, wavelet analysis, etc. [8]. For example, in paper [4] the first and second order statistical features were calculated, such as Mean, Central Moments, Angular Second Moment, Contrast, Correlation, Homogeneity, and Entropy. In paper [5] the fractal dimension of edges in the Hilbert domain and the skewness and kurtosis of their spectral energy distribution are used as nonlinear parameters of the extracted features. In [6] level-3 decomposition via Harr wavelet was utilized to extract features.

The task of feature selection techniques used in classification pipeline is to learn the entire set of calculated features, and identify precisely the

most descriptive and useful for the prediction. There are two main techniques for doing feature selection: principal component analysis (PCA) and independent component analysis (ICA) [9]. The main goal of PCA is to reduce the dimensionality of the data. An important step is to choose the correct number of components to remove the effect of noise and along with it to not delete useful information from the model. The purpose of ICA is not data filtering but identification of the features from all their possible clustered in large quantities on such groups as statistically independent as possible [9].

Features selection block may be omitted because many features extraction methods do not need any additional selection technique for further classification. Also, this block can be combined with classification block (for example, using neural networks) [10]. Feature processing will be carried out if improvements to their further analysis needed and usually it uses standard methods of signal processing, such as smoothing, normalization, and others [10].

Thus, a variety of methods for feature extraction of MRI images exists, that can be used in classification. The particular method to use is a matter of choice and subject to the most accurate diagnosis results achieved. In this paper, we study the alternative approach [8][11][12], when the feature selection uses the fact that different anatomical and functional areas of the brain are exposed to affection during Alzheimer's disease in varying degrees. Generally, the most significant changes are taking place in areas that are responsible for memory, understanding, language and other cognitive function. So promising way can be the consideration of image attributes primarily in those regions.

## III. Statistical parameters of MRI images of brain regions

In this paper the following statistical parameters in anatomical regions of the brain are used:

### A. Mean

If we have a data set containing the values  $a_1, a_2, \dots, a_n$ , then the arithmetic mean of  $A$  is calculated using the formula:

$$A = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i = \frac{a_1 + a_2 + \dots + a_n}{n}. \quad (1)$$

### B. Mean absolute deviation

For a data set containing the values

$a_1, a_2, \dots, a_n$ , the mean absolute deviation  $A$  is calculated using the formula:

$$A = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |a_i - \bar{a}|, \quad (2)$$

where  $\bar{a}$  — mean.

### C. Median

Median of a finite set of numbers can be found by placing all the observations from lowest value to the maximum value and choose the number that is in the middle. If the number of observations is odd ( $n = 2k + 1$ ), the median will be equal to:

$$a = a_{k+1}. \quad (3)$$

If a number of observations are even ( $n = 2k$ ), then the middle will not be in any number, while the median is usually defined as the average of the two values that are in the middle of:

$$\tilde{a} = \frac{a_k + a_{k+1}}{2}. \quad (4)$$

### D. Standard deviation

For a data set containing the values  $a_1, a_2, \dots, a_n$ , the standard deviation is calculated using the formula:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( a_i - \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n a_i \right)^2}. \quad (5)$$

### E. Root mean square

Root mean square is defined as the square root of the arithmetic mean of the squares of numbers. For a data set containing the values  $a_1, a_2, \dots, a_n$ , the root mean square is calculated using the formula:

$$A = \sqrt{\frac{1}{n} (a_1^2 + a_2^2 + \dots + a_n^2)}. \quad (6)$$

### F. Skewness

Asymmetry  $\gamma$  of theoretical probability distribution of a random variable is the ratio of the central point of order to the cube standard deviation:

$$\gamma = \frac{\mu_3}{\sigma^3}. \quad (7)$$

In probability theory and mathematical statistics, the central point of  $k$ -th order of random variable  $X$  with real values is:

$$\mu_k = M(X - MK)^k, \quad (8)$$

where  $M$  — mathematical expectation.

After calculating these features in all brain regions one needs to choose only those that are the most different for MRI image of a normal and sick brain, that are the most significant. In this paper it is proposed to rank features using independent evaluation criterion for binary classification. As a criterion for accessing the relevance of each feature to separate the two groups it is proposed to use the absolute value of two sample t-test with pooled estimate of variance or absolute value of standardized U-statistic for two sample Wilcoxon test, also known as Mann-Whitney U-test. The required criterion is determined by the results of Kolmogorov-Smirnov test for normality.

The proposed method of determining a set of the most significant features of MRI images for computer-aided diagnosis consists of the following steps. First, the database of MRI images is formed. Since the features extraction is performed for each region pooled from the the brain atlas, it is necessary that all the images were scaled and spatially normalized according to the atlas. This assures the selection of necessary voxels of the image in the desired anatomical region. Considering the voxel values intensity as random values, the statistical parameters of the set of voxels in each region of the MRI image are calculated. The next step is forming a set of calculated parameters for future ranking. It uses statistical characteristics described above for each region of the brain.

Previously received data set should be divided according to diagnosis (classes) of patients, with the presence of Alzheimer's disease and healthy. Then two statistical hypotheses are formulated:  $H_0$  — that the values of characteristic in the relevant region for MRI images of two classes are samples from same general population, and alternative  $H_1$  — that the values of characteristic in the region of MRI images of two classes come from two different general populations.

The data should be checked for normality for selecting independent evaluation criterion for binary classification. Depending on the obtained results we should use Student t-test if the data is normally distributed or Wilcoxon test if not.

#### IV. Experimental research of feature selection method

The data used in this study were obtained from ADNI database (adni.loni.usc.edu). ADNI database includes 1.5T and 3.0T MRI images. This database consists of images from 818 subjects (229 healthy patients (NOR), 401 patients with mild cognitive impairment (MCI) and 188 patients with Alzheimer's disease (AD)).

The statistical atlas IBASPM116 [13] is used in this work. Atlas label combines anatomical regions of the normalized spatial pattern, which corresponds to the dimension of the MRI images. Each voxel is characterized by an integer value in the range from 1 to 116, corresponding to one of the 116 regions, thus linking every voxel to the brain region of normalized MRI image.

All MRI images are three-dimensional, they were preliminary scaled, normalized to the area and divided into gray and white matter that allows to select exactly desired area according to the coordinates obtained using the atlas regions.

Using a set of SPM (Statistical Parametric Mapping, <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>) tools, image intensity values were recorded in the three-dimensional matrix, according to the standard practice in MRI image preprocessing [8][14][15]. The next step for each MRI image was calculating six statistical parameters in each of the 116 areas of the cerebral cortex according to the atlas.

Three groups of data were created for the ranking during binary classification: 1) AD and MCI; 2) AD and NOR; 3) MCI and NOR. In each group, the initial matrices with calculated statistical parameters were combined into one. The distribution of data in each group is found to be not normal, therefore it is decided to use the U-Mann-Whitney test as an independent evaluation criterion for binary classification.

As a result, ranked statistical parameters linked to the anatomical region of the cerebral cortex were received in each group. Ten most important parameters for segmented images of gray and white matter are presented in Таблица 3 and Таблица 3 respectively.

#### V. Conclusion

The new approach to determining a set of the most significant features of MRI images for automated diagnosis of Alzheimer's disease based on the intensity of the image voxels is proposed in this paper. Using this method, one can get ranked statistical parameters linked to the anatomical region of gray and white matters of the brain. In the experimental study using ADNI database, ten most important parameters and regions for segmented images are identified, most of which are located in cingulum, hippocampus and temporal lobe. Obtained results can be used as input parameters of classification.

Table 1. Ranged statistical parameters and regions of gray matter

AD and MCI			AD and NOR			MCI and NOR		
<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>	<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>	<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>
0.1752	Mean absolute deviation	Temporal Pole	0.1706	mean	Hippocampus	0.1432	root mean square	Insula
0.3836	standard deviation	Temporal Pole	0.0852	median	Cingulum	0.2308	skewness	Rectus
0.4098	root mean square	Temporal Sup	0.3669	root mean square	Insula	0.9359	mean	Hippocampus
0.2131	skewness	Heschl	0.4956	skewness	Rectus	1.0198	median	Cingulum
0.5730	median	Temporal Sup	0.0249	median	Cingulum	0.3723	mean	Hippocampus
0.9766	standard deviation	Temporal Pole	0.2736	mean	Hippocampus	0.4810	root mean square	Insula
0.2036	Mean absolute deviation	Temporal Pole	0.7594	mean	Amygdala	1.1273	skewness	Rectus
0.0728	mean	Temporal Inf	0.5046	root mean square	Cingulum	0.9648	median	Cingulum
0.2492	mean	Temporal Mid	0.0314	skewness	Cingulum	0.1622	mean	Amygdala
0.9212	median	Cerebellum	0.2625	mean	Amygdala	0.3849	root mean square	Cingulum

**Table 2. Ranged statistical parameters and regions of white matter**

AD and MCI			AD and NOR			MCI and NOR		
<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>	<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>	<i>Wilcoxon absolute value</i>	<i>Parameter</i>	<i>Region</i>
0.0973	Mean absolute deviation	Cingulum	0.5150	mean	Hippocampus	1.0558	mean	Hippocampus
0.0976	mean	Hippocampus	0.4826	mean absolute deviation	Cingulum	0.7120	standard deviation	Cingulum
0.4114	root mean square	Insula	0.3949	root mean square	Insula	1.0593	mean absolute deviation	Cingulum
0.7937	skewness	Rectus	0.3262	skewness	Rectus	1.3029	mean	Hippocampus
0.1446	standard deviation	Cingulum	0.0850	mean	Hippocampus	0.3112	mean absolute deviation	Hippocampus
0.0462	mean	Hippocampus	0.2229	mean absolute deviation	Cingulum	0.3089	root mean square	Cingulum
0.1640	Mean absolute deviation	Cingulum	0.5852	Standard deviation	Cingulum	1.3138	skewness	Insula
0.3517	root mean square	Insula	0.2226	root mean square	Insula	0.7459	standard deviation	Cingulum
0.3271	skewness	Rectus	0.1751	skewness	Rectus	0.0742	mean absolute deviation	Cingulum
0.3366	standard deviation	Cingulum	0.0485	Standard deviation	Cingulum	0.1591	root mean square	Cingulum

## REFERENCES

- [1] H. Tomaskova, "Prediction Of Population With Alzheimer's Disease In The European Union Using A System Dynamics Model," *Neuropsychiatric Disease And Treatment*, Vol. 12, P. 1589–1598, 2016.
- [2] A. Burns, "Alzheimer's Disease," *Bmj*, No. 338, 2009.
- [3] Ramachandran T., "Alzheimer Disease Imaging," *Medscape*, 2016.
- [4] N. Aggarwa And R. Agrawal, "Second Order Statistics Features For Classification Of Magnetic Resonance Brain Images," *Journal Of Signal And Information Processing*, Vol. 3, No. 2, Pp. 146-153, 2012
- [5] S. Lahmiri And M. Boukadoum, "Automatic Brain Mr Images Diagnosis Based On Edge Fractal Dimension And Spectral Energy Signature," In *Annual International Conference Of The Ieee Engineering In Medicine And Biology Society*, 2012.
- [6] Y. Zhang, Z. Dong, L. Wu And S. Wang, "A Hybrid Method For Mri Brain Image Classification," *Expert Systems With Applications*, Vol. 38, P. 10049–10053, 2011.
- [7] I. Despotović, B. Goossens And W. Philips, "Mri Segmentation Of The Human Brain: Challenges, Methods, And Applications," *Computational And Mathematical Methods In Medicine*, P. 23, 2015.
- [8] I. Krashenyi, J. Ramirez, A. Popov And J. M. Górriz, "Fuzzy Computer-Aided Alzheimer's Disease Diagnosis Based On Mri Data," *Current Alzheimer Research*, Vol. 13, No. 5, Pp. 545-556, 2016.
- [9] A. H. Vedmid, S. V. Mashtalir And E. S. Sakalo, "Restoration Of Images Using Analysis Of Principal And Independent Component," *Information Processing Systems*, Vol. 6, Pp. 66-72, 2010.
- [10] O. Panichev, "Methods Of Eeg Analysis For Prediction Of Epileptic Seizures," *Electronics And Communications: Scientific And Technical Journal*, Vol. 20, No. 3, P. 68–77, 2015.
- [11] D. Domashenko, M. Manko, A. Popov, I. Krashenyi, J. Ramírez And J. M. Górriz, "Feature Ranking For Mild Cognitive Impairment And Alzheimer's Disease Diagnosis," In *Signal Processing Symposium (Spsympo)*, Jachranka, 2017.
- [12] I. Krashenyi, A. Popov, J. Ramirez And J. M. Górriz, "Fuzzy Computer-Aided Diagnosis Of Alzheimer's Disease Using Mri And Pet Statistical Features," In *Ieee 36th International Conference On Electronics Andnanotechnology (Elnano)*, 2016.
- [13] Y. Alemán-Gómez, L. Melie-García And P. Valdés-Hernandez, "Ibaspm: Toolbox For Automatic Parcellation Of Brain Structures," In *12th Annual Meeting Of The Organization For Human Brain Mapping*, 2006.
- [14] I. A. Illan, J. M. Górriz, J. Ramirez And A. Meyer-Base, "Spatial Component Analysis Of Mri Data For Alzheimer's Disease Diagnosis: A Bayesian Network Approach," *Frontiers In Computational Neuroscience*, Vol. 8:156, 2014.
- [15] A. R. Hidalgo-Muñoz, J. Ramirez, J. M. Górriz And P. Padilla, "Regions Of Interest Computed By Svm Wrapped Method For Alzheimer's Disease Examination From Segmented Mri," *Frontiers In Aging Neuroscience*, Vol. 6, 2014.

# РАНЖУВАННЯ СТАТИСТИЧНИХ ОЗНАК ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ХВОРОБИ АЛЬЦГЕЙМЕРА

**Домашенко Д. В.**, студент, 0000-0003-4937-7151  
dmytrodomashenko@gmail.com

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Манько М.**, студент, 0000-0001-6851-943X  
max.manko2595@gmail.com

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

Ciklum, Київ, Україна

**Попов А.**, к.т.н., доцент, 0000-0002-1194-4424  
popov.kpi@gmail.com

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

Ciklum, Київ, Україна

**Крашений І.**, к.т.н., 0000-0003-0424-147X  
igor.krashenyi@gmail.com

Ciklum, Київ, Україна

Університет Гранади, Гранада, Іспанія

**Рамірез Х.**, доктор, 0000-0002-6229-2921  
javierrp@ugr.es

Університет Гранади, Гранада  
Іспанія

**Реферат** — Стаття присвячена автоматичному прогнозуванню хвороби Альцгеймера та методам вилучення та відбору найбільш значущих ознак зображень МРТ. Використовуючи алгоритм вилучення статистичних характеристик зображень МРТ за допомогою атласу анатомічних областей головного мозку, було розраховано шість статистичних ознак (середнє, середнє абсолютне відхилення, медіана, стандартне відхилення, середнє квадратичне, коефіцієнт асиметрії) для сегментованих зображень білої та сірої речовини мозку. Запропоновано новий підхід до ранжування ознак за критерієм Вілкоксона для бінарної класифікації. В результаті отриманий ранжований список ознак, пов'язаних з анатомічними областями головного мозку для кожної групи за діагнозом. Серед найбільш описових особливостей для діагностики хвороби Альцгеймера є значення середнього арифметичного в гіпокампі, середнє абсолютне відхилення в зоні поясу, середньоквадратичне в острівцевій корі.

**Ключові слова** – хвороба Альцгеймера, МРТ, діагностика.

# РАНЖИРОВАНИЕ СТАТИСТИЧЕСКИХ ПРИЗНАКОВ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ БОЛЕЗНИ АЛЬЦГЕЙМЕРА

**Домашенко Д. В.**, студент, 0000-0003-4937-7151  
dmytrodomashenko@gmail.com

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

**Манько М.**, студент, 0000-0001-6851-943X  
max.manko2595@gmail.com

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

Ciklum  
Киев, Украина

**Попов А.**, к.т.н., доцент, 0000-0002-1194-4424  
popov.kpi@gmail.com

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

Ciklum  
Киев, Украина

**Крашенный И.**, к.т.н, 0000-0003-0424-147X  
igor.krashenyi@gmail.com

Ciklum  
Киев, Украина

Университет Гранады  
Гранада, Испания

**Рамирез Х.**, доктор, 0000-0002-6229-2921  
javiertpr@ugr.es

Университет Гранады  
Гранада, Испания

**Реферат** — Эта статья посвящена автоматическому прогнозированию болезни Альцгеймера и методам извлечения и отбора наиболее значимых признаков изображений МРТ. Используя алгоритм извлечения статистических характеристик изображений МРТ с помощью атласа анатомических областей головного мозга, были рассчитаны шесть статистических признаков (среднее, среднее абсолютное отклонение, медиана, стандартное отклонение, среднее квадратическое, коэффициент асимметрии) для сегментированных изображений белого и серого вещества мозга. Предложен новый подход к ранжированию признаков по критерию Уилкоксона для бинарной классификации. В результате был получен ранжированный список признаков, связанных с анатомическими областями головного мозга для каждой группы по диагнозу. Среди наиболее описательных особенностей для диагностики болезни Альцгеймера является значение среднего арифметического в гиппокампе, среднее абсолютное отклонение в зоне пояса, среднеквадратическое в островковой коре.

**Ключевые слова** – болезнь Альцгеймера, МРТ, диагностика.

# МЕТОД НЕЧІТКИХ К-СЕРЕДНІХ З ОБМЕЖЕНОЮ МАСОЮ РОБОЧОЇ ОБЛАСТІ ФОРМУВАННЯ КЛАСТЕРІВ ДОВІЛЬНОЇ ФОРМИ

*Настенко Є. А.*, д.б.н., с.н.с.

e-mail : nastenko.e@gmail.com

Кафедра біомедичної кібернетики

Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Київ, Україна

*Уманець В. С.*, бакалавр

e-mail: 2\_bytes@ukr.net

Факультет біомедичної інженерії

Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Київ, Україна

**Реферат.** Завдання визначення функціонального зв'язку між біофізичними показниками є складовою частиною вирішення актуальної проблеми пошуку оптимальних впливів на біологічний об'єкт і не вирішено на даний час в повній мірі. Однією з важливих задач в цій області є розбиття простору ознак на області (кластери), які відносяться до різних функціональних співвідношень, що зв'язують біофізичні показники, шукані кластери при цьому можуть мати довільну форму. Такі кластери назвемо функціональними, в роботі ставиться задача розробки методу виділення з вихідної вибірки даних кластерів довільної форми. Для вирішення поставленої задачі в роботі розглядається нечітка версія кластеризації для алгоритму *k*-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів. Оцінка кількості кластерів проводиться за гістограмою частот, для визначення оптимальної кількості стовпців гістограми обґрунтовується застосування формули Скотта. Алгоритм дозволяє формувати кластери довільної конфігурації з отриманням значення міри належності об'єкта до кожного з кластерів. Ефективність алгоритму продемонстрована на прикладі кластеризації набору даних «Іриса Фішера». Проведено порівняльне тестування: класичний алгоритм *k*-середніх, метод Варда та розроблений алгоритм. Результати, що одержано, дозволили віддати перевагу в задачі аналізу кластерів довільної форми розробленій в даній роботі версії нечіткого *k*-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів. Розрахунок функції належності дозволяє отримати додаткову інформацію про структуру кластерних утворень, а також здійснити поправки результату кластеризації *k*-середніх з обмеженою масою, що особливо важливо для алгоритмів, що отримують результат кластеризації за один прохід. Відносно порівняння якісних результатів розробленого алгоритму та алгоритму Варда слід відмітити, що розроблений алгоритм має нижчу обчислювальну вартість так як не вимагає додаткової пам'яті для зберігання матриці відстаней та часу на її перерахунок. Крім того, розроблений алгоритм не має проблем, пов'язаних з розрізом дендрограми для отримання кластерів.

**Ключові слова:** кластеризація, *k*-середніх, міра належності, оцінка кількості кластерів, нечітка кластеризація.

## I. Вступ

Завдання визначення функціонального зв'язку між біофізичними показниками є складовою частиною актуального завдання пошуку оптимальних впливів на біологічний об'єкт і не вирішені в повній мірі в даний час. При цьому найбільш цікавими є результати, що адекватно представляють розбиття простору на області (кластери) які відносяться до різних функціональних співвідношень, що зв'язують біофізичні показники, що розглядаються, в даній області. Такі кластери логічно називати функціональними, а їх форма в загальному випадку може бути довільною. Для адекватного

поділу вихідної сукупності на такі однорідні групи необхідне застосування нових інформаційних технологій.

## II. Аналіз літературних даних та постановка проблеми

Одним з найбільш поширених підходів до кластеризації багатовимірних даних прийнято вважати методи з сімейства *k*-середніх. Однак коректне застосування класичної версії підходу конструктивно призначене для формування виключно багатовимірної сферичної форми кластерів. Дана проблема долається введенням обмеження на сумарну масу робочої області,

за допомогою якої визначається поточне значення центроїда кластера. Даний підхід реалізується однією з актуальних версій алгоритму [1]. Однак і дана версія алгоритму має ряд недоліків: необхідність задавати кількість груп перед проведенням кластеризації і відсутність механізму розрахунку міри належності до кластера. Відзначимо що ряд результатів, заснованих на інформаційній ентропії [2, 3] та дивергенції [2, 4], вирішують проблему оцінки кількості кластерів, але вони мають досить високу обчислювальну складність, тому бажано мати більш простий механізм отримання даної оцінки. Нижче розглядається нечітка модифікація алгоритму k-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів і перевіряється його ефективність для задачі із заданою довільною формою кластерів. У подальших роботах передбачається дослідити можливість використання даного алгоритму для вирішення завдання виділення функціональних кластерів.

### III. Мета і задачі дослідження

Метою є розробка версії методу k-середніх, що вирішує задачу розбиття вихідної вибірки з формуванням кластерів довільної форми.

Задачами дослідження є розробка версії алгоритму нечіткої кластеризації для методу k-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів, введення в алгоритм механізму оцінки кількості кластерів, а також дослідження ефективності отриманого алгоритму на контрольному прикладі розбиття вибірки даних з кластерами довільної форми.

### IV. Основна частина

Стандартний механізм алгоритму k-середніх без обмеження маси (кількості) об'єктів робочої області формування кластерів призводить до отримання, в граничному положенні, кластерів сферичної форми, які ототожнюються з ідеальною формою груп об'єктів. При цьому шлях центроїдів до граничного стану не є ні предметом аналізу алгоритму, ні конструктивним елементом, що формує кластер. Має значення лише стійкість граничного стану центроїда, що і визначає кінцевий результат кластеризації.

В роботі [1] механізм алгоритму k-середніх вперше був застосований для отримання кластерів не сферичної форми, причому в основі визначення форми одержуваного кластера лежить вже не граничне положення центроїда, а

шлях який центроїд проходить до свого граничного стану. Зсув центроїда робочої області визначає тренд робочого положення кластера і фактично дозволяє алгоритму здійснювати розпізнавання його фрагментів. Однак при реалізації стандартного механізму k-середніх по мірі приєднання нових об'єктів в робочу область швидкість руху центроїда неухильно знижується. Це пояснюється неухильним зниженням впливу одиночного об'єкта, що приєднується, по відношенню до накопиченої раніше маси робочої області тому і вплив на тренд нового об'єкта стає незначним. Введення в [1] обмеження на масу робочої області формування кластера дозволило запропонувати механізм формування кластерів довільної форми і поширити метод k-середніх на загальний випадок завдання кластерного аналізу. Однак, як зазначалося вище, дана версія алгоритму може бути доцільно доповнена оцінкою кількості кластерів в даній вибірці даних і розрахунком міри належності об'єктів до найближчих кластерів.

#### A. Опис алгоритму кластеризації

Нехай кожен об'єкт вихідного масиву  $N$  спостережень описується  $m$ -мірним вектором  $\{X_1, X_2, \dots, X_m\}$  та може бути представлений у вигляді точки в просторі ознак розмірності  $m$ .

Алгоритм включає в себе наступні кроки:

- 1) Нормування даних
- 2) Ініціалізація центрів робочої області формування кластерів, що відбувається одним із наступних способів:
  - a. Найближчі до початку координат;
  - b. Найближчі до центру мас множини точок в просторі ознак;
  - c. На периферії множини точок в просторі ознак;
  - d. Рівномірно віддалені від центру з заданим кроком;
  - e. Найбільш віддалені від початку координат;
  - f. Вибрані з окремих міркувань;
  - g. Вибрані випадковим чином.
- 3) Далі вибирається об'єкт  $l$  і розраховується відстань від  $l$  до кожного з  $k_t$  центроїдів;
- 4) Об'єкт приєднується до того кластеру, відстань до якого найменша;
- 5) Відбувається перерахунок положення центроїда за такими формулами:  
якщо  $n_t < I_{\max}$ , то



$$x_{c_t} = \frac{\sum_{i=1}^{n_t} x_i + x_l}{n_t} \quad (1)$$

якщо  $n_t = I_{\max}$ , то

$$x_{c_t} = \frac{\sum_{i=1}^{n_t} x_i + x_l - p \cdot o}{I_{\max} - p}, n_t = n_t - p \quad (2)$$

6) Де  $n_t$  – кількість точок в кластері з індексом  $t$  які використовуються для розрахунку положення центроїда,  $I_{\max}$  – максимальна кількість таких точок,  $C_t$  – кластер з індексом  $t$ ,

сума  $\sum_{i=1}^{n_t} x_i + x_l$  – накопичена інформація, а  $p$  – кількість умовних об'єктів  $o$  координати яких дорівнюють поточним координатам центроїда, та які забуваються при розрахунку поточного положення центроїду.

7) Як видно з формули (2), при наявності граничної кількості точок в кластері відбувається "забування" частини попередньо накопиченої інформації, що дозволяє контролювати переміщення центроїда в процесі кластеризації. Адекватний вибір параметрів забезпечує більш впорядкований рух при відтворенні функціональної залежності.

8) Якщо не обумовлено окремо, процедура завершується після перебору всіх  $N$  об'єктів вибірки.

Кластеризація об'єктів здійснюється в однопрохідному варіанті і кластери, що одержуються в результаті мають несферичну форму.

Описаний вище алгоритм було запропоновано в [1] проте для одержання адекватного результату він потребує завдання кількості кластерів. Для вирішення цієї проблеми було запропоновано наступний підхід. Проводиться побудова гістограми щільності розподілу для кожної з  $m$  змінних простору кластеризації. В результаті підрахунку кількості згущень, в яких групуються значення об'єктів по даній змінній, можна отримати оцінку кількості кластерів у вибірці, як найбільшу кількість локальних максимумів на гістограмі. Для вирішення питання оптимальної кількості стовпців гістограми можна використовувати формулу Скотта, формулу Фрідмана-Діаконіса або аналогічні їм. При реалізації алгоритму була використана формула Скота [5], за рахунок більш низької обчислювальної вартості в порівнянні з формулою Фрідмана-Діаконіса.

Розглянемо варіант алгоритму, що забезпечує розрахунок міри приналежності об'єкту. Розрахунок значення функції приналежності в

нашому випадку некоректно проводити тим же шляхом, що використовується в алгоритмі «С-середніх», оскільки в «С-середніх» обчислення нового положення центроїда відбувається після накопичення інформації, а не в процесі його руху. У випадку, коли положення центроїда змінюється в процесі приєднання точок, розраховане значення функції належності втратить свою актуальність у зв'язку зі зміною положення центроїда. В такому випадку значення функції належності слід розраховувати вже після формування кластерів. Крім того, зміні підлягає механізм розрахунку міри належності, так як на відміну від класичної версії С-середніх (формування кластерів гіперсферичної форми) кластери, що одержуються будуть мати стрічкоподібну форму.

Можливо пропонувати наступні варіанти:

1) Використання середньої відстані від точки, що досліджується, до всіх інших точок кластера;

$$u_{ij} = \frac{1}{\left( \frac{\sum_{k=1}^c \left( \frac{1}{N_j - 1} \sum_{l=1}^{N_j} \|x_i - x_l^{(j)}\| \right)}{\frac{1}{N_k} \sum_{l=1}^{N_k} \|x_i - x_l^{(k)}\|} \right)^{\frac{1}{m-1}}}$$

1) Використання відстані від досліджуваної точки до «сліду», що залишає центроїд що переміщується.

$$u_{ij} = \frac{1}{\left( \frac{\|x_i - t_{c_j}\|}{\|x_i - t_{c_k}\|} \right)^{\frac{1}{m-1}}}$$

### В. Перевірка роботи алгоритму на тестовій вибірці

Перевірка роботи алгоритму проводилася на наборі даних «Ірисі Фішера» [6].

Набір даних «Ірисі Фішера» містить 150 ірисів трьох видів, по 50 кожного виду. В результаті проведення оцінки кількості кластерів за допомогою розробленої процедури було встановлено, що в наборі даних присутні 3 кластери. При кластеризації набору даних «Ірисі Фішера» був отриманий наступний результат (табл. 1).

Таблиця 1. Результат кластеризації

	Реальні			Сума	
	0	1	2		
Результат	0	36	0	0	36
	1	14	50	0	64
	2	0	0	50	50
Сума	50	50	50	150	
Доля розпізн., %	72	100	100		

Як можна бачити, результат кластеризації виявився близький до реально існуючих груп. Значення  $F_1$  міри було отримано з використанням macro-averaging [7] і склало 0,92. Нижче вказані результати, отримані за допомогою класичного методу k-середніх (табл. 2) і ієрархічної кластеризації методом Варда (табл. 3).

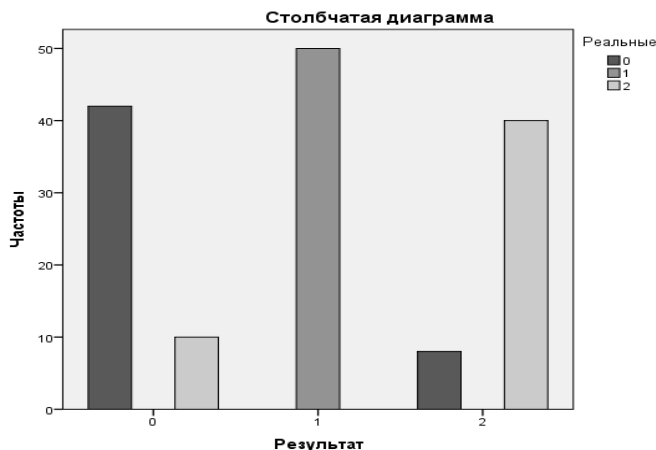


Рис. 1. Стовпчаста діаграма результату кластеризації методом k-середніх

Таблиця 2. Результат кластеризації алгоритмом k-середніх

		Реальні			Сума
		0	1	2	
Результат	0	42	0	10	52
	1	0	50	0	50
	2	8	0	40	48
Сума		50	50	50	150
Доля розпізн., %		84	100	80	

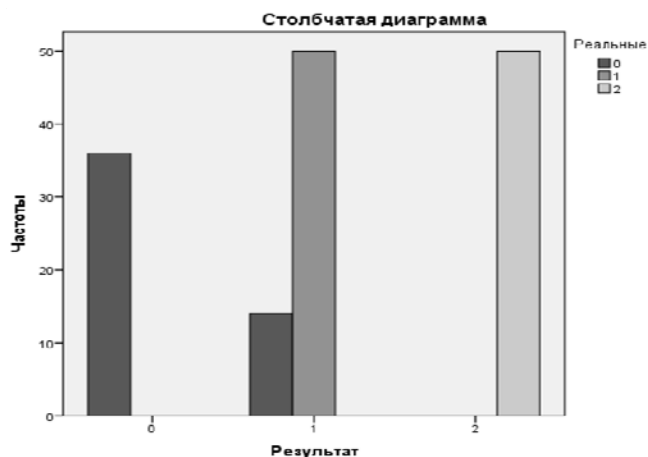


Рис. 2. Стовпчаста діаграма результату ієрархічної кластеризації методом Варда

Таблиця 3. Результат ієрархічної кластеризації методом Варда

		Реальні			Сума
		0	1	2	
Результат	0	33	0	0	33
	1	0	50	0	50
	2	17	0	50	67
Сума		50	50	50	150
Доля розпізн., %		66	100	100	

Як можна бачити з отриманого результату, ієрархічна кластеризація методом Варда породила кластери, схожі на ті, які були отримані за допомогою k-середніх з обмеженою масою робочої області. Деяка схожість результатів кластеризації є наслідком породження ієрархічними алгоритмами несферичних кластерів, в загальному випадку. Значення  $F_1$  міри для даного результату склало 0,90.

При тестуванні роботи алгоритму використовувався розрахунок функції належності з використанням мінімальної відстані до шляху центроїда робочої області алгоритму що забезпечило кращий результат кластеризації в порівнянні з використанням середньої відстані від досліджуваної точки до всіх інших точок кластера.

## V. Висновки з дослідження і перспективи роботи

Тестування алгоритмів, що розглянуто в статті, дозволяє віддати перевагу в задачах аналізу кластерів довільної форми розроблений в даній роботі версії нечіткого k-середніх з обмеженою масою робочої області формування кластерів. Розрахунок функції належності дозволяє отримати додаткову інформацію про структуру кластерних утворень, а також здійснити поправки результату кластеризації k-середніх з обмеженою масою, що особливо важливо для алгоритмів, які отримують результат кластеризації за один прохід. Відносно близькості якісних результатів розробленого алгоритму і алгоритму Варда слід згадати, що розроблений алгоритм має нижчу обчислювальну вартість так як не вимагає додаткової пам'яті для зберігання матриці відстаней і часу на її перерахунок. Крім того, розроблений алгоритм не має проблем, пов'язаних з розрізом дендрограми для отримання кластерів.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

- [1] E. Nastenka, «The use of Cluster Analysis for Partitioning,» *J. of Automation and Information Sciences*, pp. 77-83, 1996.
- [2] Богдак, А.А.; Сухарев, Д.Л., «Определение количества кластеров в статистических данных,» *Вісник НТУУ «КПІ». Інформатика, управління та обчислювальна техніка*, p. 118-122, 2011.
- [3] C. Shannon, «A Mathematical Theory of Communication,» *Bell System Tech*, pp. 379- 423, 623-656, 1948.
- [4] S. Kullback та R. Leibler, *The Annals of Mathematical Statistics*, p. 79-86, 1951D.
- [5] D. Scott, «On optimal and data-based histograms,» *Biometrika*, pp. 605-610, 1979.
- [6] R. Fisher, «Iris Data Set,» [Онлайнвий]. Available: <http://archive.ics.uci.edu/ml/datasets/Iris>.
- [7] V. Asch, «Macro- and Micro-Averaged Evaluation Measures,» 2012. [Онлайнвий]. Available: <https://www.clips.uantwerpen.be/~vincent/pdf/microaverage.pdf>.

# МЕТОД НЕЧЕТКИХ К-СРЕДНИХ С ОГРАНИЧЕННОЙ МАССОЙ РАБОЧЕЙ ОБЛАСТИ ФОРМИРОВАНИЯ КЛАСТЕРОВ ПРОИЗВОЛЬНОЙ ФОРМЫ

*Настенко Е. А.*, д.б.н., с.н.с., e-mail : nastenko.e@gmail.com

Кафедра биомедицинской кибернетики  
"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского"  
Киев, Украина

*Уманец В. С.*, бакалавр, e-mail : 2\_bytes@ukr.net

Факультет биомедицинской инженерии  
"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского"  
Киев, Украина

**Реферат.** Задача определения функциональной связи между биофизическими показателями является составной частью решения актуальной проблемы поиска оптимальных воздействий на биологический объект и не решена в полной мере в настоящее время. Одной из важных задач в этой области является разбиение пространства признаков на области (кластеры), которые относятся к различным функциональным соотношениям, связывающим биофизические показатели, искомые кластеры при этом могут, иметь произвольную форму. Такие кластеры назовем функциональными, в работе ставится задача разработки метода выделения из исходной выборки данных кластеров произвольной формы. Для решения поставленной задачи в работе рассматривается нечеткая версия кластеризации для алгоритма *k*-средних с ограниченной массой рабочей области формирования кластеров. Оценка количества кластеров проводится по гистограмме частот, для определения оптимального количества столбцов гистограммы обосновывается применение формулы Скотта. Алгоритм позволяет формировать кластеры произвольной конфигурации с получением значения меры принадлежности объекта каждому из кластеров. Эффективность алгоритма продемонстрирована на примере кластеризации набора данных «Ирисы Фишера». Проведено сравнительное тестирование: классический алгоритм *k*-средних, метод Варда и разработанный алгоритм. Полученные результаты позволили отдать предпочтение в задачах анализа кластеров произвольной формы разработанной в данной работе версии нечеткого *k*-средних с ограниченной массой рабочей области формирования кластеров. Расчет функции принадлежности позволяет получить дополнительную информацию о структуре кластерных образований, а также осуществить поправки результата кластеризации *k*-средних с ограниченной массой, что особенно важно для алгоритмов, получающих результат кластеризации за один проход. Относительно сравнения качественных результатов разработанного алгоритма и алгоритма Варда следует отметить, что разработанный алгоритм имеет низкую вычислительную стоимость так как не требует дополнительной памяти для хранения матрицы расстояний и времени на ее перерасчет. Кроме того, разработан алгоритм не имеет проблем, связанных с разрезом дендрограммы для получения кластеров.

**Ключевые слова:** кластеризация, *k*-средних, мера принадлежности, оценка количества кластеров, нечеткая кластеризация.

# FUZZY K-MEANS METHOD WITH A LIMITED MASS OF THE WORKING REGION FOR THE FORMATION OF ARBITRARY SHAPED CLUSTERS

*Nastenko Ie. A.*, Doctor of Biological Sciences, Senior Researcher  
e-mail: nastenko.e@gmail.com

Department of Biomedical Cybernetics  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kyiv, Ukraine

*Umanets V. S.*, bachelor  
e-mail: 2\_bytes@ukr.net

Faculty of Biomedical Engineering  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kyiv, Ukraine

**Abstract.** *The task of determining the functional connection between biophysical indicators is an integral part of the solution of an actual problem of searching for optimal effects on a biological object and has not been fully solved to date. One of the important tasks in this area is the division of the feature space into regions (clusters), which relate to various functional relationships linking biophysical indicators, the desired clusters can have an arbitrary shape. Such clusters will be called functional, and the task is to develop a method for extracting clusters of arbitrary shape from the initial sample. To solve this problem, the paper considers a fuzzy version of clustering for the algorithm of k-means with a limited mass of the working region for clusters' formation. The estimation of number of clusters is carried out according to the histogram of frequencies, to determine the optimum number of columns of the histogram, the application of the Scott formula is justified. The algorithm allows forming clusters of arbitrary configuration and obtaining the value of the object's membership function value for each of the clusters. The efficiency of the algorithm is demonstrated by the example of clustering the Iris Fisher data set. Comparative testing was carried out: classical k-means algorithm, Ward's method and developed algorithm. Obtained results made it possible to give preference to the problems of analyzing clusters of an arbitrary shape developed in this paper, a version of fuzzy k-means with a limited mass of the working region for the formation of clusters. Membership function calculation allows obtaining additional information on the clusters' formation structure, as well as making corrections to the result of clustering of k-means with a limited mass, which is especially important for algorithms that receive the result of clustering in a single pass. Concerning the comparison of the qualitative results of the developed algorithm and the Ward algorithm, it should be noted that developed algorithm has low computational cost since it does not require additional memory to store the distance matrix and time for its recalculation. In addition, developed algorithm has no problems associated with cutting the dendrogram to obtain clusters.*

**Keywords:** *clustering, k-means, membership function, estimation of number of clusters, fuzzy clustering.*

# ВИЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ СИСТЕМИ КРОВООБІГУ З ВИКОРИСТАННЯМ РІЗНИХ МЕТОДІВ КЛАСТЕРНОГО АНАЛІЗУ

**Тимошенко Ю. С.**, студентка гр. БС-41, ФБМІ  
e-mail t.juliya@ukr.net

Кафедра біомедичної кібернетики ФБМІ  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Конюх А. А.**, студентка гр. БС-41, ФБМІ  
e-mail anastasia.koniuh@gmail.com

Кафедра біомедичної кібернетики ФБМІ  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Станішевський Д. С.**, студент гр. БС-41, ФБМІ  
e-mail fat32fat16@gmail.com

Кафедра біомедичної кібернетики ФБМІ  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Бойко Г. Л.**, доц., зав.каф.ФВ

Кафедра фізичного виховання  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Настенко Є. А.**, доц., к.т.н., д.б.н.  
e-mail nastenko.e@gmail.com

Кафедра біомедичної кібернетики ФБМІ  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

*Реферат* — Дана стаття присвячена питанню визначення функціонального стану системи кровообігу студентів з використанням різних методів кластерного аналізу, а саме ієрархічного, двоетапного кластерного аналізу та кластеризації з обмеженою масою кластерів. Розглянута актуальність проведення даного дослідження у наш час, а також описано найкоректніший метод визначення та оцінки зміни функціонального стану серцево-судинної системи студентів. Наведено порівняння результатів, отриманих різними методами кластеризації, та описано реалізовану систему, що дозволяє за результатами проби Мартіне робити висновок про поточні зміни функціонального стану серцево-судинної системи та її реакцію на навантаження для кожної конкретної людини.

Бібл. 5, табл. 1, рис. 1.

**Ключові слова** — функціональний стан, класифікація, проба Мартіне, система кровообігу, кластерний аналіз.

## I. Вступ

Оцінка функціонального стану студентів є важливою задачею, оскільки все частішими є випадки гострих серцевих захворювань та раптової смерті молодих людей. Досить часто

трапляються гострі раптові розлади системи кровообігу, навіть при не надто високих рівнях навантаження. Сталося «омолодження» захворювань серцево-судинної системи. Вони стали поширюватися і серед населення країн,

що розвиваються [1]. У зв'язку з цим кожній людині потрібно знати про стан свого серця, і в разі виявлення проблем звертатися до лікаря. Тому необхідним є стеження за функціональним станом молоді та його оцінка.

## II. Мета роботи

Знаходження найкращого алгоритму кластеризації та побудова системи оцінювання функціонального стану студентів для виявлення та аналізу порушень системи кровообігу на основі проби Мартіне.

## III. Матеріали і методи

Були обстежені 214 студентів, серед них 113 юнаків та 101 дівчина, від одного до п'яти разів протягом деякого періоду. У даному випадку, для оцінки стану здоров'я студентів було використано пробу Мартіне (20 присідань за 30 секунд) [2]. Вимірювалися показники частоти серцевих скорочень, а також артеріального діастолічного та систолічного тисків до навантаження та на 1-ій, 2-ій, 3-ій, 4-ій та 5-ій хвилині після.

Кластеризації піддавалися залежності «частота серцевих скорочень – систолічний артеріальний тиск» та «частота серцевих скорочень – діастолічний артеріальний тиск» до проби та щохвилинно протягом 5 хвилин після проби.

Для обробки даних було використано методи кластерного аналізу (ієрархічний, двоетапний кластерні аналізи та кластеризація з обмеженою масою кластерів) та методи описової статистики, а також комп'ютерний пакет IBM SPSS Statistics [3].

## IV. Реалізація

Дослідженню піддавалися закономірності зміни функціонального стану серцево-судинної системи студентів. Для цього використовувалися методи інтелектуального аналізу даних (Data Mining), зокрема алгоритми кластерного аналізу.

Однією з основних задач роботи був підбір методу кластеризації, який найкращим чином відображає зміни функціонального стану. У якості претендентів використовувалися алгоритми кластеризації, що дозволяють розділити вибірку на не сферичні кластери, всередині яких досліджуються закономірності зміни функціонального стану системи кровообігу.

Використовувалися наступні методи кластеризації: ієрархічний, двоетапний кластерні аналізи та кластеризація з обмеженою масою кластерів [4].

Для оцінки якості розпізнавання аналізувалася повторність входження однієї і тієї ж людини в один і той самий кластер. Результати у відсотковому співвідношенні та в абсолютних величинах для кожного з методів кластерного аналізу наведено таблиці 1.

Таблиця 2. Кількість та відсоток людей, що не змінювали кластер

	Ієрархічний кластерний аналіз	Двоетапний кластерний аналіз	Кластеризація з обмеженою масою кластерів
Кількість юнаків	41	68	69
Відсоток юнаків	36,28	60,18	61,34
Кількість дівчат	39	58	99
Відсоток дівчат	38,61	57,43	97,78

За отриманими результатами найбільш достовірним, коректним та точним був визнаний метод кластеризації з обмеженою масою кластерів.

Наступним завданням роботи було створення та реалізація системи, що дозволяє за результатами проби Мартіне робити висновок про поточні зміни функціонального стану серцево-судинної системи та її реакцію на навантаження для кожної конкретної людини.

Блок-схема розробленого програмного забезпечення, що дозволяє генерувати висновок по стану серцево-судинної системи людини після віднесення її показників до конкретного кластеру, наведена на рисунку 1.



Рис. 2. Блок-схема розробленої системи

При формуванні висновку використовувалися наступні три групи заключень, а саме про:

- 1) ефективність коронарного кровообігу;
- 2) рівень функціональних резервів серця;
- 3) переважання симпатичної, або парасимпатичної регуляції [5].

#### **V. Висновок**

Перевірка тестової вибірки показала у 90-та відсотках випадків співпадіння з даними експертних оцінок та результатами більш ранніх кластеризацій. Це свідчить про достатню ефективність розробленої системи та достовірність отриманих за її допомогою висновків.

#### **ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ**

- [1] За редакцією Русаковой О.М. Актуальні проблеми педіатрії, 2009
- [2] Функціональна діагностика [Електронний ресурс]. — Режим доступу: <http://1ml.ck.ua/services/diagnosis/>
- [3] Шуметов В. Г. Шуметова Л. В. Кластерный анализ: подход с применением ЭВМ. — Орел: ОрелГТУ, 2000. — 118 с.
- [4] Nastenko E.A. The use of Cluster Analysis for Partitioning Mixtures of Multidimensional Functional Characteristics of Complex Biomedical Systems // J. of Automation and Information Sciences. — 1996. — V. 28. — N 5-6. — P. 77-83.
- [5] Агаджанян Н.А. Основы физиологии человека: Учебник для студентов вузов, обучающихся по медицинским и биологическим специальностям/ Торшин, Владимир Иванович, Торшин, Владимир Иванович, Власова, Виктория Михайловна; Агаджанян, Николай Александрович, 2-е издание, исправленное. — М.: РУДН, 2001.- 408с.-ISBN 5-209-01040-6,- 1000,-иллюстрации.

# ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СИСТЕМЫ КРОВООБРАЩЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАЗНЫХ МЕТОДОВ КЛАСТЕРНОГО АНАЛИЗА

*Тимошенко Ю. С.*, студентка гр. БС-41, ФБМИ  
e-mail t.juliya@ukr.net  
Кафедра биомедицинской кибернетики ФБМИ  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

*Конюх А. А.*, студентка гр. БС-41, ФБМИ  
e-mail anastasia.koniuh@gmail.com  
Кафедра биомедицинской кибернетики ФБМИ  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

*Станишевский Д. С.*, студент гр. БС-41, ФБМИ  
e-mail fat32fat16@gmail.com  
Кафедра биомедицинской кибернетики ФБМИ  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

*Бойко А. Л.*, доц., зав.каф.ФВ  
Кафедра физического воспитания  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

*Настенко Е. А.*, доц., к.т.н., д.б.н.  
e-mail nastenko.e@gmail.com  
Кафедра биомедицинской кибернетики ФБМИ  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

**Реферат** — Данная статья посвящена вопросу определения функционального состояния системы кровообращения студентов с использованием различных методов кластерного анализа, а именно иерархического, двухэтапного кластерных анализов и кластеризации с ограниченной массой кластеров. Рассмотрена актуальность проведения данного исследования в наше время, а также описан наиболее корректный метод определения и оценки изменения функционального состояния сердечно-сосудистой системы студентов. Приведено сравнение результатов, полученных разными методами кластеризации, и описано реализованную систему, позволяющую по результатам пробы Мартине делать вывод о текущих изменениях функционального состояния сердечно-сосудистой системы и ее реакцию на нагрузку для каждого конкретного человека.

Библ. 5, табл. 1, рис. 1.

**Ключевые слова** — функциональное состояние, классификация, проба Мартине, система кровообращения, кластерный анализ.



# DEFINING OF THE FUNCTIONAL CONDITION OF THE CIRCULATORY SYSTEM USING DIFFERENT METHODS OF CLUSTER ANALYSIS

**Y. S. Tymoshenko**, student of BS-41 gr., FBMI  
e-mail t.juliya@ukr.net

Department of Biomedical Cybernetics FBMI  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kiev Polytechnic Institute”  
Kiev, Ukraine

**A. A. Koniuh**, student of BS-41 gr., FBMI  
e-mail anastasia.koniuh@gmail.com

Department of Biomedical Cybernetics FBMI  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kiev Polytechnic Institute”  
Kiev, Ukraine

**D. S. Stanishevsky**, student of BS-41 gr., FBMI  
e-mail fat32fat16@gmail.com

Department of Biomedical Cybernetics FBMI  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kiev Polytechnic Institute”  
Kiev, Ukraine

**A. L. Boyko**, doc., head of the PE department  
Department of Physical Education

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

**E. A. Nastenko**, doc., c.t.s., d.b.s.  
e-mail nastenko.e@gmail.com

Department of Biomedical Cybernetics FBMI  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kiev Polytechnic Institute”  
Kiev, Ukraine

**Abstract** — This article is devoted to the question of determining of the functional state of the circulatory system of students using various methods of cluster analysis, namely, hierarchical, two-step cluster analysis and clustering with a limited mass of clusters. The relevance of this study in our time is considered, and the most correct method for determining and assessing changes in the functional state of the cardiovascular system of students is described. Comparison of the results obtained by different clustering methods is presented, and the implemented system that allows to conclude on the results of the Martine test about current changes in the functional state of the cardiovascular system and its response to the load for each individual is described.

Ref. 5, tabl. 1, fig. 1.

**Keywords** – the functional condition, classification, the Martine test, the circulatory system, the cluster analysis.

# МЕТОД ПОВЕРХНЕВОГО ПЛАЗМОННОГО РЕЗОНАНСУ ЯК ПЕРСПЕКТИВА РОЗВИТКУ БІОСЕНСОРИКИ

*Меренич Н. А., Калашнікова Л. Є.*, к.б.н., доц. каф. БМІ  
dudusja1996@bigmir.net, le.kalashnikova@aae.kpi.ua  
Факультет Біомедичної інженерії  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Реферат** – В останні десятиліття спостерігається величезне зростання в розвитку чутливих пристроїв поверхневого плазмонного резонансу як з фундаментальної точки зору, так і високочутливих пристроїв для оптичного визначення малих біологічних чи хімічних об'єктів у газах та рідинах. Рефрактометрія поверхневого плазмонного резонансу є одним із оптичних методів дослідження, а саме вони на сьогодні вважаються найбільш перспективними для впровадження в широку практику.

Методика поверхневого плазмонного резонансу дозволяє вивчати процеси молекулярної взаємодії в реальному часі без хімічного приєднання до досліджуваних об'єктів різних міток. При цьому експериментатор одержує додаткову інформацію про кінетику досліджуваних процесів з високою чутливістю, витрачаючи на проведення аналізу малі кількості проби.

Технологія ППР дає можливість визначати наявність в розчинах хімічних, біохімічних речовин і мікрочастинок; їхню концентрацію; а також вивчати кінетику біохімічних взаємодій та її залежність від різних чинників. Таким чином ППР сенсори знайшли своє практичне застосування в біохімії для визначення забруднень, домішок, контролю інгредієнтів у рідинах. З'явилась можливість швидко ідентифікувати віруси, бактерії, токсини, генно-модифіковані організми як в лабораторіях, так і в польових умовах.

У статті описано біосенсори на основі явища поверхневого плазмонного резонансу в наноплівках золота, продемонстровано можливість їх застосування для ідентифікації у водних розчинах домішок солей малих концентрацій, приведено результати дослідження по визначенню чутливості приладу «ПЛАЗМОН» за допомогою модельних зразків.

Усі експерименти були проведені на базі Інституту фізики напівпровідників на приладі «ПЛАЗМОН-6». Дані рефрактометри розробляються для наукових досліджень. Ці прилади можуть успішно використовуватися під час вивчення явищ, які характеризуються зміною оптичних властивостей тонких приповерхневих шарів, а також для проведення аналізів медико-біологічного профілю. Серію малогабаритних аналітичних приладів «ПЛАЗМОН» було розроблено в ІФН ім. В. Є. Лашкарьова НАНУ під керівництвом с.н.с. Ушеніна Ю. В.

**Ключові слова** – біосенсор; поверхневий плазмонний резонанс; кут ППР; показник заломлення; золота наноплівка.

## I. Вступ

Останні десятиліття відзначені інтенсивним розвитком досліджень в області створення малогабаритних сенсорних приладів для кількісного контролю хімічних та біологічних речовин на молекулярному рівні. Явище поверхневого плазмонного резонансу може використовуватися всюди при виникненні потреби визначення концентрації певних аналітів у різних середовищах. ППР-сенсори дають можливість мініатюризації та автоматизації устаткування при значному скороченні часу аналізу і спрощенні аналітичної процедури.

Методи реєстрації біомолекулярних взаємодій на основі плазмонного резонансу використовують вимір точної позиції кута плазмонного резонансу в приладах з монохро-

матичним променем [1–3] – Віасоге, ТИСПР, ВІО-SUPLAR, або вимір довжини хвилі, що відповідає плазмонному збудженню при використанні джерела білого світла [4; 5]. У роботах [6–8] проаналізоване питання про оптимальний вибір металу і довжини хвилі збуджуючого світла з погляду досягнення максимальної чутливості і хімічної інертності робочої поверхні перетворювача. Найбільш перспективним застосуванням рефрактометрії ППР можна вважати імуносенсорне [9]. У приладі «ПЛАЗМОН» використовується поляризоване світло лазера, чутливий елемент з нанозолота (оскільки цей метал забезпечує потрібну межу детектування і стабільність), а при нанесенні додаткового шару цей рефрактометр стає високоточним біосенсором.

Результати досліджень, висвітлених у статті демонструють можливість застосування приладу «ПЛАЗМОН» в якості біосенсора. Для досягнення поставленої цілі було ідентифіковано домішки різних концентрацій у водних розчинах, проаналізовано результати, а також визначено межу чутливості приладу.

## II. Виклад матеріалів досліджень

Мета першого дослідження – аналіз залежності між концентрацією досліджуваного розчину та зміщенням ППР-кута. Модельними зразками для проведення експерименту були обрані водні розчини хлориду натрію різних концентрацій. Для підтвердження достовірності результатів дослід проводився не лише на приладі «ПЛАЗМОН». Розчини додатково аналізувалися оптичним рефрактометром, з метою порівняння показників заломлення, а також кондуктометром визначалася провідність досліджуваних зразків. Результати наведені у таблиці 1.

Таблиця 1. Результати вимірювання модельних зразків

№	Конц., % мас.	Провідність, мкСм/см	ПЗ вимірний рефрактометром ІРФ-454	ПЗ вимірний приладом «ПЛАЗМОН»
1	0,1	1832±1	1,3332±0,0002	1,33162±0,00002
2	0,5	5656±1	1,3340±0,0002	1,33224±0,00002
3	1	7984±1	1,3346±0,0002	1,33320±0,00002
4	2	>9000±1	1,3365±0,0002	1,33474±0,00002

Для кращої візуалізації, за даними таблиці побудовано графік залежності вмісту солі в розчині від показника заломлення, вимірюного приладом «ПЛАЗМОН», тобто концентраційно залежність.

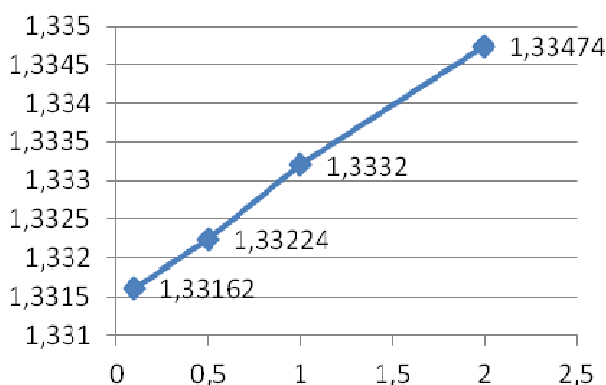


Рис. 1. Графік концентраційної залежності від ПЗ вимірюного рефрактометром «ПЛАЗМОН»

Визначення межі чутливості приладу відбувалося наступним чином: до розчину відомої концентрації додавалася дистильована вода, і

знову проводилися вимірювання за всіма показниками. Метою було знайти таку концентрацію, при якій зміщення кривої ППР сольового розчину відносно чистої води буде непомітним. Таким чином отримано результати, відображені в таблиці та визначено, що «ПЛАЗМОН» чутливий до домішок концентрацій до однієї тисячної відсотка.

Таблиця 2. Визначення межі детектування «ПЛАЗМОНУ»

Конц., % мас.	Провідність, мкСм/см	$\Delta$ , виміряна «Плазмоном»	ПЗ, вимірний «Плазмоном»
0,0667	753±1	0,00020±0,00002	1,33160±0,00002
0,0500	678±1	0,00017±0,00002	1,33157±0,00002
0,0400	624±1	0,00016±0,00002	1,33156±0,00002
0,0333	591±1	0,00012±0,00002	1,33152±0,00002
0,0286	544±1	0,00012±0,00002	1,33152±0,00002
0,0167	362±1	0,00011±0,00002	1,33151±0,00002
0,0020		0,00010±0,00002	1,33150±0,00002
0,0013		0,00009±0,00002	1,33149±0,00002
0,0010		0,00007±0,00002	1,33147±0,00002

## III. Висновки

Підсумовуючи вищевикладене, можна стверджувати, що прилад «ПЛАЗМОН» є високоточним, чутливим та ефективним біохімічним сенсором. У статті продемонстровано аналітичні можливості застосування ППР-приладу, завдяки дослідом на модельних зразках. Подальші дослідження повинні бути спрямовані на дослідження безпосередньо біологічних рідин. Метод поверхневого плазмонного резонансу може стати одним із ключових напрямків у біосенсоріці, оскільки є автоматизованим, швидким, високочутливим, що дає змогу працювати з досліджуваними рідинами у кількості кількох мікролітрів.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Jonsson U., Fagerstam L., Ivarsson B. Real-time biospecific interaction analysis using surface plasmon resonance and a sensor chip technology // *BioTechniques*. – 1991. – Vol. 11 – P.620-627.
- [2] Woodbury R. G., Wendin C., Clendenning J., Mendelez J., Elkind J., Bartholomew D., Brown S., Furlong C. Construction of biosensors using a gold-binding polypeptide and a miniature integrated surface plasmon resonance sensor // *Biosensors and Bioelectronics*. – 1998. – Vol.13 – P.1117-1126.
- [3] [Електронний ресурс] – 2015. – [www.micro-analytical-systems.de](http://www.micro-analytical-systems.de)
- [4] Homola J. The sensitivity of surface plasmon resonance sensors with spectral interrogation // *Sensors and Actuators, B*. – 2013. – Vol. 41 – P.207-211.
- [5] Ho H. P., Wu S. Y., Yang M., Cheung A.C. Application of white light-emitting diode to surface plasmon resonance sensors // *Sensors and Actuators, B*. – 2012. – Vol.80 – P.89-94.

- [6] Davies J. Surface plasmon resonance - the technique and its applications to biomaterial processes // *Nanobiology*. - 2014. – Vol.3. - P.5-16.
- [7] De Bruijn H. E., Kooyman R. P. H., Greve J. Choice of metal and wavelength for surface-plasmon resonance sensors: some considerations // *Applied Optics*. - 2012. – Vol.31, №4. - P.440-442.
- [8] Salamon Z., Macieod H. A., Tollin G. Surface plasmon resonance spectroscopy as a tool for investigating the biochemical and biophysical properties of membrane protein systems. II: Applications to biological systems // *Biochimica et biophysica acta*. - 2014. - №1331. - P. 131-152.
- [9] Malmqvist M. Biospecific interaction analysis using biosensor technology // *Nature*. - 2013. – Vol.361. - P.186-187.

УДК 543.421/.424

## МЕТОД ПОВЕРХНОСТНОГО ПЛАЗМОННОГО РЕЗОНАНСА КАК ПЕРСПЕКТИВА РАЗВИТИЯ БИОСЕНСОРИКИ

*Меренич Н. А., Калашикова Л. Є.*, к.б.н., доц. каф. БМИ  
dudusja1996@bigmir.net, le.kalashnikova@aae.kpi.ua

Факультет Биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

**Реферат** – В последние десятилетия наблюдается огромный рост в развитии чувствительных устройств поверхностного плазмонного резонанса как с фундаментальной точки зрения, так и высокочувствительных устройств для оптического определения малых биологических или химических объектов в газах и жидкостях. Рефрактометрия поверхностного плазмонного резонанса является одним из оптических методов исследования, а именно они сегодня считаются наиболее перспективными для внедрения в широкую практику.

Методика поверхностного плазмонного резонанса позволяет изучать процессы молекулярного взаимодействия в реальном времени без химического присоединения к изучаемым объектам различных меток. При этом экспериментатор получает дополнительную информацию о кинетике исследуемых процессов с высокой чувствительностью, тратя на проведение анализа малые количества пробы.

Технология ППР позволяет определять наличие в растворах химических, биохимических веществ и микрочастиц; их концентрацию; а также изучать кинетику биохимических взаимодействий и ее зависимость от различных факторов. Таким образом ППР сенсоры нашли свое практическое применение в биохимии для определения загрязнений, примесей, контроля ингредиентов в жидкостях. Появилась возможность быстро идентифицировать вирусы, бактерии, токсины, генно-модифицированные организмы как в лабораториях, так и в полевых условиях.

В статье описаны биосенсоры на основе явления поверхностного плазмонного резонанса в нанопленке золота, продемонстрирована возможность их применения для идентификации в водных растворах примесей солей малых концентраций, приведены результаты исследования по определению чувствительности прибора «ПЛАЗМОН» с помощью модельных образцов.

Все эксперименты были проведены на базе Института физики полупроводников на приборе «ПЛАЗМОН -6». Рефрактометры ППР серии «ПЛАЗМОН» разрабатываются для научных исследований. Эти приборы могут успешно использоваться при изучении явлений, которые характеризуются изменением оптических свойств тонких приповерхностных слоев, а также для проведения анализов медико-биологического профиля. Серию малогабаритных аналитических приборов «ПЛАЗМОН» на основе явления ППР был разработан в Институте физики полупроводников им. В.Е. Лашкарева НАН Украины под руководством с.н.с. Ушенина Ю. В.

**Ключевые слова** – биосенсор; поверхностный плазмонный резонанс; угол ППР; показатель преломления; золотая нанопленка.

# SURFACE PLASMON RESONANCE METHOD AS A PERSPECTIVE OF DEVELOPMENT OF BIOSENSORICS

*N. Merenych, L. Kalashnikova*, assistant professor,  
PhD in Biological sciences  
ORCID 0000-0001-5816-134X [dudusja1996@bigmir.net](mailto:dudusja1996@bigmir.net)  
[le.kalashnikova@aae.kpi.ua](mailto:le.kalashnikova@aae.kpi.ua)  
Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
"Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** — *In recent decades, there has been a tremendous growth in the development of sensitive surface plasmon resonance devices, both from a fundamental point of view and highly sensitive devices for the optical detection of small biological or chemical objects in gases and liquids. Refractometry of surface plasmon resonance is one of the optical methods of research, and they are considered today to be the most promising for introduction into wide practice.*

*The surface plasmon resonance technique makes it possible to study the processes of molecular interaction in real time without chemical attachment to the studied objects of various labels. In this case, the experimenter obtains additional information on the kinetics of the investigated processes with high sensitivity, spending small amounts of the sample on the analysis.*

*The technology of PPR allows to determine the presence of chemical, biochemical substances and microparticles in solutions; their concentration; and also to study the kinetics of biochemical interactions and its dependence on various factors. Thus, PPR sensors have found their practical application in biochemistry for the determination of contaminants, impurities, and control of ingredients in liquids. There was an opportunity to quickly identify viruses, bacteria, toxins, genetically modified organisms both in laboratories and in the field.*

*The article describes biosensors based on the phenomenon of surface plasmon resonance in gold nanofilms, demonstrated the possibility of their use for identification of small impurities in aqueous solutions of impurities, gives the results of a study to determine the sensitivity of the PLAZMON device using model samples.*

*All experiments were carried out on the basis of the Institute of Semiconductor Physics on the "PLAZMON-6" device. Refractometers of IIIIP of a series "PLAZMON" are developed for scientific researches. These devices can be successfully used in studying phenomena that are characterized by a change in the optical properties of thin near-surface layers, as well as for carrying out analyzes of the medical and biological profile. A series of small-sized analytical instruments "PLAZMON" based on the phenomenon of PPR was developed at the Institute of Semiconductor Physics. V.E. Lashkaryova NAS of Ukraine under the supervision of senior researcher. U.Ushenin.*

**Keywords** – *a biosensor; surface plasmon resonance; angle PPR; refractive index; gold nanofilm*

# КЛІНІЧНЕ ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ СЕРЦЯ

Данілова В. А., асистент,  
valnaa@ukr.net,

Шликов В. В., доц., к.т.н.  
v.shlykov@kpi.ua

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет

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

**Реферат** — Сьогодні неможливо собі уявити лікування хворих з вродженими і набутими вадами серця, ішемічною хворобою серця або складними порушеннями ритму без хірургічного втручання. Застосування сучасних радикальних методів лікування кардіохірургічних хворих передбачає безперервний контроль температури крові і тіла пацієнта в умовах штучного кровообігу [1]. Наприклад, в Національному інституті серцево-судинної хірургії (НІССХ) ім. Н. М. Амосова виконуються оперативні втручання з приводу ретроградної дуги аорти. При цьому перевага віддається методиці ретроградної гіпотермічної перфузії головного мозку через верхню порожнисту вену. Температура крові становить 18°C, об'ємна швидкість перфузії 250–400 мл/хв/м<sup>2</sup>, перфузійний тиск 10–12 мм рт. ст., час перфузії 50–70 хв. При цьому контролюються зміни температури «ядра» тіла, а методика дозволяє повністю зберегти життєдіяльність мозку. Методика загальної керованої гіпотермічної перфузії також застосовується при інфекційному ендокардиті, коли зігрівання пацієнта до температури 39,5°C проводиться за допомогою теплообмінника апарату штучного кровообігу з підтриманням досягнутої температури тіла протягом 30–40 хв після основного етапу операції. Це дозволяє зменшити кількість рецидивів інфекційного ендокардиту до 0,5 %. Таким чином, оцінка температури тіла передбачає використання, як спеціальних технічних засобів вимірювання температури, так і застосування спеціальних клінічних методів вимірювання температури крові і тіла.

**Ключові слова** — захист міокарда, гіпотермія, штучний кровообіг, термографія, розподіл температури.

## I. Вступ

У тілі існує градієнт температур, і температура окремих органів і м'язових груп різна. Як правило, глибокі тканини тепліше поверхневих тканин і тому температура в середині тіла вище температури в кінцівках. Для обчислення середньої температури тіла зазвичай використовується формула [2]:

$$T_{\text{середня}} = 0,8 \cdot T_{\text{ректальна}} + 0,2 \cdot T_{\text{кожи}}$$

Для клінічного вимірювання температури в тілі є кілька зручних поверхневих і глибоких місць. Найбільш часто для цього використовуються ротова порожнина і пряма кишка. Ректальна температура зазвичай на 0,27–0,55°C вище оральної температури. Для контролю температури тіла і окремих органів застосовуються спеціальні методи вимірювання температури. Також для контролю температури тіла в контур штучного кровообігу входить система температурних датчиків, які включаються в артеріальну, венозну і кардіоплегічну лінії. Для оцінки розподілу температур на поверхні тіла перспектив-

ними для використання в хірургії є неінвазивні методи вимірювання температури в оптичному і інфрачервоному діапазонах спектру.

## II. Клінічні методи вимірювання температури

У процесі інтенсивної терапії застосовується інтравезікальне вимірювання температури через сечовий катетер. При хірургічних втручаннях на голові і грудній клітці вимірюється ректальна температура. Найбільш близьку величину до температури ядра при гіпотермії дає езофагальне вимірювання температури. Недоліками наведених методів є: неможливість точно оцінити місце датчика в області контакту, нестабільне становище датчика при гіпотермії і нагріванні, що призводить до відхилення вимірюваної температури від внутрішньої температури тіла в умовах штучного кровообігу.

Відомо, що температура в прямій кишці повільно реагує на гострі зміни, наприклад при використанні "крижаної крихти" для додаткового охолодження в кардіохірургії. Крім того, температура в прямій кишці схильна до впли-

ву місцевих процесів в кишечнику. Тому при гіпотермії і гіпертермії часто застосовується комбінація методів вимірювання температури тіла, наприклад в кардіохірургії вимірюється ректальна температура в комбінації з назофарингеальним методом вимірювання.

У деяких ситуаціях, наприклад при операції на серці під наркозом або в умовах гіпотермії, виникає потреба в контролі температури тіла шляхом її вимірювання в нижній третині стравоходу або на барабанній перетинці. Вважається, що температура в нижній третині стравоходу в цілому відображає відповідно температуру аортальних і каротидних судин і тому трохи нижче ректальної температури. Температура цих областей відображає зміни температури «ядра» більш швидко і точно, ніж ректальна температура, що використовується в хірургії і при критичних ситуаціях.

Температура крові, яка витікає з лівого шлуночка, на  $0,27-0,55^{\circ}\text{C}$  нижче ректальної температури [3]. Причина цього залишається невідомою. Передбачається, що під впливом бактеріальної флори температура в прямій кишці перевищує температуру інших частин тіла. Крім того, кров з лівого шлуночка може охолоджуватися кров'ю, що протікає поруч венозною кров'ю з кінцівок, відповідно до типу протivotочного теплообміну.

У всіх режимах гіпотермії існує ризик розвитку післяопераційних легеневих ускладнень у кардіохірургічних пацієнтів. З усіх факторів ризику розвитку післяопераційних легеневих ускладнень унікальними для операцій на серці є місцеве зовнішнє охолодження серця і застосування штучного кровообігу [3]. Операції з штучним кровообігом є причиною додаткового ушкодження легенів і затримки їх відновлення. Специфічні інтраопераційні методи забезпечення захисту міокарда включають глибоку міокардіальну гіпотермію і помірне системне охолодження циркулюючої крові через контур штучного кровообігу, що потребує застосування спеціальних методів контролю температури.

Стандартне відключення вентиляції легенів під час штучного кровообігу призводить до колапсу легень, ненормальної легеневої механіки, затримки секреторного відокремлюваного та розвитку ателектазів. Легеневий кровотік зупиняється, кров піддається впливу гіпотермії, кардіоплегічного розчину, чужорідних поверхонь і механічного впливу в контурі апарата штучного кровообігу. При цьому серед кардіологів немає згоди щодо прийнятного

методу фізіотерапії для зменшення ризиків розвитку післяопераційних легеневих ускладнень у кардіохірургічних пацієнтів при застосуванні штучного кровообігу.

В даний час актуальною залишається проблема вибору температурного режиму штучного кровообігу [4]. У режимі класичної гіпотермії більшість перфузій проводиться зі зниженням температури тіла до  $26-28^{\circ}\text{C}$ , що пов'язано з необхідністю захистити головний мозок і міокард, знизити об'ємну швидкість насоса апарата штучного кровообігу, збільшити безпеку пацієнта на час планової та позапланової зупинки апарату. Однак процес гіпотермії посилює кровотечу і збільшує загальний периферичний опір. При цьому за рахунок зігрівання пацієнта підвищується ризик гіпертермічного ураження головного мозку.

Останнім часом спостерігається тенденція до зниження температури тіла при перфузії до  $32-34^{\circ}\text{C}$  і навіть до переходу на перфузію з температурою  $36-37^{\circ}\text{C}$ . За теорією перехід на нормотермічну перфузію повинен знизити ймовірність емболічного ураження головного мозку під час гіпертермії. Інша тенденція полягає в проведенні класичної гіпотермії з безперервним контролем температури тіла і досягнення рівномірності градієнта температур за рахунок збільшення тривалості зігрівання пацієнта.

В даний час реалізовані методи неінвазивного моніторингу гемодинаміки в кардіохірургії [5]. Зміни температури крові реєструються термістором, розташованим на кінчику катетера, встановленого в одну з магістральних артерій (стегнову, променеву). На підставі змін температури крові будується термоділюційна крива, і виконується автоматичний розрахунок показників центральної гемодинаміки. Ці показники включають як лівошлуночковий, так і правошлуночковий об'єми крові, і тому відбивають загальну картину наповнення серця кров'ю при застосуванні гіпертермії.

Однак існуючі методи неінвазивного контролю температури тіла в умовах штучного кровообігу не дають інформацію про градієнти температур на поверхні серця. Для реєстрації розподілу температур на поверхні серця при гіпотермії і гіпертермії ефективним інструментальним засобом вимірювання температури є тепловізіонна камера [6], яка дозволяє виконувати дослідження термоаномальних зон на поверхні міокарда. Ці дані дають чітке уявлення про розподіл внутрішньої температури і рівня мікроциркуляції в міокарді і судинах.

### III. Неінвазивний контроль температури відкритого серця

Контроль температури серця за допомогою тепловізора дозволяє оцінювати найменші значення градієнтів температури, що підвищує ефективність захисту мозку і серця при їх виключенні з кровообігу. При цьому в кожній точці міокарда має місце кореляція між вимірюваною і істинною температурою з точністю до коефіцієнта, який є значенням випромінюваної здатності крові.

Для вимірювання температури в хірургії використовують різні типи датчиків [7], які мають хорошу біосумісність і стабільність при вимірюванні:

- волоконно-оптичний датчик прохідного типу, що дозволяє вимірювати температуру в діапазоні 0–70°C з точністю  $\pm 0,04^\circ\text{C}$ ;
- езофагеальний напівпровідниковий датчик, що розташовується ректально або в нижній третині стравоходу та має високу точність  $\pm 0,02^\circ\text{C}$ ;
- пірометричні датчики, які працюють в інфрачервоному діапазоні і забезпечують точність  $\pm 0,05^\circ\text{C}$  в широкому діапазоні температур від  $-40^\circ\text{C}$  до  $80^\circ\text{C}$  (без додаткового охолодження);
- термістор (омічний датчик) для реєстрації температури з високою точністю на поверхні шкіри та у катетері.

В даний час при виконанні операцій застосовуються одноразові медичні датчики температури. При цьому анестезіолог повинен бути готовий не тільки реєструвати температуру тіла, але також розпізнавати і зменшувати вплив небезпечних для життя коливань температури в умовах штучного кровообігу [8], які можуть бути пов'язані як з аномальним зниженням температури при гіпотермії, так і з аномальним підвищенням температури при гіпертермії.

Ефективним інструментом для вимірювання температури в умовах штучного кровообігу є тепловізори медичного призначення, які працюють в інфрачервоному діапазоні і забезпечують безконтактний і безперервний контроль температури з високою точністю. Наприклад, для реєстрації розподілу температури на поверхні серця можна використовувати тепловізор FlirTermoCamE300, який дозволяє вимірювати температуру в діапазоні від  $-20^\circ\text{C}$  до  $130^\circ\text{C}$  з точністю до  $0,1^\circ\text{C}$ .

### IV. Результати вимірювання температури

Тепловізор FlirTermoCamE300 дозволяє реєструвати термограми тіла і окремих органів в

інфрачервоному спектрі 7–13 мкм і документувати за допомогою відеозахвату весь процес гіпотермії і гіпертермії серця в умовах штучного кровообігу.

Наприклад, в процесі клінічної апробації неінвазивного методу вимірювання температури поспідовно реєструвалися термографічні зображення міокарда при гіпотермії при температурі від  $36^\circ\text{C}$  до  $13^\circ\text{C}$ . Температура навколишнього середовища в операційній становила  $23^\circ\text{C}$  і залишалася незмінною завдяки використанню системи кондиціонування повітря. Розподіл температури на поверхні серця при температурі  $24,3^\circ\text{C}$  представлено на рис. 1 (а, б).

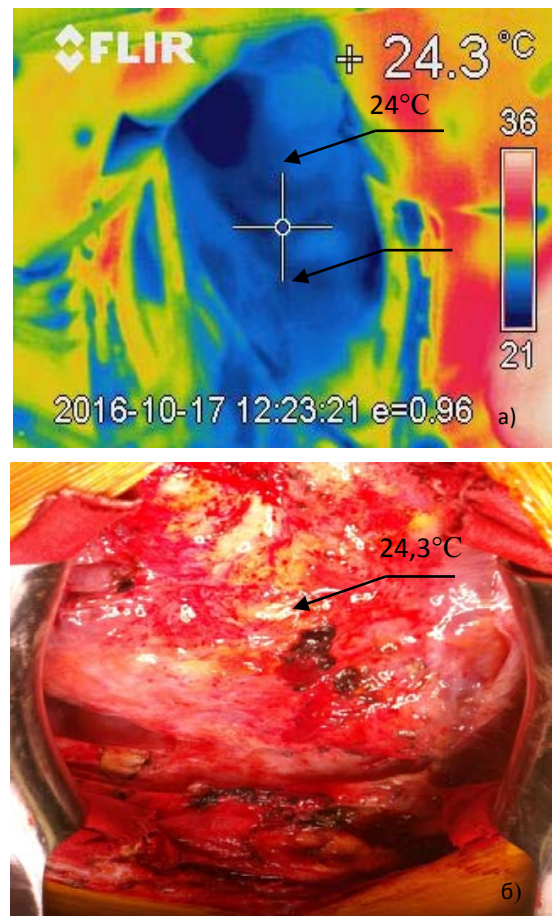


Рис. 1. а) Розподіл температури на поверхні серця при температурі  $24,3^\circ\text{C}$ ; б) поверхня відкритого серця в умовах штучного кровообігу

Враховуючи, що тепловізор забезпечує точність вимірювання температур об'єктів  $\pm 0,1^\circ\text{C}$ , величина градієнта температури на поверхні серця більше  $1^\circ\text{C}$  дозволяє достовірно визначити ділянки міокарда з неоднорідним розподілом температури.

За допомогою інструментальних засобів інфрачервоної термографії можна визначити не тільки аномальні ділянки міокарда з неоднорідним розподілом температури на поверхні се-



рця, а також великі коронарні судини при достатній величині градієнта температури між серцем і навколишнім середовищем [9].

Тепловізор дозволяє одночасно контролювати зміни температури крові в контурі штучного кровообігу, зміни температури відкритого серця та тіла пацієнта. Застосування безперервного способу вимірювання температури дозволяє також контролювати температуру перфузата (крові в контурі штучного кровообігу), яка не повинна відрізнятись від температури тіла пацієнта більше ніж на 15°C.

Аналіз теплових зображень, які отримані для поверхні відкритого серця, показує наявність взаємозв'язку між станом міокарда і гетерогенністю (неоднорідністю) термограмм серця. На якісному рівні аналіз термограмм дозволяє в процесі загального дослідження інфрачервоного зображення міокарда, вивчити температурний рельєф серця і розподіл гарячих і холодних аномальних зон. Кількісний аналіз дає можливість уточнити результати попереднього аналізу термограмм серця і кількісно оцінити різницю температур між досліджуваними ділянками міокарда і температурою навколишніх тканин [10].

Наприклад, застосування тепловізора для контролю температури венозного повернення в контурі штучного кровообігу дозволяє регулювати приток крові до порожнистих вен за допомогою зміни оклюзії венозної лінії затискачем або спеціальним пристроєм.

## V. Висновки

Застосування тепловізійних методів контролю температури дозволяє реєструвати теплове випромінювання від поверхні серця і достовірно визначати градієнт температур безпосередньо між перфузатом і міокардом в будь-який момент часу в умовах штучного кровообігу з точністю до 0,1°C в залежності від чутливості і роздільної здатності сенсорної

матриці тепловізора. Оцінка температури тіла в умовах штучного кровообігу дозволяє підвищити ефективність інтраопераційного захисту мозку і серця, та передбачає використання спеціальних технічних засобів і клінічних методів вимірювання температури крові і тіла.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Устинов А. В. Кардиохирургия и интервенционная кардиология: проблемы и перспективы развития / Український медичний часопис: актуальні питання клінічної практики. Издательство «МОРИОН», №1 (87) I – II 2012 г. – с. 4 URL: <https://www.umj.com.ua/article/25512/kardioxirurgiya-i-intervencionnaya-kardiologiya-problemy-i-perspektivy-razvitiya>.
- [2] Райнер Шефер, Матиас Эберхардт Анестезиология / пер. с нем. под ред. О.А. Долиной. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. – 864 с.
- [3] Wynne, R. Postoperative pulmonary dysfunction in adults after cardiac surgery with cardiopulmonary bypass: clinical significance and implications for practice / R. Wynne, M. Botti // Am. J. Crit. Care. – 2004. – Vol. 13. – P. 384–393.
- [4] Бунятян А. А., Мизиков В.М. Анестезиология: национальное руководство / под ред. А. А. Бунятяна, В. М. Мизикова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. – 1104 с.
- [5] ACCM/PALS haemodynamic support guidelines for paediatric septic shock: an outcomes comparison with and without monitoring central venous oxygen saturation / C. F. de Oliveira, D. S. de Oliveira, A. F. Gottschald [et al.] // Intensive Care Med. – 2008. – Vol. 34, N 6. – P. 1065–1075.
- [6] Данилова В. А., Шлыков В. В. Применение тепловидения в диагностике сосудистых патологий / Электроника и связь, 2014, Том 19, №5(82). – с. 73 – 75 г. URL: <http://ela.kpi.ua/jspui/bitstream/123456789/11021/3/16.pdf>
- [7] Виглеб Г. Датчики. Устройство и применение. — М.: Мир, 1989.
- [8] Christopher C. Young, Robert N. Sladen «Clinical Monitoring» / International Anesthesiology Clinics, 1996. – Vol. 34, № 3 URL: [www.perfusion.com](http://www.perfusion.com)
- [9] Шликов В.В. Метод цифровой обработки видеоданных термограмм при операциях на открытом сердце с фильтрацией визуальных фонов миокарда // Наукові вісті НТУУ "КПІ", No 1 (2018). С 26 – 36. – URL: [http://bulletin.kpi.ua/article/download/118807/pdf\\_286](http://bulletin.kpi.ua/article/download/118807/pdf_286)
- [10] Максименко В. Б., Шлыков В.В., Данилова В. А. Обнаружение тепловых неоднородностей для последовательности изображений в видео термограмм / В. Б. Максименко, В. В. Шлыков, В. А. Данилова // Вісник Нац. техн. ун-ту "ХПІ": зб. наук.пр. Сер.: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків: НТУ "ХПІ", 2017. – № 19 (1241). – С. 42-47. – URL: <http://mts.khpi.edu.ua/article/view/108075/108075-229239-1-PB.pdf>.

## КЛИНИЧЕСКОЕ ИЗМЕРЕНИЕ ТЕМПЕРАТУРЫ СЕРДЦА

**Данилова В. А.**, ассистент,  
valnaa@ukr.net

**Шлыков В. В.**, доц., к.т.н.  
v.shlykov@kpi.ua

Факультет биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет Украины  
"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского"  
г. Киев, Украина

**Реферат** — Сегодня невозможно себе представить лечение больных с врожденными и приобретенными пороками сердца, ишемической болезнью сердца или сложными нарушениями ритма без хирургического вмешательства. Применение современных радикальных методов лечения кардиохирургических больных предполагает непрерывный контроль температуры крови и тела пациента в условиях искусственного кровообращения [1]. Например, в Национальном институте сердечно-сосудистой хирургии (НИССХ) им. Н. М. Амосова выполняются оперативные вмешательства по поводу ретроградной дуги аорты. При этом предпочтение отдается методике ретроградной гипотермической перфузии головного мозга через верхнюю полую вену. Температура крови составляет 18°C, объемная скорость перфузии 250–400 мл/мин/м<sup>2</sup>, перфузионное давление 10–12 мм рт. ст., время перфузии 50–70 мин. При этом контролируются изменения температуры «ядра» тела, а методика позволяет полностью сохранить жизнедеятельность мозга. Методика общей управляемой гипертермической перфузии также применяется при инфекционном эндокардите, когда согревание пациента до температуры 39,5°C проводится при помощи теплообменника аппарата искусственного кровообращения с поддержанием достигнутой температуры тела в течение 30–40 мин после основного этапа операции. Это позволяет уменьшить количество рецидивов инфекционного эндокардита до 0,5 %. Таким образом, оценка температуры тела предполагает использование, как специальных технических средств измерения температуры, так и применение специальных клинических методов измерения температуры крови и тела.

**Ключевые слова** — защита миокарда, гипотермия, искусственное кровообращение, термография, распределение температуры.

# CLINICAL MEASUREMENT OF HEART TEMPERATURE

**Danilova V. A.**

The assistant of Biomedical engineering,  
valnaa@ukr.net

**Shlykov V. V.**

Associate Professor, Ph.D.  
v.shlykov@kpi.ua

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

**Abstract.** *Purpose.* Today, it is impossible to imagine treatment of patients with congenital and acquired heart diseases, coronary heart disease or complicated rhythm disturbances without surgical intervention. The use of modern radical methods of treatment of cardio surgical patients assumes continuous monitoring of the temperature of the patient's blood and body in conditions of cardiopulmonary bypass [1]. For example, in the National Institute of Cardiovascular Surgery (NICSH) named N.M. Amosova performed surgical interventions for the retrograde arch of the aorta. Preference is given to the method of retrograde hypothermic perfusion of the brain through the upper vena cava. The temperature of the blood is 18 °C, the volume perfusion rate is 250-400 ml / min / m<sup>2</sup>, the perfusion pressure is 10-12 mm Hg. The perfusion time is 50-70 minutes. At the same time, changes in the temperature of the "core" of the body are monitored, and the technique allows to fully preserving the vital activity of the brain. The method of general controlled hyperthermic perfusion is also used for infective endocarditis, when the patient warms up to 39.5 °C with a heat exchanger of the cardiopulmonary bypass and maintains the body temperature achieved within 30-40 minutes after the main stage of the operation. This allows reducing the number of relapses of infective endocarditis to 0.5%. Thus, the evaluation of body temperature involves the use, as a special technical means of measuring temperature, and the use of special clinical methods for measuring body temperature.

**Keywords** – protections of the myocardium, hypothermia, cardiopulmonary bypass, thermography, temperature distribution.

# ВИБІР ОПТИМАЛЬНОГО ВАРІАНТУ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРОЕКЦІЙ НА ОКО ПРИ КЕРАТОМЕТРІЇ

*Поліщук О. С.*, ORCID 0000-0003-4997-4247 e-mail E\_1\_@ukr.net  
*Козяр В. В.*, к.м.н., доц., ORCID 0000-0002-6252-6660  
e-mailkozyarvasiliy@gmail.com

Кафедра біомедичної інженерії, Факультет біомедичної інженерії  
Національний технічний університет України  
"Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" kpi.ua  
Київ, Україна

**Реферат** — У цій роботі проведено аналіз існуючих аналогів, інформаційних джерел та порівняння можливих форм розміщення кілець Placido для проекції на око людини при проведенні кератометрії.

Метою дослідження є пошук оптимального розміщення кілець, яке дає найменшу похибку при утворенні проекції на око та забезпечує достовірність результатів. На основі результатів пошуку, скласти прототип прилада та провести експерименти.

Вибір форм для проекції, проводився за рахунок обробки, як вітчизняних джерел інформації, так і закордонних. Згідно даних, було обрано три основні типи розміщення, площинне, від'ємне конусне та від'ємне параболоїдне, всі вони побудовані в виді трьохвимірних моделей. Для цього, були використані середовища Solidworks і 3Ds max. Дані середовища, дають можливість відслідкувати хід оптичних променів проекції моделі і отримати її на ту чи іншу поверхню, в даному випадку, модель рогівки ока людини. Отримані проекції на рогівці проаналізовано за допомогою цих же середовищ та наочним шляхом. Вибрано, актуальну модель, яка задовольняє мету, яка зазначалась.

На основі аналізу моделей складено прототип прилада з використанням оптимального розміщення. Представлено результати перших експериментів використання вибраного розміщення кілець Placido для проекції. До кожного отриманого результату був поставлений відповідний діагноз, який опирається на діагностику, яка проведена за допомогою інших методів та іншими авторами. Таким чином, достовірність використання запропонованого методу отримання проекції, підтверджується результатами інших авторів, що дає право вважати прилад та його методику діагностування вірними.

**Ключові слова** — Кератометрія, математичне моделювання, кератометр, астигматизм, кератоконус, кератоглобус, кератит, проекції Placido, інтраокулярна лінза (ІОЛ).

## I. Вступ

Прилад кератометр призначений для оцінки викривлення передньої поверхні ока людини, рогівки, з метою діагностики та виявлення астигматизму, кератоглобуса, кератоконусу, розрахунку оптичної сили інтраокулярної лінзи (ІОЛ), яку імплантують при видаленні катаракти. Кератометрію включають в план підготовки до лазерної корекції зору або інших коригуючих операцій на очах, перед протезуванням кришталика, використовують для оцінки результатів хірургічного лікування або корекції [1], [2]. Вимірювання проводиться як в міліметрах (мм), так і діоптріях (дптр).

Не дивлячись на велику кількість робіт, присвячених кератометрії, ця тема є не достатньо досліджена. Стандартні автокератометри вимірюють кривизну зовнішньої поверхні рогівки лише в чотирьох точках параболічної зони із радіусом 3 мм, рис. 1, при

цьому найбільш інформативний оптичний центр та периферія не потрапляють у зону виміру.

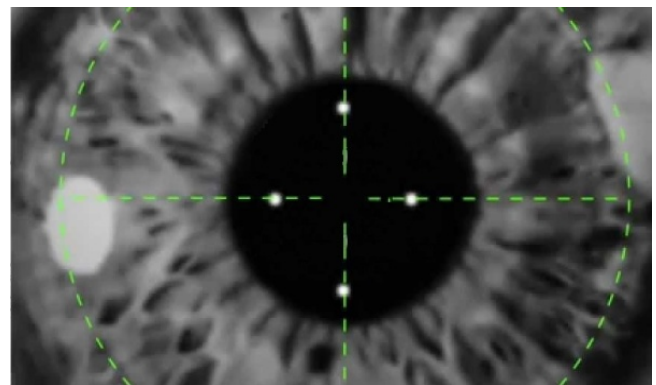


Рис. 1. Кератометрія рогівки в 4-х точках [3]

На рис. 2 представлена спеціальна карточка, за допомогою якої проводиться аналіз кривизни рогівки. Лікар розміщується перед пацієнтом, притуляючи картку до свого ока, і через лінзу, розташовану в центрі картки,

спостерігає зображення на поверхні ока пацієнта. На картці нанесені концентричні кільця, зображення яких, освітлені із навколишнього середовища, проєктуються на передню поверхню рогівки. Критерієм діагностики є відхилення форми зображень на рогівці від кола. Недосконалістю даної методики є суб'єктивність і вона не дає можливість отримати цифрові значення відхилень форми передньої поверхні рогівки від сферичної. Крім того, обов'язковою умовою для її використання є наявність достатнього освітлення в приміщенні для отримання якісних проєкцій кілець на око.



Рис. 2. Картка з концентричними кільцями Пласідо[4]

Необхідно з'ясувати, яке розміщення дисків Placido в створюваному приладі є оптимальним, забезпечує більшу діагностичну інформативність та достовірність отриманих даних.

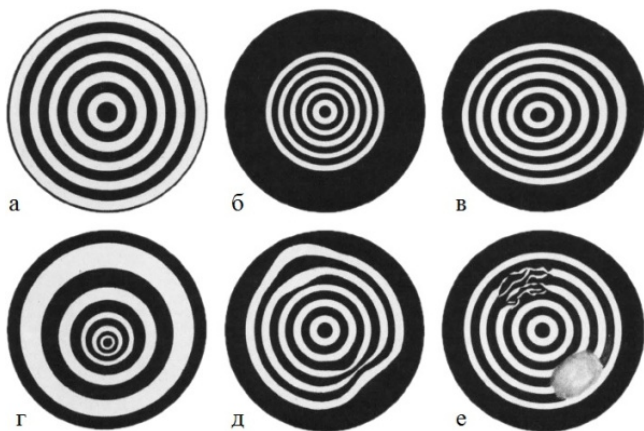


Рис. 3. Зображення кілець Пласідо при різних видах патології [5].

1. Рогівка, у якій радіус більший, ніж нормальний, характеризується на кератограмі-

льшим радіусом кілець. Навпаки, якщо радіус рогівки менше норми, то кільця зменшені (рис. 1, а, б).

2. Астигматизм характеризується на кератограмах еліптичною формою зображення кілець (рис. 1, в).

3. При кератоконусі кільця зменшені в області його вершини, де радіус поверхні малий, і розширені в периферичній сплюснутій частині (рис. 1, г).

4. Місцеві сплюснення рогівки викликають на відповідних ділянках зображення розширення кілець, навпаки, більш опуклі ділянки характеризуються звуженням кілець (рис. 1, д).

5. Якщо рогівка має хвилясту, зморщену поверхню, що буває при кератитах, зображення кілець зникає і з'являється переплетення ліній неправильної форми (рис. 1, е).

6. Ті місця рогівки, де порушена нормальна структура епітелію, на кератограмах характеризуються зникненням чіткого малюнка кілець, замість якого видно світлу розпливчасту пляму (рис. 1, е).

## II. Моделювання різновидів розміщення концентричних кілець

В запропонованому приладі для проведення діагностики використовується проєкція 12 кілець Placido [6], що дозволяє оцінити кривизни рогівки, як в центральній частині, так і на її периферії. В даному кератометрі відстань від прилада до ока пацієнта становить 10 см. Для проєкції на око використовується світлодіодне джерело освітлення, світловий потік якого 870 лм, потужність 14.4 Вт/м<sup>2</sup>, розміщене в приладі за кільцями [7]. В центрі кілець знаходиться фото-відео камера для реєстрації зображення та послідуєчого його аналізу.

Досліджувались проєкції на око кілець Placido при площинному, від'ємному конусному, від'ємному параболоїдному їх розміщеннях. Моделювання цих кілець в середовищах Solidworks [8] і 3Dsmax [9], дає можливість провести порівняння отриманих проєкцій та визначити переваги та недоліки кожного з них.

На рис. 4 представлені 3 моделі, на яких ліворуч частини розташовані кільця Placido, а з правої сторони – рогівка. Дане моделювання відображає хід променів та отримання проєкції дисків на рогівку.

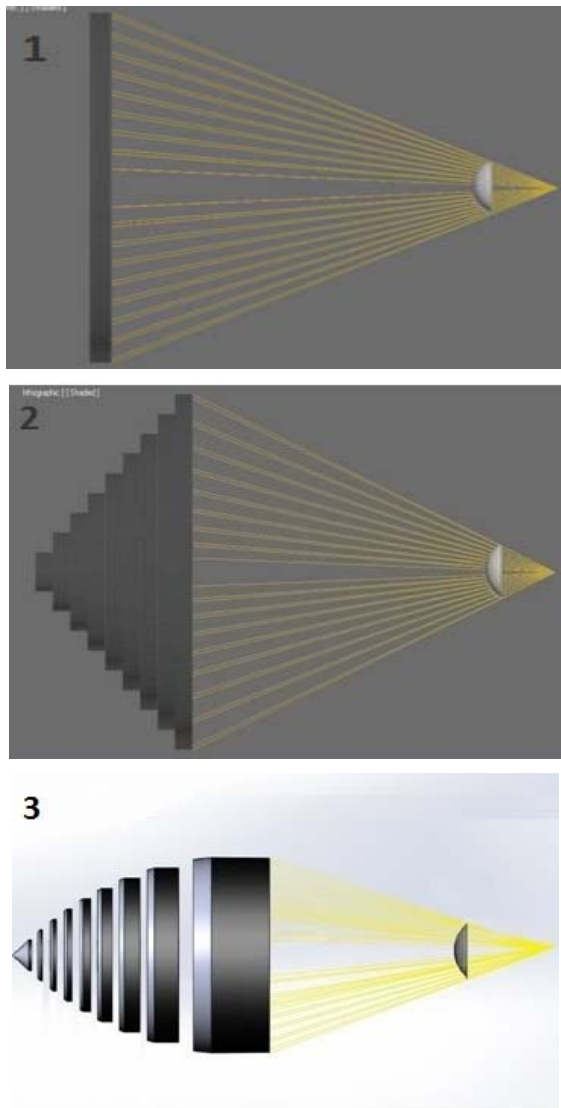


Рис. 4. Результат моделювання

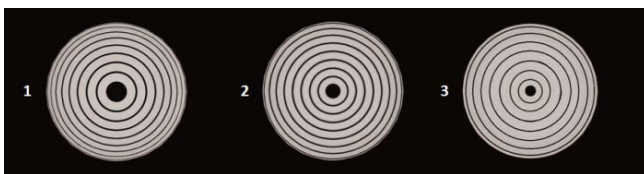


Рис. 5. Результати проєкцій концентричних кілець на рогівку ока: 1 – площинне розміщення; 2 – від’ємне конусне розміщення; 3 – від’ємне параболоїдне розміщення.

### III. Висновки щодо отриманих моделей

Виходячи з отриманих даних (рис. 5, пп. 1, 2, 3), видно, що проєкції значно різняться. В моделі з розміщенням на площині, присутнє явне спотворення геометричних розмірів. Центральне кільце збільшене, а кожне наступне не тільки зменшує свою товщину, а й не зберігає сталість проміжків між ними.

При від’ємному конусному розміщенні проміжки між кільцями та товщина кілець є сталими.

У від’ємному параболоїдному розміщенні, центральна частина значно зменшена, спочатку відстань між кільцями поступово збільшується, потім, після 6-го, зменшується.

Спотворення, що присутні в моделях 1 та 3, ведуть до хибної постановки діагнозу. За результатами моделювання можна прийти до висновку, що оптимальним розміщенням в приладі кілець для проєкції, яке задовольняє більшість умов, є конусне від’ємне. На рис. 6 зображено результат дослідження кривизни рогівки при розміщенні кілець Placido по типу 2-ї моделі, рис. 4.

### IV. Експеримент та його результат

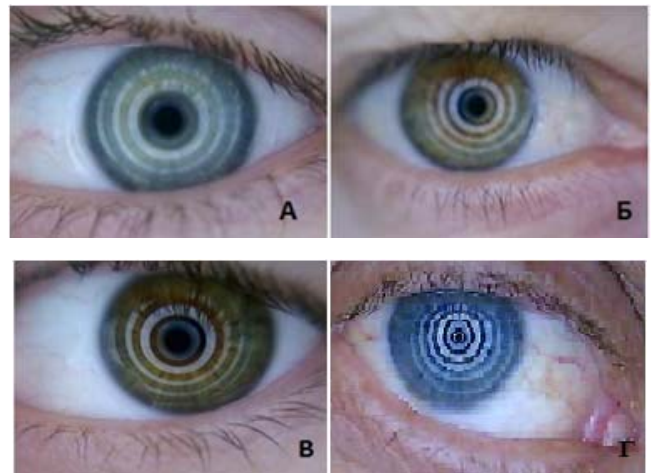


Рис. 6. Результат проведення експерименту

Рис. 6 (А), спотворень не спостерігається (суб’єкт віком 18 років).

Рис. 6 (Б), 4-й диск зміщений в сторону слизового м’язця, наступні, 5-й та 6-й диски, значно витянулись і їх практично не можливо ідентифікувати, всі вони не зберіють свою товщину (досліджуваний віком 53 роки).

Рис. 6 (В), Диски не зберігають свою товщину (досліджуваний віком 29 років).

Рис. 6 (Г), 8 та 9 кільця витянуті в бік слизового м’язця, не зберігають сталість проміжків між собою (досліджуваний віком 55 років).

Згідно проведеного експерименту, у досліджуваних виявлені ознаки астигматизму [10] та кератоконусу [5], що свідчить про працездатність приладу.

### V. Висновок

В роботі наведені результати моделювання та аналіз трьох основних варіантів розміщення кілець Placido в приладі для кератометрії.

Встановлено, що більш придатним для проведення кератометрії за допомогою кілець

Placido є конусне від'ємне розміщення, тому що при його використанні проекція кілець на рогівку не має спотворень, які присутні в двох інших моделях.

Експериментальні данні підтвердили можливість та вірність використання такого типу розміщення. Порівнявши отримані зображення рис. 6 із зображеннями на рис. 3, можна встановити, що у досліджуваного (рис. 6 (А)) відсутні патологічні спотворення, рис. 6 (Б) свідчить про наявність астигматизму [10], а рис. 6 (В) вказує на нерівномірність кривизни рогівки, а рис.6 (Г) – на астигматизм [10] та кератоконус.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Поліщук О. С. Удосконалення світлового випромінення кератометра: збірник / О. С. Поліщук. — Вінниця, 2017 – 83-85 с.
- [2] Oleksandr Polischuk. Carrying out keratometry: збірник / Oleksandr Polischuk. — Харків: НП, "ЦНТ" 2017. — 45-47 с.
- [3] MrimmayeeGhatak.Cornealaphi /GhatakMrimmayee.—Kota, India, 2016. — 186 с.
- [4] Кринец Ж. М. Практические навыки и методы исследования в офтальмологии: пособие/ Ж. М. Кринец, Н. Г. Солодовникова, С. Н. Ильина.— М.: Республика Беларусь, Гродно, Кафедра глазных болезней, 2014. — 5 с.
- [5] Пучковская Н. А. Атлас глазных болезней / Н.А. Пучковская: АМН СССР. — М.: Медицина, 1981, 368 с., ил.
- [6] Пат. 120893 Україна, МПК (2017.01) А61В 3/107 (2006.01) G02В 6/00. Автофотокеатометр/Поліщук О.С.; заявл. 18.05.2017; опубл. 27.11.2017, Бюл. № 22
- [7] Светодиодная лента SVT 5050 60 CWst : [Електронний ресурс]. — Режим доступу : HYPERLINK "<https://svetlini.ua/svetodiodynaya-lenta-svt-5050-60-cwst>"
- [8] Алямовский А. А. SolidWorksSimulation как решают практические задачи / А. А. Алямовский. — М.: БХВ Петербург, 2012. — 443 с.
- [9] Горелик А. М. Самоучитель 3dsMax 2014 / А. М. Горелик. — М.: БХВ Петербург, 2014.
- [10] Радзиховский Б. Л. Астигматизм человеческого глаза / Б. Л. Радзиховский. —М.: Медицина, Москва, 1969, 300 с.

# ВЫБОР ОПТИМАЛЬНОГО ВАРИАНТА ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ПРОЕКЦИЙ НА ГЛАЗ ПРИ КЕРАТОМЕТРИИ

*Полищук А. С.*, ORCID 0000-0003-4997-4247

e-mail E\_1\_@ukr.net

*Козяр В. В.*, к.м.н., доц., ORCID 0000-0002-6252-6660

e-mail kozyarvasiliy@gmail.com

Кафедра биомедицинской инженерии

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет Украины

"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского" kpi.ua

Киев, Украина

**Реферат** — В этой работе проведен анализ существующих аналогов, информационных источников и сравнения возможных форм размещения колец Placido для проекции на глаз человека при проведении кератометрии.

Целью исследования является поиск оптимального размещения колец, которое дает наименьшую погрешность при образовании проекции на глаз и обеспечивает достоверность результатов. На основе результатов поиска, составить прототип прибора и провести эксперименты.

Выбор форм для проекции, проводился за счет обработки, как отечественных источников информации, так и зарубежных. Согласно данным, были выбраны три основных типа размещения, плоскостное, отрицательное конусное и отрицательное параболоидное, все они построены в виде трехмерных моделей. Для этого были использованы среды Solidworks и 3Ds max. Данные среды, дают возможность проследить ход оптических лучей проекции модели и получить ее на ту или иную поверхность, в данном случае, модель роговицы глаза человека. Полученные проекции на роговице проанализированы с помощью этих же сред и наглядным путем. Выбрано, актуальную модель, которая удовлетворяет цель, которая указывалась.

На основе анализа моделей составлен прототип прибора с использованием оптимального размещения. Представлены результаты первых экспериментов использования выбранного размещения колец Placido для проекции. К каждому полученному результату был поставлен соответствующий диагноз, который опирается на диагностику, проведенную с помощью других методов и другими авторами. Таким образом, достоверность использования предложенного метода получения проекции, подтверждается результатами других авторов, дает право считать прибор и его методику диагностирования верными.

**Ключевые слова** — Кератометрия, математическое моделирование, кератометр, астигматизм, кератоконус, кератоглобус, кератит, проекции Placido, интраокулярная линза (ИОЛ).



# CHOICE OF OPTIMAL VARIETIES OF DIAGNOSTICAL PROJECTION ON THE EYE FOR KERATOMETRY

*Polischuk O. S.*, 0000-0003-4997-4247 e-mail E\_1\_@ukr.net

*Koziar V. V.*, Ph.D., Assoc., ORCID 0000-0002-6252-6660

e-mail kozyarvasiliy@gmail.com

Department of Biomedical Engineering, Faculty of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine

"Igor Sikorsky Kiev Polytechnic Institute" kpi.ua

Kiev, Ukraine

**Abstract** — *In this work, an analysis of existing analogues, information sources and comparison of possible forms of placement of Placido rings for projection onto the human eye during keratometry is carried out.*

*The purpose of the research is to find the optimal placement of the rings, which gives the least error in the formation of projection on the eye and ensures the reliability of the results. Based on the results of the search, make a prototype device and conduct experiments.*

*The choice of forms for projection was carried out at the expense of processing both domestic sources of information and foreign ones. According to the data, three main types of placement, plane, negative conical and negative paraboloid were selected, all of them are constructed in the form of three-dimensional models. For this purpose, Solidworks and 3Ds max were used. These media provide an opportunity to trace the course of optical rays of the projection of the model and get it on this or that surface, in this case, the model of the cornea of the human eye. The obtained projections on the cornea are analyzed using these same environments and in a visual way. Selected, current model that satisfies the target that was specified.*

*On the basis of model analysis a prototype of the device was compiled using the optimal placement. The results of the first experiments using the chosen placement of Placido rings for projection are presented. An appropriate diagnosis was made for each result obtained, which is based on the diagnosis carried out by other methods and other authors. That is way, the validity of the use of the proposed method for obtaining a projection, is confirmed by the results of other authors, gives the right to consider the device and its diagnostics method correct.*

**Key words** — *Keratometry, mathematical modeling, keratometer, astigmatism, keratoconus, keratoglobus, keratitis, Placido projections, intraocular lens (IOL).*

# РОБОТИЗОВАНИЙ ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ТА ЛІКУВАННЯ ЗАХВОРЮВАНЬ ХРЕБТА ЗА ДОПОМОГОЮ ТРАКЦІЙНОЇ ТЕРАПІЇ

*Чорний К., Худецький І., Антонова-Рафі Ю.*

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

“Київський політехнічний інститут ім. І. Сікорського”, Київ, Україна

chorny.kostia@gmail.com

**Реферат** — Був представлений роботизований програмно-апаратний комплекс для діагностики та лікування захворювань хребта за допомогою тракційної терапії. Тракційна терапія – це метод лікування і реабілітації захворювань хребта, який орієнтований на зняття локального спазму з певних відділів хребта, що значно пришвидшує процес відновлення тканин. Терапію виконують за допомогою або механічних, або електронно механічних технічних засобів. Механічні системи розтягнення хоч і прості і надійні, але потребують високої кваліфікації лікаря і не мають достатнього контролю за процесом лікування. Використання електронно-механічних систем зі зворотнім зв'язком вирішують проблему контролю процедури і додають гнучкості налаштування. Представлена система, за допомогою механічних засобів і електронного програмного керування, об'єднує точність та надійність машини і досвід та гнучкість людини. Наявність електронного керування дозволяє налаштовувати програми розтягнення в залежності від індивідуальних потреб пацієнта. Наприклад, можливо змінювати силу розтягнення за лінійним, імпульсним трикутним, імпульсним прямокутним, синусоїдальним та змішаним режимом. Крім того конструкція, що базується на чотирьох візках, дозволяє застосовувати різні програми розтягування для різних відділів хребта. Легкий в освоєнні та функціональний графічний інтерфейс дозволяє швидко виконувати налаштування процесу проведення процедури, контролювати її параметри, переглядати дані з датчиків в реальному часі. Система не потребує спеціальної підготовки для її використання, що сприятливо вплине на можливість її інтеграції. Використання індивідуальних тракційних алгоритмів та оригінальної конструкції тракційного стола дозволяє розробити унікальний підхід і лікуванні захворювань хребта, що підніме ефективність лікування на новий рівень та покращить якість життя пацієнтів.

**Ключові слова** — програмно-апаратний комплекс, тракційна терапія, захворювання хребта.

## I. Вступ

Захворювання опорно-рухового апарату є серйозною проблемою сучасного суспільства. За даними ВООЗ, сидячий спосіб життя у високорозвинених, а тепер і в країнах, що розвиваються, призводить до того, що майже 80 % населення страждають від захворювань такого типу з різним ступенем тяжкості [1]. Захворювання опорно-рухового апарату є третім за поширеністю після серцево-судинних і онкологічних захворювань. Серед них – дегенеративно-дистрофічні ураження хребетно-моторних сегментів, спазми, ураження міжхребцевих дисків, викривлення хребта тощо. Під час ходьби та сидіння, більша частина навантаження приходить на хребет, що призводить до ряду захворювань, пов'язаних з компресією та перевантаженням його відділів [2].

Одним з методів лікування та реабілітації при таких захворюваннях є тракційна терапія. Цей метод передбачає розтягнення хребта або всього тіла з певною силою для зняття напруги та деформації хребта, усунення симптомів захворювання та поліпшення умов для відновлення тканин після травми. [3, 4, 5].

Тракційна терапія проводиться лікарем-вертебрологом або мануальним терапевтом вручну або за допомогою технічних засобів в жорстко контрольованих умовах. При неправильному виконанні процедури можна нанести шкоду здоров'ю пацієнта, тому, зазвичай, процедура проводиться поступово, з послідовною зміною режимів, для точного контролю реакції.

У сучасній практиці використовують тракційну терапію за допомогою механічних засобів. Зазвичай вони представлені горизонталь-

ним столом, що укомплектований набором блоків, тросів та ваг. Пацієнт фіксується на столі еластичними смугами і силу розтягнення прикладають до певної ділянки хребта підвищуючи до тросів ваги певної величини. Але такі системи мають кілька недоліків:

- низька ступінь налаштування під особисті потреби пацієнта;
- немає можливості використання динамічних програм розтягнення;
- зворотній зв'язок відбувається через лікаря;
- відсутність інструментів для контролю процедури.

Таким чином, ці недоліки можна усунути шляхом впровадження електронного та програмного контролю за процедурою, а також надання лікарю максимальної кількості інформації під час процедури та можливості її точної настройки.

Зараз на ринку існують комплекси від різних виробників і з різними функціями. Серед них є системи як з простим механічним приводом, так і з електронним управлінням. Також є пристрої для мокрого розтягування, які представлені у вигляді ванни та підтримують різні температурні режими, стимуляцію з вібраціями та водяними струменями (рис. 1).

Представлений комплекс має трохи складніший механічний дизайн, який дозволяє створювати більш складні програми розтягування та має більшу гнучкість налаштувань.

Метою даної роботи є розробка проекту роботизованого програмно-апаратного комплексу для діагностики та лікування захворювань хребта з використанням тракційної терапії, а також дослідження процедури проведення терапевтичних процедур з використанням цього комплексу на імітованих зразках.



Рис. 1. Тракційна ванна для волого розтягування

## II. Розробка системи

Для досягнення поставленої мети необхідно розробити систему, яка буде складатися з трьох основних компонентів: механічного, електронного та програмного.

## III. Механічний компонент

Механічна частина – це стіл, який повинен бути зроблений з міцних, нетоксичних та недорогих матеріалів, з розрахунку на вагу дорослої людини (до 150 кг) та її зріст (до 2100x600 мм). Стіл повинен бути встановлений горизонтально на підлозі на 4 регульовані ніжки. На робочій поверхні столу на направляючі будуть монтуватися чотири візки, привідні шурупи та їх кріплення, мотори змінного струму та шестерні. Рух візків буде здійснюватися шляхом обертання приводних гвинтів двигунами, які за допомогою гайки, закріпленій в візку, перетворюватимуть обертальний рух гвинта у поступальний рух візка. Контроль швидкості візка та сили, що застосовується до пацієнта, повинен виконуватися за допомогою тензодатчиків, а також контролем швидкості обертання двигунів. Також можна визначити силу розтягування, вимірюючи струм, що споживається двигунами.

Візки – це рухомі частини стола, на яких буде лежати пацієнт. Кожен візок має бути обладнаний набором еластичних поясів, якими пацієнт прикріплюється до візка. Форма самих візків повинна бути ергономічною і зручною для довготривалої процедури. Матеріал покриття повинен бути м'яким та гіпоалергенним. Також, візки будуть оснащені датчиками для отримання параметрів пацієнта під час процедури.

Загальний вигляд механічної частини показаний на рис. 2, 3.

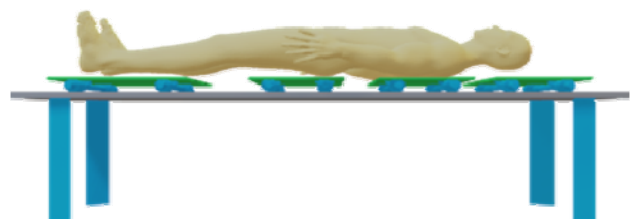


Рис. 2. Тракційний стіл. Вигляд збоку

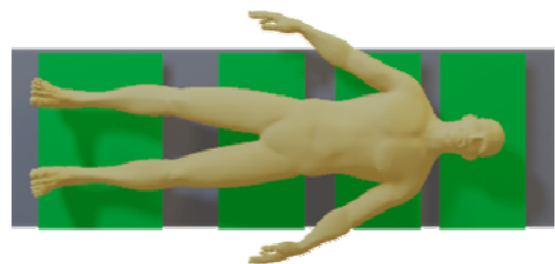


Рис. 3. Тракційний стіл. Вигляд зверху

#### IV. Електронний компонент

Електронний блок управління буде складатись з мікрокомп'ютера або мікроконтролера, який буде працювати з двигунами та датчиками (рис. 4). Команди для двигунів та дані від датчиків будуть передаватися в комп'ютер за допомогою бездротового зв'язку. В якості мікроконтролера можна використати будь-яку модель популярних і доступних пристроїв: Arduino, RaspberryPi, Amperka. Для цих мікроконтролерів на ринку є багато готових модулів для підключення серводвигунів, датчиків, елементів керування та інтерфейсу. Є також моделі з вбудованими бездротовими передавачами, або такі передавачі можуть бути встановлені як окремі модулі. Крім того, можна встановити дисплей, на якому можна налаштувати відображення основної інформації про виконання поточної процедури.

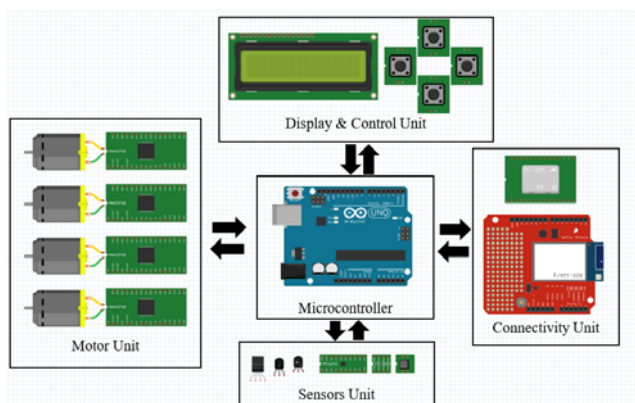


Рис. 4. Електронний блок керування на основі Arduino

#### V. Програмний компонент

Комп'ютерна програма керуватиме механічною та електронною частинами. Початкова мета – створити програму для операційної системи Microsoft Windows з наступними функціями:

- Відображення вичерпної інформації про стан механізму та електронної частини: стан з'єднання з пристроєм, положення візків, швидкість візків, сила розтягу, довжина розтягування, дані від зовнішніх датчиків;
- Управління електромеханічною частиною: програмування рухів візків, режими роботи, сила розтягування та інші параметри;
- Захист пацієнта від перевантажень: обмеження граничної сили розтягування, умови аварійного вимкнення, обмеження часу, автоматичне вимкнення у випадку втрати зв'язку з програмою керування;

- Накопичення інформації про виконані процедури та вимірювання для подальшої обробки;
- Можливість точно налаштувати будь-який етап процедури, змінити її параметри та алгоритм.

Також варто звернути увагу на розробку графічного інтерфейсу. Програмне забезпечення має бути розроблено для роботи з лікарями без спеціальної підготовки. Інтерфейс має бути доступним і зрозумілим, не перевантаженим, але одночасно відображати всю необхідну інформацію на одному екрані під час проведення процедури. Крім того, необхідно додати обмежувальні інструменти та перевірку даних, щоб виключити введення невірних параметрів. Лікар повинен мати можливість регулювати не тільки статичну силу розтягування, але також змінювати її у часі у вигляді двовимірних діаграм, встановлювати тривалість і циклічність розтягування. На цьому етапі дуже важливий високий рівень налаштувань, оскільки автоматизовані алгоритми ще не розроблені, і лікар повинен мати повний контроль над процедурою.

Робота всіх трьох складових позбавляє системи серйозних недоліків, забезпечує стабільну та безпечну роботу з комплексом як лікаря, так і пацієнта. Також за допомогою надійної механіки процедура буде повторювана, частково виключаючи людський фактор, і за допомогою датчиків можна буде спостерігати об'єктивний стан пацієнта під час лікування.

#### VI. Алгоритми обробки

Наявність датчиків дозволяє вимірювати такі основні параметри процедури як сила розтягування, відстань, до якої була розтягнута певна частина хребта, та час, протягом якого відбулося розтягування. Використовуючи ці параметри, можна побудувати відношення, що відображає відстань розтягування залежно від часу, при використанні різних сил розтягнення.

На рис. 5 видно залежність довжини тієї чи іншої частини хребта, яка піддається розтягуванню за часом, під час застосування різної сили розтягування, яка позначається пунктирною лінією. Залежність довжини розтягування від часу на певній ділянці графіка можна описати за допомогою рівняння (1),

$$L(t) = \frac{F}{r \left( 1 - e^{\frac{t}{P}} \right)} \quad (1)$$

де  $L(t)$  – довжина розтягування;  $F$  – сила роз-

тягування (пунктирна лінія на рис. 5);  $r$  – опір тканин, який визначає максимальну ступінь розтягнення тканин при застосуванні певної сили;  $p$  – еластичність тканин визначає, наскільки швидко тканина набуває нової форми.

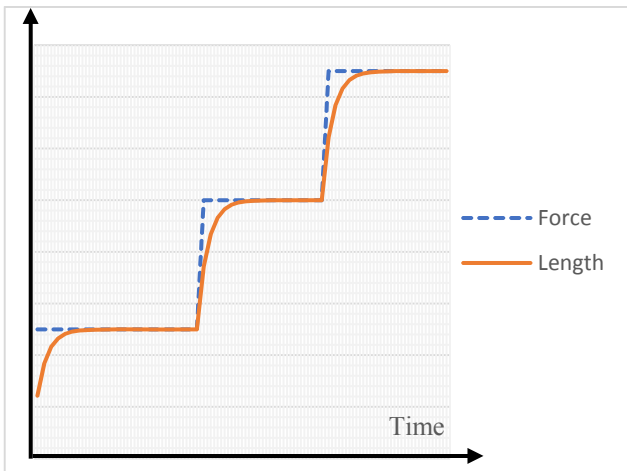


Рис. 5. Зміна довжини розтягнутого хребта в часі при застосуванні різної сили розтягування

Використовуючи рис. 5, можливо розрахувати коефіцієнти еластичності та опору тканин при різних значеннях ступеня розтягування, а потім використати ці параметри для визначення нормального або патологічного стану пацієнта та динаміки цих параметрів протягом курсу лікування.

Також, як загальний критерій для контролю розтягування, можна використовувати загальну характеристику розтягнення, яку можна розрахувати за допомогою рівняння (2).

$$R = \int L(t)dt \quad (2)$$

Критерій  $R$  допоможе системі проаналізувати ступінь розтягнення та еластичність тканин для точного контролю якості процедури. Збільшуючи значення критерію, площа фігури, що описується функцією  $L(t)$ , збільшиться, що вказує на збільшення еластичності тканини та зменшення опору. При зниженні ми будемо спостерігати зворотний ефект: еластичність тканини зменшилася, а опір збільшився.

Щоб отримати значення коефіцієнтів, необхідно провести випробування на експериментальних зразках хребта. Модель буде виготовлена з матеріалів аналогічних справжнім тканинам, щоб визначити параметри розтягування як можна точніше для подальшого калібрування пристрою. Потім, отримавши коефіцієнти на моделі, необхідно розрахувати головні параметри калібрування: основна швид-

кість візка, максимальна межа міцності на розрив, максимальна тривалість процедури, максимальна довжина розтягнення.

Також необхідно визначити параметри різних режимів роботи пристрою:

- Лінійне розтягування,
- Імпульсне розтягування за трикутним профілем,
- Імпульсне розтягування за прямокутним профілем,
- Синусоїдне розтягування,
- Комбіноване.

Лінійне розтягування можна розділити на два типи: статичне і динамічне. При статичному розтягуванні сила розтягування не змінюється з часом. Оскільки довжина хребта збільшується з розтягуванням хребта, сила розтягнення зменшується. Щоб запобігти цьому, програмне забезпечення системи збереже постійне значення сили розтягування за рахунок поступового руху візків. При динамічному розтягуванні сила, яка застосовується до пацієнта, збільшується лінійно (рис. 6). Основним параметром тут є швидкість зміни сили розтягування та її граничні умови.

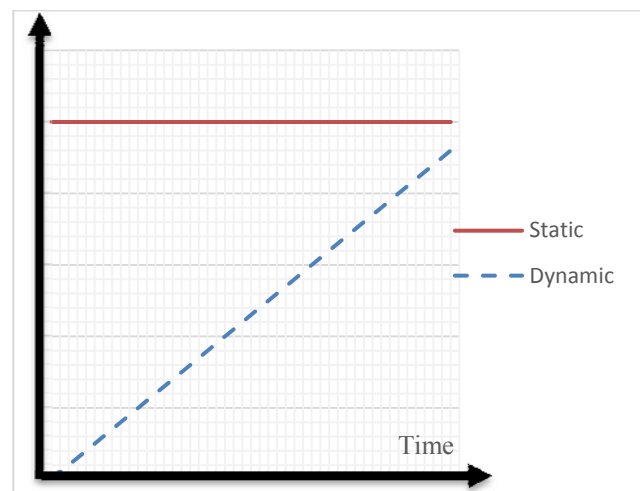


Рис. 6. Статичний та динамічний режими роботи

При імпульсному розтягуванні з трикутним профілем сила розтягування періодично збільшується лінійно і зменшується (рис. 7). Основними параметрами цього режиму є максимальна сила розтягування, мінімальна сила розтягування, тривалість періоду розтягування, робочий цикл, кількість періодів. Цей режим більш жорсткий у порівнянні з попереднім, але це дасть змогу швидше досягти потрібного результату при використанні меншої максимальної сили розтягування.

Імпульсний режим розтягування з прямокутним профілем схожий на трикутний профіль, але його основними параметрами є також мінімальна і максимальна сила розтягування, робочий цикл та кількість періодів (рис. 7).

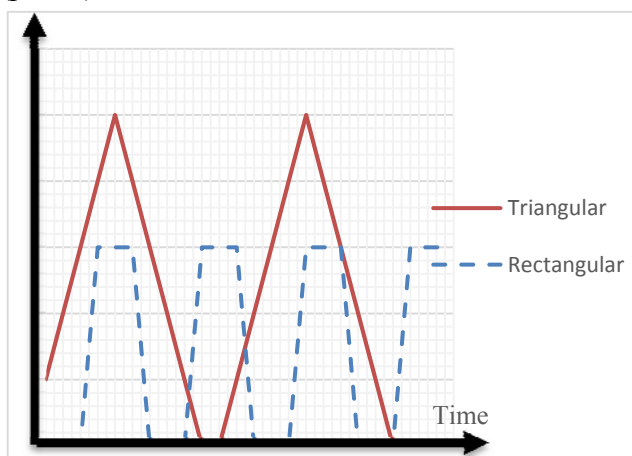


Рис. 7. Трикутний та прямокутний режими роботи

Під час роботи в синусоїдальному режимі сила розтягу змінюється відповідно до синусоїдального закону (рис. 8). Для роботи в цьому режимі необхідно визначити амплітуду, частоту, а також вертикальний зсув не менше половини амплітуди. Синусоїдальний режим дуже гладко змінює силу розтягування, тому його можна використовувати в якості м'якого режиму.

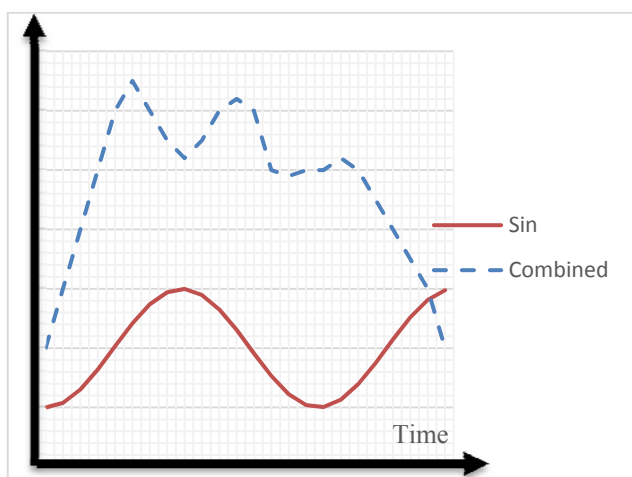


Рис. 8. Синусоїдальний та змішаний режим роботи

У комбінованому режимі лікар може встановлювати довільні зміни сили розтягнення (рис. 8). Він може вибрати індивідуальну програму розтягування для будь-яких потреб та будь-якого пацієнта. У цьому режимі також необхідно забезпечити обмеження, які не дозволяють змінювати силу натягу надто швидко, щоб запобігти пошкодженню тканин.

## VII. Висновок

У даній роботі проаналізовано актуальність розробки програмно-апаратних систем для лікування захворювань хребта шляхом тракційної терапії. Згідно з завданнями була розроблена система, що складається з механічної, електронної та програмної частин. Оригінальна конструкція тракційного стола дозволяє лікарю розтягувати певні ділянки хребта або все тіло, залежно від потреб пацієнта. Електронна частина забезпечена точними приводами та датчиками, які забезпечують не тільки точність та повторюваність процедури розтягнення, але також захищають пацієнта під час надзвичайних ситуацій. Програмне забезпечення має функціонувати як мозок всієї системи та надавати оператору повну інформацію про поточну процедуру, бути в змозі гнучко адаптуватись до будь-яких потреб пацієнта, а також забезпечити безпеку пацієнта під час процедури.

Цей комплекс дозволяє провести дослідження впливу розтягнення хребта на параметри опору та еластичності тканин. Ці дані можуть бути використані для оцінки якості процедури, діагностики захворювань, динамічного моніторингу стану пацієнта.

Використання різних режимів роботи забезпечить необхідний ефект, а також дозволить лікарю індивідуально вибирати лікувально-реабілітаційні програми для кожного пацієнта.

У майбутньому планується розробити алгоритмічну частину проекту для додавання програм автоматизованої терапії, які будуть не тільки оптимально налаштовуватися для кожного пацієнта, але й будуть доповнювати лікаря, покращуючи якість лікування.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] "World Health Statistics 2016: Monitoring health for the SDGs", World Health Organization. Geneva, pp. 10-11, 2016.
  - [2] N. A. Quraishi, Z. L. Gokaslan, S. Boriani, "The surgical management of metastatic epidural compression of the spinal cord", The Bone & Joint Journal, 2010.
  - [3] Saunders H., Duane M. S., "Use of Spinal Traction in the Treatment of Neck and Back Conditions" Clinical Orthopaedics & Related Research
  - [4] Aristotelis S. Filippidis., M. Yashar Kalani., Nicholas Theodore, Harold L. ReKate, "Spinal cord traction, vascular compromise, hypoxia, and metabolic derangements in the pathophysiology of tethered cord syndrome" Journal of Neurosurgery, 2010.
- Bermans J. Iskandar, Benjamin B. Fulmer, Mark N. Hadley, W. Jerry Oakes, "Congenital tethered spinal cord syndrome in adults", Journal of Neurosurgery.

# РОБОТИЗИРОВАННЫЙ ПРОГРАММНО-АППАРАТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЗВОНОЧНИКА С ПОМОЩЬЮ ТРАКЦИОННОЙ ТЕРАПИИ

*Чёрный К., Худецкий И., Антонова-Рафи Ю.*

chorny.kostia@gmail.com

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет Украины

“Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского”

Киев, Украина

**Реферат** — Был представлен роботизированный программно-аппаратный комплекс для диагностики и лечения заболеваний позвоночника с помощью тракционной терапии. Тракционная терапия — это метод лечения и реабилитации заболеваний позвоночника, который ориентирован на снятие локального спазма с определенных отделов позвоночника, что значительно ускоряет процесс восстановления тканей. Терапию выполняют с помощью механических или электронно-механических технических средств. Механические системы растяжения хоть простые и надежные, но требуют высокой квалификации врача и не имеют достаточного контроля над процессом лечения. Использование электронно-механических систем с обратной связью решают проблему контроля процедуры и добавляют гибкости настройки. Представленная система, с помощью механических средств и электронного программного управления, объединяет точность и надежность машины и опыт, гибкость человека. Наличие электронного управления позволяет настраивать программы растяжения в зависимости от индивидуальных потребностей пациента. Например, возможно изменять силу растяжения по линейному, импульсному треугольному, импульсному прямоугольному, синусоидальному и смешанному режиму. Кроме того, конструкция, которая основана на четырех тележках, позволяет применять различные программы растяжения для различных отделов позвоночника. Легкий в освоении и функциональный графический интерфейс позволяет быстро выполнять настройки процесса проведения процедуры, контролировать ее параметры, просматривать данные с датчиков в реальном времени. Система не требует специальной подготовки для ее использования, что благоприятно повлияет на возможности ее интеграции. Использование индивидуальных тракционных алгоритмов и оригинальной конструкции тракционного стола позволяет разработать уникальный подход для лечения заболеваний позвоночника, поднимет эффективность лечения на новый уровень и улучшит качество жизни пациентов.

**Ключевые слова** — программно-аппаратный комплекс, тракционная терапия, заболевания позвоночника.

# ROBOTIC HARDWARE AND SOFTWARE SYSTEM FOR DIAGNOSTIC AND TREATMENT OF SPINE DISEASES USING TRACTION THERAPY

*Chorny K., Khudetskyy I., Antonova-Rafi Y.*  
chorny.kostia@gmail.com  
Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kyiv, Ukraine

**Abstract** — A robotic software and hardware system for diagnosing and treating spine diseases using traction therapy was presented. Traction therapy is a method of treatment and rehabilitation of spine diseases, which focuses on the removal of local spasm from certain parts of the spine, which greatly speeds up the process of tissue repair. The therapy is performed with the help of mechanical or electronic mechanical devices. Mechanical stretching systems are simple and reliable but require high qualification of the doctor and do not have sufficient control over the treatment process. The use of electronic-mechanical feedback systems solves the problem of controlling the procedure and adds flexible settings. Presented system, with the mechanical devices and electronic program management, combines the accuracy and reliability of the machine and the experience and flexibility of the person. The presence of electronic control allows you to customize the stretching program, depending on the individual needs of the patient. For example, it is possible to change the tensile force in linear, impulse triangular, impulse rectangular, sinusoidal and mixed modes. In addition, the construction, which is based on four trolleys, allows to use various stretching programs for different parts of the spine. Easy-to-learn and functional graphical interface allows you to quickly perform settings of the procedure, monitor its parameters, view data from sensors in real time. The system does not require special training for its use, which will favorably affect the possibilities of its integration. The use of individual traction algorithms and the original design of the traction table allows to develop a unique approach for the treatment of spine diseases, raise the effectiveness of treatment to a new level and improve the quality of patient's life.

**Keywords** — hardware and software system; traction therapy, spine diseases



# СПОСІБ КІЛЬКІСНОГО АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ

**Собко А. В.**, студент,  
annasobko123@gmail.com

**Козяр В. В.**, доц., к.м.н.  
kozyarvasiliy@gmail.com

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

**Реферат** — Метод електроенцефалографії є провідним у функціональній діагностиці мозкової активності, проте, і він має свої недоліки у виявленні патологічних сигналів. Саме тому, нами було запропоновано спосіб кількісного аналізу електроенцефалографічних даних, метою якого є підвищення об'єктивності діагностування захворювань головного мозку, а саме – епілепсії. Захворюваність епілепсією є високою як в Україні, так і в цілому світі і в даний час. Будь яка додаткова об'єктивна оцінка сигналів є запорукою правильного діагностування захворювання. У даній статті представлено створений алгоритм оцінки загальної біоелектричної активності мозку та її окремих основних складових (альфа, бета, дельта та тета частотних ритмів). Здійснення поставленої задачі було вирішено реалізувати у програмному середовищі MatLab, оскільки в ньому можна здійснювати операції над великими матрицями даних, якими є електроенцефалографічні сигнали. Розклад за частотними ритмами здійснено за допомогою ортогонального вейвлету Мейєра. Проведено дослідження роботи розробленого методу, який застосований для аналізу дослідної бази пацієнтів, які мають нормальну активність головного мозку та патологічну (з діагнозом епілепсії). Всього база даних включає 150 ділянок електроенцефалограм, що зібрані з 16 осіб. Дослідження проводилось по трьох групах записів: ділянки з нормальною активністю мозку, з присутнім епілептичним нападом та ділянки активності мозку між двома приступами у хворих пацієнтів, по 50 ділянок для кожної групи. Проілюстровані середні значення вибірок результатів програмної обробки біоелектричної активності електроенцефалограм по групах альфа з бета та дельта з тета частотними ритмами. Статистично достовірна відмінність біоелектричної активності швидких і повільних ритмів у хворих та здорових пацієнтів дає можливість автоматично розрізняти патологію, а отже, підвищити об'єктивність у трактуванні спеціалістами електроенцефалографічних сигналів.

**Ключові слова** — електроенцефалографія, епілепсія, біоелектрична активність, частотні ритми, MatLab, мозкова активність.

## I. Вступ

Візуальний метод оцінки електроенцефалограм і в наші дні є провідним у функціональній діагностиці стану головного мозку. Проте, виявлення патологічних сигналів «на око» є недостатніми для аналізу тієї інформації, яку несе у собі складна картина біопотенціалів мозку.

За літературними даними, захворюваність і розповсюдження епілепсії, особливо в дитячому віці, лишається високою, як у цілому світі, так і в Україні [1,2]. Близько 50 мільйонів осіб страждають від цього захворювання [3]. Не зважаючи на велику кількість нових методів комп'ютерної обробки електроенцефалограм (ЕЕГ), майже всі вони мають непрямий характер і не зорієнтовані на необхідне підвищення об'єктивності її оцінки спеціалістами.

Ми вважаємо ефективним використання методу підрахунку біологічної активності мозку [4] в постобробці ЕЕГ, що має на меті забезпе-

чити нейрофізіолога інформацією, яка доповнює і уточнює візуальну, а значить, певною мірою – зменшує суб'єктивність оцінки ЕЕГ.

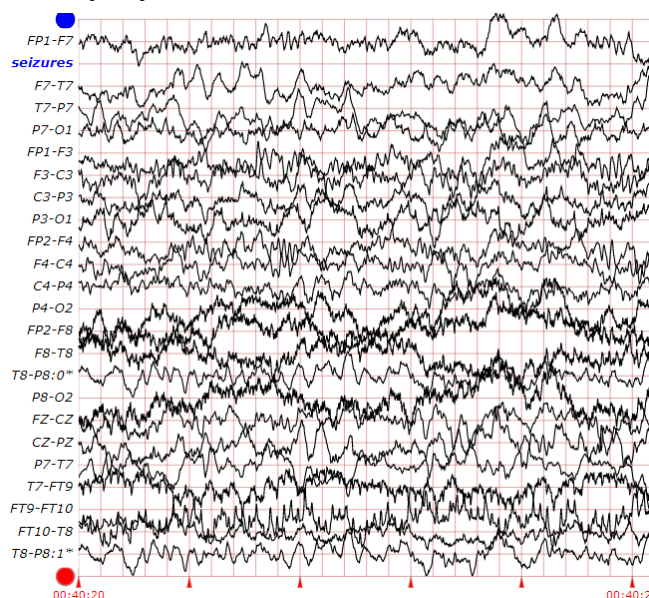


Рис. 1. Приклад запису ЕЕГ одного пацієнта

## II. Матеріали досліджень

У даному дослідженні задіяні дві бази даних, перша з яких зібрана в педіатричному відділенні Дитячій лікарні Бостона [5] і містить записи ЕЕГ хворих, що мають епілептичні приступи. Друга база містить 8 записів нормальної активності головного мозку отриманих у відділенні функціональної діагностики Клініко-діагностичного центру Державної наукової установи «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини» ДУС. Всього у зібраній базі 16 кейсів, кожен являє собою декілька записів у форматах .edf або .xlxs для кожного пацієнта. Всі записи розділені по 3 групах: норма, міжприступні ділянки та приступи.

Створення алгоритму було вирішено реалізувати у програмному середовищі MatLab, адже в ньому можливо здійснювати операції над матрицями даних великих розмірів [6].

## III. Створення алгоритму обробки даних

Відповідно до поставленої мети, було складено алгоритм обробки первинного матеріалу, що містить у собі реалізацію таких пунктів: вейвлет-розклад сигналів по частотним ритмам на 4 рівні (дельта-ритм (0-4 Гц), тета-ритм (4-8 Гц), альфа-ритм (8-16 Гц) та бета ритм (16-31 Гц)) [7]; розрахунок біоелектричної активності по кожному ритму; групування отриманих значень для альфа+бета і тета+дельта ритмів; розрахунок процентних відношень для кожної групи ритмів відповідно до сумарної біоелектричної активності сигналів (рис. 2).

Виділення із сумарної ЕЕГ складових різних частотних діапазонів здійснено за допомогою вейвлет-розкладу [8]. Вейвлет-розкладання сигналу ЕЕГ на окремі діапазони дозволяє розглядати їх незалежно один від одного і дає можливість вивчати частотні та інші властивості кожної компоненти. В роботі використаний ортогональний вейвлет Мейєрадмеу, який має носій на проміжку [0,101] і центральну частоту  $F_r = 0,6634$  Гц [9,10]. Вибір цього вейвлета зумовлений надійною локалізацією частотних спектрів компонентів сигналу. Отримані компоненти являють собою основні діапазони ритмів ЕЕГ (рис. 3).

Після видокремлення основних ритмів, розраховувалась біоелектрична активність кожного з них. Для цього було визначалися інтегра-

ли отриманих кривих на певному проміжку часу. Для розподілу ритмів ЕЕГ на швидкі і повільні альфа та бета і тета та дельта ритми були згруповані разом.

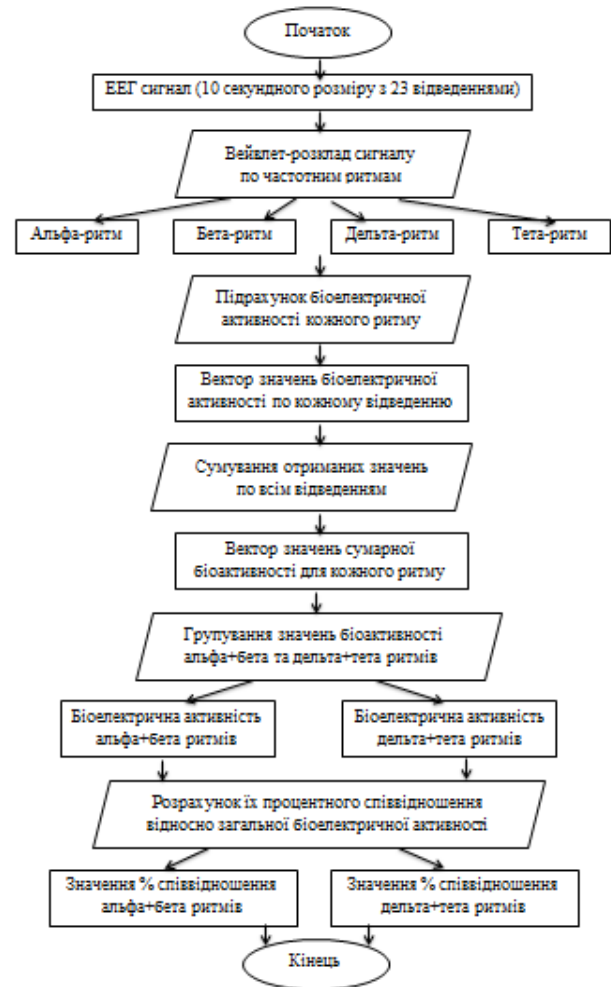


Рис. 2. Блок-схема розробленого алгоритму

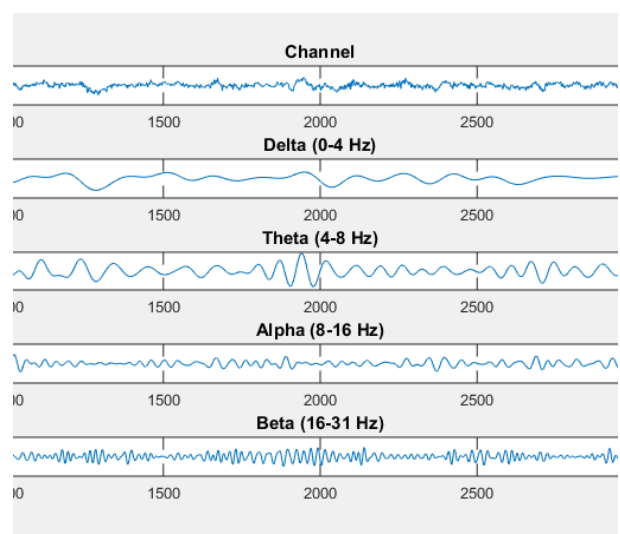


Рис. 3. Вигляд вікна вейвлет-розкладу сигналу ЕЕГ на частотні складові

Відсоткове значення біоелектричної активності кожної групи розраховувалось за стандартною математичною пропорцією до сумарної біоелектричної активності всіх ритмів, взятої за 100 %.

#### IV. Результати дослідження

Загалом опрацьовано 150 ділянок ЕЕГ тривалістю 10 секунд кожна: 50 – з нормальною активністю мозку, 50 – з наявним епілептичним нападом, 50 – ділянок між нападами у хворих на епілепсію. Отримано такі середні значення біоелектричної активності ритмів для нападу та міжприступного стану (Табл. 1).

**Таблиця 3. Середні значення результатів програмної обробки 150 ділянок ЕЕГ за 3-ма групами**

Група	Біоелектрична активність ритмів	
	Дельта+Тета ритм, %	Альфа+Бета ритм, %
Норма	60,95	38,99
Міжприступ	57,00	43,44
Приступ	50,21	49,77

Порівняння результатів обробки записів ЕЕГ, зроблених під час нападів та при їх відсутності, дозволяє виявити помітні відмінності.

#### V. Висновки

Отримані дані вказують на істотне зростання активності delta+teta та відповідне зниження активності alfa+beta ритмів при наявності нападів епілепсії, в той час, як при нормальній

мозковій діяльності внесок швидких і повільних ритмів ЕЕГ у загальну біоелектричну активність майже однаковий. Ці результати дають підставу використовувати запропонований метод для автоматичної комп'ютерної детекції патологічної активності мозку і підвищення об'єктивності нейрофізіологічної діагностики.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Temina P., Nikanorova M. (1999), Epilepsiya i sudorozhnyiesindromyi u detey [Epilepsyandconvulsivesyndromesinchildren], Meditsina, Moscow, Russia.
- [2] Kramer G. (2009), "Diagnosis and treatment of epilepsies", 13th Congress of the European Federation of Neurological Societies, Teaching Course, vol. 8, pp. 1-21.
- [3] Megiddo I., Colson A., Chisholm D., Dua T., Nandi A., Laxminarayan R. (2016), "Health and economic benefits of public financing of epilepsytreatmentin India: An agent-basedsimulationmodel", OfficialJournaloftheInternationalLeague-AgainstEpilepsy.
- [4] Goldberger A. L., Amaral L., Glass L., Hausdorff J. M., Ivanov P. Ch., Mark R. G., Mietus J. E., Moody G. B., Peng C. K., Stanley H.E. (2000), PhysioBank, Physio Toolkit, and Physio Net: Componentsof a New Research Resource for Complex Physiologic Signals, availableat: <https://physionet.org/physiobank/database/chbmit/>(accessedJune 13, 2000).
- [5] Smolentsev N. K. (2013), Osnovy iteorii veyvletov. Veyvletyi v MATLAB [Fundamentals of the theory of wavelets. Waveletsin MATLAB], DMK Press, Moscow, Russia. [4] Goldberger A. L., Amaral L., Glass L., Hausdorff J.M., Ivanov
- [6] A. Shoeb, H. Edwards, J. Connolly, B. Bourgeois, S. Ted Treves, J. Guttag. Patient-Specific SeizureOnsetDetection. Epilepsy and Behavior. August 2004, 5(4): pp.483-498.
- [7] Krumholz A, etal. (2007). Practice parameter: Evaluating anaparentunprovoked firstseizureinadults (an evidence-based review): Report of the Quality Standards Subcommittee of the American Academy of Neurology and the American Epilepsy Society. Neurology, 69(21): 1996-2007.
- [8] V. Vorobyev, Theory and practice of wave lettrans for mation, Military University of Communication, 1999. - p. 204.
- [9] A. Shoeb, J. Guttag. Application of Machine Learning to Epileptic Seizure Onset Detection. 27th International Conferenceon Machine Learning (ICML), June 21-24, 2010, Haifa, Israel.
- [10]A. Mecler, "Application of the apparatusofnonlinear analysis of dynamic systems for processing EEG", Actualproblems of modern mathematics: scientificnotes, 2004, pp. 112-140.

# СПОСОБ КОЛИЧЕСТВЕННОГО АНАЛИЗА ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАМ

**Собко А. В.**, студент  
annasobko123@gmail.com

**Козяр В. В.**, доц., к.м.н.  
kozyarvasiliy@gmail.com

Факультет биомедицинской инженерии  
Национальный технический университет  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
г. Киев, Украина

**Реферат** — Метод электроэнцефалографии является ведущим в функциональной диагностике мозговой активности, однако, и он имеет свои недостатки в выявлении патологических сигналов. Именно поэтому, нами был предложен способ количественного анализа электроэнцефалографических данных, целью которого является повышение объективности диагностики заболеваний головного мозга, а именно - эпилепсии. Заболеваемость эпилепсией высока как в Украине, так и во всем мире в настоящее время. Любая дополнительная объективная оценка сигналов является залогом правильного диагностирования заболевания. В данной статье представлен созданный алгоритм оценки общей биоэлектрической активности мозга и его отдельных основных составляющих (альфа, бета, дельта и тета частотных ритмов). Осуществление поставленной задачи было решено реализовать в программной среде MatLab, поскольку в ней можно осуществлять операции над большими матрицами данных, каковыми есть электроэнцефалографические сигналы. Разделение по частотным ритмами осуществлено с помощью ортогонального вейвлета Мейера. Проведено исследование работы разработанного метода, который был применен для анализа исследовательской базы пациентов с нормальной активностью головного мозга и патологической (с диагнозом эпилепсии). Всего база данных включает 150 участков электроэнцефалограмм, которые собраны с 16 человек. Исследование проводилось по трем группам записей: участки с нормальной активностью мозга, с присутствующим эпилептическим приступом и участки активности мозга между двумя приступами у больных пациентов, по 50 участков для каждой группы. Проиллюстрированы средние значения выборок результатов программной обработки биоэлектрической активности электроэнцефалограмм по группам альфа с бета и дельта с тета частотными ритмами. Статистически достоверное различие биоэлектрической активности быстрых и медленных ритмов у больных и здоровых пациентов дает возможность автоматически различать патологию, а следовательно, повысить объективность в трактовке специалистами электроэнцефалографических сигналов.

**Ключевые слова** – электроэнцефалография, эпилепсия, биоэлектрическая активность, частотные ритм, MatLab, мозговая деятельность.

# METHOD OF QUANTITATIVE ANALYSIS OF ELECTROENCEPHALOGRAM

*Собко А. В.*, student.

annasobko123@gmail.com

*Koyar V.*, Associate Professor, Ph.D.

kozyarvasiliy@gmail.com

Faculty of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine

«Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute»

Kyiv, Ukraine

**Abstract.** *Purpose.* Increasing the objectivity of diagnosing brain diseases in patients with epilepsy. *Relevance.* Today the visual method of evaluation of electroencephalograms is leading in the functional diagnosis of the state of the brain. However, the detection of pathological signals is roughly insufficient for the analysis of the information contained in the complex picture of the brain potentials. *Methodology.* We propose a method for processing electroencephalographic data, which is based on an algorithm for estimating the total bioelectric activity of the brain and the relation of brain's individual components (alpha, beta, delta and theta frequency rhythms). *Materials.* The study used 16 EEG records that were split into 150 sites of the same size. Each site belonged to a group of either a healthy, or sick, or intracurrent brain activity. The creation of the algorithm was decided to be implemented in the MatLab software environment, since it is possible to carry out operations on large data matrices. Selection from the total EEG constituents of different frequency ranges is carried out using the Meyer wavelet. The wavelet-decomposition of the EEG signal into separate ranges allows us to consider them independently of each other and enables us to study the frequency and other properties of each component. *Results.* We conducted a study of the work of the developed method for the analysis of the experimental basis of patients with normal brain activity and pathological (with the diagnosis of epilepsy). The study was conducted in three groups of records of electroencephalograms: sites with normal brain activity, with epileptic seizure present and areas of brain activity between two attacks in sick patients. *Originality.* This computer processing of electroencephalograms is oriented on the need to increase the objectivity of its evaluation by specialists, unlike most other new processing methods. *Practical value.* The statistically significant difference between the bioelectric activity of fast and slow rhythms in patients and healthy patients makes possible to automatically distinguish between pathology and, consequently, to increase objectivity in the treatment of electroencephalographic signals by specialists. *References* 10, table 1, figures 3.

**Keywords** — electroencephalography, epilepsy, bioelectric activity, frequency rhythms, MatLab, brain activity.

# ОЦІНКА ВЗАЄМОЗВ'ЯЗКУ РОБОТИ ДИХАЛЬНОЇ ТА СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ СИСТЕМ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФІЇ

*Михайлова П. О.*, e-mail: polinamyh@gmail.com

*Зубков С. В.*, szub284@gmail.com

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Реферат** — В статті виконано огляд літератури по темі фотоплетизмографічного методу скринінгової діагностики. На основі аналізу фізичні основи фотоплетизмографічного сигналу та його складових визначено причина появи складової фотоплетизмографічного сигналу, що корелює з кривою дихання та проведено аналіз зв'язку сигналу пульсової хвилі з сигналом дихання. За допомогою фотоплетизмографа з розширеною полосою пропускання частот в результаті експерименту отримано ряд фотоплетизмографічних сигналів людей віком від 19 до 70 років, з різним станом здоров'я. На основі досліджень запропоновано за допомогою двох сигналів, отриманих з одного фотоплетизмографічного каналу розраховувати індекс Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми, що вказує на стан міжсистемної взаємодії дихальної та серцево-судинної системи.

Якість отриманого результату базується на базі фізіологічних закономірностей роботи організму людини та практично отриманих даних з макету фотоплетизмографа та при схематичному моделюванні в програмі Micro-Cap 9. Для вирішення поставленого завдання авторами запропоновано метод для підрахунку миттєвого значення Хільдебранта (на кожен дихальний акт), який було реалізовано за допомогою програм Micro-Cap 9 та Microsoft Excel. Точний розрахунок кількості серцевих скорочень на один акт дихання було забезпечено шляхом обрання критичних точок. Побудовано гістограму миттєвого значення індуса Хільдебранта. Попередньо за запропонованим алгоритмом підрахунку індексу Хільдебранта було встановлено, що кількість кардіоциклів на вдиху вища за цей показник на видиху, що пов'язано з фізіологічними процесами, які відбуваються в організмі людини під час процесу обміну кисню в організмі. В подальших дослідженнях планується отримати більшу кількість даних для їх обробки і доказу отриманих результатів апаратом математичної статистики.

**Ключові слова** — діагностика, фотоплетизмографія, серцево-судинна система, сигналдихання, індекс Хільдебранта.

## I. Вступ

Фотоплетизмографічний метод заснований на визначенні зміни об'єму крові в мікросудинному руслі тканин [1] і надає можливість отримати показники, за якими проводиться діагностика стану серцево-судинної системи, наприклад, індекс жорсткості, індекс відбиття, час відбиття пульсової хвилі, частота серцевих скорочень та інш., [2]. Але стан здоров'я організму визначається не лише станом окремих органів і систем, але і правильністю їх функціональної взаємодії. Доказано, що головний серцевий ритм, дихання і низькочастотні коливання серцевих скорочень та кров'яного тиску у нормі знаходяться в стані високого ступеня синхронізації між собою. При розвитку патологічних процесів в серцево-судинній системі

така синхронізація порушується і відбувається руйнування нормальних взаємозв'язків між різними підсистемами її регуляції. [3]

В даній роботі пропонується удосконалення методу, що дозволяє проводити одночасно моніторинг роботи серцево-судинної та дихальної систем і оцінювати їх розширені параметри, зокрема ступінь взаємоузгодженості (індекс Хільдебранта).

## II. Аналіз літературних джерел

Поширення неінвазивних методів діагностування серцево-судинних захворювань обумовлено їх неруйнівною дією, та відсутністю ризику занесення інфекції [4, 5, 6], зокрема оптичних методів. Більшість м'яких клітинних тканин людини, а також кров і лімфа є середо-

вищами, поглинання світла якими залежить від насичення їх певними хімічними сполуками. Це робить принципово можливими всі *in vivo* вимірювання з поверхні біотканин, що широко використовуються в неінвазивних оптичних діагностичних методах, зокрема в фотоплетизмографії [7]. Перевагами методу є зручність дослідження судинних реакцій на різних ділянках тіла, можливість проведення досліджень в умовах електромагнітних перешкод, відсутність електродних та електричних впливів на досліджуваний біооб'єкт [4].

Метод фотоплетизмографії полягає в реєстрації змін оптичної щільності досліджуваної тканини і залежить від товщини біотканини, її внутрішньої структури, розмірів кровоносних судин та спектрального складу джерела світла [7, 8]. За рахунок багаторазового розсіювання і поглинання пучок випромінювання розширюється і загасає при поширенні в тканини. [4, 9] Об'ємне розсіювання є причиною поширення значної частки випромінювання в зворотному напрямку [10]. При пульсаціях артеріального тиску капілярне русло наповнюється кров'ю, що призводить до збільшення об'єму кровоносних судин і в свою чергу змінює характеристики поглинання, відбиття та розсіювання світла, що проходить через дану ділянку. На довжинах хвиль від 600 до 1500 нм розсіювання превалює над поглинанням, і глибина проникнення світла в біотканину становить 8–10 мм. [10]

При просвічуванні пальця може вимірюватися периферійний тиск, що є менш інформативним ніж центральний. Однак, через свою простоту, метод активно застосовується в медицині [11–12]. Сигнал кров'яного тиску має складену структуру з декількох компонент, в числі яких, наприклад, хвиля Майєра [13], хвиля дихання, пульсова хвиля. [14] Фотоплетизмографічний сигнал містить постійну складову, що залежить від зовнішнього світла, структури тканини, кісток, шкіряного покриву та змінну складову, яка пропорційна зміні об'єму крові, в артеріях, артеріолах т капілярах. [15].

#### *А. Постановка проблеми*

Діагностична цінність методу полягає в тому, що форма пульсової хвилі відображає стан гемодинаміки людини [6].

Відношення двох складових фотоплетизмографічного сигналу – частоти серцевих скоро-

чень (ЧСС) і частоти дихання (ЧД) – становить ще один важливий діагностичний показник стану міжсистемної взаємодії дихальної системи та серцево-судинної системи організму – індекс Хільдебранта. Відхилення даного індексу від значень 4,0 свідчить про ступінь незгодженості дихальної та серцево-судинної систем [19, 20]. Окремим каналом було виділено криву дихання, що модулює отриманий фотоплетизмографічний сигнал. Запропонований алгоритм розширення діагностичних можливостей фотоплетизмографа, виконуючи розрахунок індекса Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми.

#### *В. Мета досліджень*

Метою даної роботи є встановлення можливості оцінки взаємоузгодженості роботи дихальної та серцево-судинної систем при виділенні патернів дихання з фотоплетизмографічного сигналу та розрахунку індекса Хільдебранта з точністю до третього знаку після коми.

Якість результату в першу чергу базується на базі фізіологічних закономірностей роботи організму людини та практично отриманих даних з макету та при схемотехнічному моделюванні в програмі Micro-Cap 9.

### **III. Визначення патернів дихання методом фотоплетизмографії**

Для досягнення мети виділення сигналу дихання з фотоплетизмографічного було розширено смугу пропускання приладу та оптимізовано фільтраційні блоки таким чином, щоб сигнал на виході не спотворювався, завдяки усуненню усіх диференціальних ланок.

Для виділення дихання пропонується логарифмічна амплітудо-частотна характеристика (ЛАЧХ) фотоплетизмографів, представлена на рисунку 1.

Макет фотоплетизмографа забезпечено двома системами фільтрації, що надають можливість виділити патерн дихання та пульсову хвилю в окремі сигнали. При експерименті використовувався датчик на відбиття D-25 компанії NELLCOR з довжиною хвилі 660 нм, що не виключає впливу зміни вмісту кисню в крові при диханні. Вихідний сигнал з макетної плати знімався за допомогою осцилографа PCSGU-250. З осцилографа сигнал через USB-роз'єм сигнал передавався на ноутбук, де був оцифрований та відображений за допомогою програмного забезпечення для PCGU-250

PsLab2000LT. При реєстрації всі добровольці знаходилися в стані спокою, їх дихання було

рівномірне, не глибоке. Сигнал реєструвався з безіменного пальця лівої руки.

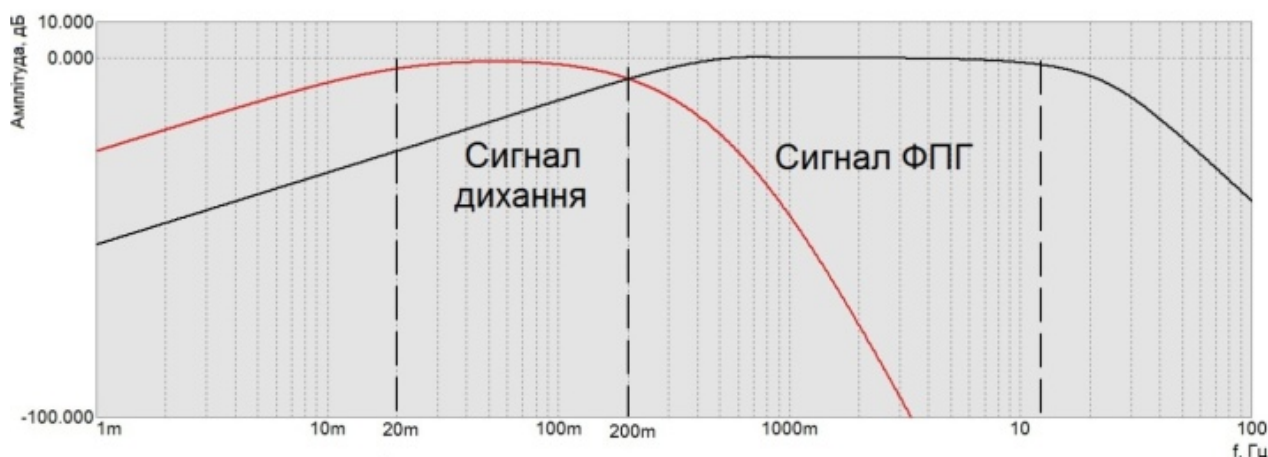


Рис. 3. Запропонована логарифмічна амплітудо-частотна характеристика фотоплетизмографів

#### IV. Результати

В результаті експерименту було отримано ряд фотоплетизмографічних сигналів людей віком від 19 до 70 років, з різним станом здоров'я. Отримання сигналу дихання і частоти серцевих скорочень з одного сигналу дозволяє більш точно розраховувати важливий діагностичний індекс Хільдебранта.

Отримані дані були оцифровані. Для точного розрахунку кількості серцевих скорочень на один акт дихання було обрано критичні точки. Для сигналу дихання крива була продиференційована і критичними точками обрано точки перетину диференціалу кривої з віссю  $t$ . Для сигналу фотоплетизмограми критичною точкою обрано пік вершини прямої хвилі.

Виміри і розрахунки проводилися в середо-

вищі Micro-Cap 9 та Microsoft Excel покроково за наступним алгоритмом:

I. Вимір повної кількості кардіоциклів на один акт вдоху, чи видоху (рис. 2).

II. Вимір тривалість не повних кардіоциклів на початку та в кінці дихального руху (рис. 3).

III. Вимір тривалість кожного повного кардіоциклу на один дихальний рух.

IV. Розрахунок суми не повних частин кардіоциклу на початку та в кінці дихального руху і їх частини відносно середньоарифметичного тривалості всіх кардіоциклів на даний дихальний рух

V. Розрахунок загальної кількості кардіоциклів як суми повної кількості циклів та частина не повних.

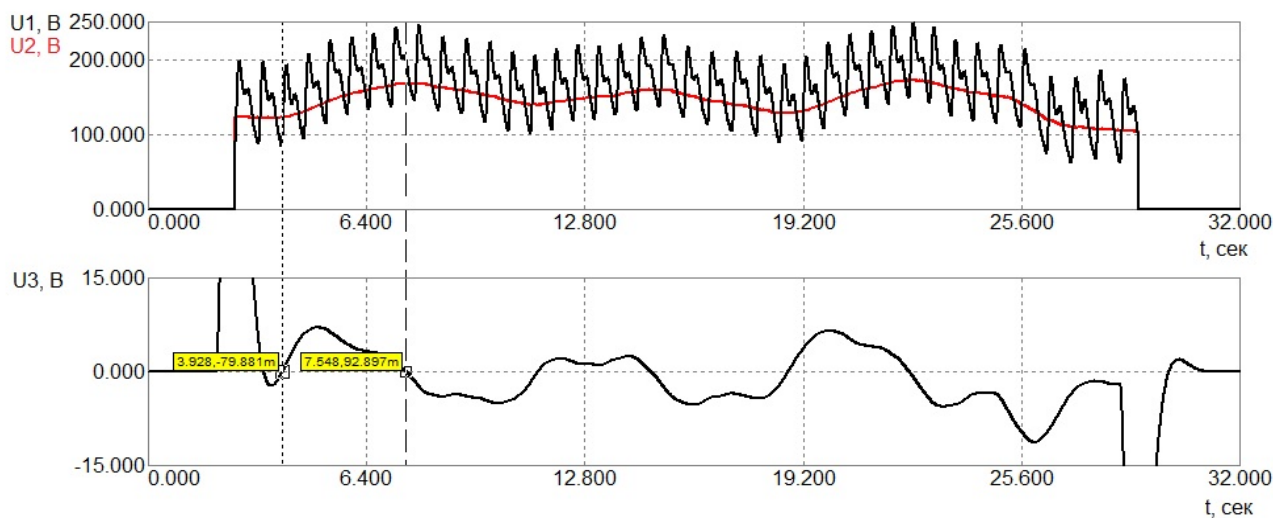


Рис. 2. Підрахунок кількості кардіоциклів на половину дихального акту: U1 – фотоплетизмограма, U2 – сигнал дихання, U3 – диференціал від сигналу дихання



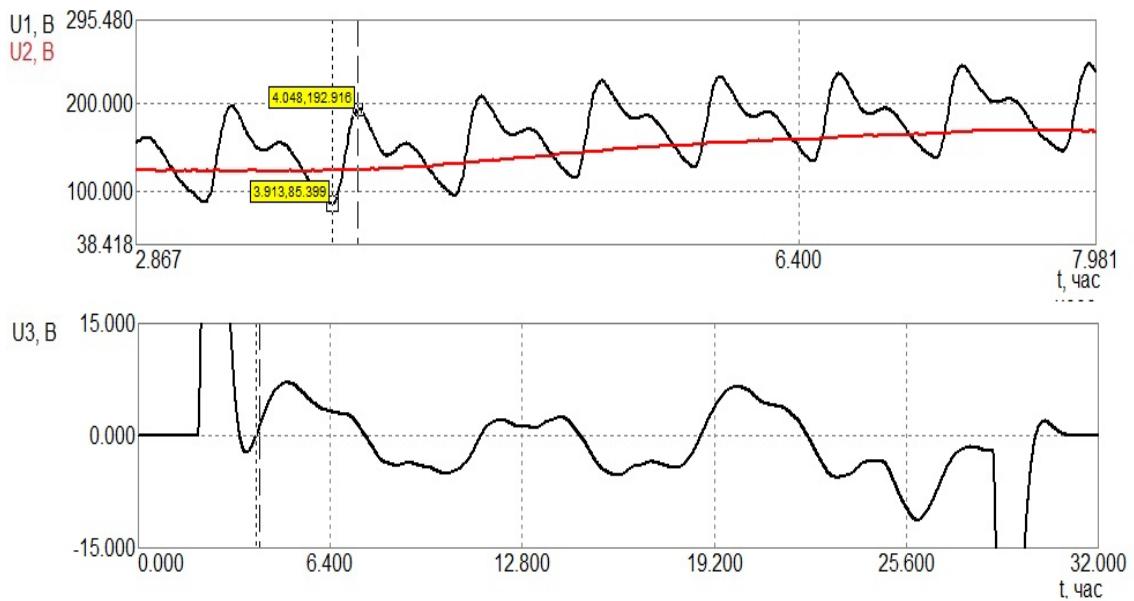


Рис. 3. Вимірювання тривалості неповного кардіоциклу:  
 U1 – фотоплетизмограма, U2 – сигнал дихання, U3 – диференціал сигналу дихання

Вимірні дані були занесені у таблицю Excel, де проводилися всі розрахунки. Індекс Хільдебранта в даному випадку розраховувався як відношення кількості кардіоциклів до 0,5 (половина повного дихального акту).

Результати за даним алгоритмом розраховані з сигналу пацієнта Я. Т. сигнали наведені у таблиці 1.

Таблиця 1. Тривалість кардіоциклів на дихальний акт

Параметр	Характеристика					
Дихальний рух	вдих	вдих	видих	вдих	видих	
Кількість повних кардіоциклів	5	5	4	5	4	
Тривалість кардіоциклів, с	0,652	0,702	0,621	0,706	0,644	
	0,640	0,692	0,627	0,706	0,631	
	0,634	0,686	0,621	0,719	0,631	
	0,628	0,670	0,627	0,706	0,624	
	0,659	0,649	-	0,690	-	
Середня тривалість кардіоциклу, с	0,643	0,680	0,624	0,705	0,633	
Тривалість не повних кардіоциклів, с	на початку	0,135	0,397	0,538	0,343	0,550
	в кінці	0,226	0,076	0,244	0,102	0,460
	сумарно	0,361	0,473	0,782	0,445	1,01
Частина не повних кардіоциклів	0,561	0,696	1,253	0,631	1,596	
Всього кардіоциклів на дихальний рух	5,561	5,696	5,253	5,631	5,596	
Індекс Хільдебранта	11,122	11,392	10,506	11,262	11,192	

Гістограму розподілу відношення частоти серцевих скорочень до дихального руху (миттєве значення індекса Хільдебранта) представлено на рисунку 4.

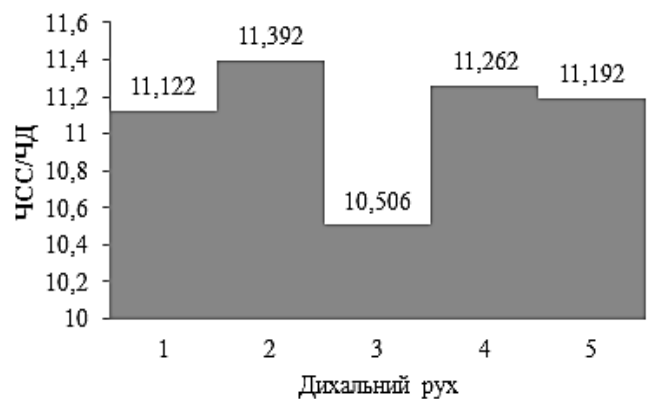


Рис. 4. Гістограма відношення частоти серцевих скорочень до частоти дихання на вдиху та на видиху

З гістограми прослідковується характерна залежність зміни кількості серцевих скорочень на кожен дихальний рух.

## V. ВИСНОВКИ

В ході проведення дослідження було отримано співвідношення частоти серцевих скорочень до частоти дихання, що отримані з одного сигналу для декількох пацієнтів. Відзначено залежність зміни частоти серцевих скорочень від фази дихання. На вдиху збільшується кількість серцевих циклів. Це пов'язано з фізіологічними процесами, що відбуваються під час

дихання і доводить правильність отриманих вимірювань.

Виділення і аналіз сигналу дихання під час реєстрації фотоплетизмограми спрощує моніторинг основних життєвих функцій та розширює обмежені можливості контролю фізіологічної характеристики. Інформація про співвідношення частоти дихання та кількості серцевих скорочень, може бути використана для синхронізації роботи апарату для штучної вентиляції легень.

Далі планується отримати більшу кількість даних для подальшої обробки їх і доказу отриманих результатів апаратом математичної статистики.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] Калакутский Л. И. Фотоплетизмограф для клинического мониторинга сердечного ритма / Л. И. Калакутский, Е. В. Молчков, П. И. Бахтинов. // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2012. – №11. – С. 87–91.
- [2] Матяш В. І. Клінічна характеристика вегетативних порушень / В. І. Матяш, Н. В. Ралець, Л. В. Березіна. // Журнал клінічних та експериментальних медичних досліджень. – 2013. – №2. – С. 252–255.
- [3] Кульминский Д. Д. Разработка устройства суточного мониторинга состояния сердечно-сосудистой системы на основе анализа синхронизации ее ритмов / Д. Д. Кульминский, Е. И. Боровкова, В. С. Хорев, С. А. Миронов. // Bulletin of Medical Internet Conferences. – 2014. – №7. – С. 962–966.
- [4] Павлов С. В. Оптико-електронні засоби діагностування патологій людини, пов'язаних із периферичним кровообігом: монографія / С. В. Павлов, Т. І. Козловська, В. Б. Василенко. – Вінниця: ВНТУ, 2014. – 140 с.
- [5] Артериальная ригидность - маркер развития сердечно-сосудистых заболеваний / [Э. Н. Оттева, Е. В. Клинкава, О. Г. Гарбузова та ін.]. // Клиническая медицина. – 2012. – № 1. – С. 4–12.
- [6] Гемодинамический мониторинг в практике интенсивной терапии критических состояний / [А. М. Машин, Е. А. Кузьмова, А. В. Царев та ін.]. // Медицина неотложных состояний. – 2016. – № 5. – С. 42–46.
- [7] Рогаткин Д. А. Физические основы оптической оксиметрии / Д. А. Рогаткин. // Медицинская физика. – 2012. – № 2. – С. 97–114.
- [8] Федотов А. А. Анализ параметров фотометрического преобразователя пульсовой волны / А. А. Федотов, С. А. Акулов. // Известия Самарского научного центра Российской академии наук, т. 15. – 2013. – № 6. – С. 1052–1057.
- [9] Медицинские приборы. Разработка и применение / [Д. Вебстер, Д. Кларк, М. Нойман та ін.]. – Москва: Медицинская книга, 2004. – 720 с.
- [10] Пушкарева А. Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. / А. Е. Пушкарева. – Санкт-Петербург: СПбГУ ИТМО, 2008. – 103 с.
- [11] Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // Physiological measurement. – Т. 28, No 3. – 2007.
- [12] Utility of second derivative of the finger photoplethysmogram for the estimation of the risk of coronary heart disease in the general population / Toshiaki Otsuka, Tomoyuki Kawada, Masao Katsumata, Chikao Ibuki // Circulation Journal. – Vol. 70, no. 3. – P. 304–310. – 2006.
- [13] Julien C. The enigma of mayer waves: facts and models // Cardiovascular research. – Vol. 70, no. 1. – P. 12–21. – 2006.
- [14] Малиновский Е. Л. Учебно-методическое пособие по использованию пальцевой фотоплетизмографии [Электронный ресурс] : Научная библиотека диссертаций и авторефератов — 2017. — Режим доступа до ресурсу: <http://www.tokranmed.ru/metod/fpg.htm>.
- [15] Wearable Photoplethysmographic Sensors—Past and Present / T. Toshiyo, M. Yuka, S. Masaki, Y. Masaki. // Electronics. – 2014. – №3. – С. 282–302.
- [16] Индекс Хильдебранта как интегральный показатель физиологических затрат у спортсменов в процессе возрастающей этапно-дозированной физической нагрузки / [Н. А. Фудин, К. В. Судаков, А. А. Хадарцев та ін.]. // Вестник новых медицинских технологий. – 2011. – №3. – С. 244–248.
- [17] Данилов А. Н. Прогнозирование развития нежелательных явлений химиотерапии у лиц с впервые выявленным туберкулезом легких / А. Н. Данилов, Т. И. Морозова, Н. П. Докторова. // Саратовский научно-медицинский журнал. – 2015. – № 4. – С. 576–582.

# ОЦЕНКА ВЗАИМОСВЯЗИ РАБОТЫ ДЫХАТЕЛЬНОЙ И СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМ МЕТОДОМ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИИ

**Михайлова П. А.**

e-mail polinamyh@gmail.com

**Зубков С. В.**

zsv47@mail.ru

Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»  
Киев, Украина

**Реферат** — В статье проанализированы физические основы фотоплетизмографического сигнала и его составляющие. На основе анализа литературных данных и реально полученных сигналов с фотоплетизмографа был проведен анализ связи сигнала пульсовой волны с сигналом дыхания. Метод для подсчета предложен авторами и реализовано с помощью программ Micro-Cap 9 и Microsoft Excel. Предварительно по предложенному алгоритму подсчета индекса Хильдебрандта, что указывает на взаимосвязь дыхательной и сердечно-сосудистой систем, было установлено, что частота сердечных сокращений на вдохе выше этого показателя на выдохе. В дальнейших исследованиях планируется получить большее количество данных для их обработки и доказательства полученных результатов аппаратом математической статистики.

**Ключевые слова** – диагностика, фотоплетизмография, сердечно-сосудистая система, сигнал дыхания, индекс Хильдебрандта.

# EVALUATION OF THE RELATIONSHIP BETWEEN THE WORK OF THE RESPIRATORY AND CARDIOVASCULAR SYSTEMS BY THE METHOD OF PHOTOPLETHYSMOGRAPHY

*Mykhailova P.* e-mailpolinamyh@gmail.com

*Zubkov S.* zsv47@mail.ru

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

**Abstract** — A review of literature on the topic of photoplethysmographic method in screening diagnosis is performed. Based on the analysis of the physical foundations of the photoplethysmographic signal and its components, the cause of the appearance of the component of the photoplethysmographic signal correlated with the respiration curve was determined and a connection analysis of the pulse wave signal with the respiration signal was performed. With the help of a photoplethysmograph with a wider bandwidth of frequencies as a result of the experiment, a number of photoplethysmographic signals were obtained from people aged 19 to 70 years, with different health conditions. On the basis of the research, it was suggested by using two signals obtained from a single photoplethysmographic channel to calculate the Hildebrand index with the accuracy to the third digit after the coma, indicating the inter-system interaction of the respiratory and cardiovascular system.

The quality of the obtained result is based on the physiological laws of the human body and the practical data obtained from the model of the photoplethysmograph and with the schematic design in the Micro-Cap 9 program. To solve the problem, the authors proposed a method for calculating the instantaneous value of Hildebrand (for each respiratory act) that was implemented with Micro-Cap 9 and Microsoft Excel. The precise calculation of the number of cardiac counts per one breathing act was secured by selecting critical points. A histogram of the instant value of the Hildebrand index was constructed. Previously, according to the proposed algorithm for calculating the Hildebrand index, it was found that the number of cardiocycles on the inspiration is higher than this index on expiration, which is due to physiological processes that occur in the human body during the process of oxygen exchange in the body. In further research it is planned to receive more data for their processing and to prove the results obtained by the methods of mathematical statistics.

**Keywords** – diagnostic, photoplethysmography, cardiovascular system, respiratory signal, Hildebrandt index.

# МЕТОДИКА ЗАСТОСУВАННЯ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛІЗУ ДЛЯ ОЦІНКИ ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

*Шевчук А., Худецький І., Антонова-Рафі Ю.*

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет України

“Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського”

Київ, Україна

nastena.krasa@gmail.com

***Реферат** — Об'єктивна оцінка роботи серця є інтегративною характеристикою, що дозволяє комплексно та системно оцінити функціональний стан здоров'я людини в цілому. Аналіз варіабельності серцевого ритму - це технологія вивчення і оцінки вегетативної регуляції фізіологічних функцій, що пов'язана з використанням програмно-апаратних комплексів, які повинні забезпечити надійне зняття інформації, надійне розпізнавання та вимірювання кардіоінтервалів з побудовою тимчасових динамічних рядів і застосування до них стандартизованих математичних процедур аналізу. В даний час актуальною є розробка прогностичних моделей на основі оцінки поточного функціонального стану організму за допомогою автоматизованих комплексів для аналізу та візуалізації RR-інтервального ряду.*

***Ключові слова** — серцевий ритм, кардіоінтервалографія, ритмограма, спектральний аналіз.*

## I. Вступ

В даний час ритм серця розглядається не тільки як показник власної функції синоатріального вузла як водія ритму, але в більшій мірі як інтегральний маркер стану безлічі систем, що забезпечують гомеостаз організму. По структурі серцевого ритму, закладеного в послідовності RR-інтервалів, можна судити про адаптаційні механізми, рівень функціонування вегетативної підсистеми організму, що дозволяє виявити реакцію організму людини на стрес, а також провести експрес-аналіз поточного стану. Дуже важливо розуміти, що відхилення, що виникають в регуляторних системах, передують гемодинамічним, метаболічним, енергетичним порушень і, отже, є найбільш ранніми прогностичними ознаками захворювань обстежуваного. Аналіз варіабельності ритму серця дозволяє на ранніх етапах виявляти ці відхилення і тим самим прогнозувати ризик розвитку ряду хвороб – в першу чергу, серцево-судинних і своєчасно вживати заходів щодо їх успішного запобігання та лікування. Адаптаційні реакції індивідуальні і реалізуються у різних осіб з різним ступенем участі функціональних систем, які володіють в

свою чергу зворотним зв'язком, що змінюється в часі і має змінну функціональну організацію. Метод заснований на розпізнаванні і вимірюванні часових інтервалів між R-зубцями ЕКГ (R-R-інтервали), побудові динамічних рядів кардіоінтервалів і подальшого аналізу отриманих числових рядів різними математичними методами. Динамічний ряд інтервалів називають кардіоінтервалограммою. Динамічний ряд кардіоінтервалів може бути віднесений до числа стаціонарних або нестаціонарних. Стаціонарними називають випадкові процеси, що протікають приблизно однорідно і мають вигляд безперервних коливань навколо деякого середнього значення. Нестационарні (або перехідні) процеси мають певну тенденцію розвитку в часі і їх характеристики залежать від в початку відліку. Практично в кожній кардіоінтервалограммі містяться елементи нестационарності (фрактальні компоненти).

Оскільки практично немає таких функціональних станів або захворювань, в яких би не брали участь механізми вегетативної регуляції, то сфера застосування методу аналізу ВСР воістину невичерпна. Це обумовлено тим, що метод на сьогоднішній день, є, мабуть, єдиним

доступним, неінвазивним, досить простим і відносно дешевим методом оцінки вегетативної регуляції. З огляду на широкі перспективи розвитку методу, тим більше важливо забезпечити його стандартизацію і порівнянність даних, одержуваних різними дослідниками.

## II. Фізіологічні основи варіабельності серцевого ритму

Розглянемо процес формування ритмограми з точки зору фізіології. Під ритмограмою розуміється часовий ряд значень RR-інтервалів, одержуваних шляхом ідентифікації R-зубців на електрокардіограмі і визначення часового інтервалу між ними. Підтримання відносно постійності клітинного складу і фізико-хімічних властивостей внутрішнього середовища (гомеостазу) забезпечується нервовим і гуморальним механізмами регуляції функцій.

Гуморальний механізм регуляції (від латинського *humor* – рідина) філогенетично більш давній і пов'язаний зі здатністю клітин змінювати інтенсивність життєдіяльності в залежності від зміни фізико-хімічних параметрів середовища. Гуморальний механізм регуляції функцій здійснюється через кров, в неї надходять різні за своєю природою і фізіологічним значенням хімічні речовини: продукти обміну речовин, гормони, медіатори, біологічно активні речовини. Поток крові вони розносяться до всіх органів (не мають певного адресата) і діють на ті чи інші клітини органів (в залежності від їх чутливості до даного хімічної речовини), викликаючи активізацію або гальмування їх функціональної діяльності.

Але гуморальний механізм не може забезпечити швидку перебудову діяльності організму, швидкі адаптивні реакції, так як хімічні речовини розносяться по організму кров'ю, а швидкість кровотоку невелика. Тому в процесі еволюції сформувалася нервова система і виник другий, більш молодий і більш досконалий нервовий механізм регуляції функцій організму. Нервовий механізм на відміну від гуморального забезпечує швидку сигналізацію нервової системи про зміни у зовнішній або внутрішньому середовищі і здійснює швидкі адекватні реакції на ці зміни.

Вегетативна нервова система являє собою комплекс центральних і периферичних структур, які регулюють всі фізіологічні процеси внутрішніх органів. Вегетативна нервова сис-

тема іннервує гладку мускулатуру всіх органів, судин, серце, залози, а також (її симпатичні волокна) скелетні м'язи, органи чуття і ЦНС. Перші відомості про структуру і функції вегетативної нервової системи належать Галену (II століття н.е.). J. Reil (1807) ввів поняття «вегетативна нервова система», а J. Langley (1889) дав морфологічний опис вегетативної нервової системи, запропонував поділ її на симпатичний і парасимпатичний відділи, ввів термін «автономна нервова система», з огляду на здатність останньої самостійно здійснювати процеси регуляції діяльності внутрішніх органів. В даний час в російсько, німецько-, франкомовній літературі можна зустріти термін вегетативна нервова система, а в англійській – автономна нервова система (АНС). Діяльність вегетативної нервової системи в основному мимовільна і свідомістю безпосередньо не контролюється, спрямована на підтримання сталості внутрішнього середовища і пристосування її до мінливих умов зовнішнього середовища.

Кора головного мозку є вищим регуляторним центром інтегративної діяльності, активуючи як моторні, так і вегетативні центри. Симпатичний відділ вегетативної нервової системи викликає мобілізацію діяльності життєво важливих органів, підвищує енергоутворення в організмі, стимулює роботу серця (підвищується ЧСС, зростає швидкість проведення по спеціалізованним провідникам, збільшується скоротність міокарда). Парасимпатичний відділ вегетативної нервової системи надає трофотропну дію, сприяючи відновленню порушеного під час активності організму гомеостазу, пригнічуючи впливає на роботу серця (зменшує частоту серцевих скорочень, атріовентрикулярну провідність і скоротність міокарда).

Розглянемо модель регуляції серцевого ритму. Широковідома загальноприйнята ієрархічна структура управління функціями, що включає послідовні рівні гуморальної, гормональної вегетативної і центральної (коркової) регуляції. Цим рівням відповідають певні анатомо-фізіологічні структури:

- підкоркові нервові центри, що забезпечують вегетативний гомеостаз;
- вищі вегетативні центри, які здійснюють врівноваження гуморально-гормонально-вегетативних ланок управління під контролем коркових механізмів;
- центральна нервова система, яка коорди-

нує всі процеси управління в організмі відповідно до умов навколишнього середовища.

Загальний підхід до оцінки ВСР полягає в наявності кількох аспектів, а саме:

- більш високі рівні управління розглядаються як інгібітори активності нижчих рівнів;
- період коливань ритму серця пов'язується з рівнем управління: чим більше період, тим вище рівень управління.

Таким чином, у відповідь на різні навантажувальні впливи можуть спостерігатися різні зміни ритму серця. При оптимальному регулюванні управління відбувається з мінімальною участю вищих рівнів.

### III. Методики аналізу ВСР

Виділяють наступні групи методів оцінки варіабельності серцевого ритму:

- методи часової області – спираються на статистичні методи та направлені на дослідження загальної варіабельності;
- методи частотної області – дослідження періодичних складових ВСР;
- інтегральні показники ВСР (відносять автокореляційний аналіз і кореляційну ритмографію).

Для дослідження феномена регуляції серцевого ритму анатомічними структурами застосовується аналіз ВСР, або метод кардіоінтервалографії. Суть методики кардіоінтервалографії полягає в наступному. Реєструється електрокардіограма (ЕКГ) в трьох основних відведеннях (ліва рука – права рука, ліва рука – ліва нога, права рука – ліва нога). За отриманою ЕКГ визначаються інтервали між сусідніми R-зубцями, які називаються RR-інтервали, або кардіоінтервали. Для реалізації аналізу варіабельності серцевого ритму необхідно від 100 (для лінійного аналізу) до 3000 (для нелінійного аналізу) кардіоінтервалів. На основі отриманих даних будується ритмограма, де по осі абсцис відкладається номер поточного значення RR-інтервалу, а по осі ординат – значення самого RR-інтервалу в секундах. Далі проводять статистичний, гістографічний, кореляційний і спектральний аналіз ритмограм.

Статистичні методи засновані на вимірі NN-інтервалів, а також на порівнянні показників. Вони дають кількісну оцінку варіабельності. Пацієнт після обстеження отримує кардіоінтервалограму (рис. 1), яка представляє собою сукупність RR-інтервалів, які відображаються один за одним.

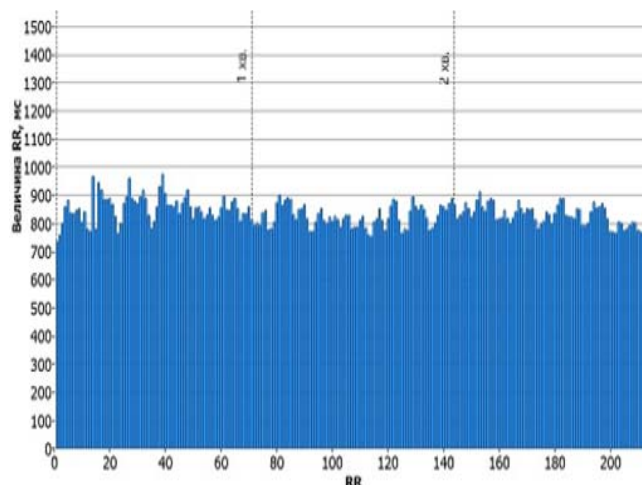


Рис. 1. Кардіоінтервалограма

Для аналізу кардіоінтервалограми використовуються наступні критерії.

- SDNN – стандартне відхилення всіх NN-інтервалів. Відображає всі періодичні складові варіабельності за час запису, тобто є сумарним показником ВСР;
- RMSSD – дані оцінки співвідношення NN-інтервалів;
- pNN50 – цей критерій представляє відношення NN-інтервалів, які відрізняються один від одного більш ніж на 50 мс, із загальним числом NN-інтервалів.

Для аналізу ВСР використовуються також геометричні методи. Суть полягає в отриманні закону розподілу кардіоінтервалів як випадкових величин. Розподіл тривалості кардіоінтервалів відображають на гістограмі (рис. 2).

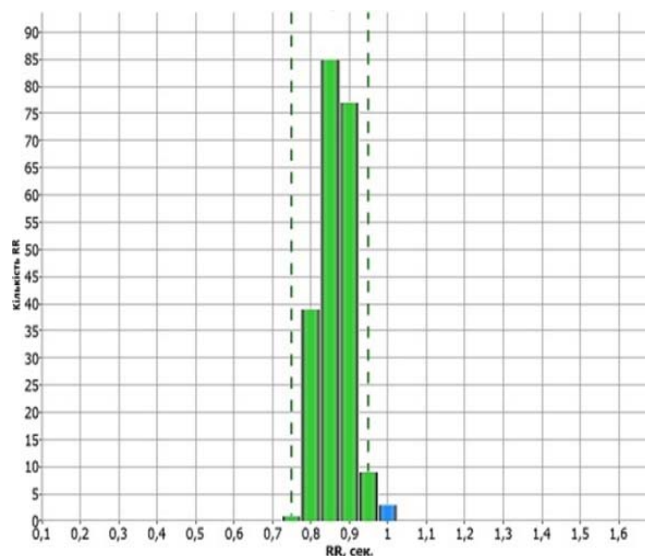


Рис. 2. Гістограма

У стресових ситуаціях, а також при патологічних станах діаграма буде з гострою вершиною (ексцесивна). Асиметрична діаграма спо-

стерігається при перехідних процесах, порушенні стаціонарного процесу. Багатовершинна діаграма свідчить про несинусовий ритм (екстрасистолії, миготливої аритмії).

Геометричні методи дозволяють оцінити варіабельність серцевого ритму за допомогою наступних параметрів: моди, амплітуди моди і варіаційного розмаху. Мода ( $M_o$ ) – відповідає кількості RR-інтервалів, які зустрічаються найбільш часто, отже, дозволяють оцінити реальний стан систем регуляції пацієнта. Амплітуда моди ( $A M_o$ ) – показує частку інтервалів, які відповідають значенням моди. Цей параметр відображає стабілізуючий ефект централізації управління серцевим ритмом. Варіаційний розмах ( $VAR$ ) – відповідає різниці між тривалістю найбільшого і найменшого інтервалів. Для того, щоб оцінити ступінь адаптації серцево-судинної системи до різних факторів і подивитися ступінь регуляції даних процесів використовуються додаткові параметри, які розраховуються. До них відносять індекс вегетативної рівноваги (ІВР), показник адекватності процесів регуляції (ПАПР), індекс напруги регуляторних систем (ІН), вегетативний показник ритму (ВІР). Індекс вегетативної рівноваги показує співвідношення впливу на серцево-судинну систему симпатичної і парасимпатичної систем. Показник адекватності процесів регуляції дозволяє визначити вплив на синусовий вузол симпатичного відділу. Вегетативний показник ритму відображає баланс регуляції роботи серцево-судинної системи з боку симпатичного і парасимпатичного відділу вегетативної нервової системи. Індекс напруги вказує на ступінь впливу нервової системи на роботу серця.

Автокореляційний аналіз використовується для оцінки серцевого ритму, як випадкового процесу. Автокореляційна функція (рис. 3) являє собою графік динаміки коефіцієнтів кореляції, одержуваних при послідовному зсуві аналізованого динамічного ряду на одне число по відношенню до свого власного ряду. Являє собою якісний аналіз, за даними якого можна судити про вплив на автономну систему серця центральної ланки.

Кореляційна ритмографія або скатерографія – це графічне відображення розподілу кардіоінтервалів (попереднього і наступного) в двомірній координатній площині. При цьому по осі абсцис відкладається величина  $R-R_i$ , а по осі ординат – величина  $R-R_i + 1$ . Графік і

область точок, отриманих таким чином (плями Пуанкаре або Лоренца), називається кореляційною ритмограмою, або скатерограмою (рис. 4). Цей спосіб оцінки ВСР відноситься до методів нелінійного аналізу та особливо для розпізнавання і аналізу серцевих аритмій. На ритмограмі виділяють «хмару» – еліпс, який відповідає стандартному відхиленню всіх NN-інтервалів. Завдяки цьому методу можна оцінити активність симпатичної вегетативної нервової системи по відношенню до серця. У здорової людини на скатерограмі еліпс буде витягнутий уздовж бісектриси.

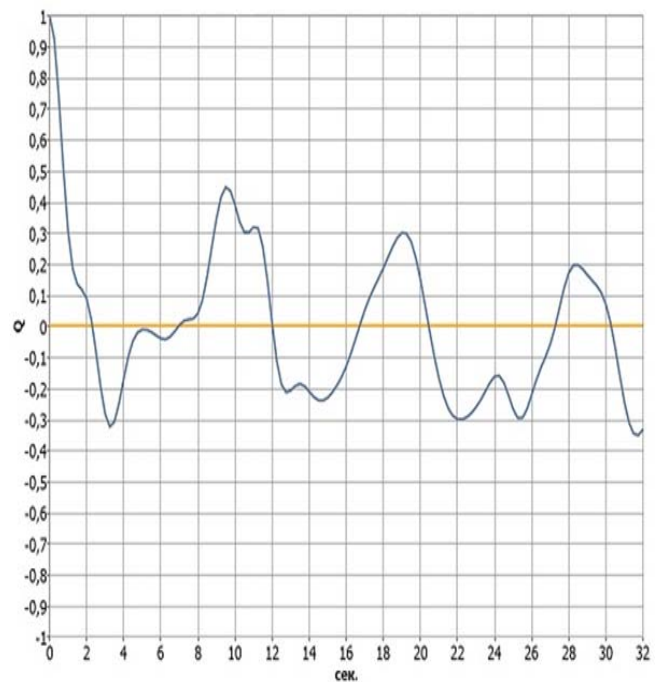


Рис. 3. Автокореляційна функція

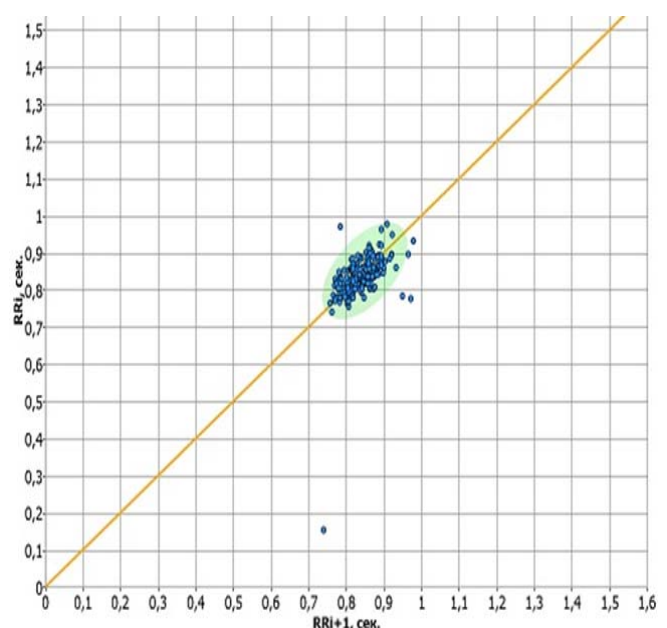


Рис. 4. Скатерограма



Застосування методу спектрального аналізу ВСР дозволяє кількісно оцінити вплив на роботу серця різних регуляторних систем. Виділяють три основних спектральних компонента, які відповідають коливанням ритму серця різної періодичності – високочастотні (High Frequency – HF), низькочастотні (Low Frequency – LF) і дуже низькочастотні (Very Low Frequency – VLF) компоненти, які використовуються при короткочасному записі ЕКГ (Табл. 1).

Таблиця 1. Компоненти спектру

Назва компонентів спектру	Частотний діапазон, Гц	Період, сек
HF	0,4 – 0,15	2,5 – 6,6
LF	0,15 – 0,04	6,6 – 25,0
VLF	0,04 – 0,015	25,0 – 66,0
ULF	Менше 0,015	Більше 66,0

Для тривалих записів використовують також додаткові компоненти – ультранизькочастотні (Ultra Low Frequency (ULF)). HF компонент пов'язаний з дихальними рухами і відображає вплив на роботу серця блукаючого нерва. LF компонент характеризує вплив на серцевий ритм як симпатичного відділу, так і парасимпатичного. VLF і ULF компоненти відображають дію різних факторів, до яких відносять, наприклад, судинний тонус, систему терморегуляції і ін. Важливими параметрами є також TF – загальна потужність спектра, індекс централізації ІС (обчислюється за формулою  $(HF + LF) / VLF$ ) і індекс вагосимпатичних взаємодій  $LF / HF$ . TF – дозволяє оцінити сумарну активності впливів на ритм серця вегетативної нервової системи.  $LF / HF$  – характеризує баланс впливу на серце парасимпатичного і симпатичного відділів.

При обробці сигналів зі змінними частотно-часовими параметрами найбільш перспективним у наш час є використання вейвлет-аналізу, а саме такзване вейвлет-перетворення, яке має безсумнівні переваги перед іншими. Перетворення Фур'є, яке часто використовується, представляє сигнал, заданий в часовій області у вигляді розкладання по ортогональних базисних функціях (синусам і косинусам), виділяючи частотні компоненти. Недолік перетворення Фур'є полягає в тому, що частотні

компоненти не можуть бути локалізовані в часі. Це обумовлює його застосовність тільки до аналізу стаціонарних сигналів.

Більшість медичних сигналів має складні частотно-часові характеристики. Часто такі сигнали складаються з близьких за часом, короткоживучих високо-частотних компонентів і довготривалих, близьких по частоті низькочастотних компонентів. Для аналізу таких сигналів потрібен метод, що забезпечує хороше дозвіл по частоті і по часу. Перше потрібно для локалізації низькочастотних складових, друге – для дозволу компонентів високої частоти. У разі вейвлет-перетворення нестационарний сигнал аналізується шляхом розкладання по базисних функціях, отриманим з деякого прототипу шляхом стиснень, розтягнень і зсувів. Розрізняють дискретне і безперервне Вейвлет-перетворення, які можна застосовувати як для безперервних, так і для дискретних сигналів. Сигнал аналізується шляхом розкладання по базисних функціях, отриманим з деякого прототипу. Функція-прототип називається аналізують (материнським) вейвлетом.

#### IV. Системи аналізу ВСР

Метод моніторингу ЕКГ є одним з найважливіших неінвазивних інструментів діагностики серцевих захворювань. В наш час значного поширення та вдосконалення набула телекомунікаційна інфраструктура. Представлена велика кількість підходів, спрямованих на розвиток телеметричних кардіологічних пристроїв. Телеметричні пристрої ЕКГ дозволяють легко і швидко контролювати ЕКГ пацієнтів з підозрою на серцеві дисфункції. Сучасні системи аналізу ВСР дозволяють отримувати зображення спектрограм через певні проміжки часу для оцінки динаміки компонентів спектра під час дослідження.

В наш час розроблена велика кількість апаратно-програмних комплексів для реалізації методики кардіоінтервалографії. Враховуючи сучасні реалії наряду із якістю одержуваних результатів та функціональними можливостями апаратів одним із важливих аспектів є їх ціна. Нижче наведено перелік найпоширеніших апаратів, які використовуються в Україні через їх мультифункціональність та відносну, в порівнянні з західноєвропейськими та американськими аналогами, дешевизну.

1. Апаратно-програмний комплекс «Vарі-

кард» (Інститут впровадження нових медичних технологій «Рамена», м. Рязань);

2. Комп'ютерні системи «Віта-Ритм», «ВНС-Ритм», «ВНС-Віта» і «ВНС-Спектр» (Фірма «Нейрософт», м. Іваново);

3. Комп'ютерний електрокардіограф «Карди» (Фірма «Медичні комп'ютерні системи», м. Зеленоград);

4. Апаратно-програмний комплекс АПК-РКГ (ЗАТ «Мікор», м. Челябінськ);

Всі зазначені апаратно-програмні комплекси працюють спільно з комп'ютером і забезпечують формування динамічних рядів кардіоінтервалів з частотою дискретизації електрокардіографічного сигналу до 1000 Гц і вище. Точність вимірювання RR-інтервалів  $\pm 1$  мс. Проте в сучасних реаліях актуальним є проведення моніторингу стану пацієнта в амбулаторних умовах. Пацієнти з серцевими проблемами, а також здорові люди тепер можуть реєструвати сигнали ЕКГ і відправляти їх лікарям або медичним центрам з використанням телекомунікаційних технологій, що дозволяє включити запис ЕКГ незалежно від місця і часу. З'явилися різні пристрої які забезпечують зручність у повсякденному використанні при носінні на ремнях чи під одягом. За останні кілька років з'явилося безліч додатків для вимірювання ЕКГ з використанням смартфонів або спеціалізованих портативних приладів. Однак якість записаних сигналів залишається основною перешкодою для заміщення сигналів, записаних стандартними мокрими адгезивними електродами, які як і раніше є переважними для довготривалого запису. Погана якість сигналу і, як наслідок, низька клінічна значимість є основною причиною нечіткої класифікації та помилкової інтерпретації серцевих скорочень з артефактами. Тому використання смартфонів є недоцільним та немає функціонального обґрунтування.

Ми пропонуємо використання сучасних апаратно-програмних комплексів, що засновані на використанні бездротових технологій що могли б містити як довгострокові так і короткотривалі режими запису та могли проводити моніторинговий аналіз ритмограм по дисперсії. При виході за межі норми вони могли б забезпечувати передачу інформації на сервер для збирання даних та подальшу відправку в медичний заклад для детального аналізу (рис. 5).



Рис. 5. Діаграма принципних компонентів апаратно-програмного комплексу для моніторингового аналізу ритмограм

## V. Заключення

Теоретичні основи аналізу ВСР повинні служити завданням клінікофізіологічної інтерпретації результатів досліджень. Успіх впровадження нової методології в практику багато в чому залежить від наявності адекватних технічних засобів. Аналіз ВСР пов'язаний з використанням апаратно-програмних комплексів, які повинні забезпечити надійне знімання інформації, надійне розпізнавання та вимірювання кардіоінтервалів з побудовою тимчасових динамічних рядів і застосування до них стандартизованих математичних процедур аналізу. Використання апарату вейвлет-аналізу для обробки медичної інформації є найбільш перспективним у порівнянні з іншими методами. Саме його використання дозволяє виявити ключові діагностичні ознаки і отримати частотно-часову характеристику досліджуваного сигналу.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] D. Zhemaitite, "Statistical analysis of the sinusal activity in normal and pathological states. In: *Methods of mathematical analysis of the heart rhythm*", Nauka: Moscow, Russia, 1967.
- [2] R. Baevskii, "Analysis of heart rate variability in space medicine. *FiziolCheloveka*", 2002, pp.70–82.
- [3] L. Mainardi, "On the quantification of heart rate variability spectral parameters using time-frequency and time-varying methods", *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 367, no. 1887, pp. 255-275, 2009.
- [4] E. Miranda Dantas, M. Lima Sant'Anna, R. Varejão Andreão, C. Pereira Gonçalves, E. Aguiar Morra, M. Perim Baldo, "Spectral analysis of heart rate variability with the autoregressive method: What model order to choose?", *Computers in Biology and Medicine*, vol. 42, no. 2, pp. 164-170, 2012.
- [5] "Структуры регуляции управления ритма сердца и обработка ритмограммы | iLab", *Паб.xmedtest.net*, 2018. [Online]. Available: <http://ilab.xmedtest.net/?q=node%2F5986>. [Accessed: 10- Mar- 2018].
- [6] Л. Шилович, "Перспективы диагностического применения метода анализа вариабельности сердечного ритма в спорте (обзор литературы)", *Проблемы здоровья и экологии*, pp. 59-63, 2012.

# МЕТОДИКА ПРИМЕНЕНИЯ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА ДЛЯ ОЦЕНКИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

*Шевчук А., Худецкий И., Антонова-Рафи Ю.*

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет Украины

"Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского"

Киев, Украина

nastena.krasa@gmail.com

***Реферат** – Объективная оценка работы сердца интегративной характеристикой, позволяющей комплексно и системно оценить функциональное состояние здоровья человека в целом. Анализ variability сердечного ритма - это технология изучения и оценки вегетативной регуляции физиологических функций, связанная с использованием программно-аппаратных комплексов, которые должны обеспечить надежное снятие информации, надежное распознавание и измерение кардиоинтервалов с построением временных динамических рядов и применения к ним стандартизированных математических процедур анализа. В настоящее время актуальной является разработка прогностических моделей на основе оценки текущего функционального состояния организма с помощью автоматизированных комплексов для анализа и визуализации RR-интервального ряда.*

*Анализ ВСП связан с использованием аппаратно-программных комплексов, которые должны обеспечить надежный съем информации, надежное распознавание и измерение кардиоинтервалов с построением временных динамических рядов и применения к ним стандартизированных математических процедур анализа. Использование аппарата вейвлет-анализа для обработки медицинской информации является наиболее перспективным по сравнению с другими методами. Именно его использование позволяет выявить ключевые диагностические признаки и получить частотно-временную характеристику исследуемого сигнала.*

*Мы предлагаем использование современных аппаратно-программных комплексов, основанных на использовании беспроводных технологий которые могли бы содержать как долгосрочные, так и краткосрочные режимы записи и могли проводить мониторинговый анализ риторов по дисперсии. При выходе за пределы нормы они могли бы обеспечивать передачу информации на сервер для совпадения данных и дальнейшую отправку в медицинское учреждение для детального анализа*

***Ключевые слова** – сердечный ритм, кардиоинтервалография, ритмограмма, спектральный анализ.*

# THE TECHNIQUE OF APPLYING WAVELET ANALYSIS TO ASSESS THE FUNCTIONAL STATE OF THE HUMAN BODY

*Shevchuk A., Khudetskyy I., Antonova-Rafi Y.*

Faculty of Biomedical Engineering  
National Technical University of Ukraine  
“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”  
Kyiv, Ukraine  
nastena.krasa@gmail.com

**Abstract** – An objective evaluation of the heart's work by an integrative characteristic that allows a complex and systemic assessment of the functional state of human health as a whole. The analysis of heart rate variability is a technology for studying and evaluating the vegetative regulation of physiological functions associated with the use of software and hardware complexes that must provide reliable information retrieval, reliable recognition and measurement of cardio intervals with the construction of temporary dynamic series and the application of standardized mathematical analysis procedures to them. At present, development of prognostic models based on the evaluation of the current functional state of the organism using automated complexes for analysis and visualization of the RR-interval series is actual.

HRV analysis is associated with the use of hardware and software systems that must ensure reliable information retrieval, reliable recognition and measurement of cardio intervals with the construction of temporary dynamic series and the application of standardized mathematical analysis procedures to them. The use of the wavelet analysis apparatus for processing medical information is the most promising in comparison with other methods. It is his use that allows us to identify key diagnostic features and obtain a frequency-time characteristic of the signal under study.

We propose the use of modern hardware and software systems based on the use of wireless technologies that could contain both long-term and short-term recording modes and could conduct a monitoring analysis of the rhetoric of dispersion. If they go beyond the limits of the norm, they could provide the transfer of information to the server for the coincidence of data and further dispatch to a medical institution for detailed analysis

**Key words** – heart rhythm, cardiointervalography, rhythmogram, spectral analysis.

# ВИЗНАЧЕННЯ ДІАМЕТРА ЗІНИЦІ ОКА ЛЮДИНИ БЕЗКОНТАКТНО

Слюсар С. В., бакалавр  
svetasluser2@gmail.com

Настенко Є. А.

Факультет біомедичної інженерії  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Київ, Україна

**Реферат** – в сучасному світі людська діяльність тісно пов'язана з комп'ютерними технологіями. Автоматизація поширюється на всі сфери життя, зокрема й на медицину. При медичному обстеженні важко обійтись без спеціаліста, але використовуючи надійні прилади для діагностики здоров'я пацієнтів можна виключити вплив людського фактору. Одним з етапів діагностики здоров'я є перевірка рефлексу зіниць очей, тому важливо мати ефективний автоматизований прилад для вимірювання їх параметрів. Порушення реакції зіниці ока на джерело світла може свідчити про неправильну роботу функціональних систем людини. Найчастіше це спричинено дією психотропних речовин та наркотичних засобів. Детектування змін розмірів зіниці ока частково вирішує задачу розпізнавання емоцій, зважаючи на широкий спектр можливих рішень. Також аналіз поведінки очей – ґрунтова основа для створення точного детектора брехні та для пристроїв, які дозволяють керувати комп'ютером за допомогою погляду. Безконтактні пристрої особливо актуальні серед людей з обмеженими можливостями та дозволяють покращити їх життя. Такі пристрої виконують ряд завдань: спілкування в мережі Інтернет, здійснення запитів в пошукових системах та розваги. Розробкою подібних технологій вже займаються шведські, українські, ізраїльські, американські компанії та дослідницькі центри, зокрема при навчальних закладах. Для власної розробки аналогів фірмових пристроїв існують бібліотеки відкритого доступу. Вирішення поставленої задачі потребує наявності камери для реєстрації зображень. Для проведення досліджень можна використовувати веб-камеру, влаштовану в ноутбук. Вхідне зображення, або кадр (у випадку відео) потребує попередньої обробки для детектування зіниць ока. Тому що на вхідні дані впливають зовнішні фактори, серед яких – рівень освітленості, параметри веб-камери. Попередня обробка включає бінаризацію та контурний аналіз. Безпосередньо для детектування зіниць можливе використання двох основних алгоритмів – перетворення Хаффа RANSAC (RandomSampleConsensus), які виконують поставлену задачу, але з різною точністю.

**Ключові слова** — детектування, міоз, діагностика, мідріаз, пупілометр.

## I. Вступ

В умовах сучасного ритму розвитку новітніх технологій неможливо уявити людину без її взаємодії з комп'ютером. Автоматизовані системи набувають все більшого поширення в різних сферах життєдіяльності, у тому числі й в медицині. Використання таких систем викликає вплив людського фактору при проведенні обстеження пацієнта.

Одним з етапів діагностики здоров'я людини є перевірка рефлексу зіниць очей. При ручному обстеженні патологій зорового рефлексу виникає ряд помилок та невідповідностей визначених показників за різних умов для одного пацієнта. Тому важливо мати надійний автоматизований пупілометр, який дозволяє об'єктивно проводити вимірювання параметрів та детектувати рефлекси зіниці ока. В наш час доступно декілька таких приладів, хоча їх ви-

користання обмежується науковими дослідженнями.

## II. Сфери застосування

Розміри зіниці людини мають досить широкий діапазон: починаючи з 7.5–8 мм при повному мідріазі (рис. 1) до 1.5–2 мм при міозі (рис. 2)[1].



Рис. 1. Зіниця ока при мідріазі [2]

Рис. 2. Зіниця ока при міозі [2]

На середні розміри зіниці ока впливає вік [3], стать [4], колір райдужної оболонки [5],

стан здоров'я сітківки ока та зорового нерву [1], а також чіткість оптичних носіїв інформації, які використовуються для виміру розмірів зіниці ока. Але одним з найважливіших факторів, які впливають на розмір зіниці ока – це рівень освітленості.

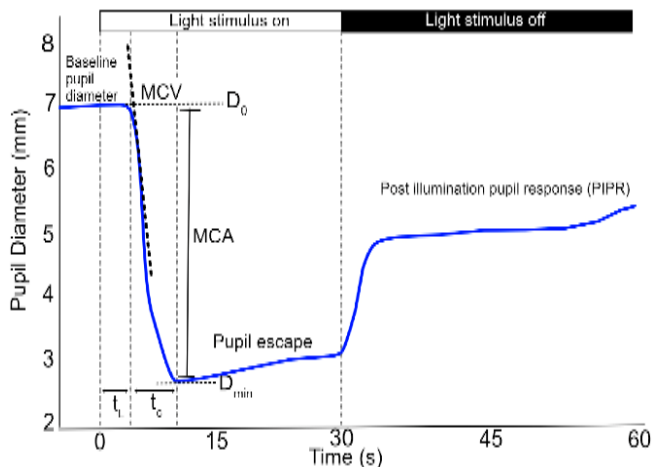


Рис. 3. Графік зміни розмірів зіниці ока [3]

Основа усіх досліджень – це реакція зіниці ока на джерело світла. На рисунку 3 графічно зображено зміни розмірів зіниць при зміні освітлення (позначено синьою лінією). Початок часового відліку – це початок збільшення інтенсивності світла, що викликає зменшення діаметру зіниць із незначною затримкою (3). З певною швидкістю (maximal constriction velocity; MCV) розміри зіниці зменшуються від початкового діаметру  $D_0$  до діаметру  $D_{min}$ . Час звуження та максимальна амплітуда звуження позначені як  $t_c$ , MCA відповідно. Після зменшення інтенсивності світла розміри зіниці поступово повертаються до початкових значень (3).

#### А. Діагностика здоров'я

Досліджуючи реакцію зіниці ока на джерело світла, можна виявити порушення у роботі функціональних систем організму людини. Серед таких порушень виділяють: алкоголізм, шизофренія, хвороби Альцгеймера, захворювання Паркінсона, глаукома, вегетативні невропатії, пов'язані з діабетом [3]. Таке спостереження підтверджено рядом досліджень, які, як правило, використовують світлові подразники з довжиною хвилі 820 нм з інтенсивністю світла  $24.6 \text{ кд/м}^2$ .

В результаті одного з досліджень, яке проводилось для оцінки здатності сідати за кермо автомобіля учасника дорожнього руху, виявлено значні зміни розмірів зіниці ока під впли-

вом речовин, що діють на центральну нервову систему [6].

#### В. Визначення емоційного стану

Динаміка зміни розмірів зіниці ока також може свідчити і про емоційне збудження [7]. Всі звикли, що міміка є основним способом відображення емоцій, але насправді емоція може бути виведена ще й з аналізу ока людини. За розширення зіниць відповідає симпатична система, контролюючи радіальний розширювальний м'яз завдяки активації симпатичної системи стимуляції. За звуження зіниць відповідає парасимпатична система, яка контролює сфінктерний м'яз райдужної оболонки. Людина має досить широкий спектр емоцій і кожна з них має свої характеристики, що ускладнює задачу розпізнавання емоцій за зоровим рефлексом. Наприклад, у дослідженні [7] представлена штучна нейронна мережа, яка виявляє лише чотири емоції, такі як: нейтральна, відроза, сміх та зацікавленість. Запропоноване рішення щодо визначення емоційного стану представлено на основі збору даних від візуальних сенсорів, які стимулюють емоції в учасників експерименту.

Ще одним напрямком застосування аналізу змін розмірів зіниць ока є детектор брехні. Такий детектор дозволяє перевіряти претендентів на роботу, робітників, умовно звільнених ув'язнених та імігрантів. У 2003 році компанія Conversus представила програмний продукт EyeDetect, який дає результати з точністю 86 % за 30 хвилин. Окрім вимірювання змін діаметра зіниць, EyeDetect слідкує за рухом очей, кліпанням, зосередженістю та іншим (загалом 15 факторів впливу).

Такий спосіб детектування брехні, на відміну від всім відомого поліграфа, враховує не лише емоційний стан людини, але й фізичний. До того ж, поліграф аналізує реакції людини під час відповіді на конкретне запитання, тоді як аналізуючи поведінку очей, можна спостерігати за піддослідним в режимі реального часу.

#### С. Створення пристроїв, які дозволяють керувати комп'ютером за допомогою погляду

Це особливо актуально серед людей з обмеженими можливостями. Використовуючи пристрої, які здатні слідкувати за поглядом, людина з обмеженими можливостями може виконувати широкий спектр завдань за допомогою комп'ютера. Серед таких завдань мож-

на відзначити: відправлення текстових та голосових повідомлень, пошук в Інтернеті, комп'ютерні ігри [8] та інше. Імперський коледж Лондона розробив технологію, яка дозволяє забезпечити виконання поставлених задач, а отже й здатна покращити якість життя. Дослідники продемонстрували, як можна грати в гру Pong за допомогою руху очей. Представлений пристрій складається з двох ігрових камер, які прикріплені до пари окулярів, недалеко від лінії зору. Необхідна інформація передається через Wi-Fi або USB на комп'ютер з операційною системою Windows або Linux. Камери здатні розпізнавати, куди вказує зіниця ока. Окрім дослідників Імперського коледжу, подібними розробками займається команда університету штату Міннесота, яка працює над пристроєм під назвою ERICA (Eye-GazeResponseInterfaceComputerAid) [9]. Також варто відзначити одного з провідних світових постачальників детекторів очей Tobii Assistive Technology Inc. (ATI). Остання їх розробка – Tobii Eye Tracker 4C – також дозволяє дистанційно керувати комп'ютером за допомогою рухів очей. Крім того, проводяться розробки таких технологій для смартфонів. Цим займаються, наприклад, компанія Samsung та ізраїльська фірма uMoove.

#### *Д. Персональні дослідження*

Представлені рішення реєстрації параметрів очей досить ефективні, але потребують технічного оснащення та платного програмного забезпечення. Це може дозволити собі не кожен, незважаючи на усі можливості, які відкриваються перед людиною, яка придбала для себе подібні пристрої. Виникає питання, чи можливо створити бюджетний аналог таких розробок, який стане доступним для широкого кола споживачів. Провівши детальний аналіз відкритих ресурсів для дослідження поставленої задачі, можна ствердно відповісти на дане запитання. Представлені вище технології використовують додаткові камери, які під'єднуються до комп'ютера користувача. Але можна використовувати вже влаштовану веб-камеру, у випадку ноутбука, або під'єднати, у випадку настільного комп'ютера. Якість переданих даних на вхід програмного забезпечення для подальшої обробки залежить від параметрів веб-камери та від рівня освітленості, як і при застосуванні більш коштовних аналогів.

Сучасний підхід для обробки зображень – це використання бібліотеки відкритого досту-

пу OpenCV (Open Source Computervision) з досить зручним інтерфейсом. Функціонал цієї бібліотеки використовується такими великими компаніями, як Microsoft, Intel, Siemens, IBM (International Business Machines).

Знаючи, що зіниця ока має круглу форму, ефективним методом для її розпізнавання є контурний аналіз. Цей метод призначений для опису, збереження, розпізнавання, порівняння та пошуку графічних об'єктів. В бібліотеці Open CV є 3 основні функції для визначення контурів зображення: алгоритм Кенні, порогове перетворення та алгоритм Фрімена [10]. Перед проведенням контурного аналізу зображення бінаризують. Бінаризоване зображення має лише два можливих значення кожного пікселя. Це дозволяє покращити ефективність пошуку контурів зображення. Після проведення контурного аналізу необхідно розпізнати окружність, тобто зіницю ока. Це можливо виконати, використовуючи один з двох найпоширеніших алгоритмів: перетворення Хафа та RANSAC (Random Sample Consensus) [11]. Для визначення більш ефективного з них, використаємо базу даних CASIA, яка має набір зображень очей. Результати дослідження представлено в таблиці 1, де N – це кількість.

**Таблиця 1. Порівняння алгоритмів**

<i>Назва алгоритму</i>	<i>N кадрів</i>	<i>N розпізнавань</i>	<i>N вірних розпізнавань</i>
Перетворення Хафа	30	30	20
RANSAC	30	30	29

Як бачимо, алгоритми відрізняються за кількістю вірних розпізнавань. Такий результат можна пояснити тим, що перетворення Хафа ефективно для обробки зображень з чітко представленими контурами та чітко представленим об'єктом для розпізнавання. Але при відеозйомці очей людини існує велика кількість зовнішніх факторів впливу на якість кадру. Перш за все, це рівень освітленості. Знімки, отримані в обід, яскравіші в 3–5 раз, ніж знімки, отримані в нічний час. По-друге, це нечіткість кадру у зв'язку з недостатніми параметрами веб-камери. RANSAC має переваги у цьому відношенні, так як при його використанні можна визначити відсоток об'єкта, за яким визначатиметься приналежність контрольних точок.

### III. Висновки

Отже, задача визначення розмірів зіниць ока людини є важливою задачею для багатьох сфер людської діяльності, починаючи з медицини, закінчуючи розвагами. Її вирішенням займаються провідні компанії та наукові центри. Крім того, є можливість створювати аналоги розробок, використовуючи веб-камеру свого комп'ютера та можливості бібліотеки вільного доступу OpenCV. В статті розглянуті можливі варіанти програмної реалізації детектора зіниць ока. Встановлено, що серед двох основних алгоритмів – перетворення Хафа та RANSAC – найбільш точно працює RANSAC, у зв'язку з більшою адаптивністю до впливу зовнішніх факторів.

### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] I. Loewenfeld, "The Pupil: Anatomy, Physiology, and Clinical Applications," *Butterworth-Heinemann*, no. 2, 1999.
- [2] «Анизокори́я.» [В Інтернеті]. Available: <http://doktorland.ru/anizokoriya.html>. [Дата звернення: 5 Квітень 2018].
- [3] C. A. Hall and R. P. Chilcott, "Eyeing up the Future of the Pupillary Light Reflex in Neurodiagnostics," *Diagnostics*, vol. 8, no. 1, 2018.
- [4] X. Fan, L. Hearne, B. Lei, J. Miles, N. Takahashi and G. Yao, "Weak gender effects on transient pupillary light reflex," *Autonomic Neuroscience: Basic Clinical*, no. 1-2, pp. 9-13, 2009.
- [5] O. Bergamin, A. Schoetzau, K. Sugimoto и M. Zulauf, «The influence of iris color on the pupillary light reflex,» *Graefe's Arch Clin Exp Ophtalmol*, pp. 567-570, 1998.
- [6] F. Monticelli, W. Hitzl, F. Priemer, U. Preiss, S. Kunz and T. Keller, "The potential of infrared pupillography in routine police traffic checks," in *Rechtsmedizin*, Springer Berlin Heidelberg, 2015, pp. 466-473.
- [7] V. Raudonis, A. Paulauskaite, A. Vilkauskas, G. Derwinis and G. Kersulyte, "Evaluation of human emotion from eye motions," *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, vol. 4, no. 8, pp. 79-84, 2013.
- [8] J. Antunes and P. Santana, "Gaze-oriented gameplay in first-person shooter games," *In proceedings of the 24th Portuguese Meeting on Computer Graphics and Interaction (EPCGI)*, pp. 231-232, 2017.
- [9] C. Reitan, "Eye-Gaze Response Interface Computer Aid (ERICA) tracks eye movement to enable hands-free computer operation," *UMD Communication Sciences and Disorders Tests New Technology*, 2005.
- [10] «OpenCV шаг за шагом. Нахождение контуров и операции с ними.» 13 Листопад 2011. [Онлайновий]. Available: <http://robocraft.ru/blog/computervision/640.html>. [Дата звернення: 5 Квітень 2018].
- [11] «OpenCV Tutorials.» 22 Декабрь 2017. [В Інтернеті]. Available: [https://docs.opencv.org/3.4.0/d9/df8/tutorial\\_root.html](https://docs.opencv.org/3.4.0/d9/df8/tutorial_root.html). [Дата звернення: 5 Апрель 2018].
- [12] M. Bradley, L. Miccole, M. Escrig and J. Lang, "The pupil as a measure of emotional arousal and autonomic activation," *Psychophysiology*, no. 4, pp. 602-607, 2008.
- [13] D. Zax, "MIT Technology Review," *MIT Technology review*, 19 Липень 2012.



# DETERMINATION OF THE PUPIL DIAMETER OF THE HUMAN EYE IS CONTACTLESS

*Slyusar S. V.*, bachelor, svetaslusar2@gmail.com

*Nastenko Ye. A.*

Faculty of Biomedical Engineering

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

**Abstract** - in the modern world, human activity is closely related to computer technology. The automation extends to all spheres of life, including medicine. It is difficult to imagine a medical examination without a specialist, but using the reliable equipment for diagnosing patients' health can exclude the human influence. Checking the reflex of eye pupils is a part of health diagnosis. So it is important to have an effective automated device for measuring their parameters. Violation of the eye pupil reaction to a light source may indicate an inappropriate work of human functional systems. Most often, it is caused by the action of psychotropic substances and drugs. Detection of changes in the eye pupil's size partially solves the problem of recognizing emotions, given the wide range of possible solutions. In addition, eye behavior analysis is a solid basis for creating an accurate lie detector and for devices that allow to control your computer with a view. Contactless devices are especially relevant for people with disabilities and can improve their lives. Such devices perform a number of tasks: communication on the Internet, search requests and entertainment. Swedish, Ukrainian, Israeli, American companies and research centers (especially in educational institutions) are already engaged in the development of such technologies. There are open access libraries for own development of branded devices. Solving the task requires a camera for image registration. To conduct research, you can use a webcam arranged in a laptop. The input image or frame (in the case of video) requires pre-processing to detect eye pupils. Because the input data is influenced by external factors, including the level of illumination, the parameters of the webcam. Preliminary processing involves binarization and contour analysis. Directly for the detection of the pupils, it is possible to use two basic algorithms – Hough transform and RANSAC (Random Sample Consensus), which carry out the task but with different accuracy.

# ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДИАМЕТРА ЗРАЧКА ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА БЕСКОНТАКТНО

*Слюсар С. В.*, бакалавр, svetaslusar2@gmail.com

*Настенко Е. А.*

Факультет биомедицинской инженерии

Национальный технический университет Украины

«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Киев, Украина

**Реферат** – в современном мире человеческая деятельность тесно связана с компьютерными технологиями. Автоматизация распространяется на все сферы жизни, в том числе и на медицину. При медицинском обследовании трудно обойтись без специалиста, но используя надежные приборы для диагностики здоровья пациентов можно исключить влияние человеческого фактора. Одним из этапов диагностики здоровья является проверка рефлекса зрачков глаз, поэтому важно иметь эффективный автоматизированный прибор для измерения их параметров. Нарушение реакции зрачка глаза на источник света может свидетельствовать о неправильной работе функциональных систем человека. Чаще всего это вызвано действием психотропных веществ и наркотических средств. Детектирование изменений размеров зрачка глаза частично решает задачу распознавания эмоций, учитывая широкий спектр возможных решений. Также анализ поведения глаз - основательная база для создания точного детектора лжи и для устройств, которые позволяют управлять компьютером с помощью взгляда. Бесконтактные устройства особенно актуальны среди людей с ограниченными возможностями и позволяют улучшить их жизнь. Такие устройства выполняют ряд задач: общение в сети Интернет, осуществления запросов в поисковых системах и развлечений. Разработкой подобных технологий уже занимаются шведские, украинские, израильские, американские компании и исследовательские центры, в частности при учебных заведениях. Для собственной разработки аналогов фирменных устройств существуют библиотеки открытого доступа. Решение поставленной задачи требует наличия камеры для регистрации изображений. Для проведения исследований можно использовать веб-камеру, встроенную в ноутбук. Входное изображение, или кадр (в случае видео) требует предварительной обработки для детектирования зрачков глаз. Потому что на входные данные влияют внешние факторы, среди которых – уровень освещенности, параметры веб-камеры. Предварительная обработка включает бинаризацию и контурный анализ. Непосредственно для детектирования зрачков возможно использование двух основных алгоритмов – преобразование Хафа и RANSAC (Random Sample Consensus), которые выполняют поставленную задачу, но с разной точностью.

# ЗВ'ЯЗОК КОГНІТИВНОЇ ДІЯЛЬНОСТІ З ХАРАКТЕРИСТИКАМИ $\beta$ -РИТМА ПІД ВПЛИВОМ АУДІО СТИМУЛІВ РІЗНОГО КОМПОНЕНТНОГО СКЛАДУ

*Калашнікова Л. Є.*, доц. к.б.н.

doc\_hom2000@yahoo.com

*Овчаренко Г. Р.*, ас.каф.

ilikanet@ukr.net

*Александрова К. О.*, студент

kasbk@ukr.net

Факультет біомедичної інженерії

Національний технічний університет

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

*Реферат* – Одним з видів стимуляції розумової активності є прослуховування музики. На даний час у літературі відсутні відомості про залежність біоелектричної активності головного мозку в залежності від амплітудно – частотних характеристик звукового сигналу. Для аналізу ефективності музичної стимуляції розумової активності досліджували взаємозв'язок між коефіцієнтом концентрації уваги та електричною активністю мозку. Спектральний аналіз пікових частотних складових  $\beta$  та  $\alpha$ -ритму ЕЕГ та дослідження просторового розподілу спектральної цільної потужності ЕЕГ свідчить про залежність електричних характеристик мозку від амплітудно частотних характеристик звукового сигналу. Встановлено, що музичні уривки з переважанням низькочастотного діапазону визивають підвищення спектральної цільності потужності  $\alpha$ -ритму ЕЕГ. Музичні уривки з переважанням середніх частот визивають підвищення спектральної цільності потужності  $\beta$ -ритму ЕЕГ. Дослідження виявило наявність оберненої залежності між динамікою вкладів  $\beta$ -ритмів та коефіцієнтом концентрації уваги. Вклади  $\alpha$ -ритму змінювались прямо пропорційно до зміни коефіцієнту концентрації уваги

*Ключові слова* – спектр частот, частотна характеристика, електроенцефалограма, спектральна цільність потужності, неокортекс, ритми ЕЕГ, електрична активність мозку, звукові коливання, коефіцієнт концентрації уваги, IBM SPSS Statistics.

## I. Вступ

Відновлення когнітивної сфери психічної діяльності є однією з головних задач лікувально-реабілітаційних заходів. Одним із засобів впливу на психіку і фізіологію людини є музика. За останні десятиліття роботи багатьох авторів свідчать, про широкий спектр впливу музики на когнітивну діяльність людини [1, 2]. Показниками зміни функціонального навантаження на неокортекс людини служать зміни біоелектричної активності мозку [3].

На даний час у літературі відсутні дані про залежність змін показників когнітивної функції людини від спектральних характеристик звукових сигналів. З другого боку важливо дослідити взаємозв'язок змін параметрів цент-

ральних механізмів з когнітивними функціями під впливом звукових стимулів [6].

Таким чином важливо визначити, які характеристики звукового сигналу спричиняють зміни біоелектричної активності мозку.

## II. Мета дослідження

Кількісна оцінка взаємозв'язку між частотними характеристиками електричної активності головного мозку та зміни коефіцієнту концентрації уваги (КУ) під впливом звукових стимулів.

## III. Матеріали досліджень

Дослідження проводилося в спеціально підготовленому (безлунному), приміщенні, який мав низькі показники часу реверберації. У дослідженні брали участь 35 добровольців віком

від 20 до 23 років. Відбір добровольців відповідав правилам та нормам біоетики, що регламентовані міжнародними документами. Всі досліджувані були праворукими, без вад слуху, неврологічних захворювань та не мали спеціальної музичної освіти. Кожний музичний уривок прослуховувався одним обстежуваним 3 рази.

Для запису ЕЕГ та попереднього аналізу використовувалася апаратно-програмний комплекс електроенцефалограф 16-ти каналний телеметричний «ЕкспертТМ» компанії Tredex. Вплив аудіосигналом реалізувався за допомогою вакуумних навушників «Razer Hammerhead Pro» та плеєра «San disk Sansa clip +».

Для зняття ЕЕГ використовувалася система 10–20 з монополярною комутацією та референтним електродом, локалізованим по сагітальній лінії голови, вище лобних відведень при стандартній схемі відведень [7].

В дослідженні було використано п'ять музичних композицій з різними частотними характеристиками. Для аналізу спектрального складу аудіо сигналів застосовували швидке перетворення Фур'є [8]. Виконання аналізу проводилось з використанням пакету прикладних програм для числового аналізу MATLAB [9].

Для статистичного аналізу використовувалася програма IBM SPSS Statistics [10].

В першу чергу проводилася перевірка на відповідність нормальному розподілу за допомогою критерію Колмогорова-Смирнова [11]. Перевірка на достовірність для вибірок які підкоряються нормальному розподілу проводилася за допомогою критерію Стьюдента [11]. Для вибірок з ненормальним розподілом було використано критерій Манна-Уїтні [11].

Для визначення коефіцієнту уваги (КУ) проводили тест Бурдона [12]. Методика дозволяє оцінити здатність утримувати увагу. За результатами тесту розраховувалось відношення коефіцієнту КУ після прослуховування звукової доріжки до коефіцієнту КУ перед прослуховуванням.

#### IV. Результати та обговорення

В роботі було досліджено вплив п'яти музичних композицій на електричну активність мозку. Для кожної музичної проведено амплітудно-частотний аналіз. У спектрі було виділено найбільш критичні частоти. Всі обрані частоти було розділено на три групи: низькі (НЧ), середні (СЧ) та високі частоти (ВЧ). Для низь-

ких характерні частоти порядку від 20 Гц до 300 Гц, для середніх – від 300 Гц до 3 кГц, а для високих від 3 кГц до 20 кГц відповідно до діапазону частот, що сприймаються людським вухом.

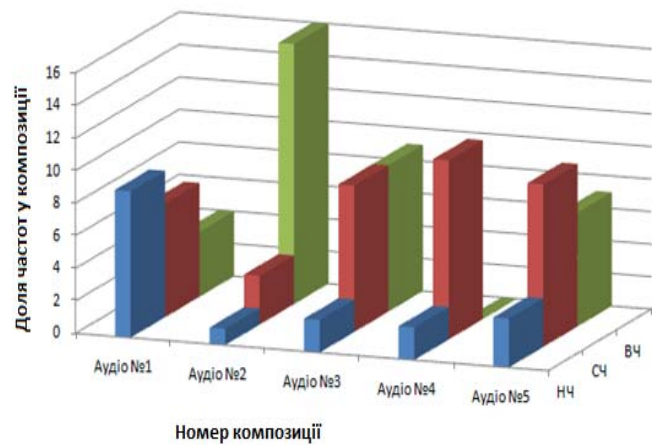


Рис. 1. Переважаючі частотні діапазони для кожної композиції

Основуючись на спектральному аналізу звукових композицій, який проводився за допомогою пакету прикладних програм для числового аналізу MATLAB були визначені частотні діапазони кожного музичного уривку. У таблиці 1 наведено розподіл частот у аудіо сигналі.

Таблиця 1. Розподіл частот у аудіо сигналах

Номер композиції	Переважаючі частоти	Діапазон
№1	низькі частоти	34 – 330 Гц
№2	високі частоти	3700 – 16500 Гц
№3	середні та високі частоти	330 – 9960 Гц
№4	середні частоти	370 – 2300 Гц
№5	середні частоти	360 – 2600 Гц

В роботі було досліджено вплив обраних звукових композицій на зміни біоелектричної активності мозку. Результати свідчать, що під впливом прослуховування музики відбувалися зміни у вкладах ритмів. Зміни характеристик активності мозку під впливом аудіо сигналів внесено до таблиці 2.

Таблиця 2. Зміни вкладів ритмів під впливом аудіо сигналів

Номер композиції	Ритми, що підвищувались	Зміна у вкладі ритму
№1	$\alpha$ – ритм	3%
№2	$\theta$ та $\delta$ – ритми	2% та 3%
№3	$\gamma$ – ритм	2%
№4	$\beta$ – ритм	5%
№5	$\beta$ та $\alpha$ – ритми	4% та 5%

Як відомо [10] основними характеристиками електричної активності мозку є  $\alpha$  – та  $\beta$  – ритми ЕЕГ. Синхронізація  $\alpha$  – та  $\beta$  – активності у неокортексі людини свідчить, що нервова система включає механізм самовідновлення та саморегуляції. Мозок покращує свою роботу, людина набуває психічну стійкість. Тому, відповідно до поставленої задачі, досліджувались зміни вказаних показників від частотних характеристик звукових сигналів.

Аналіз результатів показує, що у 65 % досліджуваних відмічене зростання  $\beta$  – ритму порівняно з початковим станом, у 70 %, з тих у кого зріс вклад ритму, після музики тенденція була збережена у 4 і 5 композиції. Ці два музичних уривка справляли на випробовуваних вплив, що проявлявся в зміні коефіцієнту КУ.

Встановлено, що при прослуховуванні композицій №4 та №5 в яких переважав середньо частотний діапазон, відбувалось підвищення  $\beta$ -ритму активності мозку. Можна зробити висновок, що такий результат викликали середні частоти. Зміни параметрів ЕЕГ під час прослуховування композиції №5 були більшими на 20 % ніж при прослуховуванні 4 композиції. Спектрального аналізу цього звукового ряду свідчить що в даному уривку виділяють не тільки середнє частотну, але і високочастотну складову (рис. 1).

Для детального розгляду п'ятої композиції було поділено її та відповідну ділянку ЕЕГ на п'ять частин (патернів), кожна з яких триває 25 секунд. За показниками ЕЕГ по патернах будується графік спектральної щільності потужності (СЩП)  $\beta$  – ритму, для кожного з них. СЩП – це функція, що описує розподіл потужності сигналу в залежності від частоти, тобто потужність, що припадає на одиничний інтервал частоти (Вт/Гц).

На рис. 2 наведено розподіл спектральної щільності потужності  $\beta$  – ритму по патернах. Як видно з графіку на патерні 1, розподіл СЩП  $\beta$  – ритму переважно рівномірний, статистично достовірних підвищень не виявлено. У патерні 2 є чотири виражені підвищення СЩП на  $25 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , на  $37 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , на  $25 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  та на  $15 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  при безперервній реєстрації ЕЕГ відповідно до проміжків часу (1с – 4с; 7с – 11с; 14с – 18с; 20с – 25с). На графіку у патерні 3, підвищень не виявлено. В патерні 4 є одне підвищення на  $31 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  на проміжку часу з 2с по 4с. Патерн 5 у своєму

складі має два підвищення на  $27 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  та  $19 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  відповідно до часових відрізків: 2с – 6с та 13с – 16с. В середньому, підвищення СЩП  $\beta$  – ритму відмічається на  $25\text{--}30 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , або на – 260 %.

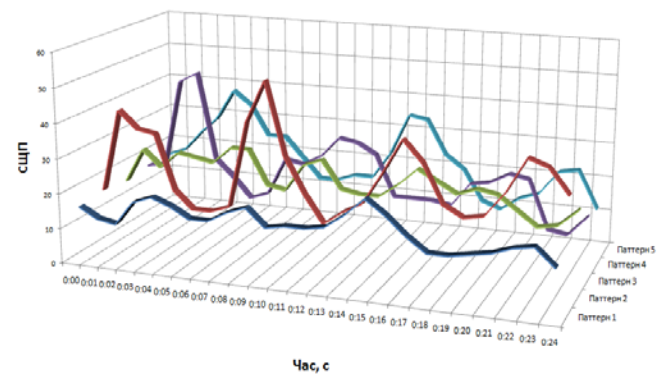


Рис 2. Графік розподілу спектральної щільності потужності  $\beta$  – ритму по патернах

В результаті аналізу змін спектральної щільності потужності  $\beta$  – ритму було виділено сім виражених підвищень СЩП. Спектральний аналіз часових уривків аудіосигналу 5 відповідно до часових проміжків де фіксувалося підвищення СЩП демонструє присутність характерних частот на музичних композиціях.

Найбільш виражені частоти, які найчастіше зустрічаються на обраних, під час аналізу СЩП, ділянках звукового сигналу (92, 138, 275, 1318, 2210, 2251, 2608, 2998) у більшості потрапляють в діапазон середніх частот.

У зв'язку з тим, що нормалізація когнітивної активності залежить від вкладу  $\alpha$  – ритму електричної активності мозку, досліджувався зміни  $\alpha$  – ритму по патернах. Графік змін СЩП  $\alpha$  – ритму представлені на рис. 3.

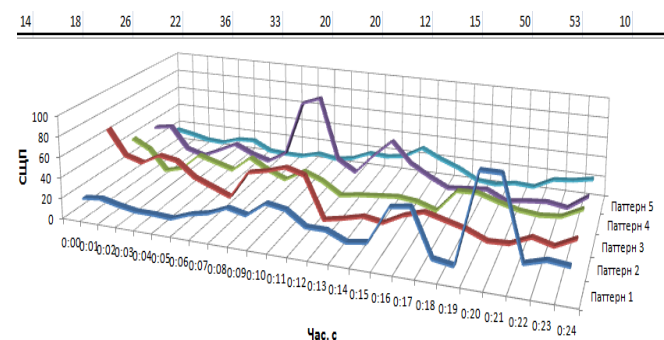


Рис. 3. Графік розподілення спектральної щільності потужності  $\alpha$  – ритму по патернах

Як видно на графіку, паттерну 1 має підвищення потужності  $\alpha$  – ритму на  $83 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , який спостерігається з 19с до 22 с. На патерні 2 підвищення на  $35 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  та на  $25 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$

з'являються з 0 с до 2 с та з 7 с до 12 с. На патерні 3, підвищення на  $27 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  з'являються з 4с по 11с та на  $24 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  з 17 с по 21 с. На графіку патерну 4 підвищення на  $71 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$  спостерігається на часовому проміжку 8с – 11с. На патерні 5 спостерігається підвищення на  $27 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , яке спостерігається в з часу 12 с по 18 с. В середньому підвищення СЦП  $\alpha$ -ритму зафіксовані на  $30\text{--}40 \text{ мкВт}^2/\text{Гц}$ , що відповідає  $330 \%$

В результаті аналізу змін спектральної щільності потужності  $\beta$  – ритму було виділено сім виражених підвищень СЦП. Спектральний аналіз часових уривків аудіо сигналу 5 відповідно до часових проміжків де фіксувалося підвищення СЦП демонструє присутність характерних частот на музичних композиціях.

Найбільш виражені частоти, які найчастіше зустрічаються на обраних, під час аналізу СЦП, ділянках звукового сигналу (250, 319, 370, 1298, 1925, 2315, 2705, 2815) у більшості потрапляють в діапазон середніх частот.

Для кількісної оцінки наявності взаємозв'язку між частотними характеристиками електричної активності головного мозку та динамікою коефіцієнту концентрації уваги під впливом звукових стимулів, використовувались дані числових значень вкладів ритмів у кожному відведенні, а також усереднені значення ритмів по лівим, правим, всім каналам та асиметрії. Під вкладами ритмів розуміється доля кожного ритму відносно  $100 \%$  для обраної частини енцефалограми. Також для вивчення зв'язку між показниками уваги та характеристиками ЕЕГ використовувалась характеристика зміни коефіцієнту КУ. Дані підлягали аналізу кореляцій між групами з підвищенням (КУ-1) та пониженням коефіцієнту КУ (КУ-2), аналі-

зу динаміки по періодам та аналізу відхилень від початкового значення.

Найбільший вклад в зміни характеристик ЕЕГ спостерігається при прослуховуванні 4 та 5 композиції, прослуховування 5 композиції змінювало коефіцієнт КУ на  $15 \%$  більше ніж 4 композиція. Найбільш виражені результати були отримані після аналізу динаміки зміни характеристик електричної активності мозку до і під час дії композиції № 5. В результаті аналізу було визначено закономірності зв'язку зміни коефіцієнту КУ (група з пониженням та група з підвищенням КУ) та вкладів ритмів (доля кожного ритму серед усіх, де загальна сума  $100 \%$ ).

По змінам коефіцієнту КУ усі дані було поділено на 2 групи: з підвищенням КУ (КУ-1) та пониженням КУ (КУ-2).

На рис. 4. зображено зміну вкладу  $\beta$  – ритму (у відсотках відносно до суми по всім ритмам) під час прослуховування музичних патернів (1, 2, 3, 4, 5) відносно фонові тиші.

На графіку зображено зміни  $\beta$ -ритму у лівій та правій півкулях.

Аналіз зміни вкладу  $\beta$  – ритму у лівій та правій півкулі (рис. 5), свідчить про симетричність досліджуваних протікаючих процесів.

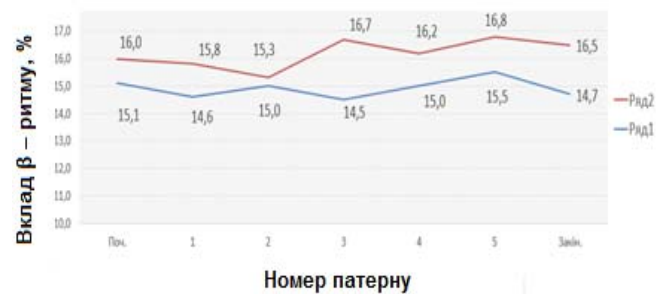
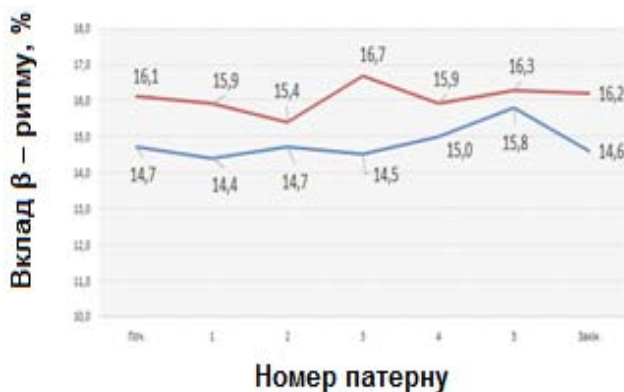


Рис. 4. Вклад  $\beta$  – ритму по сумі у всіх відведеннях: Ряд 1 – Група КУ-1; Ряд 2 – Група КУ-2



а)



б)

Рис. 5. Вклад  $\beta$  – ритму а) у лівій півкулі, б) у правій півкулі: Ряд 1 – Група КУ-1; Ряд 2 – Група КУ-2

Наведені результати свідчать, що в групі КУ-2  $\beta$ -активність більша ніж у групі КУ-1. З іншого боку, можна сказати, що підвищення  $\beta$ -активності відповідає пониженню концентрації уваги, або призводить до погіршення уваги.

Аналіз змін  $\alpha$ -ритму по патернах проводили у двох групах: КУ-1 та КУ-2. На рис. 6. зображено зміну вкладу  $\alpha$ -ритму (у відсотках) підчас прослуховування музичних патернів (1, 2, 3, 4, 5) відносно фоновій тиші.

На графіку зображено зміни вкладів  $\alpha$ -ритму у лівій та правій півкулях.

Аналіз зміни вкладу  $\alpha$ -ритму у лівій та правій півкулі (рис. 7), свідчить про симетричність протікаючих процесів.

Виявлено, що вклади  $\alpha$ -ритму змінювались прямо пропорційно до зміни концентрації уваги, тобто у групі КУ-1 спостерігалось підвищення числових значень вкладу  $\alpha$ -ритму на 4–5 %, також в обох групах спостерігалась однонаправленість досліджуваних процесів.

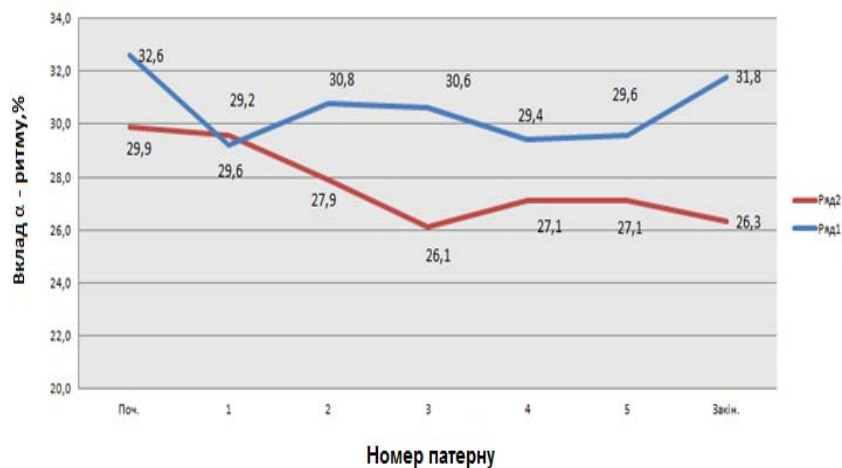


Рис. 6. – Вклад  $\alpha$ - ритму по сумі у всіх відведеннях: Ряд 1 – Група КУ-1; Ряд 2 – Група КУ-2

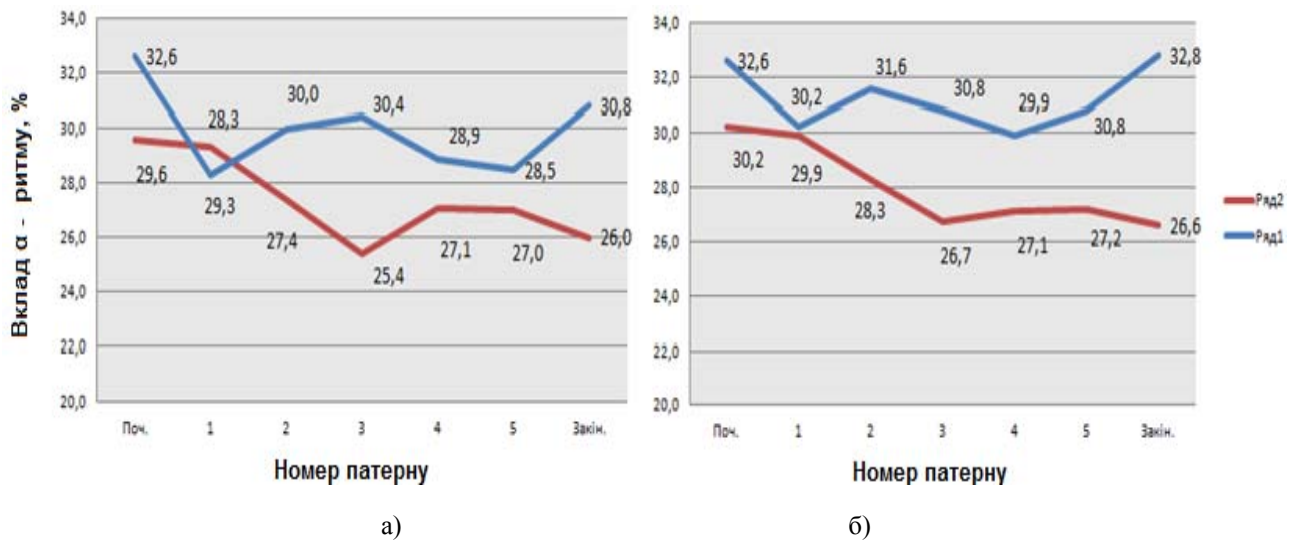


Рис. 7. Вклад  $\alpha$ - ритму а) у лівій півкулі, б) у правій півкулі: Ряд 1 – Група КУ-1; Ряд 2 – Група КУ-2

Середні числові значення вкладу  $\beta$ -ритму для досліджуваних з КУ-2 більші на 2 % ніж у іншій досліджуваній групі, для вкладів  $\alpha$ -ритму – навпаки. Це можна пояснити тим, що Бета-ритм описує найбільш непродуктивний стан роботи мозку, тому що він виникає при стресі та

тривожному стані. Людина не здатна сприймати нову інформацію, а тільки захищатися і протистояти будь-яким пропозиціям ззовні. Хвилі  $\beta$ -стану викликають відчуття занепокоєння, нервозність, розгубленість, метушливість. Такий стан збільшує труднощі когнітивної діяльності.

## В. Висновки

1. Музичні уривки з переважанням низьких частот підвищують СШП  $\alpha$ -ритму.
2. Музичні уривки з переважанням середніх частот підвищують СШП  $\beta$ -ритму.
3. Виявлена оберненої залежності між динамікою вкладу  $\beta$ -ритму та коефіцієнтом концентрації уваги.
4. Зміни коефіцієнту концентрації уваги прямо пропорційні змінам вкладу  $\alpha$ -ритму.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

- [1] The effect of musical experience on hemispheric lateralization in musical feature processing / Kentaro Ono, Akinori Nakamura, Kenji Yoshiyama [et al.] // *Neuroscience Letters*. – 2011. – P. 141–145.
- [2] Конарева И. Н. Изменения электроэнцефалограммы и эмоционального состояния под влиянием прослушивания музыки / Конарева И. Н. // *Ученые записки Таврического национального университета им. В. И. Вернадского Серия «Биология, химия»*. – 2010. – С. 40–47.
- [3] Соколова Л.В. Спектральные характеристики биоэлектрической активности мозга студентов при прослушивании аудиостимулов различного компонентно-структурного состава / М. А. Кунавин, Л. В. Соколова // *Экология человека*. – 2014. – №3. – 2 с.
- [4] Гарипова С. Р. Изучение физиологического влияния музыки на живые организмы / Гарипова С. Р., Басырова Э. // *Анализ музыки в контексте задач музыкальной педагогики* : Мат. научно-практической конф. – Уфа: Вагант, 2012. – С. 115–121 с.
- [5] Шпенков О. О. Зміни електричної активності головного мозку під час прослуховування рок-музики із видозміненою частотною структурою / О. О. Шпенков, С. В. Тукаєв, І. Г. Зима, С. А. Крижановський // *Вісник Черкаського університету. Серія «Біологічні науки»*. – 2014. – С. 121-128.
- [6] The influence of background music on learning in the light of different theoretical perspectives and the role of working memory capacity / Lehmann JAM, Seufert T // *Фронт Психолог*. – 2017 – 1 с.
- [7] Гусева Е. И., Неврология: национальное руководство / Е. И. Гусева, А. Н. Коновалова, В. И. Скворцовой, А. Б. Гехт // *ГЕОТАР-МЕДИА*, 2010 – с.174 – 175
- [8] Дьяконов В. П., Современные методы Фурье-, вейвлетанализа сигналов. Контрольно-измерительные приборы и системы – 2009, № 2 – 25 с.
- [9] <https://www.mathworks.com/>
- [10] <https://www.ibm.com/products/spss-statistics/>
- [11] Штефан С. В., Статистичні методи досліджень/Штефан С. В.// *Тексти лекцій для студентів Інституту журналістики*, 1999 – 40 с.
- [12] Андронникова Е. А., Методы исследования восприятия, внимания и памяти. Руководство для практических психологов / Андронникова Е. А., Заика Е. В. // г. Харьков, 2011. – 161 с.
- [13] *Выходец А. В., Справочник по радиовещанию / Захарин В. М., Рудый Е.М., В.И. Денисов, А.В. Выходец. – Київ: Техніка, 1981. – 18 с.*
- [14] Данилова Н. Н. Физиология высшей нервной деятельности / Н. Н. Данилова, А.Л. Крилова. –Ростов, 2009. – 467 с.

# СВЯЗЬ КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ С ХАРАКТЕРИСТИКАМИ $\beta$ -РИТМА ПОД ВЛИЯНИЕМ АУДИО СТИМУЛОВ РАЗНОГО КОМПОНЕНТНОГО СОСТАВА

*Калашникова Л. Е., доц. к.б.н.*

*doc\_hom2000@yahoo.com*

*Овчаренко Р., ас. каф.*

*ilikanet@ukr.net*

*Александрова Е. А., студент*

*kasbk@ukr.net*

*Факультет биомедицинской инженерии*

*Национальный технический университет*

*«Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского»*

*г. Киев, Украина*

*Реферат – Одним из видов стимуляции умственной активности является прослушивание музыки. В настоящее время в литературе отсутствуют сведения о зависимости биоэлектрической активности головного мозга от амплитудно – частотных характеристик звукового сигнала. Для анализа эффективности стимуляции умственной активности музыкой, исследовали взаимосвязь между коэффициентом концентрации внимания и электрической активностью мозга. Спектральный анализ пиковых частотных составляющих  $\beta$  и  $\alpha$  – ритма ЭЭГ и исследования пространственного распределения спектральной плотной мощности ЭЭГ свидетельствует о зависимости электрических характеристик мозга от амплитудно-частотных характеристик звукового сигнала. Установлено, что музыкальные отрывки с преобладанием низкочастотного диапазона вызывают повышение спектральной плотности мощности  $\alpha$  – ритма ЭЭГ. Музыкальные отрывки с преобладанием средних частот вызывают повышение спектральной плотности мощности  $\beta$  – ритма ЭЭГ. Исследование выявило наличие обратной зависимости между динамикой вкладов  $\beta$  – ритмов и коэффициентом концентрации внимания. Вклады  $\alpha$  – ритма изменялись прямо пропорционально изменению коэффициента концентрации внимания.*

*Ключевые слова – спектр частот, амплитудно-частотная характеристика, электроэнцефалограмма, спектральная плотность мощности, неокортекс, ритмы ЭЭГ, электрическая активность мозга, звуковые колебания, коэффициент концентрации внимания, IBM SPSS Statistics.*



# COMMUNICATION OF COGNITIVE ACTIVITY WITH CHARACTERISTICS OF $\beta$ -RHYTHM UNDER THE INFLUENCE OF AUDIO STIMULI OF DIFFERENT COMPONENT COMPOSITION

*Kalashnikova L. E.*, Assoc. Ph.D.

doc\_hom2000@yahoo.com

*Ovcharenko G. R.*, asc.

ilikanet@ukr.net

*Aleksandrova K. O.*, student

kasbk@ukr.net

*Alexandrov O. R.*

alex671511@gmail.com

Faculty of Biomedical Engineering

National Technical University

"Kiev Polytechnic Institute named after Igor Sikorsky"

Kiev, Ukraine

**Abstract** – One of the types of stimulation of the mental processes is the music influence. At present, the literature does not contain information about of the dependence of brain bioelectric activity on the amplitude - frequency characteristics of the audio signal. To realize the effect, it is necessary to determine the presence of a relationship between the concentration of attention concentration and the electrical activity of the brain. In order to evaluate the relationship between the frequency characteristics of the electrical activity of the brain and the dynamics of changes in the concentration of attention under the influence of sound stimuli. For collecting and pre-analysis of data, Tredex hardware and software complex was used, and the IBM SPSS Statistics software package was used for statistical analysis. Also, a spectral analysis of peak frequency components  $\beta$  and  $\alpha$  - rhythm of EEG and spatial distribution of EEG spectral power was performed. The essence of this study was that, by influencing the acoustic signals on the participants, to obtain as much as possible complete data on the activity of the cerebral cortex of humans while listening to audio signals. As a result of the study, the connection between the characteristics of brain electrical activity and the concentration of attention, under the influence of musical stimuli, was confirmed. The study revealed the existence of an inverse relationship between the dynamics of the contributions of  $\beta$  - rhythms and the concentration of attention. The contributions to the  $\alpha$ -rhythm varied directly proportional to the change in the concentration of attention concentration.

**Key words** – spectrum of frequencies, amplitude-frequency characteristic, electroencephalogram, spectral density of power, neocortex, EEG rhythms, brain electrical activity, sound oscillation, concentration factor, IBM SPSS.