

СЕКЦІЯ 6
БІОМЕДИЧНЕ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЇ

УДК 616.831-005-07+611.13/19

**СУЧАСНІ МЕТОДИ ПРОМЕНЕВОЇ ДІАГНОСТИКИ
ПАТОЛОГІЇ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ**

*Францевич К.А., Головний військово-медичний клінічний центр ордена Червоної Зірки
«Головний військовий клінічний госпіталь», м. Київ, Україна*

Вступ

Рак молочної залози (РМЗ) є однією з важливих проблем онкології. Великою кількістю робіт доказано, що чим раніше виявляється пухлина, тим більша тривалість життя жінок, що захворіли.

Як не прикро, але на сьогодні Україна у числі перших у Європі за кількістю хворих на рак молочної залози (РМЗ). Вражають показники інтенсивності захворюваності. За останні 10 років вони зросли більше, ніж у 2 рази, а смертність за цей період збільшилась на 35 відсотків. За даними Міністерства охорони здоров'я України, у нашій державі кожної години від РМЗ помирає одна жінка і кожні 35 - 37 хвилин лікарі ставлять діагноз – РМЗ. На превеликий жаль статистика цього захворювання невтішна. Для прикладу, в Києві (2008 рік) виявлено 67 випадків на 100 тисяч населення. Щорічний приріст – два відсотки. В інших регіонах тенденції такі самі невтішні.

Однією з причин цього є те, що кожний третій новий випадок РМЗ виявляється на пізній стадії, коли його лікування малоефективне. На ранній стадії виявляється менше 20% випадків захворювання. Подібна ситуація відмічається в більшості країн земної кулі. Але показники смертності в них мають тенденцію до стабілізації, і навіть, до зниження. Цей факт свідчить про покращення якості діагностики, при якій значна кількість хворих має так звану ранню стадію, а також про покращення якості лікувальної допомоги.

Не зважаючи на високу інформативність сучасних методів візуалізації, насамперед: мамографії та ультразвукового дослідження не завжди одностайно можна усвідомити про характер знайденої патології, провести диференційну діагностику між доброякісними та злоякісними новоутвореннями. Відсутність єдиної системи обстеження молочних залоз знижує можливість сучасних діагностичних методів, не дозволяє скоротити строки обстеження хворих та затримувати строки початку лікування.

Матеріали та методи

З метою визначення стану МЗ та розповсюдженості патологічного процесу сьогодні використовують пальпацію, рентгенівську мамографію (РМ), ультразвукову мамографію (УЗМ), комп'ютерну томографію (КТ) МЗ, магнітно-резонансну томографію (МРТ) МЗ, позитронно-емісійну томографію (ПЕТ) МЗ, сцинтимамографію (СМ), термомамографію (ТМ), лазерне оптичне сканування

(ЛОС), пункційну біопсію (ПБ) МЗ, трепанбіопсію (ТБ) МЗ.

Серед променевих методів на Україні найбільш широко застосовується ренгеновська мамографія (РМ), ультразвукова мамографія (УЗМ), магнітно-резонансна томографія (МРТ) МЗ, та починає впроваджуватись лазерне оптичне сканування (ЛОС) молочних залоз.

У повідомленні відображені результати мамографічного обстеження 500 пацієнтів, які проходили диспансеризацію на базі ГВМКЦ «ГВКГ» в віці від 20 до 70 років після попереднього обстеження у гінеколога, мамолога.

Результати

В наслідок проведення стандартного мамографічного обстеження, яке включає виконання знімків лівої та правої МЗ в прямій краніо-каудальній та косій медіо-латеральній проєкціях були виявлені: фіброзно-кістозна мастопатія (110 пацієнтів), фіброаденоз (43 пацієнта), фіброаденоматоз (100 пацієнта), одиночна кіста МЗ (25 пацієнтів), фіброаденома МЗ (50 пацієнтів), непальпований рак МЗ (25 пацієнтів), гинекомастія (5 пацієнта).

Висновки

На сьогодні мамографія є кращим методом раннього виявлення раку молочної залози. Проте у зв'язку з тим, що цей метод дає 10% помилково негативних результатів, він обов'язково повинен бути доповнений іншими, новими методами обстеження. У жінок молодше 35 років при скринінгу частіше застосовується УЗД молочних залоз. Цей метод дозволяє з високою точністю розпізнавати кісти, доброякісні та злоякісні утворення більше 1 см але менше 2,0 см. Проте, ехографія має ряд серйозних недоліків, які можна компенсувати застосуванням системи лазерного оптичного сканування тканин молочної залози.

Ключові слова: маммографія, молочна залоза (МЗ), рак молочної залози (РМЗ), ультразвукова мамографія (УЗД), магнітно-резонансна томографія (МРТ), лазерне оптичне сканування молочних залоз (ЛОС).

УДК 681.849.1

ФІЗИЧНІ АСПЕКТИ МАТЕМАТИЧНОГО МОДЕЛЮВАННЯ ВЗАЄМОДІЇ ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ З БІОТКАНИНАМИ

Денисов М.О., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Використання оптичного випромінювання в сучасній клінічній медицині спрямовано на досягнення бажаного діагностично-лікувального ефекту і знаходить широке застосування в хірургії, терапії, діагностиці та моніторингу. Для хірургічного та терапевтичного застосування характерним є наявність лише енергетичного каналу взаємодії з біотканиною, тоді як для цілей діагностики необхідними є як енергетичний, так і інформаційний канали. В моніторингових системах використовується лише інформаційний канал.

Механізм взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами включає де-

кілька характерних етапів, кожний з яких описується своїми вхідним та вихідним параметричними полями сигналів та відповідними перетворюючими операторами.

Першочерговою задачею математичного моделювання взаємодії оптичного випромінювання з біотканинами є формування об'ємного розподілу випромінювання, що досягнуло границі біотканини, всередині біотканини з урахуванням технічних характеристик джерел випромінювання та засобів доставки оптичного випромінювання. В подальшому вихідні параметричні поля сигналів відрізняються в залежності від цільової взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною. При цьому дія оптичного випромінювання може бути спрямована або на тепловий розігрів біотканини з досягненням певного рівня термоураження біотканини (хірургія та термотерапія), або на участь в фотохімічних перетвореннях в біотканині, що призводять до руйнації клітин (фотодинамічна терапія), або на специфічні оптичні перетворення, що формують на виході оптичний сигнал, який несе інформацію про стан біологічного об'єкту (діагностика та моніторинг).

Вигляд перетворюючих операторів, в свою чергу, залежить як від оптичних та теплових властивостей біотканин, так і від математичного апарату, що описує механізми фотобіологічних та фотохімічних перетворень в біотканинах.

Ключові слова: біотканина, математичне моделювання, параметричні поля сигналів, перетворюючі оператори.

УДК 681.784.7:615.849.5

ЛАБОРАТОРНИЙ МАКЕТ СИСТЕМИ ЛІКУВАННЯ ОНКОЗАХВОРЮВАНЬ ЗА МЕТОДОМ ФДТ

*Денисов М.О., Редчук О.О., Корольова Т.В., Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Метод лікування онкологічних захворювань за методом фотодинамічної терапії (ФДТ) є одним з найбільш ефективних методів вибіркової деструкції ракових клітин, що селективно накопичили хімічну речовину-фотосенсибілізатор при дозованому їх опромінюванні оптичним випромінюванням в спектральному діапазоні активації фотосенсибілізатора.

Вітчизняний фотосенсибілізатор Гіперфлав має максимум поглинання на довжині хвилі 595 ± 3 нм, що не співпадає з довжинами хвиль випромінювання існуючих лазерів. Метод ФДТ для зовнішніх органів людини з використанням Гіперфлава може бути реалізований з використанням в якості джерела випромінювання багатоелементних матриць світлодіодів.

Створення лабораторного макета системи лікування онкологічних захворювань за методом фотодинамічної терапії (СЛОЗ-ФДТ) має на меті технічне вирішення трьох головних задач:

- розробку конструкції багатоелементного джерела випромінювання для ФДТ з розташуванням великого масиву світлодіодів (не менше 100 шт.);
- відпрацювання електричної схеми керування багатоелементним джерелом випромінювання та розробка пульта керування ним;
- розробку дистального інструменту для підвищення опромінюваності операційної зони.

Лабораторний макет СЛОЗ-ФДТ був змонтований на оптичній лаві з використанням стандартних рейтерів та кронштейнів. Конструктивне виконання базового елементу багатоелементного джерела випромінювання виконано на несній напівсфері діаметром 220 мм. На ній були змонтовані 126 світлодіодів 510MY8C (Hebei Ltd., Китай), які об'єднані в п'ять конструктивних груп. Випромінювання світлодіодів формує в екваторіальній площині напівсфери операційне поле діаметром біля 60 мм. Зважаючи на те, що ефективний кут діаграми спрямованості світлодіодів 510MY8C становить 12° , ефективне операційне поле, в якому сконцентровано не менш, ніж 80% енергії світлодіодів, має діаметр не більше 40 мм. В якості дистального інструмента використовувався зрізаний дзеркальний конус, який забезпечував на виході збільшення густини потужності випромінювання в 2.2^x .

Ключові слова: фотодинамічна терапія, світловипромінюючі діоди, кінчний фокон, фотодинамічна доза.

УДК 615.849.5

ПРОГРАМНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ “БІОФОТ” ПЛАНУВАННЯ ПРОЦЕДУРИ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ТЕРАПІЇ

*Денисов М.О., Кравченко І.В., Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

Фотодинамічна терапія (ФДТ) є сучасним та одним з найбільш ефективних методів вибіркової деструкції онкологічних новоутворень, особливо на ранніх стадіях їх розвитку. Апаратна реалізація методу фотодинамічної терапії має на меті формування в операційній зоні достатньої для некрозу ракових клітин фотодинамічної дози.

На стадії планування лікувальної процедури важливим є етап попереднього розрахунку необхідної для ФДТ фотодинамічної дози з урахуванням очікуваної глибини некрозу біотканини. На базі численних експериментальних досліджень загально визнаним є фотодинамічна доза $50-200 \text{ Дж/см}^2$. Але в межах цього діапазону фотодинамічна доза може варіюватися значною мірою залежно від низки діючих факторів: типу фотосенсибілізатора, що застосовується для ФДТ, модельного представлення та оптичних властивостей біотканини, типу та характеристик джерела випромінювання, технічного рішення схеми доставки оптичного випромінювання до операційної зони.

З метою формалізації планування процедури лікування онкозахворювань за методом ФДТ запропоноване програмне забезпечення БІОФОТ (бета-версія), яке базується на розробленій інженерній методиці обрахунку фотодинамічної дози. Розрахунковий модуль програмного забезпечення БІОФОТ реалізований в багатівіконному режимі, що дозволяє задавати параметри усіх діючих факторів, а також здійснювати необхідні розрахунки у відповідності до обраних моделей структури біотканини та взаємодії оптичного випромінювання з біотканиною.

Ключові слова: фотодинамічна терапія, фотосенсибілізатор, біотканина, фотодинамічна доза.

УДК 681.785.235:616-07

ЛЕТКІ МІКРОФРАКЦІЇ ВУГЛЕВОДНІВ ВИДИХУВАНОВОГО ПОВІТРЯ ТА ЇХ ДЕТЕКЦІЯ

Мисюра А.Г., Прензилевич Б.В., Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України, м. Київ, Україна

Леткі вуглеводні складають значну частку серед сотень речовин, ідентифікованих методами хромато-мас-спектрометрії у складі багатокомпонентної парогазової суміші, якою називають видихуване повітря. Поява у видиху того чи іншого вуглеводню чи зміна його концентрації часто свідчить про зміни клітинно-молекулярних процесів в структурах окремого органу і забезпеченні життєдіяльності організму.

В проведеній роботі вивчались і експериментально оцінювались можливості детекції деяких летких вуглеводнів-біомаркерів, концентрація яких у парогазовому середовищі видиху складає менше 10 ррм. На газовому хроматографі КристалЛюкс-4000М визначалась наявність мікрофракцій леткої сполуки у зразках видихуваної альвеолярної суміші. Для калібрування використовувалася тестована суміш азоту з домішками вуглеводнів у визначених мікроконцентраціях. Отримання і нормування зразків газової суміші видиху виконувалось із застосуванням створеної системи відбору і накопичення проб кінцевої (альвеолярної) частки з кожного видиху. Визначення можливості детекції окремих вуглеводнів у зразках видиху оптичними методами на комп'ютеризованому ІЧ-спектрометрі «Spesord IR75» із застосуванням стандартної газової кювети показало, що концентрація вуглеводнів у видиху настільки мала, що не піддається достовірній реєстрації без доробки методики концентрування видихуваних сполук та застосування інших схемно-технічних рішень.

Проведено розробки, макетування та дослідження багатоходової оптичної газової кювети та виявлено, що і при її застосуванні значне ускладнення для лазерно-оптичної детекції і ідентифікації вуглеводнів у суміші вносять спорідненість частини їх хвильового діапазону, спектри джерел випромінювання, їх невідповідність адсорбційному діапазону сполуки, а також зволоженість суміші.

Детекція окремих вуглеводнів методами люмінесцентного аналізу із застосуванням спектрометра «Specord M40» та газової кювети також виявила потребу у оптичних активаторах та захисту від зволоження. Відомі методи попереднього осушування і зневоднення значно змінюють об'єктивну наявність вуглеводнів. Дослідження можливостей детекції мікрофракцій вуглеводнів у видиху методами спектрометрії іонної рухливості показало, що при модифікації джерел іонізації газових потоків, формування іонних потоків, та поєднанні з оптично-лазерною спектрометрією, програмно-апаратними та інших засобами, можна забезпечити більш сталу детекцію мікрофракцій вуглеводнів у газовому зволоженому середовищі, що важливо для перспективного приладобудування.

Ключові слова: видихуване повітря, леткі вуглеводні, спектрометрія, лазерна, іонна, оптична кювета, дрейф-спектрометрія

УДК 615.849.1

ФАРМАКОЛОГІЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ФОТОСЕНСИБІЛІЗАТОРА ГІПЕРФЛАВ ПРИ ДІАГНОСТИЦІ ТА ЛІКУВАННІ НАЙПОШИРЕНІШИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

*Руденко Я.Ю., ЗАТ НВЦ «Борщагівський хіміко-фармацевтичний завод»,
м. Київ, Україна*

В сучасній клінічній медицині широке розповсюдження отримали методи діагностики та лікування найпоширеніших захворювань з використанням хімічних речовин, фотосенсибілізаторів, що здатні селективно накопичуватись в морфологічно змінених клітинах. Ці речовини активно поглинають світлову енергію, яка залежно від довжини хвилі та інтенсивності може викликати або збудження флуоресценції біотканини, або запустити в клітинах хімічні окислювальні процеси, які призводять до її пошкодження чи загибелі.

Перший механізм використовується для локалізації та діагностування злоякісних новоутворень. Другий механізм є базовим для фотодинамічної терапії (ФДТ) яка є одним з найбільш ефективних методів деструкції злоякісних новоутворень. Основним механізмом ФДТ є створення синглетного кисню, потужного окислювача, який пошкоджує життєво важливі структури пухлинних клітин.

ЗАТ НВЦ «Борщагівський хіміко-фармацевтичний завод» є розробником та виробником першого вітчизняного фотосенсибілізатора Гіперфлав.

Фармакодинаміка. Гіперфлав – очищений екстракт трави звіробою звичайного (*Hypericum perforatum L.*, сімейства звіробійних *Hypericaceae*) – флуоресцентний маркер для ранньої діагностики передпухлинних станів та онкологічних захворювань шлунково-кишкового тракту. Фармакологічна дія Гіперфлаву базується на фотосенсибілізуючих властивостях гіперіцинів, які вибірково накопичуються у пухлинній тканині.

Фармакокінетика. Гіперіцин та псевдогіперіцин з'являються в слизовій оболонці шлунково-кишкового тракту через 1,5 години після введення, а через 4,5 години починають виводитись і їх концентрація різко зменшується. Максимальна концентрація гіперіцину в крові визначається через 5 годин після введення, псевдогіперіцину – через 3 години. Період їх напіввиведення – 24 години, через 72 години у плазмі вони не визначаються.

Зазначені властивості Гіперфлава знайшли застосування при розробці та створенні клінічної методики та апаратури ранньої діагностики онкологічних захворювань шлунково-кишкового тракту. Використання Гіперфлаву для ФДТ є пріоритетним на найближчу перспективу, але потребує його широких лабораторних та клінічних досліджень, створення апаратури, здатної забезпечити необхідну фотодинамічну дозу ($50 - 200 \text{ мВт/см}^2$) в спектральному діапазоні ефективного поглинання Гіперфлаву.

Ключові слова: фотосенсибілізатор, Гіперфлав, онкологічні захворювання.

УДК 681.784:535.317.7:617.7:621.373.826

EYE AS AN OPTICAL COMPONENT OF ABERROMETER

Molebny V.V., Institute of Biomedical Engineering, Kiev, Ukraine

Optical system of an eye plays a twofold role: as an object of study and as a part of the aberrometer thus creating the uncertainty of the results for both ingoing and outgoing techniques. To model the effect of the optical system of the eye as an optical component of the aberrometer, ZEMAX Optical Design Program was used. The eye was interpreted in paraxial approximation with aberrations added in the form of *Zernike Std Sag* surfaces. To simulate the laser beams, circular apertures were placed in the required positions and their *Max Radius* and *Aperture Decenter* were controlled as *Surface Properties*. For the ray tracing aberrometer, in the inward direction, the circular aperture was enabled to change its position, corresponding to the coordinates of eye probing. In the outward direction, the coordinates of the centroid of the retinal spot served as a point source of radiation. The coordinates on the detector were read off in the *Spot Diagram* window in the *Centroid* mode.

Simulated were the outgoing (Hartmann-Shack) and ingoing (ray tracing) techniques. In the first case, the accuracy was evaluated as a difference between the profiles of separate Zernike modes reconstructed from the detector data for two positions of the retinal spot (as a secondary source of outgoing radiation): one being on the optical axis and another one being shifted due to the refraction of the probing beam on the corresponding Zernike mode. In the ray tracing case, it was a difference between the profiles of Zernike modes reconstructed from the spot coordinates on the retina and from the coordinates of the retinal spot images on the detector.

The accuracy was evaluated for different Zernike non-spherical modes. The most prone to the errors in the ray tracing technique appeared to be Z_{29} . Normalizing the

other ones by its value, we got 0.47, 0.30, 0.29, 0.21 for Z_{17} , Z_7 , Z_{31} , and Z_{21} correspondingly. Their orthogonal pairs have the same susceptibility to the errors but in the orthogonal direction. For the comparison purposes, Z_{17} was chosen as an example. Without a relaying telescope, Hartmann-Shack results only in the wave front tilt corresponding to the refraction of the probing beam. This tilt can be easily excluded at processing. Relaying telescope contributes with additional errors. In the ray tracing case, the situation is more complicated: although a small aperture results in small errors similar to Hartmann-Shack case, the tilt varies growing with the aperture diameter. A relaying telescope aggravates the problem introducing high variability of the measured data: the smaller the aperture, the higher the variability.

As a result, the author came to the conclusion, that the small aperture is not a proper solution for the ray tracing technology in case of highly aberrated eye. An approach is proposed based on the local consecutive wave front conjugation by means of varying the tilt of the probing beam to compensate for the errors of outward propagation. It is shown that each iteration lowers the errors by an order.

Key words: aberrometry, wave front conjugation, Hartmann-Shack, ray tracing

УДК 681.784:535.317.7

НОВИЙ ПІДХІД ДО ДІАГНОСТИКИ ЗОРОВИХ ВАД

Молебний В.В., Воронов С.О., Павлович Г.А., Національний технічний університет «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

В роботі розвинуто підхід до відображення рефракційних похибок ока як векторних величин (Електроніка та зв'язок. 2002, № 14, с. 103-106). Неспіввісність розраховується нами як така, що складається з двох компонентів: радіального віддалення від осі (радіальна компонента) та повороту площини входження променя в око (тангенційна компонента). Ці величини обчислюються як кути, що спираються відповідно на радіус (відстань між точкою перетину сітківки зоровою віссю та точкою перетину сітківки зондуєчим променем) та на дугу повороту площини входження променя в око. Вершина кута знаходиться в точці перетину вхідної апертури зондуєчим променем (в іншому варіанті - зоровою віссю).

Розроблено програмне забезпечення для обчислення та відображення векторних карт аберацій. За вибором оператора карти відображаються як двох- або трьохвимірні.

Вхідні дані для обчислень забезпечуються рейтрейсинговим аберометром іTrace компанії Tracey Technologies, США, розробленим Інститутом біомедичної техніки та технологій, м. Київ. Ці дані являють собою масиви з набором 64 або більше трас, кожна з яких задана координатами входження променя в око та координатами перетину сітківки цим променем. Обчислення виконуються за методом найменших квадратів з використанням поліномів Церніке. Передбаче-

на також можливість відображення карти, побудованої безпосередньо за даними вимірювань без згладжування. Це дозволяє операторові впевнитись, що в процесі згладжування не було втрачено інформації про можливі малорозмірні неоднорідності.

Радіальна компонента відповідає за сферичні осесиметричні аберації, які можуть бути компенсовані осесиметричними оптичними елементами (наприклад, штучними кришталіками, що можуть бути як простими, сферичними, так і асферичними, мультифокальними). Тангенційна компонента віддзеркалює неоднорідності, що створюються осесиметричними абераціями вищих порядків (трефойл, тетрафойл, пентафойл, і т. д.).

Відображення рефракційних похибок у вигляді двохкомпонентних величин має діагностичну цінність не тільки для оптимального вибору типу штучного кришталіка, але й для вивчення фізіології зору та діагностування дефектів розвитку аномалій зору, оскільки тангенційна компонента може з'являтися тільки внаслідок відхилень від норми фізіологічних факторів керування зоровими функціями (якщо їх джерелом є кришталік) або внаслідок спотворення форми рогівки, що має генетичні, травматичні або інші причини відхилення від норми.

Ключові слова: аберації, векторне відображення, карта абераційних похибок.

УДК 681.784

МЕТОД ВІДТВОРЕННЯ ФУНКЦІЇ ХВИЛЬНОЇ АБЕРАЦІЇ ЗА КАРТИНАМИ ІЗОДІОПТРИЙНИХ ЗОН НА ЗІНИЦІ ОКА

Чиж І.Г., Афончина Н.Б., Якименко Т.М., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Просторово роздільна рефрактометрія ока на основі модифікованого методу Фуко є новим напрямком розвитку офтальмологічної абераметрії. Його привабливість обумовлена відносною простотою апаратного та математичного забезпечення.

Проведена нами попередня апробація методу шляхом комп'ютерного моделювання функціонування абераметра показала потенційну можливість виявляти в оці абераційні моди нижчих степеневих порядків та вимірювати параметри аметропії (дефокусу), первинного астигматизма, первинної коми. Саме інформація про величини вказаних абераційних мод є в найбільшій мірі корисною для лікарів-офтальмологів, оскільки ці абераційні моди головним чином спричиняють зниження гостроти зору. За допомогою отриманих даних лікар має можливість досягти найкращих результатів при корекції абераційних недоліків ока пацієнта сучасними методами.

Головною задачею, на вирішення якої були спрямовані наші зусилля в даній роботі, є створення математичного алгоритму, що дозволяє відтворювати функцію хвильової аберації за результатами відеозапису зображень ізодіоптрийних

зон в площині зіниці.

Першою процедурою є здійснення цифрової фільтрації відеокадрів з метою виділення ізодіоптрийних зон опромінення фотоприймача, двомірна картина яких обумовлюється типами абераційних спотворень світлового фронту в оптичній системі ока людини.

Другою процедурою є відтворення кутових координат у просторі перед оком променів, що надходять із ока та утворюють ізодіоптрийні зони в площині зіниці. Куткові координати кожного окремого променя визначаються з координат точки на зіниці, з якої надходить промінь, та координат просторового фільтру у вигляді мікродіафрагми, котрий під час сеансу аберометрії ока переміщується в просторі між об'єктивом аберометра та фотоприймачем із відеозаписом зображення зіниці.

Третя процедура – відтворення функції хвильової аберації в зіничних координатах з використанням для цього її апроксимації поліномами Церніке. При апроксимації амплітуди абераційних мод відтворюються за допомогою метода найменших квадратів або сингулярного розкладу.

Ключові слова: модифікований метод Фуко, хвильова аберація ока, ізодіоптрийні зони, офтальмологічна аберометрія.

УДК 681.784

ВПЛИВ ПОХИБОК ФОРМИ ОПТИЧНИХ ПОВЕРХОНЬ МОДЕЛІ ОКА НА ТОЧНІСТЬ МОДЕЛЮВАННЯ ХВИЛЬОВОЇ АБЕРАЦІЇ

Шиша Т.О., Чиж І.Г., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Абераційна модель ока людини (абератор) виконує функцію взірцевої міри хвильової аберації ока людини при сертифікації сучасних офтальмологічних аберометрів. Тому похибки моделювання хвильової аберації повинні бути в декілька разів нижчі за допустимі похибки аберометрії. Одним із суттєвих факторів, що можуть впливати на точність моделювання хвильової аберації, є відхилення від сферичної форми оптичних поверхонь лінз, які імітують рогівку та кришталік. Тому задачею даної роботи є дослідження вказаного фактору та обґрунтування вимог до точності виготовлення оптичних поверхонь абератора.

Дослідження здійснювались методом математичного моделювання оптичної системи абератора, що має нерегулярні оптичні поверхні. Поверхні моделювались за допомогою поліномів Церніке з використанням абераційних мод до шостого степеневого порядку включно. Для цього використовувалась програма ZEMAX. Чисельним рейтресингом оптичної системи абератора була відтворена його хвильова аберація. Визначались коефіцієнти впливу амплітуд всіх мод деформації поверхонь на амплітуди всіх абераційних мод хвильової аберації. Коефіцієнти визначались при центрованому та децентрованому розташуванні лін-

зи-кришталіка відносно лінзи-рогівки. Це дало можливість дослідити вплив асферичності поверхонь на абераційні моди у всьому робочому діапазоні функціонування абератора.

Аналіз величин коефіцієнтів впливу дозволив встановити, що спотворення форми передньої поверхні лінзи-рогівки викликає подібну за модальним складом додаткову хвильову аберацію абератора. Спотворення форми задньої поверхні лінзи-рогівки та обох поверхонь лінзи-кришталіка також призводять до появи додаткових складових тих самих мод хвильової аберації, але з'являються ще й додаткові складові в модах нижчих степеневих порядків.

Визначено допустимі амплітуди мод деформацій оптичних поверхонь. Інтерферометрією поверхонь лінз абератора виявлено реальні величини амплітуд вказаних мод та їх співвідношення з допустимими. Доведено технологічну можливість створення абератора, в якому наявність залишкових відхилень форми оптичних поверхонь від ідеальної сфери не перешкоджає йому бути взірцевою мірою хвильової аберації ока.

Ключові слова: абераційна модель ока, похибки моделювання аберацій ока, вплив форми оптичних поверхонь.

УДК 615.849.19

ЛАЗЕРОФОРЕЗ ЛЕКАРСТВЕННЫХ СРЕДСТВ ПРИ ЛЕЧЕНИИ КОЖНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ

¹⁾Железнякова Т.А., ¹⁾Кобак И.А., ¹⁾Лисенкова А.М., ¹⁾Щербатюк В.А., ²⁾Солоневич С.В.,
²⁾Рыжевич А.А., ³⁾Дюба В.М., ¹⁾Белорусский государственный университет, г. Минск, Беларусь;
²⁾Институт физики им. Б.И. Степанова НАН Беларуси, г. Минск, Беларусь;
³⁾Городской клинический кожно-венерологический диспансер, г. Минск, Беларусь

В настоящее время активно изучается и внедряется в лечебную практику метод лазерофореза – сочетанного воздействия лазерным излучением и лекарственным веществом. Широкие возможности лазерного воздействия и многофакторный механизм такого действия стимулируют разработку медицинской аппаратуры и внедрение новых методик лечения кожных патологий. Разрабатывается новая физиотерапевтическая аппаратура, учитывающая биофизические характеристики биологических тканей, подвергающихся лазерофорезу. При возникновении патологического процесса большую роль играет структурно-функциональное состояние клеточных мембран, обусловленное метаболизмом мембранных фосфолипидов и связанными с ним процессами перекисного окисления липидов.

Предложена и проверена экспериментально методика оценки эффективности лазерофореза с использованием лазерного сканирующего микроскопа LSM 510 производства фирмы Zeiss (Германия), позволяющая в численном виде сравнивать эффективность процесса лазерофореза даже в сильно отличаю-

щихся условиях: разные виды биотканей, разные вводимые препараты и их концентрации, разные источники лазерного излучения и их рабочие режимы и т.п. Экспериментально показано, что наиболее эффективным для проведения лазерофореза является излучение с длиной волны в диапазоне 710-900 нм, обеспечивающей наиболее глубокое проникновение излучения вглубь ткани.

Создано портативное устройство для определения местоположения биологически активных точек (БАТ) на теле человека с минимальным воздействием на организм пациента, с возможностью последующего введения лекарственных средств в область БАТ.

Лазерные технологии применялись при лечении больных дерматозами в Городском клиническом кожно-венерологическом диспансере. Проводился лазерофорез лекарственных препаратов, на очаги поражения, рефлексогенные зоны и точки акупунктуры у больных нейродермитом, псориазом, атопическим дерматитом и другими кожными заболеваниями. При проведении такой технологии лечения кожных патологий достигается более высокий лечебный эффект.

Ключевые слова: лазерное излучение, лазерофорез, лекарственные препараты, биологически активные точки.

УДК 615.849.19

ЛАЗЕРОФОРЕЗ ИМПУЛЬСНО-МОДУЛИРОВАННЫМ ИЗЛУЧЕНИЕМ

*¹⁾Железнякова Т.А., ¹⁾Кугейко М.М., ¹⁾Лисенкова А.М., ²⁾Солоневич С.В., ²⁾Рыжевич А.А.,
¹⁾Белорусский государственный университет, г. Минск, Беларусь; ²⁾Институт физики
им. Б.И. Степанова НАН Беларуси, г. Минск, Беларусь*

Существует возможность увеличения эффективности лазерофореза путем выбора оптимального режима работы лазерного излучателя с учетом микропараметров биоткани. При учете неравновесности поглощения излучения структурными элементами биоткани и жидкостью в пространстве между ними получено, что наиболее эффективное проникновение в биоткань вводимого препарата будет происходить при импульсном режиме излучения. Оптимальный диапазон периода импульсов определяется характерным временем температурной релаксации структурного элемента $\tau = L^2 / \chi$, где L – линейный размер структурного элемента, $\chi = k / (\rho c)$, ρ и c – плотность и удельная теплоемкость среды в структурном элементе, χ – коэффициент температуропроводности биоткани, k – коэффициент теплопроводности биоткани.

Численный расчет показал, что наиболее эффективными с точки зрения лазерофореза являются импульсы прямоугольной формы. Синусоидальные и треугольные импульсы менее эффективны. Получено, что при реальных значениях параметров и микропараметров биоткани (время температурной релаксации структурного элемента с характерным размером $L \sim 10$ мкм в воде с коэффициентом температуропроводности $\chi_{\text{вода}} = 1,43 \cdot 10^{-7}$ м²/с составляет $\tau \approx 0,7$ мс) оп-

тимальна частота следования прямоугольных импульсов интенсивности лазерного излучения находится в диапазоне 36÷350 Гц.

С использованием лазерного сканирующего микроскопа LSM 510 Zeiss (Германия) произведено экспериментальное сравнение эффективности лазерофореза непрерывным и импульсно модулированным излучением. Глубина проникновения препарата по уровню $\frac{1}{2}$ при лазерофорезе импульсным излучением увеличивалась в 1,16 раза, а общее количество введенного в ткань препарата – в 1,13 раза по сравнению с лазерофорезом непрерывным излучением, интенсивность которого в два раза превышала среднюю интенсивность импульсного.

Для проведения приповерхностного лазерофореза предложено использовать динамические градиентные световые поля, формируемые, например, в результате интерференции сходящихся монохроматических когерентных пучков, угол и(или) разность хода между которыми изменяется особым образом. Т. к. когерентность излучения быстро падает с глубиной, воздействие вблизи поверхности биоткани оказывается намного большим, чем внутри нее.

Ключевые слова: импульсное лазерное излучение, лазерофорез.

УДК 006.91 (075,8)

ВИМІРЮВАННЯ ТА ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ЄДНОСТІ ВИМІРЮВАНЬ У МЕДИЦИНІ

¹⁾Марчук В.І., ²⁾Караченцев В.Є., ¹⁾Луцький національний технічний університет, м. Луцьк, Україна; ²⁾Луцький інститут розвитку людини Університету “Україна”, м. Луцьк, Україна

Вимірювання є єдиним способом одержання кількісної інформації про властивості об'єктів навколишнього матеріального світу, тобто про фізичні величини - механічні, теплові, оптичні, акустичні, біомедичні, електричні та інші, - і здійснюються за допомогою спеціальних технічних засобів.

Розвиток науки і промисловості стимулював створення нової вимірювальної техніки. Подальше її удосконалення, у свою чергу, активно впливало на розвиток багатьох галузей науки та медицини.

У медицині і біології вимірюється велика кількість параметрів і застосовуються майже всі види вимірювань. Поряд із створенням нових методів і засобів медико-біологічних вимірювань дуже важливою задачею є розвиток метрології цих вимірювань. Ефективність медичної апаратури визначається метрологічним станом і надійністю медичної техніки.

Метрологія, в її сучасному розумінні, це наука про вимірювання, методи та засоби забезпечення єдності вимірювань і способи досягнення необхідної точності. Серед головних завдань метрології є забезпечення єдності і необхідної точності вимірювань у державі. Одним із розділів метрології є законодавча метрологія.

Законодавчою основою національної метрологічної системи є Закон України "Про метрологію та метрологічну діяльність" від 11 лютого 1998 року № 113/98-ВР, який визначає правові основи забезпечення єдності вимірювань у нашій державі та спрямований на захист громадян і національної економіки від наслідків недостовірних результатів вимірювань. Згідно цього Закону всі засоби вимірювальної техніки, що застосовуються у медицині, підлягають державній метрологічній атестації або повірці. Як наукова основа метрологічного забезпечення, метрологія повинна забезпечувати надійність, достовірність і правильність вимірювальної інформації, а також законодавче регламентувати єдність вимірювань у державі, єдність методів і однотайність засобів вимірювальної техніки. Організаційною основою метрологічного забезпечення є Державна метрологічна та відомча служба, метрологічні служби центральних органів виконавчої влади, підприємств та організацій.

Сфера державного метрологічного нагляду поширюється на вимірювання, пов'язані із забезпеченням охорони здоров'я, захисту життя громадян. Тому одним із головних завдань державної метрологічної служби є забезпечення єдності й точності вимірювань, підтримання однотайності засобів вимірювальної техніки в медицині.

Ключові слова: вимірювання, єдність вимірювань, метрологія.

УДК 615.849.19

МЕТОДИКА АНАЛІЗУ МАКРОЕЛЕМЕНТІВ У КРОВІ ДИТИНИ

¹⁾Яковенко І.О., ¹⁾Клочко Т.Р., ²⁾Леус О.О., Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет», Українська дитяча спеціалізована лікарня «ОХМАТДИТ», м. Київ, Україна

Виникнення та протікання патологічних процесів в організмі людини тісно пов'язане з впливом недостаточності або перенасиченості макроелементів. Фізіологічне значення мікроелементів проявляється в підтримці осмотичного тиску та рН, кислотно-лужного балансу, процесів всмоктування, секреції, кровотворення, кісткоутворення, згортання крові, м'язового скорочення, нервової провідності, внутрішнього клітинного дихання. Таким чином, в умовах гострого дисбалансу мікроелементів в організмі виникає необхідність моніторингу вмісту даних елементів.

Сучасні методи, які здебільшого застосовані у медицині, припускають визначення макроелементів у крові внаслідок забору крові з подальшим аналізом за допомогою спеціальних приладів, що є небезпечним, травматичним та довготривалим процесом, особливо в педіатричній практиці.

Авторами було встановлено, що обмін електролітів в крові (іони K^+ , Ca^{++} , Na^+) складає основу виникнення біотоків серця – електричного потенціалу спокою та потенціалу дії міокардових клітин. Порушення обміну елект-

ролітів викликає зміни біоелектричних процесів в міокарді, тобто зміни показників електрокардіограми.

В ході роботи було виконано експериментальне дослідження дітей двох вікових груп, де одночасно проводились наступні клінічні дослідження: біохімічне дослідження крові, зняття ЕКГ. Авторами була поставлена задача встановити чисельно залежність між показниками та створити математичну модель.

За допомогою взаємо кореляційної функції встановлено зв'язок між біохімічними показниками K^+ , Ca^{++} , Na^+ та показниками амплітуди зубця Т в грудних відведеннях V2, V3, V4. Кореляційний зв'язок між показником Na^+ та амплітудою зубця Т в грудних відведеннях V2, V3, V4 по двом віковим групам становив від $r=0,86-0,95$, але коефіцієнт кореляції K^+ , Ca^{++} та зубця Т склав лише $0,56-0,72$, що свідчить про слабкий зв'язок.

За результатами був проведений регресійний аналіз іонів натрія і показниками зубця Т у третьому грудному відведенні (V3) для дітей двох вікових груп. Дана модель описується лінійним рівнянням для дітей віком від 7-10 років:

$$Y=139.26-0.64X,$$

де X – висота зубця Т в мм, в третьому грудному відведенні.

Для дітей віком від 3-6 років модель має вигляд:

$$Y=137.81-0.53X,$$

де X – висота зубця Т в мм, в другому грудному відведенні.

За допомогою даних моделей можна знаходити показники натрію в крові дитини з вірогідністю $97\% \pm \sigma$,

Також був проведений графічний аналіз структури зв'язків регресійних моделей, що дозволило отримати візуальний розподіл сил впливу показників у вигляді зменшення по кривій, близький до характеру експоненти у першому і другому випадку, що свідчить - дані розподіли є нормальними.

За допомогою даного способу здійснюється аналіз впливу іонного складу крові, в даному випадку Na , на функцію серця без застосування традиційних засобів аналізу крові. Отже, внаслідок встановлення аналітичного зв'язку між цими показниками отримуємо високу якість медичного обстеження, що полягає у можливості встановити більш точний клінічний діагноз.

Ключові слова: макроелементи, ЕКГ, статистичний аналіз, неінвазивний метод.

УДК 615.471:616-07

ВИБІР І ОБГРУНТУВАННЯ НАБОРУ ПАРАМЕТРІВ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ МАГНІТОЧУТЛИВОСТІ ПАЦІЄНТА

Осадчий О.В., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Останнім часом в Україні та закордоном інтенсивно розвивається перспективна галузь медицини – магнітотерапія, яка заснована на використанні біоло-

гічної та лікувальної дії електромагнітних полів. Багаточисельні лабораторні та клінічні дослідження показали високий ефект при лікуванні магнітними полями різних захворювань.

Основною задачею, яка потребує вирішення при визначенні магніточутливості пацієнта, є отримання достовірної інформації про реакції відповіді організма на дію магнітного поля, що потребує вибору параметрів по яким буде визначатись магніточутливість. Основні вимоги до цих параметрів є інформативність, завадозахищеність, час зворотньої реакції, та можливість автоматизації процесу виміру обраного параметру.

Проведено аналіз параметрів пацієнта, використаних у відомих способах визначення магніточутливості, по чотирьох основних критеріях, таких як можливість автоматизації вимірювання параметра, його завадозахищеність, час формування реакції відповіді і можливість визначення інверсійної магніточутливості на основі аналізу цього параметра.

Отже, на основі проведеною аналізу параметрів пацієнта, використаних у відомих способах визначення магніточутливості пацієнта, виділено два показники, що відповідають пред'явленим вимогам: середнє квадратичне відхилення частоти серцевих скорочень і зміна температури біологічно активної точки.

В подальшому планується розробити установку для визначення магніточутливості пацієнтів, яка буде автоматизованою та дозволить зменшити час виміру рівня магніточутливості.

Ключові слова: магніточутливість, магнітне поле.

УДК 623.4.011

ЗАСТОСУВАННЯ ЛАБОРАТОРНОГО МІКРОКУЛОНОМЕТРА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ КОНЦЕНТРАЦІЇ АЕРОІОНІВ

Коренівська О.Л., Мартинчук П.П., Житомирський державний технологічний університет, м. Житомир, Україна

При проведенні медичних сеансів аероіонотерапії постає питання оцінки кількості продукованих аероіонів в безпосередній близькості біля пацієнта. Більшість лічильників аероіонів працюють за аспіраційним принципом, де оцінка кількості аероіонів відбувається в об'ємі обмеженому вимірювальною камерою, в той час, коли необхідно знати інтегральну оцінку концентрації аероіонів в конкретній точці простору, та мають багато інших недоліків.

Для усунення цих недоліків ми пропонуємо створити на базі звичайного мікрокулометра вимірювальний пристрій, який забезпечує вимірювання кількості електрики у вигляді концентрації електричних зарядів аероіонів повітряного простору через давач з вхідним конденсатором. Давач, виконаний у формі об'єму певного розміру, разом з вхідним конденсатором призначені для накопичення концентрації зарядів аероіонів в конкретній точці повітряного простору.

ру незалежно від їх стану, густини, швидкості переміщення. Працює аероіонний мікрокулонометр як перетворювач кількості електрики в напругу, оскільки є інтегральним підсилювачем струму.

При розміщенні давача в повітряному або газовому середовищі електричного поля на ньому згідно рівняння електростатичного поля електричні заряди того чи іншого знаку в об'ємі dV давача навколо точки r , обмежені його замкнутою поверхнею S , і дорівнюють

$$Q = \int \rho(r) dV \quad (1)$$

де $\rho(r)$ - об'ємна густина електричних зарядів в об'ємі давача dV ,
Напруга $U_{\text{вих}}$ пропорційна переданій кількості електрики

$$Q_{\text{вх}} = C \cdot U_{\text{вих}} \quad (2)$$

Відповідно концентрація аероіонів визначається за формулою

$$N = \frac{Q}{V \cdot e} \quad (3)$$

де Q – заряд, отриманий давачем, в мкКл; V – об'єм давача, в см³;
 e – заряд електрона.

Завдяки оригінальній конструкції пристрій забезпечує високу точність, чутливість виміру та швидкодію, а також дозволяє проводити вимір в конкретній точці простору, там де розміщено давач. Відлік концентрації зарядів аероіонів N здійснюється безпосередньо в одиницях шкали відповідно до діапазону вимірювання.

Ключові слова: аероіонізатор, лічильники аероіонів, концентрація аероіонів.

УДК 681.32

ОБРОБЛЕННЯ БІОМЕДИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ ІМОВІРНІСНИХ МОДЕЛЕЙ

Павлов С.В., Козак А.М., Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна

Актуальність. На даному етапі розвитку біомедичних технологій надзвичайної актуальності набув динамічний моніторинг хворих. Він дозволяє аналізувати та з деякою похибкою навіть передбачити розвиток хвороби, чи патології. Оброблення біомедичних зображень дозволяє проводити якісний та кількісний аналіз крові, а також моніторинг різного виду патологій.

Тому стає актуальним задача створення методів та програмного забезпечення з використанням удосконалених методик для оброблення біомедичних зображень.

Метод. Будемо вважати, що з пристрою надходять півтонові зображення.

Даний алгоритм моделює кожен піксель заднього плану за допомогою одномірної нормального розподілу випадкової величини, тобто:

$$B = N(x, \mu, \sigma^2).$$

1. Навчання моделі заднього плану за першими n кадрами. Для оцінювання параметрів моделі:

$$\mu = \frac{1}{n} \cdot \sum_{k=1}^n B[i, j, k]; \quad \sigma = \sqrt{\frac{1}{1-n} \cdot \sum_{k=1}^n (B[i, j, k] - \mu)^2},$$

де k - значення в даному пікселі по першим n кадрам.

2. Далі для кожного наступного кадру і для кожного пікселя. З метою виявлення різких разових випадів яскравості пікселя, що виникають при проходженні через нього об'єкта пропонується перевіряти умови:

$$\sigma(1-m) \geq \sigma_{t-1} \quad \text{та додатково} \quad |B[i, j, k]| \geq L.$$

Реалізація методу оснований на нормальному розподілі вимагає великих затрат ресурсів. На практиці можна використовувати більш економічну схему обчислення шляхом їх накопичення:

$$\mu - (1 - k_\mu)_{\mu_{t-1}} + k_\mu B[i, j, k] \quad \sigma = \sqrt{(1 - k_\sigma) \sigma_{t-1}^2 + k_\sigma B[i, j, k]^2}$$

Висновки: Дані алгоритми є зручною базою для побудови систем моніторингу та діагностики різного роду патологій та хвороб, які можуть бути відображені на цифрових зображеннях. Більш активно це використовується для офтальмоскопії.

Ключові слова: біомедичні зображення, моделювання, алгоритм.

УДК 681.7

ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ ТЕХНОЛОГІЇ ДІАГНОСТУВАННЯ СТАНУ ПЕРИФЕРИЧНОГО КРОВООБІГУ

Павлов С. В., Козловська Т.І., Колісник П.Ф., Вінницький національний технічний університет, м.Вінниця, Україна; Вінницький національний медичний університет ім. М.Пирогова, м. Вінниця, Україна

Актуальність. Недостатня рухливість та малі фізичні навантаження, що супроводжують повсякденне життя сучасної людини, обумовлюють поширення серцево-судинних захворювань, що стало причиною стрімкого розвитку приладів та засобів діагностики і моніторингу.

Нові можливості для діагностики стану периферійного кровообігу дає застосування оптико-електронних сенсорів, а саме при швидкому визначенні рівня сатурації крові, швидкості розповсюдження крові та частоти пульсу. При цьому оптичні сенсори досить прості у використанні та безпечні, оскільки не містять струмопровідних контактів.

Метод. Сучасні концепції вдосконалення біомедичної техніки призводять до значного її ускладнення задля певних діагностичних та функціональних переваг, що суттєво впливає на вартість та доступність нових апаратів і обмежен-

ня їх у масовому використанні, особливо для самоконтролю хворих. Для біомедичних апаратів чи не найважливішими характеристиками на сучасному етапі розвитку науки, є безболісність, неруйнівність, неінвазивність вимірювань у процесі діагностики. Серед методів, що можуть це забезпечити, чільне місце займають оптичні. Оптичним методам притаманні і ряд інших переваг, а саме: неінвазивність діагностування, індиферентність оптичного сигналу до електромагнітних завад, потенційна багатоканальність. Вони дозволяють досить точно визначати кількісні і якісні показники біологічних об'єктів.

Одним із оптичних методів, що використовуються для діагностування стану периферичного кровообігу є фотоплетизмографічний, який дозволяє підвищити достовірність контролю і діагностики стану периферійного кровообігу та виявити впливи на вегетативну нервову систему. Метод фотоплетизмографії заснований на реєстрації оптичної щільності досліджуваної тканини (органу). Досліджувана ділянка тканини просвічується інфрачервоним випромінюванням, яке після розсіювання (або відбивання, залежно від положення джерела і приймача) потрапляє на фотоперетворювач. Інтенсивність світла, відбитого або розсіяного досліджуваною ділянкою тканини (органу), визначається кількістю крові, що міститься в ній.

Висновок. В роботі створено новий клас інтелектуальних біооко-процесорних оптико-електронних систем діагностування периферійного крово-наповнення, що дозволить підвищити достовірність порівняно з традиційними методами діагностування (реоплетизмографічними, ультразвуковими та інш.), а також функціональні можливості біомедичних приладів та систем при експрес-діагностуванні стану периферійного кровообігу.

Ключові слова: діагностика, оптико-електронні сенсори, периферійний кровообіг.

УДК 615.832.9

АВТОМАТИЗОВАНИЙ ВИМІРЮВАЛЬНО-ОБЧИСЛЮВАЛЬНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗОН КРІОДЕСТРУКЦІЇ АПАРАТУ «КРІО-ПУЛЬС»

*Баран М.М., Жарков А.Я., Іващук А.В., Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

Кріохірургія відноситься до областей медицини, ефективність застосування якої істотно залежить від технічних можливостей апаратури, що використовується. Постійно ведуться роботи із вдосконалення існуючих та розробки нових кріохірургічних технологій, модифікуються конструкції кріоінструментів та кріоаплікаторів [1]. Постає задача постійного переоснащення кріохірургічних апаратів, які знаходяться у клініках усього світу новими кріоінструментами з інформуванням практикуючих кріохірургів про технічні параметри цих інструментів.

Найголовнішим параметром, що вимірюється і контролюється в процесі роботи кріохірургічного апарату є температура на робочій поверхні інструменту та в зоні кріодеструкції. Тому постає завдання створення автоматизованої системи вимірювання температури в зоні заморожування, обробки отриманої інформації, і оперативної її передачі телемедициними засобами в клініки.

Проаналізувавши всі переваги та недоліки, а також певні конструктивні особливості, та вимоги до вимірювань (розміри кріоінструментів, зони заморожування, щільність розміщення сенсорів та ін.), в якості чутливого елемента вибрано термопару мідь-константан (ТМКн), яка є найоптимальнішою для довготривалих вимірювань, за умови температури на поверхні кріоаплікатора на рівні – 180 °С.

Відомо, що для успішного проведення кріодеструкції новоутворення температура має бути не вищою приблизно за – 30 °С. Точність вимірювання температури за результатами досліджень [1, 2] буде достатньою на рівні похибки ± 1 °С. Час обробки інформації з моменту отримання сигналу від термопар до відображення його, наприклад, на моніторі комп'ютера не повинен перевищувати 1 с. Дані умови є достатніми при розробці вимірювально-обчислюваного комплексу для отримання експериментальних залежностей визначення глибини проморожування біологічних об'єктів по відношенню до часу кріодії кріоінструментами нових конструкцій.

На рисунку приведена блок-схема автоматизованого вимірювально-обчислювального комплексу.

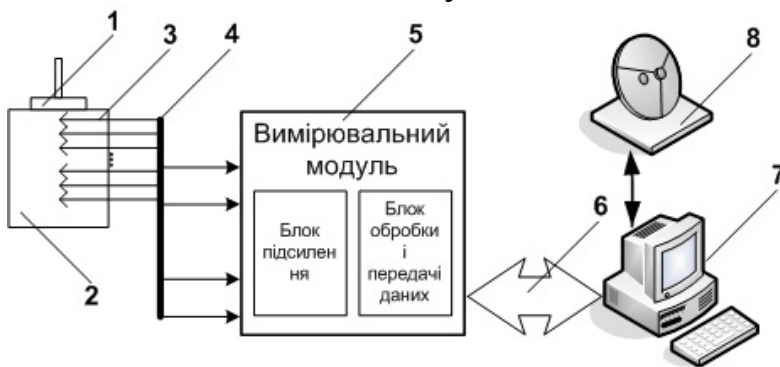


Рисунок. Блок-схема комплексу. Кріоаплікатор 1, занурений в модельне середовище 2, в якому розміщено термопари 3, для реєстрації зміни температурного поля. Сигнал від термопар через з'єднувальну шину 4

передається на вимірювальний модуль 5, для підсилення і цифрової обробки. Оцифровані дані з вимірювального модуля по шині USB 6 передаються для обробки на персональний комп'ютер 7 і передачі засобами телемедицини 8 у відповідному вигляді в медичні установи.

Ключові слова: кріодеструкція, кріоінструмент, температура, термопара, вимірювально-обчислювальний.

Література

1. Бондар Г.В., Бідний В.Г., Жарков Я.В., Калеко Д.М., Корпан М.М., Лещенко В.М., Литвиненко О.О., Мішалов В.Г., Філіппов С.О., Шалімов С.О., Щепотін І.Б. Основи кріохірургії – К.: Принт експрес. – 2005. – 175 с.
2. Сандомирский Б.П. Современные возможности криомедицины // Проблемы криобиологии. – 1997. – №1 – 2. – С. 42.

УДК 681.3

ТЕЛЕМЕДИЧНА ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННА СИСТЕМА

Просоловська В.В., Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Сьогодні в Україні швидкими темпами ідуть процеси інформатизації всіх галузей медицини. В умовах, коли Україна інтегрується в світовий інформаційний простір першочергове значення набуває впровадження сучасних інформаційних технологій в управління охороною здоров'я, діагностичний та лікувальний процеси, медичну науку та освіту. Прогрес в інформаційних та телекомунікаційних технологіях створив базу для принципово нового напрямку в організації та наданні медичної допомоги населенню – телемедицини. Основні області її застосування телекардіологія, телеортопедія, хірургічні консультації, теледерматологія, телепсихіатрія, моніторинг пацієнтів та ін.

Основною завадою на шляху ефективного використання телемедицини та телекомунікацій являється відсутність відповідного телемедичним методам і задачам прикладного програмного забезпечення та систем, які б дозволяли протоколювати телеконсультації, вести бази даних, проводити диспетчеризацію запитів, забезпечувати надійність сумісної передачі текстової, сигнальної та графічної інформації.

Пропонується створення телемедичної оптико-електронної системи оброблення біомедичних даних для визначення індексу здоров'я. Індекс здоров'я – це комплексний критерій основних фізіологічних показників здоров'я людини (температура тіла, артеріальний тиск, частота серцевих скорочень, частота дихальних рухів, концентрація глюкози в крові та ін.). Розроблена телемедична система оброблення біомедичних даних для визначення індексу здоров'я може бути використана пацієнтом для швидкої та надійної діагностики порушень захворювань. Система служить для документації проявів захворювання та являється цінною допомогою в ранній діагностиці та індивідуальній терапії. Дистанційна обробка та передача інформації являється одним із кращих методів, що об'єднує зусилля пацієнта з місцевим лікарем і лікарем-діагностом, які розділені великою відстанню, в процесі своєчасного виявлення та усунення проблеми.

За допомогою результатів подібних аналізів досягається можливість здійснювати моніторинг зміни стану пацієнта в режимі реального часу. Також можуть бути виявлені фактори підвищеного ризику, ситуації передозування медикаментів або недостатнього їх споживання. При цьому пацієнт економить час на відвідування медичного закладу, а лікарі в свою чергу на оптимізацію процесу лікування. Суттєвим аспектом при постійному догляді за хронічним хворим є те, що за допомогою телемедичної системи та послуг сервіс-центрів може бути значно скорочена кількість госпіталізацій і покращена якість життя пацієнтів.

Ключові слова: телемедицина, оптико-електронна система, діагностика.

УДК 535.34:621.373.826:611.814.1:615.84

РЕАЛИЗАЦИЯ УСТРОЙСТВА «ЭЛЕКТРОННЫЙ НОС» В ГРАФИЧЕСКОЙ СРЕДЕ

Зубчук В. И., Кратик А.В., Линючева О.В., Якимчук В.С., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Экспресс-диагностика функционального состояния человека и выявление отклонений диагностических показателей от нормы является важным направлением разработки методов и средств медицинской техники. Поскольку многие патологические отклонения в организме, так или иначе, связаны со специфическими биохимическими реакциями, соответствующими изменениями состава крови и продуктов метаболизма, одним из которых является выдыхаемый человеком воздух, анализ состава газовых компонентов должен дать информацию о нормальном состоянии либо о наличии, виде и стадии заболевания.

Устройства, позволяющие анализировать газовый состав воздуха, называются “электронным носом” (ЭН). Для реализации устройства такого типа необходимо решить следующие задачи:

- разработать устройство пробоотборника с набором сенсоров и методологию отбора проб выдыхаемого воздуха обследуемых;
- выбрать необходимое/достаточное количество и тип селективных газо-чувствительных сенсоров;
- разработать схему усиления и преобразования сигналов сенсоров;
- разработать средства сопряжения ЭН с ПК;
- разработать БД для регистрации результатов изменений и других данных обследуемых;
- разработать средства распознавания и классификации результатов изменений.

Некоторые задачи на данный момент уже решены. Разработаны и реализованы схемы усиления, пробоотборник, подобраны и установлены сенсоры. Прибор полностью функционирует и есть уже первые результаты исследований.

Экспериментально работоспособность описанной системы проверена на двух обследуемых разного пола и возраста. Проведенные измерения позволяют утверждать, что чувствительность селективных газоанализаторов, разработанных на кафедре электрохимии химико-технологического факультета НТУУ «КПИ», достаточна для построения систем экспресс-диагностики типа ЭН. А также, что отработка системы экспресс-диагностики в среде LabVIEW позволяет просто проверять работоспособность и определить параметры разрабатываемых технических устройств.

При дальнейшей работе с прибором незаменимой частью исследований будет их визуализация и автоматизация. Именно визуализация измерений при помощи программных средств, позволит контролировать качество и многократно повысить скорость проведения измерений. Визуализация динамики выходного

сигнала позволит точно определить момент его регистрации, так как данные сенсоры обладают большой инерционностью. На данном этапе, самым удобным и простым в реализации инструментарием являются программные и аппаратные средства, разработанные компанией National Instruments (NI). С помощью программно управляемого АЦП и среды LabVIEW возможно легко подсоединить ЭН к компьютеру. Это позволит избежать разработки дополнительных электронных схем и написания собственных драйверов, а даст возможность автоматизировать процесс заполнения БД и обработку полученных результатов измерений.

Ключевые слова: электронный нос, селективный амперометрический газовый сенсор, NI LabVIEW.

УДК 577.334

ЕПР-СПЕКТРОМЕТРІЯ У ВИЗНАЧЕННІ МІКРОКОНЦЕНТРАЦІЙ ЛЕТКИХ СПОЛУК У ГАЗОВИХ СУМІШАХ

Безручко О.В., Мисюра А.Г., Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України, м. Київ, Україна

Метод електронного парамагнітного резонансу (ЕПР) здебільшого застосовується для дослідження структури рідин чи речовин у твердому стані, які проявляють магнітні властивості (мають неспарені електрони чи іони парамагнітних металів). Для вивчення наявності газоподібних речовин такий метод застосовується вкрай рідко, що зумовлено відсутністю у них парамагнітних центрів. Складність дослідження газів, у молекулярній структурі яких є неспарені електрони, наприклад NO, полягає в аналізі їх непростих ЕПР-спектрів, що пов'язано з спин-орбітальною взаємодією, обертальним рухом та впливом ядерного спіну.

Надаються результати розробки комп'ютеризованої експериментальної установки на основі ЕПР-спектрометра «ЕПР 10 міні», алгоритмів і програмного забезпечення для аналізу ЕПР-спектрів та інших методичних і технологічних розроблень щодо реєстрації деяких летких сполук.

Для того, щоб спектрометр був чутливим до газів, зразки газової суміші попередньо піддавали іонізації (іони містять неспарені електрони). Експериментальна установка була дообладнана високовольтним польовим джерелом іонізації, джерелом напруги спрямування руху іонів та спеціальним продувним механізмом.

Основним об'єктом дослідження було повітря, видихуване людиною, що представляє собою газову суміш, яка, як відомо, складається із кількох сотень летких сполук. Зміна концентрації багатьох із них несе в собі інформацію про патогенні процеси, що протікають в організмі людини. Наявність на ЕПР-спектрі іонізованої газової суміші деякого піка (групи піків), свідчить про наяв-

ність конкретного леткого компоненту. Маючи спектр калібрувальної газової суміші, у якій відома кількість досліджуваної речовини, можна розрахувати кількість цієї ж речовини у зразку суміші видихуваної людиною.

Зареєстровані ЕПР-спектри газової суміші показали їх залежність від початкового рівня іонізації, попередньої підготовки зразка, рівня концентрації певних летких речовин у зразках, а також від сталості методичних розроблень.

Ключові слова: леткі сполуки, іонізація, ЕПР-спектрометрія.

УДК 621:620.1.05(31)

МЕТОДЫ ИЗМЕРЕНИЯ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗА, ПРИМЕНЯЕМЫХ ДЛЯ ОПЕРАТИВНОЙ ФИКСАЦИИ ПЕРЕЛОМОВ КОНЕЧНОСТЕЙ И ЧЕЛЮСТИ ЧЕЛОВЕКА

Шидловский Н.С., Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт", г. Киев, Украина

Непосредственное исследование натуральных объектов – это наиболее надежный в настоящее время способ определения характеристик жесткости аппаратов фиксации (АФ) переломов при взаимодействии этих аппаратов с поврежденными конечностями человека. В наших экспериментах использовались анатомические препараты конечностей и челюстей людей, умерших от повреждений и заболеваний, не связанных с патологией опорно-двигательного аппарата. После моделирования переломов последние скреплялись различными АФ.

Эксперименты по исследованию деформационных свойств систем "АФ - кость" проводили с использованием универсальных испытательных машин серии TIRA-test. Растяжение, сжатие или изгиб препаратов осуществляли с применением различных программ, вводимых в микропроцессоры машин. В большинстве наших опытов для измерения деформаций (перемещений) использовали индикаторы часового типа ИЧ-10, МИГ-1, катетометр В-630, отсчетный микроскоп МПБ-2 и штангенциркули с цифровой индикацией.

В процессе испытания производили фото- или видеосъемку препарата, включая реперные точки. Используя стандартную систему управления цифровым изображением ACD See, реперные точки совмещали с границами управляющей рамки и определяли высоту и ширину этой рамки. Определив масштабный коэффициент в мм/пиксель, рассчитывали взаимное перемещение реперных точек препарата в миллиметрах. Таким способом регистрировали временные процессы, например развитие деформаций при действии длительных нагрузок, включая циклически изменяющиеся (имитация ходьбы).

По результатам измерения перемещений отдельных точек систем А-К рассчитывали величины их взаимных смещений. Эти величины определяли обычным сложением векторов перемещений в пространстве. Исследованы стержневые аппараты внешней и внутренней фиксации переломов большеберцовой,

малоберцовой и бедренной костей, костей стопы. Измерены биомеханические характеристики шарнирно - дистракционных аппаратов, применяемых для лечения заболеваний локтевых и голеностопных суставов, а также суставов кисти руки. Исследованы характеристики жесткости костной ткани челюсти. На основании проведенных испытаний оптимизированы системы, применяемые для фиксации переломов костей конечностей и челюстей пострадавших.

Ключевые слова: биомеханика, измерение деформаций, остеосинтез, травматология, фиксация переломов, конечности, челюсти, костная ткань.

УДК 543.:541.147

НАНОПЛІВКОВІ СТРУКТУРИ СЕНСОРНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ ДЛЯ ЛЕТКИХ ОРГАНІЧНИХ МОЛЕКУЛ

Лазоренко Я.П., Конопля М.М, Мисюра А.Г., Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України, м. Київ, Україна

Проблема отримання чутливих нанорозмірних плівок сенсорного призначення для визначення наднизьких концентрацій летких органічних молекул на рівні 10^{-7} - 10^{-8} г/л складна, не має задовільного рішення і досі залишається актуальною. Особливо перспективними в цьому напрямку вбачаються гідрогелеві (responsive gels) наноплівкові системи, які мають гістерезисні властивості та “порогові” колаптичні властивості, своєрідну хімічну стабільність. Формування оптичних характеристик аналітичного відгуку таких наноплівок на взаємодію летких органічних сполук з структурами наноплівкової системи нами здійснювалось шляхом допування люмінофорів, комплексів металів з фототермохромними властивостями, інших хромофорів.

Досліджувались сенсорні можливості синтезованих полімерних наноплівок на основі похідних целюлози з використанням хромофору - проби Лібена. Наноплівки створювались на стінці герметичної прозорої кювети і мали товщину 100-500 нм. Виявлена здатність плівок змінювати свої оптичні властивості у присутності парів ацетону, етанолу, метанолу та інших сполук.

Спектри флуоресценції наноплівок вимірювались на приладі “Specord M 40” за допомогою приставки для вимірювання флуоресценції. В кювету з наноплівкою вводилась суміш ацетону, етанолу або метанолу з повітрям в концентрації на рівні 10^{-6} - 10^{-7} г/л. При цьому спостерігалась зміна спектрів флуоресценції плівки в області 500-900 нм. Проведені дослідження вмісту ацетону у видихуваному повітрі людей вікової групи 24-25 років. Попередні результати свідчать про наявність слідів ацетону на рівні 1-10 ppm.

Отримання синтезованих гелевих наноструктурованих плівок та методика вимірювання наднизьких (1-10 ppm) концентрацій летких органічних молекул шляхом вимірювання люмінесцентного відгуку плівок відкриває нові можливості для створення нових засобів сенсорного призначення. Напівпровідникові

елементи, світловоди, пластинки можуть слугувати основою, на якій створюватимуться нанорозмірні плівки сенсорного призначення. Такі сенсори можуть використовуватись, наприклад, для визначення мікроконцентрацій летких органічних сполук у легеневому диханні людини для діагностичної медичної практики, для створення засобів ідентифікації та біомаркування генно-інженерної продукції, де потрібно визначати наднизькі концентрації.

Ключові слова: сенсор, хромофор, гідрогелеві системи, наноплівки, оптичні властивості, метаболіти-біомаркери.

УДК 615.47

УСТАНОВКА ДЛЯ МЕХАНИЧЕСКИХ ИСПЫТАНИЙ ПЕРЕДВИЖНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ИЗДЕЛИЙ

¹⁾Кожарин И.Д., ²⁾Поликарпов А.А., ²⁾Старунский А.В., ¹⁾Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г.Киев, Украина;

²⁾Укрметртестстандарт, г. Киев, Украина

Представлены конструкция и описание установки для проверки устойчивости передвижных медицинских электрических изделий при их перемещении через порог согласно требованию стандарта [1].

Основными частями установки являются мотор-редуктор с двигателем, барабан и блок с двумя шкивами, которые установлены на стальную раму (рисунок). В состав установки также входят два устройства управления, выносной блок со шкивом, два каната с крюками, талреп, деревянный порог. Порог и выносной блок крепятся к полу на определенных расстояниях от рамы. На валах мотора-редуктора и барабана имеются звездочки, а на опорах барабана и осях обоих блоков укреплены радиальные шариковые подшипники типа 204. Оба каната, которые закреплены на барабане, направляются на шкивы двойного блока. С помощью крюков они с двух сторон прикрепляются к испытываемому изделию, причем один из них проходит через шкив выносного блока, образуя замкнутую систему. Натяжение в системе регулируется талрепом.

Принцип работы установки заключается в следующем. При включении мотора-редуктора через цепную передачу приводится в движение барабан и испытываемое изделие с помощью каната перемещается по полу, преодолевая порог. Затем изделие возвращают в исходное положение за счет реверса двигателя. Цикл повторяют 10 раз. Результаты считаются неудовлетворительными, если при перемещении через порог происходит опрокидывание изделия и возникает неприемлемый риск для здоровья пациентов и медицинского персонала.

В установке применяется планетарный мотор-редуктор типа ЗМП-31.5 с асинхронным двигателем типа АИР 71А4 мощностью 0,55 кВт. В качестве устройств управления используются:

- преобразователь частоты Altivar 08 в конструктивном варианте ATV-08EU18M2 французской фирмы Schneider Electric, который питается от одно-

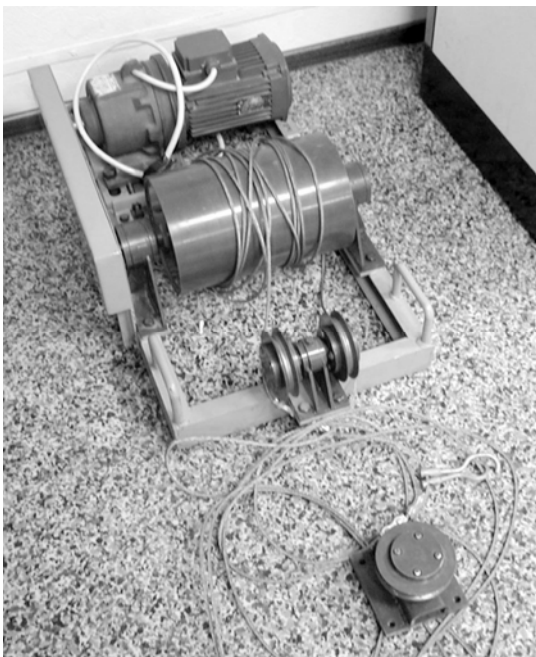
фазной сети напряжением 220 В и позволяет регулировать частоту и направление вращения двигателя. Диапазон выходной частоты составляет (0,5...120) Гц;

- электромагнитный реверсивный пускатель типа ПМЛ-2621 с электрической и механической блокировками, а также с тепловым реле серии РТЛ.

Установка имеет следующие технические характеристики :

- режим работы - повторно-кратковременный;
- потребляемая мощность, кВт - 0,75;
- устанавливаемая скорость передвижения испытываемого изделия, м/с - $0,4 \pm 0,1$;
- масса испытываемого изделия, кг, не более - 100;
- расстояние между рамой и выносным блоком, м - 6;
- размеры порога, мм - 1500x80x20;
- габаритные размеры установки (без выносного блока), мм - 900x525x280.

Установка представляет практический интерес для тех, кто занимается раз-



работкой, изготовлением и испытаниями передвижных медицинских электрических изделий, так как позволяет повысить эффективность проведения работ по проверке их соответствия механическим требованиям стандарта [1].

Рисунок. Установка без устройств управления

Ключевые слова: установка, передвижное медицинское изделие, порог, асинхронный трехфазный двигатель, планетарный мотор-редуктор, преобразователь частоты, электромагнитный пускатель

Литература

1. ДСТУ 3798-98 (ІЕС 601-1-88). Вироби медичні електричні. Ч.1. Загальні вимоги безпеки. – К.: Держстандарт України, 1999. – 166 с.

УДК 615.471:620.1.08

РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ПОВЕРКИ АНАЛИЗАТОРА

ДЕФИБРИЛЛЯТОРОВ

Поликарпов А.А., Испытательный центр «УкрТЕСТ» Укрметртестстандарта, г. Киев, Украина

С целью проведения периодического контроля основных технических характеристик дефибрилляторов (точность установки уровня энергии импульса дефибрилляции, длительность импульса, амплитуда напряжения) разработаны специализированные средства измерения – анализаторы дефибрилляторов. Среди них можно выделить следующие модели «Impulse 6000D», «Impulse 7000 DP» производства Fluke Biomedical, «DELTA 3000» производства Netech corporation, «Rigel 344» производства Rigel medical, DAIE 900 производства Ultramedic. Однако применение вышеуказанных устройств в Украине затруднено, прежде всего, из-за того, что производители подобных средств измерений не предоставляют программу метрологической аттестации на соответствие требованиям ДСТУ 3829-98 (IEC 60601-2-4-83) [1] и предлагают проводить ежегодную метрологическую аттестацию на заводе изготовителе.

В работе была решена задача по разработке и апробированию методики поверки метрологических характеристик, подлежащих контролю при проведении метрологической аттестации анализаторов дефибрилляторов.

Для проведения метрологической аттестации предлагается поэлементная схема проведения поверки анализаторов дефибрилляторов, которая включает в себя непосредственное измерение значения сопротивления нагрузки анализатора дефибрилляторов и сличение измеренного анализатором дефибрилляторов значений амплитуды напряжения импульса дефибрилляции его длительности и энергии с показаниями образцового средства измерений.

В частности, для проведения поверки анализаторов дефибрилляторов разработано рабочее место, где в качестве образцового средства измерения используется осциллограф «Agilent DSO3102A» с делителем напряжения «Agilent 10076A» а в качестве источника энергии используется дефибриллятор ДКИ-Н-10. При этом разработанная методика поверки анализатора дефибрилляторов не зависит от точности установки энергии источника, что позволяет при проведении поверки использовать любую модель дефибриллятора.

В работе приведены полученные на основании разработанной методики поверки результаты метрологической аттестации анализаторов дефибрилляторов.

Ключевые слова: анализатор дефибрилляторов, метрологическая аттестация, поверка, метрологические характеристики.

Литература

1. ДСТУ 3829 – 98 (IEC 60601-2-4-83). Вироби медичні електричні. Частина 2. Окремі вимоги безпеки до дефібриляторів та дефібриляторів – моніторів.–Чинний від 2000–01–01. – К.: 1999–35с.

УДК 546.212

СЕНСОРНЫЕ СВОЙСТВА ВОДЫ ПРИ РЕГИСТРАЦИИ ВОЗДЕЙСТВИЯ МОДЕЛИ ПИРАМИДЫ ХЕОПСА НА БИОСИСТЕМЫ

¹⁾Болдескул А. Е., ²⁾Охай Ю.И., ¹⁾Институт воды и экологии, г. Киев, Украина;

²⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», г. Киев, Украина

Попытки объяснения эффекта пирамидальных форм предпринимаются более столетия. Наша эпоха бьёт рекорды противоречивости: с одной стороны – крайняя научность, стремление к точности, в том числе и измерений, с другой – впадение в мистицизм, обращение к знахарям, колдунам и экстрасенсам.

Существует множество публикаций об использовании «эффекта форм» пирамидальных конструкций в практической деятельности человека. Тем не менее, отсутствуют приборы, которые непосредственно могут фиксировать воздействия пирамид на объекты различной природы.

Применение пирамидальных структур в лечебной практике может иметь и негативное влияние на здоровье человека [1].

Нами предлагается использование очищенной воды с известными химическим составом, физико-химическими свойствами и предварительно обработанной в переменном магнитном поле для оценки «воздействия» в различных зонах модели пирамиды Хеопса. Конструкция пирамиды выполнена из дерева с размером основания 2,6 м, высотой 1,7 м с возможностью вращения и перемещения основания в горизонтальной плоскости. Для регистрации изменения структуры воды применены методы рН-метрии, кондуктометрии, измерения кинематической вязкости, кирлианографии.

Математическая обработка кирлиан-изображения проводилась по разработанной нами методике [2]. Вода помещалась в 6-и выбранных точках – характерных зонах воздействия пирамиды. В этих зонах наблюдалось изменение рН воды с 6,2 до 6,8, кинематической вязкости с 0,168 до $1,158 \pm 0,0001 \text{ м}^2/\text{с}$, появлялся второй чёткий контур кирлианограммы. При изучении процессов замораживания обнаружено, что в зоне под полом пирамиды вода замерзала при -8°C .

Таким образом, исследуя динамику изменения физико-химических параметров воды во времени можно установить момент начала и порог воздействия пирамиды на биообъекты, что важно для изучения действия фактора формы пространственных объектов.

Ключевые слова: биообъекты, модель, измерение, пирамидальные конструкции, кирлианография, структура воды.

Литература

1. Песоцкая Л.А., Болдескул А.Е., Никишина Н.Г., Орлов В.В. Изменение энергетического состояния человека под воздействием полей макета пирамиды Хеопса. // Эниология. – 2004. – № 4. – С. 49 – 52.

2. Болдескул О.Е., Коломієць Р.О., Охай Ю.І. Застосування ефекту Кірліан для оцінки структуроутворення водних систем // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2009. – Вип. 37. – С. 161 – 170.

УДК 615.847.8

МАГНІТОТЕРАПЕВТИЧНІ АПАРАТИ ТА ЇХ МЕТРОЛОГІЧНЕ ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ

Терещенко М.Ф., Терещенко М.М., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна, Науково-дослідний центр ТОВ «Азфар», м. Київ, Україна

Сучасному періоду розвитку медичного приладобудування вирізняється інтенсивним впровадженням різнотипних фізіотерапевтичних апаратів, а в їх числі значної групи магнітотерапевтичних апаратів (МТА). Так з наданих в Україні в 2008 році фізіотерапевтичних процедур біля половини належить до магнітобіологічного напрямку. Характерною ознакою цього напрямку являється використання електромагнітного сигналу, а точніше параметрів магнітного поля. Магніточутливість являється універсальною особливістю всього живого. Біологічні ефекти впливу магнітних полів численні і різно-планові. Так ефект магнітомеханічної орієнтації вектора намагніченості біологічних молекул, локальна зміна їх концентрації і динамічної структури проявляється при значних величинах магнітної індукції (порядка 0,5-8 Тл), в широкій медичній практиці не використовується із-за значних технічних і енергетичних проблем. Вплив малоінтенсивних електромагнітних та магнітних полів на тканини організму проявляється не тільки тепловою дією, а і інформаційно-кумулятивним ефектом зв'язаним з впливом на нервові волокна, а саме: нормалізацією сна та покращенням загального стану пацієнта в лікуванні невралгії, безсоння, депресивних станів та хронічної втоми. Основні лікувальні ефекти дії магнітного поля, це перевід енергетичних систем іонів, мембран, клітин, тканин та систем організму на більш економний рівень функціонування; спазмолітичний; антипухлинний, седативний та противонабрячний.

В магнітофізіотерапії використовуються різнотипні види магнітних полів: постійні, змінні, в тім числі імпульсні різних форм, низькочастотні з перемінним, пульсуючим, вібраційним та бігучим магнітним полем індукцією від 0,05 до 100) мТл., та частотною модуляцією-серцевою 1,14-1.2 Гц, капілярною - (10-12) Гц, фізичної блокування кальцієвих каналів-37,5 Гц та противобольовою- (77-78) Гц.

Основні типи апаратів для магнітотерапії: -з постійними магнітами індукцією до 300 мТл – магнітофори, магнітоеластичні та постійні магніти різних форм; з використанням імпульсного магнітного поля(ІМП) в діапазоні від 0,1 до 150 мТл з глибиною проникнення до 5 см, частотою одиночних імпульсів від 0,15 до 200 Гц; низькочастотні поля частотою від 0,1 до 1000 Гц індукцією до

100 мТл глибиною дії до 6 см; іон-параметричні апарати з рівнем впливу 10^{-19} Дж енергії магнітної взаємодії іонів на біологічні молекули; магніто-резонансна терапія частотою 25-150 Гц, індукцією 0,5-50 мТл; гідромагнітні апарати типу «МІТ-МТВС» індукцією до 200 мТл; апарати комбінованого впливу різних факторів типу «МІТ-11»; прилади магнітопунктури. Для забезпечення нормованої точності розроблені зразкові міри (ЗМ).

Перспективними напрямками розвитку МТА та ЗМ являються комбіновані апарати з використанням ІМП різних форм і широкими динамічними та частотними характеристиками 0,05-500 Гц та універсальні зразкові міри.

Ключові слова: магнітотерапевтичні апарати, зразкові міри.

УДК 615.84

УНІВЕРСАЛЬНИЙ АПАРАТ ДЛЯ МАГНІТОТЕРАПІЇ АКВІМП-М

Терещенко М.Ф., Терещенко С.М., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна, Науково-дослідний центр ТОВ «Азфар» м. Київ, Україна

Інтенсивний розвиток фізіотерапевтичних апаратів і методів фізіотерапії сприяли удосконаленню методів і засобів магнітоімпульсної терапії (МІТ). Один із перспективних методів створення апаратів МІТ є запропонований і розвинутий нами, дискретний метод точного відтворення магнітного поля різних форм.

Принцип реалізації метода заключається в тому, що необхідну форму магнітного поля апроксимують за допомогою коротких відрізків (апроксимом) різної амплітуди та тривалості. Магнітна індукція пропорційна значенню сили струму, що протікає в котушці, а його значення зростає по експоненті, при подачі імпульсного стрибка струму на індуктивну котушку, то і закон зміни значення магнітної індукції є експоненціальним. Таким чином з допомогою експоненціально-наростаючих участків різної тривалості створюється необхідна форма магнітного поля. Знаючи значення амплітуд та їх тривалість можна відтворити любую закономірність зміни магнітного поля.

Цей метод був реалізований в автоматизованому комплексі відтворення імпульсних магнітних полів різних форм (АКВІМП-1), а в повній мірі досліджений в удосконаленому зразку універсального комплексу АКВІМП-М. Комплекс складається із автоматизованого блоку керування (АБК), програмованого генератора, який створює заданий закон зміни магнітного поля, її форму сигналу магнітної індукції. Сигнал з генератора поступає в блок підсилення. Значеннями коефіцієнта підсилення регулюється АБК. З цього блоку сигнал надходить в блок формування магнітного поля. Він складається з кілець Гельмгольца, в яких нормується магнітне поле заданої форми. З даного блоку сигнал зворотнього зв'язку, поступає на вхід блока підсилення, де на вхідному

операційному підсилювачі і відпрацьовується сигнал необхідної заданої форми. Так як вихідний каскад удосконаленого АКВІМП-М складається з секціонованих зразкових кілець Гельмгольца, то суттєвого спотворення заданої форми магнітного поля не відбувається в порівнянні з заданим сигналом струму з програмованого генератора. Даний комплекс має можливість відтворювати магнітні поля індукцією до 200 мТл в частотнім діапазоні до 1500 Гц. Комплекс проходить метрологічну атестацію і повністю відповідає заданим параметрам магнітної індукції. Має можливість, при зміні сигналу з АБК в вихідного блоку формування магнітного поля відтворювати нормовані значення низькочастотних змінних та імпульсних магнітних полів різних форм.

Створення таких форм і сигналів необхідно для метрологічної перевірки магнітотерапевтичних апаратів та розробки зразкових генераторів магнітної індукції для атестації робочих засобів вимірювання магнітної індукції.

Ключові слова: магнітотерапія, фізіотерапевтичні апарати.

УДК 615.849.19

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ХАТЛИ ПРИ АНАЛИЗЕ СПЕКТРОВ СИГНАЛОВ, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ ДОПЛЕРА

Шликов В.В., Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», м. Киев, Украина

При анализе мочевогоделительной функции почек выполняется обработка данных измерения скорости потока жидкости в контуре, которая может использовать несколько специальных методов анализа: корреляционный метод, спектральный анализ, преобразование Фурье и преобразование Хартли [1].

Для измерения расхода жидкости в контуре, которая содержит суспензии, пузырьки воздуха или пульпы, целесообразно использовать доплеровский расходомер. Применение акустического метода на основе эффекта Доплера позволяет реализовать устройства на базе микропроцессора и выполнить обработку данных измерения с помощью преобразования Хартли [2].

Поскольку, при измерении скорости потока векторы рассеивания звука на градиентах плотности в жидкости различны, для анализа распределения энергии как функции радиальных скоростей целесообразно использовать характеристики "доплеровского спектра" на основе преобразования Хартли.

Дискретное преобразование Хартли (ДПХ) даёт ту же информацию, что и преобразование Фурье (ДПФ). Поскольку в алгоритме ДПХ отсутствует вычисление комплексной части спектра, точность ДПХ для действительных данных, как правило, немного выше, чем у ДПФ.

Анализ спектра сигнала с помощью ДПХ основан на зависимости ширины полосы белого шума в канале измерения от количества экстремумов за единицу времени [3]. Для определения экстремумов в спектре необходимо выполнить

дифференціювання сигналу, використовуючи фільтр першого порядку на основі прямого і зворотного ДПХ.

Реалізація ДПХ в вигляді "подвійної бабочки" [4] дозволяє використовувати чотири входи і чотири виходи. Вихід $X_h(1)$ визначається по входах $X_{h1}(1)$, $X_{h1}(3)$, $X_{h2}(1)$, $X_{h2}(3)$. Виходи $X_h(0)$, $X_h(2)$, $X_h(4)$, $X_h(6)$ потребують визначення двох входів. В загальному вигляді формула для обчислення положення частот має вигляд:

$$X_h(-k) = X_h(N - k), \quad -\frac{N}{2} \leq k < 0.$$

Реалізація ДПХ є найбільш оптимальним методом обробки спектра сигналу при аналізі мочевидільної функції нирок для контролю потоку рідини в контурі на основі методу Доплера.

Ключові слова: перетворення Хартлі, методу Доплера, спектр сигналів.

Література

1. Брейсуелл Р. Перетворення Хартлі. – М.: Мир, 1990. - 175 с.
2. Брейсуелл Р., Бьюнеман О., Хао Х. Швидке двовимірне перетворення Хартлі. – ТИИЕР, 1986г., т.74, №9, с. 128 – 129
3. Марпл С.Л. Цифровий спектральний аналіз і його застосування. - М.: Мир, 1990.
4. Плотников В.Н., Бєлінський А.В., Суханов В.А., Жигулевцев Ю.Н. Цифрові аналізатори спектра. - М.: Радио і зв'язь, 1990.

УДК 621.307.13

СУЧАСНІ МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ ОБРОБКИ СИГНАЛІВ КАРДІОГРАМІ СЕРЦЯ

Комар О.С., Майстренко В.М., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

Останні досягнення, в галузі реєстрації та обробки даних, дозволяють виводити результати досліджень у дуже зручній формі, та навіть у вигляді формулювання готового діагнозу. Однією з найбільш актуальних проблем сучасної кардіології залишається отримання максимально повної інформації про електричний потенціал серця, на основі якої можна розширити діагностику патологічних станів міокарду, його електрофізіологічних властивостей. Широкий розвиток комп'ютерних технологій, сучасних методів цифрової обробки даних та існуючі клінічні задачі обумовили розробку та широке застосування у повсякденній практиці комп'ютерних електрокардіографічних систем.

Більшість медичних сигналів має складні частотно-часові характеристики. Як правило, такі сигнали складаються з близьких за часом, короткоживучих високочастотних компонентів і довготривалих, близьких за частотою низькочастотних компонентів. Для аналізу таких сигналів потрібен метод, здатний забезпечити гарне дозвіл і за частотою, і за часом. Перше потрібно для локалізації низькочастотних складових, другий - для вирішення компонентів високої частоти.

Електрографічний метод є одним з найбільш ефективних методів дослідження фізіологічних процесів, адже відомо, що функція органа виявляється, по-перше, специфічним робочим ефектом (скорочення, секреція, і т.д.) і, по-друге, поруч загальних для тканин неспецифічних фізико-хімічних змін (інтенсивність обмінних процесів, теплообміну, біоелектрична активність та ін.).

Вейвлет перетворення стрімко завойовує популярність у таких різних галузях, як телекомунікації, комп'ютерна графіка, біологія, астрофізика і медицина. Завдяки гарній пристосованості до аналізу нестационарних сигналів воно стало потужною альтернативою перетворення Фур'є у низці медичних програм.

Ключові слова: електрографічний метод, вейвлет перетворення, перетворення Фур'є.

УДК 615.849.19

ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНИЙ ПРИЛАД ДЛЯ ФОТОСТИМУЛЯЦІЇ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

¹⁾Дастжерді А.Х.М., ¹⁾Клочко Т.Р., ¹⁾Скицюк В.І., ²⁾ Голопура С.І., ¹⁾Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна, ²⁾ Національний аграрний університет, м. Київ, Україна

В доповіді розглянуто засади дії інтегрованого фізіотерапевтичного приладу, які базуються на впливі низькоенергетичним електромагнітним випромінюванням на відповідні патологічні зони тіла хворої тварини та результати, які підтверджують вірність обраних режимів при дослідженні стану біологічного об'єкта.

Викладено застосовані режими імпульсного випромінювання, внаслідок застосування нової методики фотостимуляції спостерігались зміни на краще складу крові, нормалізація загального стану та різке збільшення потужності електромагнітного поля дослідної тварини. При цьому спостерігається підвищення роботи імунної системи, що надає нові перспективи застосування створеного інтегрованого фізіотерапевтичного приладу «ПРОМІНЬ-12.АРІА».

Прилад містить оптичноелектронні модулі, встановлені в інтегрованій голівці, які забезпечують вплив модульованим когерентним випромінюванням довжиною хвилі 0,53 мкм та потужністю 3,5 мВт і 0,65 мкм та потужністю 4,6 мВт, а також вплив модульованим некогерентним випромінюванням довжиною хвилі 0,54 мкм потужністю 2,5 мВт.

Запропонований інтегрований фізіотерапевтичний прилад, що діє з одночасним застосуванням каналу спостереження за потужністю світлового випромінювання. Застосовані режими забезпечують налагодження на стабільний режим роботи оптичного модулю. Прилади мають модулі частотної модуляції та потужності для налагодження на відповідний режим для кожного конкретного випадку застосування.

Ключові слова: прилад, інтегроване випромінювання, біологічний об'єкт, електромагнітне поле.