

## СЕКЦІЯ 6

### БІОМЕДИЧНЕ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЇ

УДК621.397 .3:616.21-073-65:616.1/9-073.65

#### ТЕРМОГРАФИЧЕСКАЯ ТЕРМОМЕТРИЯ В ОЦЕНКЕ ТЕРМОРЕГУЛЯЦИИ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

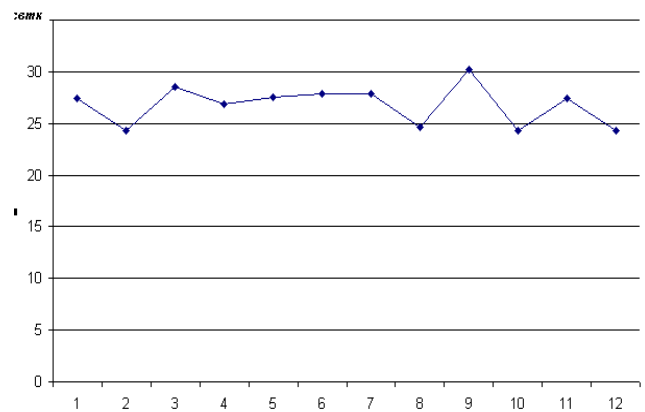
<sup>1)</sup>Мироненко С. А., <sup>3)</sup>Коваленко Н. Н., <sup>2)</sup>Дунаевский В. И., <sup>3)</sup>Котовский В. И., <sup>3)</sup>Тимофеев В. И.,  
<sup>2,3)</sup>Маслов В. П., <sup>1)</sup>Назарчук С. С.

<sup>1)</sup>Украинский центр спортивной медицины, м. Київ, Україна, <sup>2)</sup>Институт физики полупроводников им. В. Е. Лашкарева НАНУ, м. Київ, Україна, <sup>3)</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Различные системы организма человека обеспечивают выполнение физической нагрузки. Важным фактором, влияющим на выполнение физической нагрузки в процессе тренировок и подготовки спортсменов к соревнованиям, является его терморегуляция и мышечная деятельность.

**Материалы и методы исследований.** Дистанционная инфракрасная термография позволяет определить степень терморегуляции организма человека в обычном состоянии и после физических нагрузок. Для интегральной оценки термотопографии организма применяется такой показатель как средневзвешенная температура кожи определяемая, например, по 10 точкам. Эта информация позволяет оценивать состояния организма человека, степень его выносливости, что особенно важно для спортсменов и при отборе молодежи для занятий тех или иных видов спорта. Определялась средневзвешенная температура кожи по формуле  $СВТК=0,04T_1+0,13T_2+0,05T_3+0,16T_4+0,12T_5+0,07T_6+0,12T_7+0,015T_8+0,03T_9+0,13T_{10}$  ( $T_1, T_2, T_3, T_4, T_5, T_6, T_7, T_8, T_9, T_{10}$  соответственно: температуры середины лобной области, правой передней области груди, тыла правой кисти, середины латеральной поверхности правого бедра, середины латеральной поверхности правой голени, тыла правой стопы, средней части правой лопаточной области, правого подреберья, в проекции подключичных лимфатических узлов, середины латеральной поверхности плеча).

На рис. показаны значения СВТК у группы спортсменов. Как видно из приведенного графика СВТК может изменяться от 24,03°C до 30,3°C. Содержание тепла в организме (СТ), определяемое по формуле  $СТ = 0,83(M_T \times T_{\text{тела}})$  позволяет определить интенсивность теплообмена, сохранение содержания тепла в организме в течении длительного времени при выполнении физической



нагрузки. Если содержание тепла в организме человека не изменяется в течение длительных физических нагрузок можно предположить, что эффективность функционирования терморегуляторной системы равна 100%, при этом рассеивается все образуемое мышцами тепло. В качестве примера нами рассчитаны значения содержания тепла в организме у спортсменов, масса тела которых составляла 70 и 75 кг, которые показали эффективность функционирования терморегуляторной системы до и после небольших нагрузок 94% и 99% соответственно.

Выводы: Выполненная работа показала, что применение термографии для дистанционного измерения температуры с последующей обработкой полученных результатов позволяет оценивать функционирование терморегуляторной системы спортсменов как до, так и после физических нагрузок.

*Ключевые слова:* термография, терморегуляция, физические нагрузки, содержание тепла.

УДК 621.391+612.16

## ПУЛЬСОМЕТРИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ТЕСТИРОВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ ФИЗИЧЕСКОЙ НАГРУЗКОЙ

*Шуляк А. П., Шачиков А. Д.*

*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

Одной из необходимых мер по преодолению проблемы сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) является непрерывный мониторинг населения по оценке состояния сердечно-сосудистой системы (ССС). Современные комплексы кардиомониторинга не обеспечивают необходимого охвата населения и непрерывности наблюдений, отстают в своем развитии от возможностей электроники, измерительной и вычислительной техники, инфраструктуры коммуникаций и информационных технологий. Значительные резервы, связанные с возможностями мониторинга пациентов в условиях его повседневной жизнедеятельности, остаются нереализованными.

Целью данной работы является подтверждение реальных технических возможностей создания комплексов высокоавтоматизированного и непрерывного кардиомониторинга населения по данным пульсометрии, состоятельного в выявлении нежелательных состояний ССС, который реализуется практически в реальном времени, прост в своем осуществлении, почти не отрывает пациентов от условий и содержания их повседневной жизни и включает допусковый контроль частоты сердечных сокращений (ЧСС) и тестирование привычной нагрузкой повседневной физической активности для вскрытия фактов возникновения напряженных состояний ССС, а также необходимости клинического обследования, – с оповещением пациентов и учреждений оказания медицинской помощи.

В доповіді розглядаються запропоновані по результатам досліджень і розробок варіанти структури подібного комплексу, цілеспрямоване вміст етапів реалізації згаданих тестів, обґрунтування вимог до часового режиму їх виконання і метрологічного забезпечення, запропонований склад необхідного програмного забезпечення, проходження налагодки в середовищі MATLAB.

В цілому, підтверджено технічна реалізованість розглянутих комплексів і можливість зменшення ризиків виникнення критичних ситуацій з ССС у населення – за рахунок своєчасного виявлення напружених станів ССС завдяки виконуваним моніторингу і сигналізації о необхідності прийняття заходів надання допомоги.

*Ключові слова:* комплекси кардіомоніторингу, тестування навантаження.

УДК 616.137.83 /621.397

## ПРИСТРІЙ ДЛЯ ПЕРЕВІРКИ КАЛІБРУВАННЯ ГАЗОАНАЛІЗАТОРІВ

*Довженко О. П., Котовський В. Й., Ройтман Ю. М., Скринський О. В.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Останнім часом при оснащенні медичних та діагностичних закладів все частіше використовують монітори для неінвазивного контролю життєво-важливих параметрів організму людини. Одним з таких параметрів є парціальний тиск кисню ( $pO_2$ ). Це пов'язано з тим, що  $pO_2$  є важливим показником при проведенні медико-біологічних досліджень та контролю стану серцево-судинної системи людини. Для контролю цього параметру в сучасній науковій та медичній практиці широко застосовують знайшли газоаналізатори. До найбільш відомих виробників таких приладів можна віднести такі фірми, як Radiometer (Данія), Kontron Instruments (Франція), Hellige (Німеччина), Respiromics (США) та інші.

Важливим робочим критерієм цих приладів є достовірність та стабільність показників. Найбільш вразливим елементом газоаналізатора є первинний чутливий елемент – сенсор. Це пов'язано з наступним. Сенсори, що використовуються, є полярографічні електроди типу Clark. В них між анодом і катодом знаходиться електроліт, а кисень потрапляє всередину через селективну мембрану. В процесі експлуатації сенсорів можливий витік електроліту при пошкодженні мембрани або її поганому закріпленні, площа поверхні електродів може змінювати свої характеристики з часом. Це може призвести до невірних вимірювань. Роботи, пов'язані з очищенням електродів сенсору, зарядку його електролітом та закріпленням мембрани виконує обслуговуючий персонал у відповідності до технічного регламенту, а це означає можливі помилки вимірювань за рахунок впливу людського фактору.

Також треба зазначити, що калібрування газоаналізаторів перед експлуатацією здійснюється коригуванням його показників в залежності від атмосферного тиску в даний час (лише по одній точці кривої калібрування). Повне калібрування газоаналізатора потребує наявності спеціальних зразкових газових сумішей (ЗГС) та відповідного обладнання.

Авторами запропоновано пристрій для перевірки калібрування (ППК) приладів вимірювання  $pO_2$ , який було використано при роботі з приладом «ОКСІТЕРМ». ППК дає можливість проводити контроль роботи газоаналізатора в періоди між його калібруванням за допомогою ЗГС безпосередньо на робочому місці.

Функціональна схема ППК представлена на рис. 1.

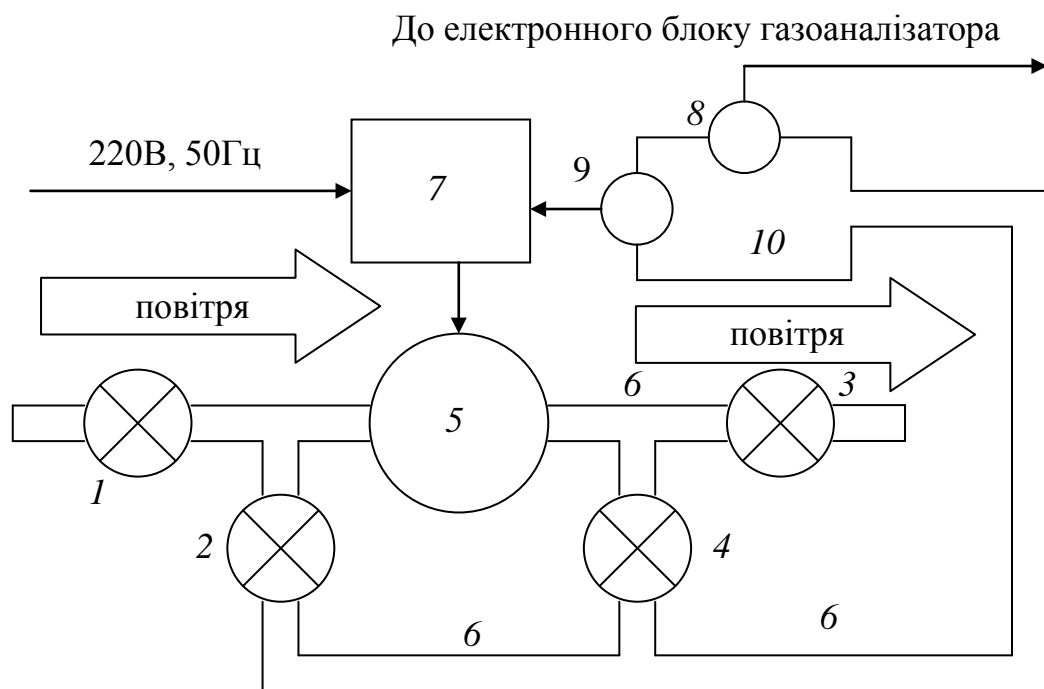


Рис. 1. Функціональна схема пристрою для перевірки калібрування приладів контролю  $pO_2$ : 1, 2, 3, 4 – вентиль; 5 – компресор; 6 – трубки; 7 – блок керування; 8 – датчик тиску; 9 – сенсор кисню; 10 – кювета.

Принцип роботи ППК заснований на зміні  $pO_2$  у повітрі залежно від атмосферного тиску. Значення  $pO_2$  буде дорівнювати добутку атмосферного тиску на відносну частину кисню в атмосферному повітрі (зазвичай це 0,2094).

В процесі роботи ППК за допомогою компресора 5 та вентилів 1 – 4 здійснюється зміна тиску повітря в кюветі 10, де розміщені сенсор кисню 8 та датчик тиску 9. Тиск змінюється від 380 мм рт. ст. до 1140 мм рт. ст. дискретно, з фіксацією кожного проміжного значення тиску в кюветі на протязі від 3 до 5 хвилин. На дисплей блоку керування ППК виводиться значення атмосферного тиску в кюветі, а також перераховане значення  $pO_2$ . Користувач має можливість змінювати режими роботи ППК, а також порівнювати  $pO_2$ , що відображаються

на дисплеї електронного блоку з відповідними даними блоку керування ППК.

Використання ППК надає можливість контролювати працездатність газоаналізатора в цілому і гарантувати відповідність результатів вимірювань паспортним даним.

*Ключові слова:* газоаналізатор, калібрування, результати вимірювань.

УДК 574.583

## МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ОЦІНКИ СТРУКТУР РІЗНОМАНІТНИХ ОБ’ЄКТІВ ФРАКТАЛЬНИМИ ХАРАКТЕРИСТИКАМИ

<sup>1)</sup>Фіалковський П. А., <sup>2)</sup>Нос А. О.

<sup>1)</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,

<sup>2)</sup>Інститут надтвердих матеріалів ім. Бакуля В. М. Національної академії наук України, м. Київ, Україна

Мультифрактальний аналіз зображень структур різноманітних об’єктів підтвердив свою ефективність при аналізі процесів в різноманітних об’єктах. Мультифрактальні характеристики майже в усіх випадках мають стійкі кореляції з вимірюваними властивостями або параметрами, що характеризують стан біологічного об’єкта, технологічні умови, навколишнє середовище тощо. Тому можна говорити про використання мультифрактального формалізму як способу кількісної параметризації якісних характеристик структур – мультифрактальної параметризації [1]. Фрактал – геометрична властивість множини точок в  $n$ -мірному просторі, якій властиві самоподібність при різних масштабах і неціла фрактальна розмірність, менша ніж  $n$ . Фрактальна розмірність – кількісна характеристика множини точок в  $n$ -мірному просторі, яка показує, наскільки щільно точки заповнюють простір, коли їх число стає дуже великим.

Фрактальність пов’язана з особливостями розподілу параметрів об’єкту, що досліджується у просторі залежно від масштабу їх оцінки:  $M = m_0 \cdot (d/a)^k$ , де  $M$  – параметр, який оцінюється;  $d$  – розмір фрактального агрегату;  $k$  – коефіцієнт, що залежить від величини фрактальної розмірності  $D$ , яка менша ніж величина топологічної розмірності та має дробове значення, і характеризує розподіл параметру на відповідному геометричному носії що досліджується.

Для отримання показників мультифрактальних параметрів біологічних структур використовується комп’ютерна програма MFRDrom, яка працює з цифровими зображеннями структур. Оцифровані зображення досліджуваних структур являють собою матриці точок – пікселів, що мають значення «1», якщо приходяться на елементи структури, або «0», якщо приходяться на область, яка не зайнята елементами досліджуваної структури.

У зв’язку з тим, що в якості об’єкта мультифрактальної параметризації виступає зображення структури біологічного об’єкта, то при аналізі необхідно враховувати різноманітні варіанти одержання цієї структури, а також особливості цифрової зйомки та редагування отриманих зображень.

Великий вплив на результат має редагування зображення: при зміні параметрів контрастності та яскравості значення деяких мультифрактальних параметрів змінюються в рази. Тому при проведенні мультифрактальної параметризації необхідним є створення засобів урахування вищенаведених факторів і створення єдиних умов формування зображень структур [2].

Зображення структур аналізується в чорно-білому вигляді. Застосовуючи термін «чорно-біла фотографія», мається на увазі, що фотографія представлена не тільки чорним і білим кольором, але й широкою гамою сірих відтінків. Як відомо, шкала сірого кольору представлена відтінками від 0 до 255 – від абсолютно чорного до чисто білого. Перед проведенням досліджень структур із використанням електронної та оптичної мікроскопії має проводитись в однакових умовах, які забезпечують отримання детального зображення структури.

Відповідно до алгоритму параметризації на отриманих зображеннях виконується багато рівнокоміркових розбивок з розмірами комірок із заданого набору ( $l_k$ ) і мірами ( $\mu_{ik}$ ,  $i = 1, \dots, N_k$ ). Далі для набору величин  $q$  із визначеного інтервалу (максимально  $q \in [-200; 200]$ ) проводиться розрахунок мультифрактальних характеристик –  $f(\alpha)$ -спектрів і  $D_q$ -спектрів розмірностей Реньї з перевіркою їхньої коректності. Кінцеві вихідні мультифрактальні характеристики обчислюються як середні величини по всіх коректних спектрах.

Подальше удосконалення методу мультифрактального аналізу структур різноманітних об'єктів підвищить інформативність і дозволить отримати нові теоретичні положення та емпіричні закономірності про стан досліджуваних об'єктів.

#### **Література**

1. Оксагоев А. А. Мультифрактальный анализ нелинейной динамики адаптивности структуры материалов к внешним воздействиям / Оксагоев А. А. // Прикладная синергетика – II: Сб. науч. трудов. – Уфа: Изд-во УГНТУ, 2004. – Т. 2. С. 7 – 14.
2. Оксагоев А. А. Модифицированная карта адаптации структуры материалов к внешнему воздействию. / Оксагоев А. А., Закирнычкая М. М. // Прикладная синергетика синергетика – II: Сб. науч. трудов. – Уфа: Изд-во УГНТУ, 2004. – Т. 2.– С. 45 – 51.

*Ключові слова:* досліджуваний об'єкт, електронна мікроскопія, цифрова зйомка, мультифрактальні характеристики.

УДК 616.2

## **КОМБІНОВАНИЙ АВТОМАТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ ДЛЯ ВНУТРІШНЬОСУДИННОГО ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ**

*Сорока С. О.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Існує багато публікацій з приводу позитивної дії, а також багато думок про механізми впливу на організм людини лазерного випромінювання низької

інтенсивності в терапевтичних цілях. На практиці лікарями отримано велику кількість позитивних результатів застосування опромінення крові, але не існує об'єктивної методики визначення оптимальної дози опромінювання з урахуванням індивідуальних характеристик організму пацієнта.

Саме це спонукало до розробки приладу за допомогою якого, окрім лікування, стало можливим в автоматичному режимі визначати необхідну ефективну дозу лазерного опромінення. За основу в розробці приладу взято те, що під час опромінювання міняються біофізичні характеристики крові, а саме змінюється показник насичення крові киснем, густина та спектральні характеристики.

Для визначення змін цих характеристик використовується пристрій показаний на рис. 1 в якості опромінювача використовуються червоний (1) та інфрачервоний (2) лазери низької інтенсивності з характеристиками випромінювачів, які використовуються в пульсоксиметрах. За допомогою мультислокна (3) випромінювання через отвори (4) подається в судину для проведення терапевтичної процедури.

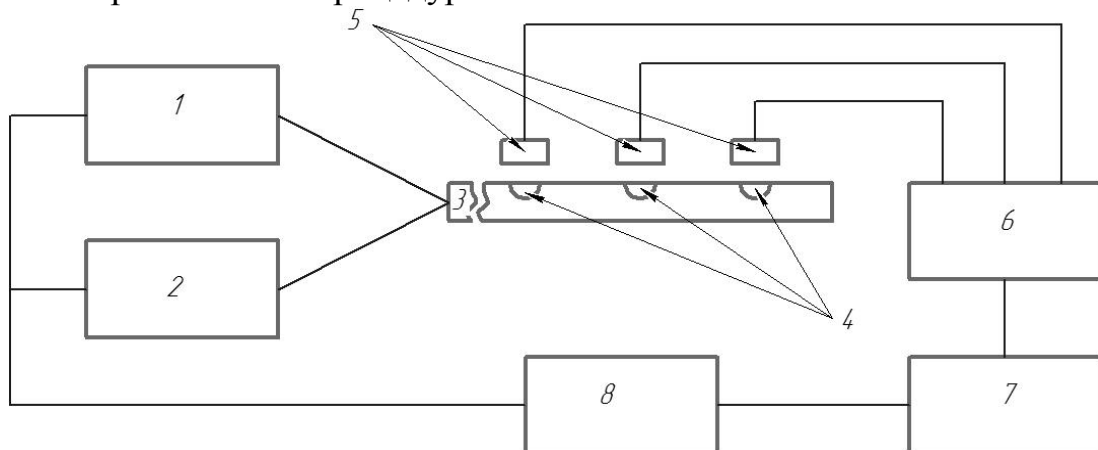


Рис. 1. Функціональна схема комбінованого автоматичного пристрою для внутрішньо-судинного опромінювання крові, де: 1, 2 – червоний та інфрачервоний лазери, відповідно; 3 – мультислокно; 4 – судина; 5 – фотоприймачі; 6 – перетворювач; 7 – комп’ютер.

Під час проведення процедури на поверхні шкіри видно плями, інформацію з яких за допомогою фотоприймачів (5) та аналогово-цифрового перетворювача (6) передають на комп’ютер (7), для аналізу показників насичення крові киснем, змін швидкості розповсюдження випромінювання та спектрального складу крові.

Особливістю даного пристрою є те, що на основі проведеного аналізу вищезазначених параметрів за допомогою модуля керування (8) ми можемо підбирати час та потужність низькоінтенсивного лазерного випромінювання в залежності від індивідуальних властивостей організму пацієнта в реальному режимі часу.

*Ключові слова:* низько інтенсивне лазерне випромінювання, мультиволокно, пульсоксиметр

УДК 621.325

## МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ АПАРАТУРНИХ ЗАСОБІВ ДЛЯ ДИСТАНЦІЙНОГО КОНТРОЛЮ ФУНКЦІЙ ДИХАННЯ ЛЮДИНИ І ТВАРИН

*Михалевич В. Т., Денисюк В. Ю., Лук'янчук Ю. А.  
Луцький національний технічний університет, м. Луцьк, Україна*

Особливості та специфіка використання витратомірів для контролю силових параметрів дихання висуває відповідні вимоги до цих приладів. Прилад повинен забезпечувати:

- а) високу чутливість – реагувати на тиск від 0,2 – 0,4 мм вод. ст.;
- б) незначний опір диханню – 2 – 5 мм вод. ст.;
- в) незалежність показів від просторового положення та високу механічну міцність;
- г) можливість контролю побічних параметрів: частоти та потужності вдиху-видиху, повітряного тиску, інтенсивності, тривалості окремих етапів процесу дихання тощо;
- д) можливість дистанційної передачі показів.

З цією метою вбачається доцільним застосувати метод вимірювання витрат за змінним перепадом тиску на звужуючому пристрої – діафрагмі. Але у якості діафрагми використати тонку пружну мембрану з центральним отвором. Мембрана під дією динамічного тиску повітряного потоку буде прогинатись, що приведе до виникнення напруження розтягу та стискання у напівпровідникових тензорезисторах, закріплених на мембрані. Такий чутливий елемент може одночасно забезпечити як вимірювання витрат, так і силових та частотних параметрів дихання.

Досягнення напівпровідникової тензометричної техніки створюють хорошу базу для розроблення ефективних конструкцій газових витратомірів різного призначення. Тензометричні датчики вирізняються високими метрологічними характеристиками та надійністю, і є досить простими за конструктивним виконанням. Це дозволяє їх використання для біологічних досліджень і, зокрема, для контролю вентиляційних функцій людини і тварин.

Дослідження функціонування зовнішніх органів дихання часто вимагається виконувати у "польових умовах", тобто в процесі виконання певних занять у екстремальних умовах, наприклад, на спортивних тренуваннях. Ці засоби не повинні створювати незручностей для пацієнта, не повинні викликати додаткового навантаження на органи дихання, та забезпечувати постійність метрологічних характеристик у складних умовах використання. Для передачі даних від первинних засобів вимірювання до засобів обробки інформації, тут доцільно використати безпровідні телемеханічні канали зв'язку.



*Ключові слова:* дихання; силові характеристики; діафрагма; сенсор; телемеханічний канал.

УДК 615.84

## АВТОМАТИЗАЦІЯ ТА ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНИХ АПАРАТІВ З КОНТРОЛЕМ ВИХІДНИХ ПАРАМЕТРІВ

*Терещенко М. Ф.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»;  
Науково-дослідний центр ТОВ „Агфар”, м. Київ, Україна*

Сучасний етап фізіотерапевтичної апаратури пов'язаний із розвитком автоматизованих фізіотерапевтичних апаратів з контролем вихідних параметрів (АФТАК). Ознакою автоматизації є адаптація параметрів дії АФТАК при проведенні фізіотерапевтичної процедури зі станом пацієнта.

Значна частина АФТАК використовують дію механічних, акустичних коливань та вплив деяких компонентів та складових електромагнітного поля, а інтегральним параметром оцінки стану пацієнта являється температура  $T(t)$ . Серед таких АФТАК частина належить до магнітобіологічного напрямку.

Характерною ознакою цього напрямку являється використання електромагнітного сигналу, а точніше параметрів діючого магнітного поля (МП), причому ефективність впливу АФТАК оцінюється по відклику біологічної тканини (БТ) на дію МП. Магніточутливість та магнітосприйняття БТ являється універсальною особливістю всього живого.

Ефекти впливу магнітних полів численні та різнопланові, а дія біологічного впливу може бути оцінене по значенням сумарних параметрів: тиску крові, пульсу, температури  $T(t)$ , як в совокупності так і по одинці. В поєднанні з дією фізичного сигналу та контролем за його впливом на пацієнта досягається значний позитивний фізіотерапевтичний ефект. Ефект магнітомеханічної орієнтації вектора намагніченості біологічних молекул, локальна зміна їх концентрації і динамічної структури проявляється при значеннях магнітної індукції (100-200) мТл, характеризується нагрівом БТ.

Вплив малоінтенсивних електромагнітних та магнітних полів на тканини живого організму проявляється не тільки тепловою дією, а і інформаційно-кумулятивним ефектом зв'язаним з нормалізацією сна та покращенням загального стану пацієнта в лікуванні безсоння, нервових та психомоторних захворювань, депресивних станів, що можна контролювати при проведенні процедур через параметри артеріального тиску.

Для ефективного використання таких АФТАК та розробки їх досконалих структур необхідна довершена теорія біофізичної моделі дії сигналу і його фізичного фактору та математичний опис, який враховував параметри дії кожного фізичного параметру та їх відклик на біологічній тканині через комплексний інтегральний параметр  $K(t)$ .

$$K(t) = F(f \langle I \rangle, T, \Delta T, f \langle B \rangle, t, G, dx, dy, dz)$$

Нами запропонована така модель, що враховує параметри дії магнітної індукції  $B(t)$ , інтенсивності  $I(t)$ , часу дії  $t$ , температури  $T$  та її градієнта  $\Delta T$ , форми сигналів  $G\{B(t), I(t)\}$  частоти  $f$ , координат  $dx, dy, dz$ .

*Ключові слова:* автоматизовані фізіотерапевтичні апарати, контроль параметрів.

УДК 615.847.8-72

## АЛГОРИТМІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ КЕРУВАННЯ СИГНАЛОМ ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ В АПАРАТІ МАГНІТОТЕРАПІЇ

*Рудик В. Ю., Терещенко М. Ф., Рудик Т. О.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Для сучасного етапу розвитку фізіотерапії характерне впровадження в лікувальну практику нових методів та методик магнітотерапії та широкого спектру апаратів магнітотерапії. Аналіз існуючих методів магнітотерапії показує, що більшість з них побудовано на основі однонаправленого управління. Наслідком цього є зниження лікувального ефекту дії магнітного поля (МП). В даний час для магнітотерапії характерне створення нового покоління фізіотерапевтичної апаратури – магнітотерапевтичних апаратів (МТА) зі зворотним зв'язком, що надають можливість регулювати параметри магнітотерапевтичного впливу перед початком лікувального сеансу та змінювати їх в процесі процедури для досягнення максимального терапевтичного ефекту. Для реалізації МТА зі зворотним зв'язком необхідно вирішити наступні задачі: ідентифікувати структуру та параметри пацієнта як об'єкта керування, тобто дати максимально коректний математичний опис реакції людського організму на вплив МП, дослідити особливості процесу створення і застосування лікувальних методик та зміну фізіологічних показників людини на дію МП. Нами запропонований та досліджений алгоритм процесу керування сигналом зворотного зв'язку в апараті магнітотерапії, який складається з наступних кроків:

1. Вимірювання температури ( $T, ^\circ\text{C}$ ) та пульсу ( $P, \text{уд./хв.}$ ) біологічної тканини до, під час та після закінчення процедури терапії.

2. Перевірка значень температури та пульсу із критично допустимими показниками. При досягненні критичних значень ( $T \geq T_{\text{крит}}$ ,  $P \geq P_{\text{крит}}$ ) процедура магнітотерапії припиняється.

3. При умові, що значення температури та пульсу досягли ефективних значень ( $T \geq T_{\text{ефект}}$ ,  $P \geq P_{\text{ефект}}$ ), відбувається корекція параметрів впливу відповідно до запланованого значення магнітної індукції при проведенні процедури.

4. За новими параметрами процедури встановлюються нові значення  $T_{\text{ефект}}$ , та  $P_{\text{ефект}}$ .

5. Контроль продовжується до моменту, коли час процедури вичерпано.

Даний алгоритм реалізований в запропонованому апараті магнітофототерапії [1].

#### **Література**

1. Заявка на патент України № u201310307 МПК (2013) А61Н 7/00 А61Н 23/00, А61Н 1/00 Автоматизований багатофункціональний апарат магнітофототерапії / Тимчик Г. С., Терещенко М. Ф., Рудик В. Ю., Кирилова А. В. Пріоритет 21.08.2013.

*Ключові слова:* магнітне поле, магнітотерапія, сигнал зворотного зв'язку.

УДК 57.087

## **ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ МАГНИТНОГО ПОЛЯ НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ОБЪЕКТЫ**

*Дуплавий І. В., Вислоух С. П.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Важной задачей биомедицинских исследований является разработка эффективных и достоверных методов определения влияния магнитного поля на живые организмы. Нужно решить много проблемных вопросов оценки изменения физиологического состояния и основных жизненных функций биологических объектов, подвергнутых электромагнитному излучению.

Для наиболее полного определения влияния магнитного поля на биологический объект необходимо изучение его целостной реакции, его иерархических систем различной степени сложности, а также определение физиологических и биофизических изменений в тканях и органах. Для изучения механизма влияния магнитного поля необходимо провести ряд экспериментов на разных моделях биологических объектов. Имея достаточно данных о физиологических реакциях организма и располагая знаниями о физико-химических механизмах, связанных с изучаемой реакцией биологического объекта на внешнее воздействие, можно довести изучение механизма до рассмотрения соответствующих процессов на молекулярном уровне. Влияние магнитного поля на организм зависит от многих его характеристик, а также от свойств биологической среды.

Выдвигается гипотеза, что физиотерапевтический эффект магнитного поля на живые организмы вызывается не за счет положительного влияния, как достаточного метода терапии, а напротив – за счет приведения к нестабильному состоянию молекулярных связей, что в конечном счете приводит к ускоренной регенерации. В пользу данной гипотезы проведено ряд экспериментов, которые подтверждают ее состоятельность.

Установлено, що проникність біологічної поверхні позвоночних при малих значеннях магнітного поля - збільшується, а при великих значеннях – зменшується. Припускається, що даний факт пов'язаний з компенсаційним ефектом, викликаним руйнуванням молекулярних зв'язків при впливі сильного магнітного поля, так як відбувається біологічний відгук і організм включає «захисні механізми». При малих значеннях магнітного поля дані зв'язки знаходяться в більшій стабільній формі і поверхнева структура біологічного об'єкта – прискорено відновлюється, що не призводить до ефекту компенсації організмом.

Таким чином, для безпечної дії – експозиція і величина магнітного поля повинні бути мінімальними.

*Ключові слова:* магнітне поле, біологічний об'єкт, проникність.

УДК 611.814.1:615.84

## ДІАГНОСТИКА АДАПТИВНИХ РЕЗЕРВІВ ЛЮДИНИ ЗА ДАНИМИ ПУЛЬСОМЕТРІЇ

*Запорожко І. О., Зубчук В. І.*

*<sup>1</sup>Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Під адаптивними резервами або коефіцієнтом здоров'я розуміють суму резервних потужностей основних функціональних систем, показники яких у спокої та при навантаженні дозволяють робити висновок про здатність організму підтримувати нормальний функціональний стан в умовах зовнішніх і внутрішніх дестабілізуючих факторів. Одним з основних регуляторних систем людини є серцево-судинна система (ССС), функціональний стан якої зазвичай оцінюють за даними систолічного ( $P_s$ ) та діастолічного ( $P_d$ ) тиску, частоти серцевих скорочень ( $HR$ ) за допомогою індексу Кердо:  $I = (P_s - P_d)/HR$ . Такий показник не враховує стан мікрокапілярної системи скелетних м'язів, яка виконує значний обсяг роботи у транспорті по великому колу кровообігу. Динаміка функціонування мікрокапілярної системи може бути досліджена по формі пульсових хвиль (ПХ) у м'язових тканинах.

Для кількісної оцінки функціонального стану і біологічного віку обстежуваних нами запропонований індекс форми  $F$  ПХ, який дозволяє відслідковувати зміну форми усередненого періоду ПХ. В нормі значення індексу форми  $F$  для кожного періоду змінюються довкола деякого середнього значення. Цей процес є результатом дихання та слідством підтримки серцево-судинною системою стабільного режиму функціонування організму. Для діагностики адаптивних резервів людини на основі аналізу динаміки зміни індексу форми  $F$  запропонований критерій

$$R = (F_{max} - F_{min})/F_{mid} ,$$

де  $F_{max}$ ,  $F_{min}$ ,  $F_{mid}$  – максимальне, мінімальне і середнє значення індексу форми  $F$  у вибраному інтервалі реєстрації ПХ.

На рис.1 наведені вікові залежності показника  $R$  для чоловіків та жінок різного зросту у нормі, отримані за допомогою навчання штучних нейронних мереж.

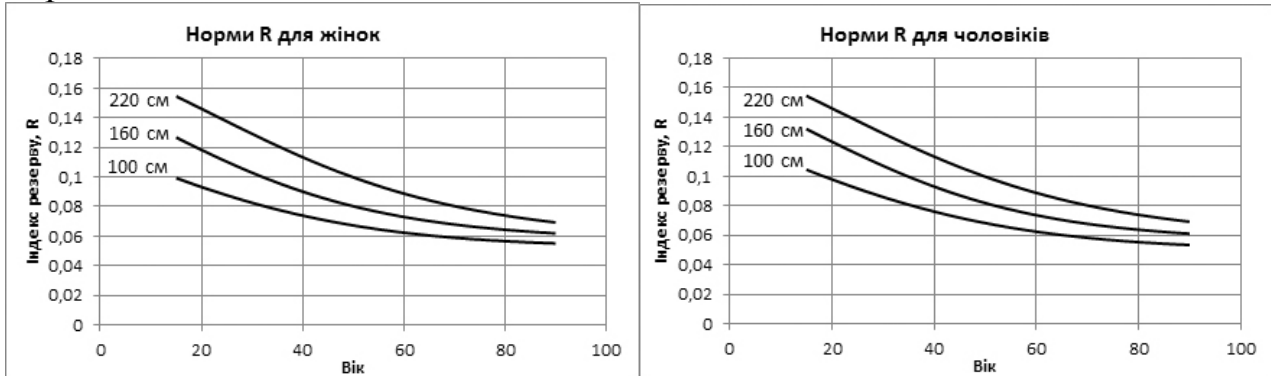


Рис. 1. Норми індексу резервів  $R$

*Ключові слова:* діагностика, пульсова хвиля, адаптивні резерви людини.

УДК 616.831-005-07+611.13/21

## АКТУАЛЬНІСТЬ СОНОЕЛАСТОГРАФІЇ В АЛГОРИТМІ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ ДИФУЗНИХ МАСТОПАТІЙ

*Францевич К. А.*

*Головний військово-медичний клінічний орден Червоної Зірки центр  
«Головний військовий клінічний госпіталь», м. Київ, Україна*

Сьогодні ультразвукова діагностика збагатилася новітньою технологією – соноеластографією – методом якісного та кількісного аналізу механічних властивостей тканин за допомогою модуля пружності Юнга.

Метою даного дослідження стало вивчення ехосеміотики кистозних уражень грудних залоз за допомогою еластографії фронту зсувних хвиль у пацієнтів з негативною динамікою дифузної мастопатії, яких направили на діагностичну біопсію.

### **Матеріали і методи дослідження**

В процесі дослідження оцінювали 20 пацієнток в віці 35 - 65 років, в яких після лікування дифузної мастопатії спостерігалась негативна динаміка і під час ультразвукового дослідження (УЗД) були виявлені 22 патологічних утворення. УЗД, як і соноеластографія виконувалася одним лікарем-рентгенологом на апараті Ultima, (виробництво «РАДМИР»; Харків, Україна) з високочастотним лінійним датчиком 7,5 МГц. Розподіл модуля Юнга в тканинах відображався кольоровим кодуванням, котре відбувалося на зображенні в В-режимі, а також числовими значеннями, що виражені в (кПа).

### **Результати дослідження та обговорення**

В результаті дослідження підтвердили, що соноеластографія фронту зсувних хвиль відображає зміни в кольоровому спектрі та показники модуля пружності в (кРа), в залежності від еластичності різних тканин, що присутні в сонографічному зрізі.

Кольоризація відбувається за попередньо встановленою шкалою за ступенем пружності: від більш жорстких тканин, до більш м'яких. Так, синій відповідає найбільш м'яким компонентам, таким як жир, жовтий та зелений – компонентам середньої жорсткості, а червоний – самим жорстким (твердим) компонентам, таким як гіперкліткові утворення або утворення з інтенсивним фіброзом. Безсумнівною перевагою еластографії фронту зсувних хвиль є здатність отримання абсолютних цифрових значень пружності тканин грудної залози в нормі та при патологічних станах, одночасно їх кольоризація в поєднанні з високою продуктивністю методу.

### **Висновки**

Технологія еластографії фронту зсувних хвиль, впроваджена в ультразвуковому апараті Ultima, дозволяє візуалізувати пружні властивості дрібних неоднорідностей тканин з високою роздільною здатністю та кількісно оцінити їх пружність для встановлення точного діагнозу.

Дане дослідження показало, що еластографія фронту зсувних хвиль може бути корисна при діагностиці патологічних утворень грудних залоз, підтверджуючи їхню етіологію в алгоритмі променевої діагностики дифузних мастопатій, та може знизити кількість непотрібних діагностичних біопсій і прискорити початок своєчасного лікування.

*Ключові слова:* грудна залоза, ультразвукова еластографія, соноеластографія фронту зсувних хвиль, дифузна мастопатія.

УДК 616.833

## **АППАРАТНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ПРОФИЛАКТИКИ И ЛЕЧЕНИЯ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПОЗВОНОЧНИКА**

*Матяш І. Х.*

*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

Позвоночник человека состоит из костных позвонков и хрящевых дисков. После 20-25 лет позвоночник вступает в стадию старения.

Исследования показали, что различными заболеваниями позвоночника страдают до 80% трудоспособного населения земного шара.

Для профилактики и лечения заболеваний позвоночника в Национальном техническом университете Украины «КПИ» разработаны кушетки, которые могут выпускаться в нескольких модификациях (стационарные и переносные) [1, 2].

Воздействие на тело пациента осуществляется поперечными траверсами, совершающими перемещение в вертикальной плоскости в виде непрерывной волны. Такие движения траверс позволяют производить массаж, а также местное растяжение позвоночника, что имеет щадящий режим воздействия на пациента по сравнению с известными кушетками. Между траверсами расположены виброточечки, совершающие колебания с частотой до 12 Гц. Через траверсы на тело человека поступает подогретый воздух, температура которого может регулироваться от 0° до 40° С.

Перемещение траверс, а также виброточечков осуществляется от электроприводов, расположенных внутри кушетки, с возможностью регулирования скорости перемещения массажной волны, ее амплитуды и частоты вибрации.

Человек располагается на кушетке вверх лицом, что позволяет производить лечение позвоночника без сдавливания грудной клетки.

Разработаны также устройства для растяжения позвоночника, которые могут монтироваться на массажных креслах и столах, выпускаемых предприятиями Украины.

Устройства могут использоваться с другими видами лечения в лечебно-профилактических учреждениях различного профиля.

#### **Література**

1. Матяш І.Х. та інш. Масажер лікувально-оздоровчий. Патент України 10705А (25.12.96. Бюл. № 4).

2. Матяш І.Х. та інш. Кушетка масажно-оздоровлююча. Патент України 15263А (30.06.97. Бюл. № 3).

Ключевые слова: позвоночник, пациент, траверсы, виброточечки, кушетка, массаж.

УДК 616-71:004(0758)

## **НАПРАВЛЕНИЕ СОВРЕМЕННОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ И РАЗРАБОТКИ МЕДИЦИНСКИХ ПРИБОРОВ**

*Паткевич О. И.*

*Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

Приоритетным направлением развития медицинского приборостроения считается разработка и освоение производства автономных миниатюрных электронных медицинских систем, приборов и оборудования, рассчитанных на мобильное использование. В качестве основного блока такого класса оборудования может служить только микроконтроллер (МК). На основании требований пользователя определяются функции, выполняемые микроконтроллерами (МК). Они включают в себя описания форматов данных, как на входе, так и на выходе, а также внешние условия и управляющие действия

контроллера. При этом необходимо исходить из того, что максимальное использование аппаратных средств упрощает разработку и обеспечивает высокое быстродействие контроллера, но сопровождается, как правило, увеличением стоимости и потребляемой мощности. Увеличение удельного веса программного обеспечения позволяет сократить количество аппаратных средств, но иногда приводит к снижению быстродействия микроконтроллера. Критерием выбора здесь может быть возможность максимальной реализации заданных функций программными средствами при минимальных аппаратных затратах и при условии обеспечения заданных показателей быстродействия и надежности в полном диапазоне условий эксплуатации. В результате выполнения требований к аппаратному и программному обеспечению, необходимо сформулировать требования к параметрам используемого МК, учитывая следующие основные характеристики: возможность периферийных устройств; объем ПЗУ программ и ОЗУ данных и возможности их наращивания; набор команд и способов их адресации; разрядность МК; быстродействие; требование к источнику питания; возможность поставки в различных вариантах конструктивного исполнения; наличие и доступность эффективных средств программирования и отладки МК; цена. Номенклатура выпускаемых МК исчисляется тысячами типов изделий. Современная стратегия модульного проектирования обеспечивает потребителя разнообразием моделей МК с одним и тем же процессорным ядром. Такое структурное разнообразие открывает перед разработчиком возможность выбора оптимального МК, не имеющего функциональной избыточности. А самым мощным средством разработки программного обеспечения для МК являются интегрированные среды, имеющие в своем составе менеджер проектов, текстовый редактор симулятор, а также допускающие подключение компиляторов языков высокого уровня.

*Ключевые слова:* микроконтроллер, программное обеспечение.

УДК 616-7

## СПОСІБ ОЦІНКИ АДАПТАЦІЙНОГО ПОТЕНЦІАЛУ ОРГАНІЗМУ ЛЮДИНИ

*Осадчий О. В.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Людина весь час піддається певним фізичним навантаженням, що за сприятливих умов, стимулює адаптаційний потенціал і підвищує стійкість до стресу організму. Дослідження адаптаційного потенціалу організму людини дає можливість отримувати досить важливу інформацію про адаптаційний стан людини та дозволяють прогнозувати можливі зміни цього стану та здатність організму до тренувань.



В основу даної роботи поставлена задача розробка діагностичної системи визначення адаптаційного стану організму людини яка буде не складна у використанні, та буде надавати дані адатаптаційного стану організму та здатність його до тренувань.

Проаналізував відомі способи оцінки адаптаційного стану людини, дійшли висновку, що є складність при проведенні даних процедур, а саме, використання декількох приладів одночасно, процедуру повинен проводити кваліфікований лікар і час проведення процедури може бути досить значний.

Щоб зменшити кількість обладнання під час проведення процедури і зменшити час проведення процедури, пропонується використовувати дані отримані з фотоплетизмографа, а саме криві фотоплетизмографа.

Запропонований спосіб оцінки адаптаційного стану організму людини полягає в наступному, проводяться фотоплетизмографічні виміри пацієнта за допомогою фотоплетизмографа у стані спокою, отриманні данні надходять до персонального комп'ютера, де за допомогою блоку комутації перетворюються в машинний код, далі обробляються в блоці обробки даних і записуються до архіву, тобто банку даних. Потім пацієнт піддається фізичним навантаженням, наприклад робота на велоергонометрі, відбувається збудження функціонального стану організму людини, знову знімаються данні за допомогою фотоплетизмографа, порівнюються з даними що отримано в стані спокою, визначається коефіцієнт реакції і визначається час за який функціональний стан пацієнта повертається до початкового стану.

Отримані дані пацієнтів можливо поділити на п'ять реакції: спокою, тренування, спокійна активація, підвищена активація і стрес. Перехід від однієї реакції до іншої відбувається при зміні базових показань (отриманих у стані спокою) на 20%, тобто в 1.2 рази, даний коефіцієнт носить назву – коефіцієнт реакції. На базі отриманих значень робляться висновки про адаптаційний стан пацієнта.

Цей спосіб менш тривалий в часі ніж багато відомих способів, не потребує великої кількості обладнання і додаткової підготовки фахівців

*Ключові слова:* адаптаційний стан, фотоплетизмограф.

УДК 535.012.2

## СИСТЕМА ПРОСТОРОВОЇ ФОТОМЕТРІЇ РОЗСІЯНОГО СВІТЛА

*Безугла Н. В.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Важливу інформацію про структуру та функції біологічних середовищ (БС) можна отримати за допомогою оптичних методів біомедичного дослідження, що базуються на з'ясуванні характеру розсіювання ними випромінювання.

Медико-біологічні критерії, вироблені на підставі численних експериментів, а також адекватна математична модель поширення оптичного випромінювання в БС є діагностичним базисом для оцінки фізіологічного та функціонального стану тканини або органу, до складу якого входить дане БС.

Численні клінічні дослідження показують, що характер розсіяного випромінювання здоровими та патологічно зміненими біологічними середовищами різний та обумовлений відмінностями оптичних параметрів, зокрема коефіцієнтів розсіяння та поглинання, а також фактору анізотропії розсіювання, що характеризує фазову функцію розсіювання. Дані оптичні параметри можна визначити на підставі комбінації вимірних величин, зокрема дифузного відбиття, дифузного пропускання, колімованого пропускання, повного пропускання, а також просторового розподілу інтенсивності розсіяного світла.

В даній роботі розроблена система просторової фотометрії біологічних середовищ «СПФМ-БС» [1], яка дозволяє здійснювати реєстрацію просторових розподілу відбитого та пропущеного світла в межах тілесного кута  $4\pi$ . Отримані за її допомогою результати можуть бути використані для оптимального дозування оптичного випромінювання при лазерній терапії, оптичній біопсії, оптичній комп'ютерній томографії тощо.

Експериментальна установка [2] містить дві напівсфери радіусом  $R$  (16см в розробленому прототипі). У центрі нижньої напівсфери розташовано тримач з біологічним середовищем, який забезпечує розташування як зразків тканин, так і зразків рідин. На поверхнях кожної з напівсфер розміщено  $N$  фотоприймачів (32 фотодіода ВРW 21). Випромінювачем служить лазер (ЛГН-207 з довжиною хвилі 0,632 мкм). Для узгодження приймачів випромінювання та програмного забезпечення служить мікроконтролер. Принцип роботи експериментальної установки просторової фотометрії для дослідження характеру розсіяного випромінювання біологічними об'єктами полягає у наступному. Колімований пучок оптичного випромінювання падає на біологічний об'єкт, та, розсіюючись ним у різних напрямках, попадає на  $N$  приймачів, розміщених на однаковій відстані від біологічного об'єкту. Величина напруги на приймачах пропорційна інтенсивності. Далі за отриманими даними залежно від кутового розміщення фотодіодів, будується графік просторового розподілу інтенсивності розсіяного випромінювання, тобто індикатриса розсіювання. Потім апроксимуємо отриману криволінійну фігуру до форми, що описана формулою Хені-Грінштайна, а потім уточнюємо величину фактору анізотропії для отриманої форми за Хені-Грінштайном, але з експериментально-визначеною вагою.

#### **Література**

1. Пат. 75382 Україна, МПК (2012.01), G01N 21/00, G01N 21/01 (2006.01), G01N 21/17 (2006.01). Спосіб визначення фазової функції біологічних середовищ / Безугла Н.В., Чмир Ю.В., Кузьменко О.В., Безуглий М.О.; № u2012 06915; заявл 06.06.2012; опубл. 26.11.2012, Бюл. №22.
2. N.V. Bezuglaya, M.A. Bezuglyi, Proc. SPIE 13-15, RIG (2013), 15.1-15.5.

*Ключові слова:* біологічне середовище, просторова фотометрія, анізотропія.

УДК 617.615.849.19

## ПРОВЕДЕННЯ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ТЕРАПІЇ З ОПРОМІНЕННЯМ ПУХЛИНИ ШЛЯХОМ ЛАЗЕРНОГО СКАНУВАННЯ

<sup>1)</sup>Холін В. В., <sup>2)</sup>Войцехович В. С., <sup>3)</sup>Гамалія М. Ф., <sup>1)</sup>Чепурна О.М.,

<sup>1)</sup>ПМВП «Фотоніка Плюс», м. Черкаси, Україна; <sup>2)</sup>Інститут фізики НАН України;

<sup>3)</sup>Інститут експериментальної патології, онкології і радіобіології ім. Р. Є. Кравецького НАН України, м. Київ, Україна

Метод фотодинамічної терапії (ФДТ) є одним з ефективних та малоінвазивних сучасних методів лікування диспластичних змін та пухлинних уражень, особливо на ранніх стадіях їх розвитку. Успішне проведення ФДТ базується на певних умовах:

- достатня концентрація ФС в пухлині;
- оптичне опромінення із певною довжиною хвилі (відповідно максимуму поглинання ФС) та з достатньою щільністю потужності випромінювання, що поглинається пухлиною ;
- достатня кількість молекулярного кисню в зоні опромінення.

Відомі способи ФДТ онкологічних захворювань, які включають введення ФС та використання джерела світла, що забезпечує фотохімічне індуковане руйнування клітин. Однак, у разі опромінення пухлин великого розміру виникає необхідність збільшення потужності лазера. Із збільшенням потужності в свою чергу зростають енергетичні витрати та вартість приладу.

Наступним недоліком є використання неперервного режиму випромінювання. Концентрація молекулярного кисню в ході взаємодії із збудженим ФС із утворенням синглетного кисню різко падає [4]. Відновлення необхідної концентрації молекулярного кисню (і ФС) напряму залежить від кровообігу і потребує певного періоду часу, протягом якого подальше опромінення пухлини втрачає сенс, бо лазерне випромінювання призводить лише до недоцільного вигорання ФС без досягнення потрібного ефекту.

Метою розробки даного методу є усунення існуючих недоліків завдяки опроміненню пухлини шляхом її сканування променем малої потужності та малого поперечного перерізу. Використовуючи даний метод ми зможемо досягти:

- зниження необхідної потужності лазерного випромінювання;
- економії ФС, який витрачається тільки за наявності в пухлині молекулярного кисню;
- зменшення дози опромінення, без зменшення робочої щільності потужності лазерного випромінювання.

Розроблений нами спосіб полягає в тому, що після накопичення ФС в пухлині, вона опромінюється лазерним випромінюванням з довжиною хвилі,

яка відповідає максимальному піку поглинання ФС. Опромінення пухлини здійснюється лазерним променем малого поперечного перерізу, що переміщається по вибраній зоні із затримкою у кожній точці певний з повторним проходженням зони починаючи з вихідних точок, коли концентрація молекулярного кисню і ФС в них встигає відновитись завдяки кровообігу і дифузії із суміжних ділянок тканини.

Метод сканування пухлини реалізується наступним чином (рис. 1). Після накопичення ФС в пухлині, визначають необхідну зону опромінення (1), таким чином, щоб вона була більшою від розмірів пухлини (2). Сфокусований лазерний промінь покроково проходить вибрану зону (1), зупиняючись в кожній точці опромінення (3) на заданий період часу. Промінь переміщується в наступну точку з невеликим перекриттям (4), щоб запобігти виникненню неопромінених зон.

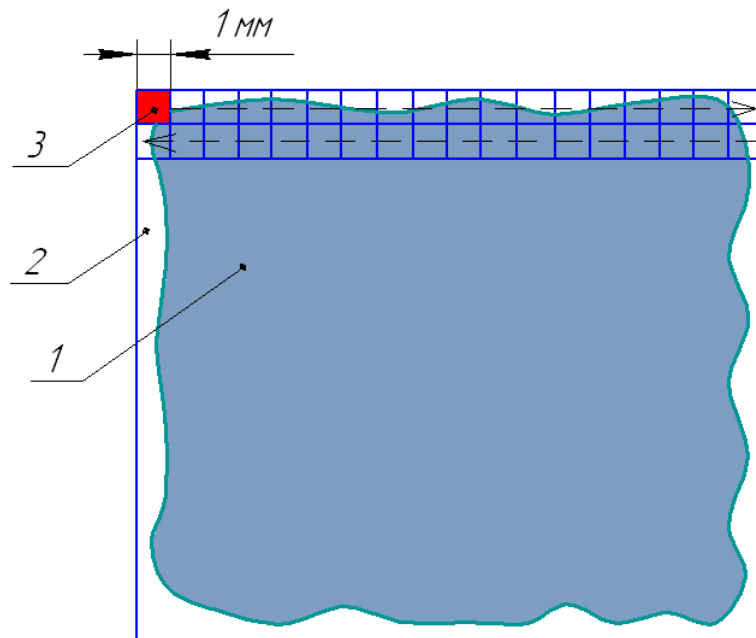


Рис. 1. Приклад сканування пухлини лазерним випромінюванням

Після проходження всіх точок пухлини промінь повертається в початкову позицію і відбувається повторне покрокове проходження області, що опромінюється. Таким чином досягається ефект сканування, причому лазерний промінь потрапляє в зону, яка протягом паузи між проходженням рядків встигає відновити необхідну концентрацію молекулярного кисню (та ФС) завдяки кровообігу і процесу дифузії.

Таким чином, запропонований метод проведення ФДТ з опроміненням пухлини шляхом лазерного сканування, коли лазерний промінь малого поперечного перерізу переміщається по вибраній області із затримкою у кожній точці певний період часу, дозволяє знизити потужність лазерного випромінювання, яка необхідна для проведення процедури, оптимізувати

процес використання ФС та молекулярного кисню і в результаті підвищити ефективність фотодинамічної терапії онкологічних хворих.

*Ключові слова:* лазерне випромінювання, онкологія, фотодинамічна терапія, лазерне сканування.

УДК 617.75-535

## МЕТОД ДОСЛІДЖЕНЬ АБЕРАЦІЙНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ ІМПЛАНТОВАНИХ В ОКО ШТУЧНИХ КРИШТАЛИКІВ

*Шиша Т. О., Чиж І. Г.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Наявність великого асортименту одностипних інтраокулярних лінз (ІОЛ) для лікування катаракти викликає питання про їх абераційні властивості, причому реальні, але не задекларовані виробниками. Вказані властивості необхідно визначати в умовах максимально наближених до реальних у оці людини. Досліджувати необхідно не тільки дійсні абераційні характеристики, але й вплив на них похибок розміщення ІОЛ відносно рогівки, що мають місце в момент імплантації та у післяопераційний період.

Аналітичний огляд відомих на цей час методів досліджень аберацій імплантованих у око ІОЛ дозволив встановити їх переваги та недоліки. Головним недоліком розрахункових методів є неможливість оцінити вплив технологічних похибок виготовлення ІОЛ, які виробниками не повідомляються. Методи фізичних досліджень дають більш реалістичну картину щодо залишкових аберацій ІОЛ. Проте більшість цих методів результати досліджень отримують через аналіз модуляційної передавальної функції ІОЛ. Представлені у такий спосіб результати важко коректно інтерпретувати лікарям-офтальмологам та встановлювати їх зв'язок з кінцевою гостротою зору ока після імплантації.

Нами запропоновано метод, який передбачає використання фізичної аберометрії моделі оптичної системи ока, що адекватно відтворює оптичні середовища навколо ІОЛ, а також надає можливість переміщувати ІОЛ всередині моделі поперечні відносно оптичної осі та обертати ІОЛ навколо осі перпендикулярної до оптичної з метою моделювання їх децентрувань відносно рогівки. Інтегральною та більш звичайною для лікарів характеристикою абераційних властивостей різних моделей ІОЛ пропонується використовувати RMS хвильової аберації у зоні зіниці зазначеного діаметру.

Моди хвильової аберації ІОЛ за цим методом визначаються як різниці амплітуд абераційних мод моделі з ІОЛ та моделі без ІОЛ відповідно. До уваги приймаються лише ті різниці амплітуд, які проходять перевірку за критерієм Стюдента на статистичну значущість. За величинами цих різниць розраховується значення вказаного RMS.

Цим методом досліджено RMS ІОЛ декількох відомих виробників та вплив на RMS децентрувань ІОЛ відносно оптичної осі рогики. Обґрунтовано допустимі величини децентрувань.

*Ключові слова:* RMS, хвильова аберація ока, імплантована інтраокулярна лінза.

УДК 621

## ІНФОРМАТИВНІСТЬ ПАЛІТРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ ОСТЕОСЦИНТИГРАМ ПРИ МЕТАСТАЗАХ РАКУ В КІСТКИ

*Ніколов М. О., Коваленко М. М., Кліц А. А., Ярошенко О. Ю.*

*Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

В практичній медицині наявність або відсутність онкологічних змін при сцинтиграфії кісток вирішується на основі якісних показників радіонуклідного дослідження. Проте підвищення метаболічної активності може бути наслідком як пухлинного процесу, так і запального захворювання або травми, тому при незначному накопиченні РФП лише за якісними показниками важко визначити характер патології. Вони мають недостатньо високу специфічність та точність діагностики. Тому завданням роботи була розробка кількісної оцінки якісних показників сцинтиграм.

Проаналізовано остеосцинтиграми, які отримані в гамма-камері ОФЕКТ-1 (Україна). Вивчалась інформативність якісних показників сцинтиграфії по відношенню до кількісних для виявлення ознак метастазування раку в кістки.

Всього досліджено 18 пацієнтів, з них були виділені дві підгрупи. Перша складалася з 13 осіб, у яких методом кількісної сцинтиграфії було підтверджено метастазування раку в кістки. У них ретроспективно була проведена якісна оцінка. В результаті встановлено наявність метастазів у 9 з 13 осіб. Друга група складалася із 5 пацієнтів, з підозрою на метастази за якісними показниками. В результаті повторної сцинтиграфії з врахуванням кількісних ознак виявилось, що лише в 2 з 5 пацієнтів підтвердилась наявність метастазів у кістки. Встановлено, що оцінка за якісними ознаками сцинтиграм може призводити як до гіпо-, так і до гіпердіагностики.

Більш детально було досліджено сцинтиграми 6 пацієнтів з різним характером патології кісток. Розрахунки проводилися в середовищі MATLAB, на сцинтиграмі кожного пацієнта було виділено область дослідження, а саме хребет, а також зону інтересу (зону гіперфіксації РФП) та контрольну область. Для аналізу було розглянуто 13 стандартних палітр MATLAB: “hot”, “jet”, “cool”, “pink”, “hsv”, “spring”, “summer”, “autumn”, “winter”, “gray”, “bone”, “copper”, “lines” та застосовано до сцинтиграм. Побудовано графіки розподілу рівня яскравості та дисперсії за середнім та за максимальним значенням пікселя вздовж хребта, та знайдено відношення рівня яскравості та дисперсії вибраної

зони інтересу до контрольної. За отриманими даними дослідження визначено 3 характерні типи палітр, які відзначаються високим рівнем яскравості та контрастності – “jet”, “hot” і “corper”. Однозначно можна визначити межу ракового процесу за рівнем яскравості для палітр з монотонною гамма-корекцією. Для палітри “hot” вона становить 1,14 в. од, для “corper” - 1,16 в. од. Палітра “jet” має не монотонну гамма-корекцію, тому однозначно межа ракового процесу не визначається, проте для візуальної оцінки це є найліпший із розглянутих типів палітр. В зв’язку з цим потрібно вибирати між високою візуалізацією вогнищевих змін і кількісною оцінкою за рівнем яскравості.

*Ключові слова:* гамма-камера, метастази, остеосцинтиграфія, палітра, яскравість.

УДК 681.2:535.853

## ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІКИ ВПЛИВУ ЛІКУВАЛЬНИХ ЗАСОБІВ НА ЖИТТЄДІЯЛЬНІСТЬ ОРГАНІЗМУ

*Скицюк В. І., Клочко Т. Р.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Фізіологічні функції цілісної системи живого організму є підпорядкованими біологічним ритмам, також існують ритми кожного окремого органу, що примушують його за добу здійснити фазу підйому і відразу потім здійснити фазу спаду. У певні, завжди одні й ті ж дві години органи працюють особливо ефективно, а далі переходять в двогодинну фазу релаксації, під час якої не здійснюють свої функції роботи, а відновлюють властивості, що відповідає змінам чутливості до зовнішніх подразників, зокрема впливу різних речовин, з огляду на ефективність їх медичного застосування. Проте наразі сучасна медицина має дуже обмежені дані щодо раціонального використання та дозування фармакологічних препаратів залежно від часу доби, що є недоліком існуючих медичних методик і підлягає ретельному дослідженню для підвищення ефективності діагностики та лікування.

Користуючись цією тезою, маємо можливість побудувати загальну діаграму циклічних процесів живого організму, з якої добре проглядається, що циклічність процесів у кожному окремому органі відбивається на стані цілісної системи організму. Такий розподіл призводить до того, що максимальна спроможність органу переробити сторонні навантаження виконується лише на окремо визначеній частині доби. Тобто потрібно враховувати фазову швидкість розповсюдження фармакологічних речовин, фізичних полів випромінювань лікувального або діагностичного призначення або захворювання, яке починається, від певного органу до іншого. Оскільки будь-який організм – це комплекс складових, які виконують різні функції у своїй життєдіяльності, але пов’язані між собою, то вони повинні мати певну синхронізацію у своїх діях.

Отже, на відхилення кожного елемента (частини) групи впливає інший. Результатом такого складання є співвідношення фаз окремих частин. Водночас здійснюється вплив речовин на живий організм, що призводить до зміни фази та амплітуди добових ритмів, тобто їх ефект від взаємодії змінюється у різний час доби при різних патологічних станах об'єкту. Наслідком подібного складання є те, що у кожний момент часу існує енергетичний концентратор всієї групи. Центр групи можна знайти якщо помітити, що у центрі групи співпадають фази коливань, викликаних близько розташованими об'єктами.

У доповіді наведено аналітичні моделі коливальних процесів в організмі, при впливі лікувальних засобів різного походження, зокрема критичних випадків дії на організм. Наведено діаграму дослідження впливу динаміки реакції організму на функцію захворювання та вироблення протидіючих функцій. Отже, дослідження є необхідним для підвищення ефективності застосування як конкретної фармакологічної речовини, так і їх комбінацій, в тому числі інтегровано із застосуванням фізичних полів при лікуванні та діагностиці.

*Ключові слова:* життєвий цикл, хронофармакодинаміка, фізіотерапія, діагностика.

УДК 620.168.4

## ІМПЕДАНСОМЕТРИЧНИЙ ЕКСПРЕС-ДЕТЕКТОР ПОРОГОВИХ КОНЦЕНТРАЦІЙ МІКОТОКСИНІВ ТА БАКТЕРІАЛЬНИХ АГЕНТІВ

*Яремик Р. Я.*

*Львівський національний університет імені Івана Франка, м. Львів, Україна*

Пропонується новий спосіб експресного детектування токсинів різних типів та бактеріальних агентів, в якому не застосовуються екзотичні витратні реагенти та складне аналітичне обладнання. Існуючі інструментальні методи реєстрації бактеріальних токсинів (мас-спектроскопія, газорідинна хроматографія, електронна мікроскопія) трудомісткі, вимагають значного часу на отримання результату. Сучасні автоматизовані прилади раннього детектування вузькоспеціалізовані для обмежених типів токсинів і для вимірів вимагають дороговартісних витраних матеріалів. Назріла гостра актуальність пошуку нових, більш досконалих підходів, які б задовольняли умовам чутливості, специфічності до широкого класу токсинів, і швидкості їх детектування.

В основі пропонованого методу закладено принцип фотометричного аналізу поступального руху поляризованих досліджуваних об'єктів в суспензіях під впливом прикладеного електричного поля та одночасної реєстрації кінетики зміни електроімпедансних параметрів середовища та мікроелектродної системи



(комплексний опір, ємність подвійного електричного шару, імпеданс Варбурга, поляризаційний опір).

Сила, що діє на досліджувані об'єкти (молекули, клітини) залежить від амплітудно-частотних і просторових характеристик електричного поля, так і від індивідуальних фізико-хімічних властивостей самих об'єктів. Ідентифікація здійснюється з допомогою пропонованого алгоритму одночасного вимірювання декількох характеристик: рухливості досліджуваних об'єктів в електричному полі, ступені їх агломерації, поляризованості на різних частотах електричного поля, кінетики зміни імпедансних та оптичних параметрів розчину та приелектродного проміжку.

Складність досліджень закономірностей поведінки бактеріальних агентів в градієнтних електричних полях, багатомірність реєстрованих характеристик і параметрів актуалізує задачу інформаційного та статистичного аналізу даних, що може бути розв'язана на базі сучасних інформаційних технологій. Новий метод реалізований на базі інтелектуального сигнального процесора для аналізу в реальному масштабі часу інформаційних сигналів мультисенсорної матриці, математичного оброблення результатів вимірів з врахуванням апріорної інформації про об'єкти дослідження, їх модельних представлень та математичних моделей варіантів взаємодій.

*Ключові слова:* мікотоксини, бактеріальні агенти, детекція, імпедансна спектроскопія.

УДК 621.372.542: 615.849.19

## ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕЄСТРАЦІЇ ТА ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ ПРИ ДОСЛІДЖЕННІ ЕЛЕКТРОЛІТІВ В КРОВІ

*Яковенко І. О., Клочко Т. Р.*

*Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,  
м. Київ, Україна*

Сьогодні активно розробляються та впроваджуються цифрові методи фільтрації та аналізу ЕКГ. Авторами розглянуто застосування методу розкладання по емпіричним модам для обробки сигналу електрокардіограм (ЕКГ). Цей метод дозволяє без будь-яких припущень про характер сигналу провести розкладання останнього за ортогональним базисом. Водночас базис є адаптивним і визначається безпосередньо за аналізованими даними.

Обмін електролітів у крові (іони  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Na^+$ ) складає основу виникнення біоелектричних процесів в міокарді, тобто зміни показників електрокардіограми, авторами було запропоновано створення неінвазивного методу для дослідження вмісту електролітів  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Na^+$  в крові за допомогою

запису і обробки даних ЕКГ, внаслідок чого отримуємо зміну в часі сумарного електричного потенціалу, що виникає в серцевому м'язі завдяки руху іонів через м'язову мембрану.

Неінвазивний метод для дослідження вмісту макроелементів  $K^+$ ,  $Ca^{2+}$ ,  $Na^+$  в крові має на меті завдання підвищення якості реєстрації та обробки електрокардіограм, оскільки у результаті вимірювання біоелектричних процесів в міокарді за допомогою електрокардіографа і запису сигналу в цифровий вигляд виникає низка проблем – електричні коливання, які виходять не з серця, а з інших джерел, низькочастотний дрейф, шум і т.д.

Надалі є перспективним напрямом модернізувати процедуру вирахування модових функцій. На різних часових інтервалах віднімати від початкового сигналу свої певні модульні функції, щоб позбутись високочастотного шуму, а для визначення індексу функцій, які потрібні для даного інтервалу, можна використовувати коефіцієнт детермінації, що визначає відхилення відфільтрованого сигналу від початкового. Тобто, щоб знайти порогову величину коефіцієнта детермінації можна для даного інтервалу відняти ті модові функції, які не призводять до зменшення коефіцієнта детермінації для даного порогу.

За допомогою даного розкладання проведена фільтрація сигналу ЕКГ, що надалі дозволить отримати більш точні результати при визначенні макроелементів в крові неінвазивним методом.

*Ключові слова:* електроліти, електрокардіограма, сигнал, неінвазивний метод, ортогональний базис.