

СЕКЦІЯ 6

МЕДИЧНЕ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ

УДК 551.508

“БЕСКАЛИБРОВОЧНЫЕ” ОПТИКО-ФИЗИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

*Кугейко М.М., Баркова А.В., Белорусский государственный университет,
г. Минск, Беларусь*

Рассматриваются принципы построения “бескалибровочных” лазерных систем контроля технологических процессов, диагностики окружающей среды, биомедицинских измерений, максимально исключающие методические погрешности, связанные с нестабильностью оптического и электронного трактов измерительной системы.

Значительным недостатком известных лазерных систем для решения отмеченных задач является зависимость погрешности измерений от изменений параметров приемно-излучающих, измерительных блоков, окружающей среды, загрязнений оптических поверхностей и т.п. Это приводит к ухудшению точностных и эксплуатационных характеристик, требует постоянного контроля калибровочных констант. В докладе рассматриваются принципы устранения отмеченных погрешностей. Кроме того, в системах на базе предлагаемых принципов снижаются требования по контролю калибровочных констант, исключается применение оптических эталонных средств.

Выделяются два подхода. Первый подход (для дистанционного зондирования) основан на решении уравнения оптической локации при переменных нижнем и верхнем пределах интегрирования. При этом различают методы с использованием перемещения приемно-излучающего устройства (томографическое зондирование) и многолучевые. Для однолучевых одно-частотных методов для исключения методических погрешностей осуществляется накопление сигналов обратного рассеяния на перекрывающихся интервалах зондирования. Второй подход (применимый к системам базисных и нефелометрических измерений) основан на замене калибровочных измерений с использованием эталонов дополнительными независимыми измерениями. Предлагается использовать совокупные (одноименные) измерения для учета влияния аппаратурных и калибровочных констант за счет комбинаций одних и тех же приемноизлучающих, измерительных блоков и различного их местоположения (геометрии измерений). При этом измерительная система не чувствительна к вносимым помехам.

Проводится оценка точностных характеристик рассматриваемых методов. Показывается, что их погрешность определяется практически погрешностью измерения сигналов. В системах диагностики, основанных на данных методах, калибровочные измерения сводятся к установлению коэффициента связи между оптической характеристикой и физическим параметром.

Ключевые слова: лазерные измерительные системы, погрешность измерений, дистанционные измерения, базисные измерения.

УДК 681.782.43

**МАЛОГАБАРИТНИЙ ФОТОМЕТР ДЛЯ МОНІТОРИНГУ
ЕЛЕКТРОМАГНІТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ СОНЦЯ
ТА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ**

¹⁾Смертенко П.С., Костиленко В.П., ²⁾Мар'єнко А.В., Круглов В.В., Столяренко Р.Д.,
³⁾Почкайлова Л.П., Овчар Л.О., ¹⁾Інститут фізики напівпровідників НАН України, м. Київ,
Україна, ²⁾ВАТ «МЕРИДІАН» ім. С.Королева, м. Київ, Україна, ³⁾ДП “Український науково-
дослідний і навчальний центр проблем стандартизації, сертифікації і якості”, м. Київ,
Україна

Для моніторингу такого чинника зовнішнього середовища, як біологічно активне ультрафіолетове (УФ), видиме та ближнє інфрачервоне оптичне випромінювання, необхідні високочутливі оптичні прилади, що вимірюють та контролюють енергетичну освітленість та дози у всіх спектральних діапазонах штучного та природного оптичного випромінювання.

Науково-технічна проблема, яка зумовила дану розробку, полягала у необхідності створення економічного та ефективного вимірювача багатофункціонального призначення, який би забезпечив прецизійне вимірювання енергетичної освітленості та дози опромінення в різних областях спектру, контроль за дозою опромінення та алармовий захист при накопиченні певної дози опромінення в певному спектральному діапазоні (зокрема в УФ-В).

Такий прилад, малогабаритний фотометр енергетичної освітленості та дози ФЕО-М, був створений на базі Інституту фізики напівпровідників НАН України та ВАТ «МЕРИДІАН» ім. С.Королева. Він являє собою портативний одноканальний вимірювач з малим струмом споживання (до 3 мА) на основі мікроконтролера типу PIC16F628 та АЦП типу AD7822. Це дозволило досягти багатофункціональності приладу: вимірювання енергетичної освітленості; автоматичного визначення параметрів підключеного датчика; автоматичного розрахунку енергетичної освітленості та дози опромінення поверхні; фіксації часу накопичення дози; вимірювання температури в області розміщення датчика енергетичної освітленості; цифрової індикації енергетичної освітленості, дози, часу накопичення дози та температури; передачі даних на комп'ютер за допомогою інтерфейсу RS232 для наступної обробки інформації.

Випробування приладу ФЕО-М дозволили отримати наступні характеристики: діапазон вимірювання енергетичної освітленості від $5 \cdot 10^{-2}$ до 10^{-4} W/m² з похибкою ± 3 %, діапазон визначення експозиційної дози від $5 \cdot 10^{-2}$ до 10^{-4} kJ/m² з похибкою ± 4 %, діапазон вимірювання часу експозиції від 1 до $6 \cdot 10^3$ min з похибкою 0,01 %, діапазон вимірювання температури від -9 до $+60$ °C з похибкою

$\pm 0,5$ %. Тривалість роботи приладу в автономному режимі живлення 100-250 h.

Ключові слова: фотометр, моніторинг, електромагнітне випромінювання, ультрафіолетове випромінювання, енергетичне освітлення.

УДК 681.784

МЕТОД ОБ’ЄКТИВНОЇ ОЦІНКИ РІЗКОСТІ ЗОБРАЖЕНЬ НА СІТКІВЦІ ТА ГЛИБИНИ ПРОСТОРУ, ЩО РІЗКО СПОСТЕРІГАЄТЬСЯ ОКОМ ПРИ СТАЛІЙ АКОМОДАЦІЇ

Чиж І.Г., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Об’єктивна оцінка гостроти зору людини в офтальмології була й залишається актуальною задачею. Об’єктивні, а головне, надійні методи оцінки гостроти зору особливо важливі, коли помилки оцінки не припустимі, наприклад при перевірці людини на профпридатність. З появою сучасних технологій лазерної корекції зору виникла додаткова потреба в об’єктивній оцінці гостроти зору, тому що найважливішим результатом такої корекції є покращення гостроти зору при спостереженнях об’єктів, котрі знаходяться в просторі на деякій глибині, тобто у потрібному діапазоні відстаней від ока.

З розвитком об’єктивної аберометрії з’явилася можливість робити оцінку різкості зображень на сітківці, для визначення гостроти зору, за допомогою даних про функцію хвильової аберації оптичної системи (ОС) ока. У зв’язку з цим нами розроблено методику оцінки різкості зображень, яка використовує такі параметри модуляційної передавальної функції (МПФ) ОС ока, як гранична просторова частота, або ширина смуги просторових частот, в якій на сітківці формується зображення синусоїдальної ґратки з контрастом не нижче порогового.

Характерною особливістю методики, що пропонується, є застосування при моделюванні МПФ радіусів других гаусових моментів від функції розсіювання точки, які обчислюються за допомогою апроксимаційних коефіцієнтів функції хвильової аберації, представленої поліномами Лукаша. Вказані поліноми містять поліноми Церніке, тому існує можливість робити оцінку різкості зображень в кінцевому результаті з використанням церніковських апроксимаційних коефіцієнтів, які пов’язані з класичними аберациями ОС ока – дефокусуванням (аметропією), астигматизмом та ін.

З аналізу допустимої зміни величин других гаусових моментів визначено довжину коноїду Штурма, яка обумовлює глибину простору, що різко зображається на сітківці, при незмінній, сталій акомодатії ока. Це дозволило кількісно оцінювати здатність афакічного ока однаково різко бачити об’єкти деякої глибини простору. Крім того, це надало можливості при корекції вад зору лазерними методами враховувати потребу у забезпеченні глибини простору, що зо-

бражається на сітківці однаково різко, шляхом введення залишкової аберації, яка не призводить до помітного погіршення гостроти зору.

Ключові слова: аберометрія ока, гострота зору, глибина простору, що спостерігається однаково різко.

УДК 681.784

МЕТОД ПОСЛІДОВНОЇ РОГІВКОВОЇ ТОПОГРАФІЇ

Сокуренько В.М., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Широке використання контактних лінз та розвиток рефракційної рогівкової хірургії все більше стимулюють інтерес до розробки та вдосконалення рогівкових топографів – приладів, призначених для точного вимірювання форми передньої поверхні рогівки. Переважна більшість таких приладів визначають форму рогівки за зображенням тестових об’єктів, відбитих від поверхні рогівки як від дзеркала. Тестовими об’єктами найчастіше всього слугують концентричні кільцеві випромінювачі, розміщені перед оком пацієнта. Зазвичай зображення реєструються відеокамерою та зберігаються в пам’яті комп’ютера для подальшої обробки.

Принциповим обмеженням, закладеним в основу приведених рогівкових топографів, є припущення про те, що промінь, який виходить з будь-якої точки тестового об’єкта, та промінь, відбитий рогівкою, належать одній площині. Однак, таке припущення є справедливим лише в обмеженій кількості практичних випадків. Як результат, за неможливістю точного визначення азимутальних координат фрагментів зображення виникають похибки відновлення форми рогівки. Поява в останні роки топографів з радіальними об’єктами дозволяє усунути цей недолік, проте не повністю.

Мета даної роботи – представити новий метод послідовної рогівкової топографії (ПРТ). Сутність розробленого методу полягає у записі зображень точкових джерел, що висвітлюються послідовно у часі, визначенні положення (координат центрів) кожного зображення та подальшому застосуванні оптимізаційного алгоритму відновлення форми передньої поверхні рогівки з використанням формул розрахунку дійсних променів.

Важливими перевагами запропонованого методу ПРТ є:

- відсутність припущень щодо розташування падаючого та відбитого променів в одній площині;
- повне урахування аберацій як поверхні рогівки, так і оптичної системи приладу в цілому;
- визначення координат центрів зображень точкових джерел випромінювання за розподілом енергії у відповідних світлових плямах з урахуванням кінцевого розміру отвору апертурної діафрагми;

- можливість використання різних моделей передньої поверхні рогівки (сферичної, асферичної, представленої коефіцієнтами Тейлора, представленої коефіцієнтами Церніке тощо).

В роботі особлива увага приділена математичному апарату та оптимізаційному алгоритму відновлення форми рогівки. Дієздатність та ефективність алгоритму перевірено під час чисельного моделювання.

Ключові слова: око, рогівкова топографія, аберації, алгоритм.

УДК 681.784

ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПОХИБОК ВИМІРЮВАННЯ АМЕТРОПІЇ ТА АСТИГМАТИЗМУ ОКА МЕТОДОМ РЕЙТРЕСІНГУ

*Чиж І.Г., Сокурєнко В.М., Афончина Н.Б., Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

В попередніх публікаціях представлені результати наших досліджень, в яких теоретично доведено існування впливу аберацій оптичної системи (ОС) ока в зворотному ході променів (від сітківки до фотоелектричного вимірювача координат світлової плями на сітківці) на точність визначення коефіцієнтів церніковської апроксимації функції хвильової аберації. Було показано, що при умові наявності відстані між входною зіницею вимірювача координат і передньою вузловою точкою ОС ока виникають істотні методичні похибки визначення коефіцієнтів дефокусування (аметропії) та астигматизму – переважних аберацій ОС ока людини.

Мета даних досліджень – експериментальна перевірка результатів теоретичного аналізу. Задачі – макетування офтальмологічного аберометра і проведення вимірювань аберацій імітатора ока з наступним відновленням церніковських апроксимаційних коефіцієнтів при умові створення в імітаторі ОС ока штучних і контрольованих аметропії та астигматизму.

Макет аберометра відтворював вимірювання аберацій методом рейтресінгу. В макеті використовувалися прецизійний оптико-механічний дефлектор лазерного пучка та високоточний фотоелектричний вимірювач координат світлової плями на сітківці імітатора. Для відтворення коефіцієнтів аберацій була створена спеціальна комп’ютерна програма, яка визначала коефіцієнти Церніке методом найменших квадратів або сингулярним розкладом за результатами вимірювань вищевказаних координат плями на сітківці. Система Бадаля у вимірювальному каналі дозволяла контролювано переміщувати входну зіницю відносно вузлової точки імітатора на задану величину. Штучні аберації ОС ока забезпечувалися введенням в ОС імітатора ока додаткових лінз із сферичними і циліндричними поверхнями. Абераційні параметри імітатора вимірювалися традиційними методами на оптичній лаві та порівнювалися з результатами аналогічних вимірювань, здійснених на макеті аберометра методом рейтресінгу.

Вимірювання, які проводилися на імітаторі з аметропією в діапазоні ± 6

дптр і астигматизмом 1...4 дптр в зоні зіниці з Ø6 мм у 36 точках, не тільки підтвердили існування похибок від зворотного ходу променів, виявлених теоретично, але й показали добре збігання величин похибок, знайдених теоретично і експериментально. Підтвердився взаємний вплив аберацій на похибки вимірювань аметропії і астигматизму.

Ключові слова: аберометрія ока, метод рейтресінга, похибки вимірювання, аметропія, астигматизм.

УДК 621.397.3

ЗОРОВЕ СПРИЙНЯТТЯ ТЕРМОГРАМ ТА ОСОБЛИВОСТІ РОБОТИ З ТЕПЛОВИМИ МЕДИЧНИМИ ЗОБРАЖЕННЯМИ

*Бехтір О.В., Сизов Ф.Ф., Інститут фізики напівпровідників НАН України,
м. Київ, Україна*

На сьогодні в основу більшості методів обробки теплових медичних зображень покладено принцип якісного аналізу діагностичної інформації оператором. Тому при роботі з термограмами слід враховувати закони зорового сприйняття, зокрема, фізіологічний контраст (зображення з дещо підкресленими контурами здається більш контрастним [1]).

Окрім кількісної розбіжності в інтенсивності світла око здатне сприймати і якість світла (колір). Кольори бувають ахроматичні (чорний, білий і всі відтінки сірого) та хроматичні (решта кольорів). Пороги розрізнення кольору - це основа для встановлення допусків на колір. При роботі з термограмами, які представлені за допомогою хроматичних псевдокольорів, варто пам'ятати, що монітори відображають кольори у відповідності з моделлю RGB (червоний-зелений-блакитний), а роздруковування здійснюється у системі CMYK (ціан-маджента-жовтий).

Оскільки найбільша відносна гострота зору (100%) має місце при чорно-білому поєднанні кольорів [2], було припущено, що термограми найліпше спостерігати в градаціях сірого. Але теплові зображення, представлені в градаціях сірого, де білому кольору відповідає максимальна температура, а чорному - мінімальна, є низькоконтрастні. Поліпшити візуальну якість термограм можливо вирівнюючи гістограми зображень та використовуючи певні фільтри в середовищі прикладних програм (наприклад, слабке розмиття з наступним наведенням різкості та медіанний фільтр). Для порівняльного аналізу вихідного та обробленого теплових зображень обидва зображення будувалися у вигляді функції на площині. Термограми були зняті за допомогою тепловізійного пристрою з відповідним програмним забезпеченням [3], на базі Київської міської онкологічної лікарні.

Проведені дослідження показали, що врахування особливостей зорового сприйняття при обробці та аналізі теплових медичних зображень за допомогою

прикладних програм значно розширюють діагностичні можливості термографії. Робота проводилася в рамках НДР «Розробка та виготовлення дослідних зразків вітчизняного інфрачервоного мамографа для діагностики пухлин», ДР № 0103U008835.

Ключові слова: теплове зображення, зорове сприйняття, обробка термограм.

Література

1. Глезер В.Д., Цуккерман И.И. Информация и зрение. - М.-Л.: Изд-во Акад. Наук СССР, 1961. - 183 с.
2. Домбругов Р.М., Телевидение. - 2-е изд. - К.: Выща шк., 1988. - 215 с.
3. Сизов Ф.Ф., Бехтір О.В., Забудський В.В. та ін. Дослідження можливостей дистанційної медичної термографії // Вісник НТУУ «КПІ». Приладобудування. - 2003. - №25. - С.133-137.

УДК:615.47:616-072.7

ВІДЕОЗАХОПЛЕННЯ ЗОБРАЖЕННЯ ПРИ КАПІЛЯРОСКОПІЧНОМУ ДОСЛІДЖЕННІ

Луцик У.Б., Колосова Ю.О., Український науково-методичний центр ультразвукової медичної діагностики “Істина”, м. Київ, Україна

Капіляроскопія є одним з допоміжних діагностичних методів дослідження, що дає можливість спостерігати життя периферичного відділу серцево-судинної системи людини в шкірних та слизових покриттях.

На базі НМЦУМД “Істина” проведені дослідження стану та змін шкірних капілярів хворих на епілепсію, шизофренію, і здорових людей. Дослідження підтвердили теорію, що психози не можна розглядати як ізольоване захворювання мозку, а слід вважати захворюванням всього організму з патологічними зрушеннями в обміні речовин і системі кровообігу.

Капілярні картини нігтьового валика спостерігались нами у динаміці за допомогою капіляроскопу, адаптера, відеоочка та комп’ютерної системи відеоконтроля. Відеоочко – мініатюрна кольорова цифрова відеокамера.

Адаптер побудовано з корпусу окулярного мікроскопа, до якого прикріплено кришечку лінзи. Адаптер вмонтований та чітко фіксується капіляроскопі. Комп’ютерна система відеоконтроля є багатофункціональним програмно-апаратним комплексом відеоконтроля на базі персонального комп’ютера, що функціонує в середовищі Windows. Він складається з плати відеобластера та програмного забезпечення до неї.

Завдяки комп’ютерній обробці сигналу легко фіксуються окремі кадри для детального аналізу, досить чітко можна бачити капілярні картини.

Головна перевага відеозображення капіляроскопічної картини – це чітка візуалізація капілярів на екрані монітора.

Проведення капіляроскопії за допомогою комп’ютерної обробки сигналу забезпечує визначення розмірів капілярів, швидкість руху крові, кореляційні залежності: мікро циркуляція – артеріальний тиск; мікро циркуляція – фракція викиду, мікро циркуляція – рівень агрегації крові і т.п. Прилад забезпечує візу-

алізацію, обробку, одержуваних зображень з наступним документуванням результатів аналізів у виді текстових і графічних файлів, архівацію результатів аналізів і даних про пацієнта.

Для лікарів – це простота в роботі, неінвазивність, висока якість даних, виключення постановки помилкового діагнозу, висока передбачуваність наслідків розвитку захворювань, якісна і кількісна оцінка ефективності проведеної терапії, можливість одержання унікальних характеристичних параметрів стану пацієнта.

Ключові слова: капіляроскопія, шкірні капіляри.

УДК:615.47:616-072.7

УЛЬТРАЗВУКОВІ СКАНОВАНІ ЗОБРАЖЕННЯ: ПРИЖИТТЄВА ГІСТОЛОГІЯ ОРГАНІВ ТА СИСТЕМ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ЕФЕКТУ АДЕКВАТНОЇ КОЛОРИЗАЦІЇ

*Луцик У.Б., Новицький В.В., Ткаченко Є.М., Колосова Ю.О., Францевич К.А.,
Український науково-методичний центр ультразвукової медичної діагностики “Істина”, м. Київ, Україна*

Протягом останніх двох десятиріч ультразвукова діагностика впевнено ввійшла в медичну практику та здобула визнання серед лікарів і пацієнтів. Сьогодні вже можна сміливо твердити, що становлення технік і методик ультразвукового дослідження відбулося і вони продовжують удосконалюватися. Сумнівів щодо достовірності цих досліджень теж уже ніхто не висловлює. Ураховуючи неінвазивність, швидкість виконання та можливості встановлення діагнозу навіть при скринінговому обстеженні, у багатьох фахівців виникає потреба придбання ультразвукової апаратури для її повсякденного застосування.

Останні шість років Український науково-методичний центр ультразвукової медичної діагностики “Істина” працював над удосконаленням технічного та методичного забезпечення ультразвукових систем із метою поліпшення можливостей клініко-інструментальної інтерпретації отриманих даних, а також обробки отриманого зображення для підсилення контрастності дрібних структур, пошуку параметрів для об’єктивізації якісних та кількісних змін ультразвукової сканограми в динаміці лікування з метою мінімізації суб’єктивних оцінок лікарів.

У результаті були використані спецефекти колоризації зображення за градаціями акустичної щільності тканини за допомогою кольорового кодування ехо-зображення. Це дало змогу значно поліпшити чіткість, інформативність і достовірність отриманих зображень.

Дана система може працювати як приставка до будь-якої моделі ультразвукової діагностичної апаратури різних поколінь і дає змогу отримувати фактично мікроскопічне зображення *in vivo* та відображати гістологічну картину з градаціями кольорів. Передбачено від 4 до 32 градацій кольорів, що відповідають різним щільностям тканини. При цьому кожній щільності тканини можна надати на зображенні будь-якого з 32 кольорів.

Основною перевагою даної системи є отримання кольорового зображення органів та систем із різними щільностями тканин за допомогою блоку кодування, що допомагає значно збільшити інформативність зображення. Надзвичайно велику роль при цьому відіграють інтелектуальні здібності лікаря.

Наш досвід науково-дослідницької роботи над проблемою колоризації сканованих сірошкальних зображень протягом 5 років показав усю складність не лише інженерно-технічного виконання таких зображень, але й відпрацювання самої медичної методики колоризації в аспекті клініко-морфологічної інтерпретації побаченого. Проведений патентний пошук підтвердив унікальність даного підходу і відсутність чогось подібного в світовій практиці. Тому це перше повідомлення про новий перспективний напрям отримання колоризації сірошкальних зображень, спроба популярного пояснення частини того, чого ми досягли за 5-річчя роботи над даною проблемою.

Як свідчить практика, сірошкальне ультразвукове (УЗ) зображення не дає вичерпної інформації при обстеженні того чи іншого органу. Власне, більшість помилкових) діагнозів при УЗД ставиться саме з цієї причини. Основним джерелом утрати інформації є психофізичне сприйняття зоровим аналізатором людини сірошкального зображення. Відомо, що реакція людського ока на зміну освітлення є нелінійною, тобто реакція зорового аналізатора найкраща при середніх інтенсивностях світіння зображення і дуже важко відрізнити тіні в темних та в дуже світлих тонах.

Використання кольору як додаткової інформативної ознаки, що відтворює властивості ехогенності первинного образу, поліпшує узгодження параметрів зображення з фізіологічними особливостями зору, внаслідок чого поліпшується сприйняття розфарбованих зображень, їх розпізнавання та дешифрування точкових символів людським мозком.

Лікувальна практика застосування колоризації ультразвукових сканованих зображень показала їх ефективність в аспекті якісної оцінки стану людського організму. Завдяки колоризації сірошкального зображення, керуючись власним досвідом та відомим патогенетичним підходом до інтерпретації патологічного процесу, ми часто переглядаємо тактику застосування різних лікарських середників, замінюючи їх на адекватні, стосовно до колоризованих зображень. Отримано позитивні результати в практично некурабельних хворих, маємо приклади успішної реконвалесценції. Саме позитивний клінічний ефект став арбітром у верифікації правильності отриманих колоризованих зображень.

Використовуючи колоризацію УЗ-зображення, ми маємо змогу охарактеризувати різні типи тканин, ділянки з інтенсивною чи слабкою мікроциркуляцією (ішемія, артеріальна та венозна гіперемія), однозначно об'єктивізувати та якісно інтерпретувати наявність тканин органів із різною щільністю (пухлини, цироз, післяінфарктні рубці, набряк тканин, щільність каменів та осаду в нирках, жовчному міхурі та сечостатевій системі), що лише суб'єктивно і не завжди розрізняються на чорно-білому зображенні, а також рівень мікроциркуляції в них. Кольорова градація в М-режимі дає змогу дослідити не лише роботу серцевого клапана, але й функціонування і рух тканин із патологією.

Застосування колоризації УЗ-зображення допомагає уникнути недоліків,

характерних для інших сучасних ультразвукових систем:

- ◆ чорно-біла УЗ система без доплерографії не дає змоги отримати високоінформативне зображення для клінічної інтерпретації. Лікар може робити лише суб'єктивні висновки, “пропускаючи” ранню патологію не через свою не-обізнаність, а за рахунок низької роздільної здатності навіть найкращих чорно-білих УЗ систем;

- ◆ використовуючи сучасну УЗД-систему з кольоровим кодуванням і доплерографією, можна отримати більше інформації, але обмежуватися станом циркуляції в найбільших венах і артеріях, а не рівнем мікроциркуляції;

- ◆ сучасна УЗД-система з кольоровим кодуванням ефекту енергетичного доплера дає змогу отримати одноколірну картину циркуляції в органах, але дозволяє аналізувати тип тканини в органах, особливо зон з інтенсивною циркуляцією, та не диференціює артеріальну та венозну дисциркуляцію, що суттєво для індивідуального патогенетичного підходу до лікувальної тактики;

- ◆ жодна УЗД-система не дає неінвазивного контрастного кольорового зображення органів та/чи систем, що давало б змогу об'єктивно діагностувати патологію тканин та рівень їх мікроциркуляції;

- ◆ суб'єктивна інтерпретація лікаря більш чи менш ехогенних ділянок органа не може бути критерієм об'єктивного контролю за динамікою розвитку хвороби, оскільки вона не є достовірною при спостереженні в динаміці у різних лікарів.

Прилад з колоризацією УЗД-зображень може застосовуватися для діагностики захворювань в акушерстві й гінекології, педіатрії та клініці внутрішніх хвороб (онкологія, гастроентерологія, кардіологія, урологія, ревматологія, ортопедія) в умовах медичних закладів – лікарень, поліклінік, діагностичних центрів і дає змогу суттєво впливати на вибір лікувальної тактики.

Ключові слова: колоризація зображення, клініко-морфологічна інтерпретація, акустична щільність тканини.

УДК 621.317

ПРИСТРІЙ ТА СПОСІБ ДЛЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО ВИМІРЮВАННЯ КОЕФІЦІЄНТА ВІДБИТТЯ

¹⁾Скрипник Ю.О., ¹⁾Шевченко К.Л., ²⁾Іващенко В.О., ²⁾Яненко О.П., ¹⁾Київський національний університет технологій та дизайну, м. Київ, Україна, ²⁾НДЦ КМ “Відгук” МОЗ України, м. Київ, Україна

Вимірювання коефіцієнта поглинання та відбиття є актуальною задачею для наукових і технічних досліджень об'єктів живої і неживої природи в зовнішніх електромагнітних полях, в тому числі в біології, медицині, фізиці, технологічних вимірюваннях властивостей матеріалів і речовин. Відомі способи та засоби вимірювання коефіцієнта відбиття, приведені в різних джерелах, мають значні похибки і не забезпечують зрослі вимоги технічних та наукових досліджень. Нами запропоновано спосіб і пристрій виміру коефіцієнта відбиття в смузі пог-

ливання, в яких здійснюється автоматичний вимір відношення мінімальної амплітуди відбитих НВЧ-коливань до амплітуди падаючих НВЧ-коливань, що підвищує точність виміру коефіцієнта відбиття в центрі смуги поглинання. Реалізація алгоритму вимірювання коефіцієнта відбиття полягає в формуванні структурними методами НВЧ-сигналу з верхньою (сумарною) ω_3 та нижньою (різницевою) ω_2 боковими частотами.

Сформованим сумарним сигналом опромінюють об’єкт дослідження і відбитий сигнал змішують з різницевим сигналом. Коефіцієнт відбиття в цьому випадку має вигляд:

$$\Gamma_2(\omega_2) = \sqrt{4\Gamma_p^2 + (1 - \Gamma_p)^2 \zeta_2^2} / \sqrt{4 + (1 + \Gamma_p)^2 \zeta_2^2},$$

де $\zeta_2 = 2Q\Delta\omega_2 / \omega_p$ – узагальнена розлагодження на нижній боковій частоті ω_2 ; $\Delta\omega_2 = \omega_2 - \omega_p$ – розлагодження відносно частоти релаксації середовища ω_p .

Потім змінюють черговість формування бокових частот і опромінюють об’єкт дослідження різницевим сигналом, змішуючи відбитий із сумарним сигналом. Коефіцієнт відбиття на цій частоті має вигляд:

$$\Gamma_3(\omega_3) = \sqrt{4\Gamma_p^2 + (1 - \Gamma_p)^2 \zeta_3^2} / \sqrt{4 + (1 + \Gamma_p)^2 \zeta_3^2},$$

де $\zeta_3 = 2Q\Delta(\omega_3 / \omega_p)$ – узагальнена розлагодження на верхній боковій частоті ω_3 ; $\Delta\omega_3 = \omega_3 - \omega_p$ – розлагодження відносно частоти релаксації ω_p .

Подальше перетворення сигналу радіометричним каналом забезпечує виділення на виході напруги, яка змінює частоту НВЧ-генератора несучого коливання до отримання нульової частоти комутації. При цьому $\Gamma_2 = \Gamma_3$, а несуча частота співпадає з частотою релаксації диполів води. Використання розглянутих способу і пристрою дозволяє, наприклад, в процесі сушіння матеріалів автоматично перестроювати частоту опромінюючих НВЧ коливань за максимумом поглинання, що значно прискорює процес сушіння. Об’єктивний контроль вологості за мінімальним коефіцієнтом відбиття дозволяє з високою точністю витримувати технологічний регламент сушіння і підвищити, завдяки цьому, якість волого-теплової обробки матеріалів.

Ключові слова: НВЧ, коливання, пристрій, вимір, електромагнітне поле.

УДК 621.317

ПІДВИЩЕННЯ ТОЧНОСТІ ТА ЧУТЛИВОСТІ РАДІОМЕТРА МЕДИКО-БІОЛОГІЧНОГО ПРИЗНАЧЕННЯ

¹⁾Скрипник Ю.О., ²⁾Яненко О.П., ²⁾Перебудов С.М., ³⁾Красюк О.Д., ¹⁾Київський національний університет технологій та дизайну, м. Київ, Україна, ²⁾НДЦ КМ “Відзук”, м. Київ, Україна, ³⁾Український науково-дослідний і навчальний центр сертифікації, м. Київ, Україна

Радіометри широко використовуються в різних галузях науки і техніки для вимірювання слабких радіовипромінювань, рівень яких часто нижче рівня вла-

сних шумів самих радіометрів. В діапазоні НВЧ (30-300 ГГц) за відсутності широкосмугових підсилювачів НВЧ-радіометри виконуються з супергетеродинним перетворюванням частоти вхідного сигналу, що приймається НВЧ антеною. Необхідне підсилення прийнятого сигналу до детектора здійснюється на проміжній частоті (50-200 МГц). Однак виділення і вузькосмугове підсилення сигналу проміжної (різницевої) частоти звужує смугу радіовипромінювання, що сприймається та призводить до зниження чутливості і зростання флуктуаційного порогу чутливості НВЧ-радіометра.

Враховуючи наведені недоліки, авторами розроблено структурну схему радіометра для медико-біологічних досліджень, яка поєднує в собі можливості підвищення чутливості при збереженні високої точності вимірювання інтенсивності біологічних радіосигналів.

Широкосмугове радіовипромінювання від біооб'єкту сприймається НВЧ антеною, і через перший замкнутий хвилеводний ключ надходить на один вхід хвилеводного суматора. На другий вхід хвилеводного суматора надходить еталонний НВЧ шум від генератора, який послаблюється градуїованим атенюатором при розімкнутому другому ключі, що шунтує атенюатор. Сумарний сигнал надходить на вхід квадратичного детектора, де детектується і усереднюється. Потужність еталонного НВЧ шуму P_{Σ} обирається достатньою для її детектування квадратичним детектором на лінійній ділянці його характеристики.

Низькочастотна напруга підсилюється вузькосмуговим підсилювачем частоти комутації. Підсилена напруга випрямляється синхронним детектором, який керується парафазними напругами комутаційного генератора низької частоти. Випрямлена напруга через фільтр нижніх частот поступає на індикатор. Послаблення α , що вноситься градуїованим атенюатором, регулюється до досягнення нульового показання індикатора і при цьому $P_X = (1 - \alpha)P_{\Sigma}$.

Таким чином, вимірювана потужність визначається коефіцієнтом α та високим рівнем потужності еталонного генератора ($P_{\Sigma} \gg P_X$). Тому не потрібне попереднє широкосмугове підсилення до квадратичного детектора прийнятого НВЧ сигналу. Необхідна чутливість до слабких вхідних НВЧ сигналів ($P_X \ll P_{\Sigma}$) забезпечується великим коефіцієнтом підсилення вузькосмугового підсилювача, настроєного на фіксовану частоту комутаційного генератора низької частоти.

Ключові слова: радіометр, вузькосмуговий підсилювач, НВЧ коливання.

УДК 615. 849

ДОСЛІДЖЕННЯ КВАНТОВИХ ПРОЦЕСІВ В БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУРАХ

Сорока С.О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Маючи складну та надто анізотропну, в оптичному ракурсі, будову біологічних об'єктів, котрі мають квазірідкокристалічну структуру, та структуровану воду ми можемо спостерігати велику кількість оптичних ефектів при розповсюдженні в об'єкті лазерного випромінювання. Опромінення може розповсюджуватись в живій тканині в хвильопровідному режимі змінюючи хвильовий фронт за рахунок дифракції на оптичних неоднорідностях, утворюючи різноманітні каустики та інтерференційні тканини в площині тканини, що призведе до концентрації енергії випромінювання і стимуляції фотохімічних реакцій.

При взаємодії низькоінтенсивного лазерного випромінювання (НЛВ) інфрачервоного та видимого діапазону з біологічними структурами можна виділити дві області впливу, а саме: квазіоптичну- коли розмір клітини набагато більший за λ , та резонансну – розмір клітини спів значний з λ . Квазіоптична область в основному під владна поверхневому впливу НЛВ на біологічну тканину, що призводить до розхитування клітин поверхневого шару і покращення дифузних процесів обміну, але в цілому цими процесами біостимуляції нехтують. В резонансній області велику роль відіграють власні коливання клітин, а також перерозподіл енергії випромінювання котра узгоджується з власним коливанням клітини. Враховуючи те, що система клітин має багат шаровий вигляд, коливання поширюється в голубину тканини вплинувши на стабілізацію коливання клітин з певною середньою частотою. Іншими словами можна сказати про те, що присутні резонансні умови для проходження монохроматичного випромінювання через біологічні структури.

Модовий характер розповсюдження випромінювання в біологічній системі дозволяє розглядати живу тканину як хвильопровідне середовище з характерним квантуванням значень сталої розподілу по всім трьом координатним вісям і описати моди як сталі при розповсюдженні в даному середовищі хвильові поля. В процесі розповсюдження моди не міняють своєї просторової структури, а лише отримують фазовий зсув, пропорційний пройдений відстані.

Більш детально розглянувши резонансні процеси в клітинах під впливом НЛВ можна побачити, що випромінювання діє не лише в напрямку свого поширення, але і в інших напрямках, тим самим залишаючи здатність до біостимуляції.

Ключові слова: лазер, випромінювання, біостимуляція, резонансні процеси.

УДК 621.372.061:517.518.45

НОРМАЛИЗАЦИЯ ДИСКРЕТНОГО ОРТОГОНАЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАНИЯ МЕДИЦИНСКИМ ТЕСТОВЫМ СИГНАЛОМ

*Рыбин А.И., Григоренко Е.Г., Национальный технический университет Украины
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

Математическая задача медицинской диагностики сводится к сравнению исследуемого сигнала и сигнала тестового по признакам с целью отнесения ана-

лизируемого сигнала к тому или иному классу. Такая задача решается путем вычисления отличий между признаковыми характеристиками исследуемого сигнала и характеристиками эталонного сигнала, определяющего класс. Эти различия ищут как в области натуральных координат, так и в области трансформант дискретных ортогональных преобразований. При этом существенные признаки в области натуральных координат и различных трансформант проявляются по-разному.

Особый интерес представляет такое ортогональное преобразование, для которого тестовый сигнал совпадает с одной из трансформант. При этом отличия между классом (тестовым сигналом) и сигналом исследуемым проявляются в амплитудах трансформант.

Показана возможность подстройки любого дискретного ортогонального преобразования под любой тестовый сигнал, характеризующий класс. Для этого необходимо опустить проекции множества значений выбранной трансформанты на тестовый сигнал и определить моменты времени тестового сигнала, соответствующие данным значениям. Далее пронумеровать их в порядке возрастания времени. В соответствии с полученной нумерацией переставить столбцы матричного оператора дискретного ортогонального преобразования. Нормализованное таким образом преобразование имеет трансформанту, отсчеты которой совпадают с отсчетами тестового сигнала. Если теперь для исследуемого сигнала, совпадающего с тестовым, отсчеты взять в те же моменты времени, что и для тестового, нормализованное дискретное ортогональное преобразование даст спектр трансформант, в котором отличными от нуля будут лишь нулевая составляющая и трансформанта, на базе которой проводилась нормализация.

В случае отличия формы исследуемого сигнала от тестового, в нормализованном дискретном ортогональном преобразовании отличными от нуля будут и высшие трансформанты, причем, поскольку их форма известна, то эти трансформанты определяют степень отличия и ее численные оценки (в том числе и усредненные энергетические в случае вероятностной классификации).

Наличие большого числа дискретных ортогональных преобразований с действительным ядром позволяет производить поиск и выбор оптимального для диагностики нормализованного преобразования. Задача нормализации преобразования тестовым сигналом производится до решения задачи классификации, и ее можно рассматривать как один из этапов обучения классификатора путем построения семейств ортогональных преобразований на базе известных классических.

Ключевые слова: классификация, нормализация, ортогональные преобразования.

УДК 621.317.44

МЕТОДИ ГЕНЕРАЦІЇ ЗМІННИХ МАГНІТНИХ ПОЛІВ РІЗНИХ ФОРМ

Сучасний розвиток вимірювальної техніки визвав необхідність створення нормованих значень різних форм змінних магнітних полів (ЗМП) в широкому частотному і динамічному діапазонах. Створення таких полів необхідно для метрологічної перевірки тесламетрів, а також для розробки зразкових магнітних генераторів для атестації магнітотерапевтичної апаратури.

Для формування зразкового сигналу використовується аналогові, аналого-цифрові і цифрові задатчики сигналу. Цей сигнал підсилюється і подається в зразкову міру магнітної індукції (МІ). Але для досягнення значення одиниць Тесла потрібно значні потужності генератора, малі частотні і динамічні діапазони і в основному синусоїдальної форми.

При збільшенні динамічного діапазону використовуються кільця з ферромагнітним стержнем. Але при цьому виникає нелінійна залежність магнітної індукції між полюсами електромагніту $B(t) = f[I(t)]$ від значення струму $I(t)$, який протікає по кільцю, а також великі викривлення форми поля по відношенню до форми струму $I(t)$.

Ще один із методів, що використовується для створення змінних магнітних полів різних форм базується на дискретній зміні значення магнітної індукції шляхом дискретної зміни значення струму в зразковій мірі МІ. Для цього метода характерно незначний динамічний і частотний діапазони, так як в зразковій мірі магнітна індукція $B(t) = K \cdot I(t)$ змінюється по аперіодичному закону на кожній ступені дискритизації.

Для розширення динамічного і частотного діапазонів генерації нормованих значень змінних магнітних полів різноманітних форм оптимально використовувати, запропонований нами метод генерації дискретними ступенями постійного струму живлення зразкової міри МІ, при якому створюють коливальний режим струму в зразковій мірі, а початок дискретних змін струму створюють в момент часу t_k , який відповідає першому піковому значення струму в мірі магнітної індукції.

Суттєвою відмінністю запропонованого метода є значне розширення динамічного і частотного діапазонів генерації нормованих значень магнітної індукції за рахунок використання явища квазірезонанса напруги чи струму в опорі – зразковій мірі магнітної індукції з блоком керованих конденсаторів.

Це дозволило більш чим в два рази збільшити динамічний і частотний діапазони, виконати адаптивну апроксимацію форм ЗМП.

Ключові слова: методи створення змінних магнітних полів, магнітна індукція.

УДК 617.55-089-78

**ФОТОДИНАМІЧНА ТЕРАПІЯ:
ФІЗИКО-ХІМІЧНІ ОСНОВИ, ПРОБЛЕМАТИКА**

На даний час фотодинамічну терапію (ФДТ) можна віднести до найбільш перспективних методів лікування онкологічних захворювань. Він переживає сьогодні у світі бурхливий розвиток, являючись принципово новим методом при лікуванні ракових новоутворень, заснованим на здатності фотосенсибілізаторів (ФС) селективно накопичуватися в тканині пухлин і при локальному впливі лазерного опромінювання визначеної довжини хвилі генерувати синглетний кисень чи вільні радикали, які містять кисень, що викликають загибель пухлинних клітин.

Нижче пропонується схематична діаграма ФДТ, яка пояснює основні процеси, що протікають під час терапії.

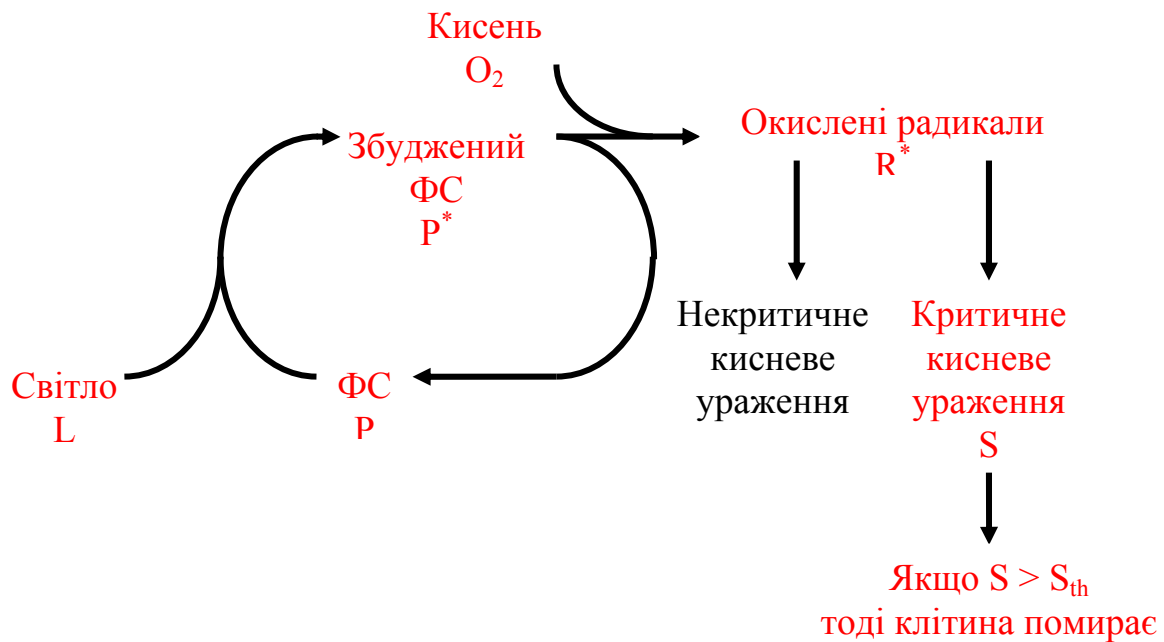


Рисунок – Схематична діаграма ФДТ

Запропонований аналіз фізико-хімічних основ процесу ФДТ може бути корисний при вдосконаленні фізико-математичних моделей, що описують даний процес.

Врахування перелічених особливостей може підвищити точність визначення фотодинамічної дози та допоможе уникнути помилок при перенесенні готових методик на інші фотосенсибілізатори, а також при застосуванні ФДТ для різних типів пухлин.

Ключові слова: фотодинамічна терапія, онкологічні новоутворення, біотканина, фотосенсибілізатор.

УДК 617.55-089-78

ОПТИЧНИЙ ДИСТАЛЬНИЙ ІНСТРУМЕНТ ДЛЯ СИСТЕМ ФЛУОРЕСЦЕНТНОЇ ДІАГНОСТИКИ В ГІНЕКОЛОГІЇ

*Денисов М.О., Корольова Т.В., Вдовіна Т.В., Національний технічний університет
України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

Система флуоресцентної діагностики в гінекології (СФДГ) призначена для застосування в клінічних умовах для ранньої діагностики онкологічних захворювань жіночих репродуктивних органів.

Методика *in vivo* флуоресцентної діагностики ранніх стадій диспластичних змін епітелію шийки матки базується на відмінностях спектрів власної флуоресценції (автофлуоресценції) незміненої слизової та морфологічно змінених її ділянок.

Діагностичними критеріями є:

- якісні параметри (форма кривих спектрів автофлуоресценції біотканин, відсутність або наявність додаткових максимумів);
- кількісні показники (співвідношення інтенсивностей флуоресценції на характерних довжинах хвиль).

В роботі розглянуто декілька різновидів технічної реалізації волоконно-оптичних транспортуючих систем (ВОТС) та спряженого з ними оптичного дистального інструменту (ОДІ), які в клінічних системах флуоресцентної діагностики забезпечують ефективне транспортування випромінювання збудження флуоресценції до жіночих репродуктивних органів або безпосередньо, або через інструментальні канали спеціалізованого медичного обладнання, а також ефективне збирання оптичного випромінювання флуоресценції біотканин та його транспортування до спектрального реєструючого прилада. Джерелами випромінювання збудження флуоресценції біотканин виступали як лазери (гелій-кадмієвий або напівпровідниковий InGaN), так і оригінальні джерела випромінювання на базі світловипромінюючих діодів (MultiLED, SaddLED). Спектри флуоресценції реєструвалися в реальному масштабі часу мініатюрним волоконно-оптичним спектрометром (S2000 або БІОСКОП).

Проведений порівняльний аналіз зазначених систем з використанням запропонованого критерію оптичної ефективності (коефіцієнту SOE), розрахованого за спеціальною комп'ютерною програмою SPERA, дозволяє здійснити цілеспрямовану оптимізацію дистального інструменту з урахуванням типу джерела випромінювання та конструктивного виконання волоконно-оптичної транспортуючої системи.

Ключові слова: флуоресцентна діагностика, оптичний дистальний інструмент, критерій оптичної ефективності.

УДК 617.55-089-78

ФОТОСЕНСИБІЛІЗАТОРИ ДЛЯ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ТЕРАПІЇ: АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД

Терещенко С.В., Денисов М.О., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Певні хімічні речовини, фотосенсибілізатори (ФС), мають властивість накопичуватися в біологічних тканинах та під дією дозованого оптичного випромінювання призводити до знищення злоякісних новоутворень. Це явище лежить в основі сучасного методу лікування – фотодинамічної терапії (ФДТ). У всьому світі ведеться інтенсивна робота по пошуку та розробці ефективних ФС. В якості таких пропонуються та випробовуються хімічні сполуки, серед яких – порфірини, хлорини, фталоціаніни, вертепорфіни та багато інших. Нижче пропонується таблиця найбільш поширених на даний момент ФС.

Група	Фотосенсибілізатор	Виробник ФС	Довжина хвилі, нм
Порфірини	Фотофрин	Канада	630
	Фотогем	Росія	630
Хлорини та бактеріохлорини	Фоскан	Великобританія	652
	Фотолайф	Росія	663
	Фотолон	Білорусь	670
Фталоціаніни	Фотосенс	Росія	672
Амінолевулінова кислота	Левулан	США	630
	Аласенс	Росія	630
	5-ALA	Німеччина	630
Вертепорфіни	Візудайн	Канада	690
Інші	Гіперфлав	Україна	595
	Антрін	США	732
	Пурлитін	США	664

Представлені ФС розрізняються за макропараметрами: довжина хвилі піку поглинання, власне коефіцієнт поглинання, доза та метод введення препарату, крива введення/виведення з організму, доза випромінювання. Існує також і відмінність в фізико-хімічних процесах, що руйнують клітину.

Врахування зазначених особливостей ФС може підвищити точність визначення фотодинамічної дози та допоможе уникнути помилок при перенесенні готових методик на інші фотосенсибілізатори, а також при застосуванні ФДТ

для різних типів пухлин та їх локалізації, що може бути корисним для дослідників, розробників апаратури ФДТ і лікарів.

Ключові слова: фотодинамічна терапія, онкологічні новоутворення, фотосенсибілізатор.

УДК 681.2:537.7

ДОСЛІДЖЕННЯ ЕФЕКТІВ СВІТЛОРОЗСІЮВАННЯ БІОТЕХНІЧНИМИ ОБ’ЄКТАМИ ПРИ МОНІТОРИНГУ ЇХ СТАНУ

*Безуглий М.О., Клочко Т.Р., Тимчик Г.С., Національний технічний університет України
“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

Переважає більшість тканин біологічних об’єктів у видимій області спектру електромагнітного випромінювання є доволі прозорими, і поглинання в них дуже мале. У той же час спектр пропускання в діапазоні коротких хвиль випромінювання визначається світлорозсіюванням структури. Розсіювання світла біологічними об’єктами – це одне з найхарактерніших для них явищ. Воно пов’язане зі структурою біотехнічних об’єктів, котрі зазвичай містять в собі велику кількість розсіювальних центрів, випадково розподілених в об’ємі досліджуваного тіла.

Прилади, засновані на ефекті впливу світлового випромінювання, достатньо поширені у сучасній медичній практиці. Взаємодію електромагнітного, в тому числі світлового, випромінювання з біотехнічними об’єктами обумовлено впливом потоками випромінювання з метою лікування, процесами спостереження за плинним станом, діагностики певних ситуацій. Тому дослідження ефекту світлорозсіювання на структурах біотехнічних об’єктів є актуальною задачею підвищення достовірності результатів при моніторингу та аналізі стану об’єктів.

Розглянуто детально вплив дифракції при реєстрації розсіювання світла (коєфіцієнту дифузного відбиття) на мікроскопічних ділянках об’єкту, яким притаманні нелінійності форми, тобто квазісфероїдальних частках, наприклад, клітинах біотканини, акупунктурних зонах тіла, циліндричних поверхнях м’язових, нервових волокон. Зазначено, що розсіювання на ділянці біотехнічного об’єкту, наприклад, на його поверхні, відбувається на окремих його складових, а сумарне розсіювання від ділянки поверхні визначається суперпозицією розсіяних хвиль його окремих компонент.

Дотепер в фотометрії користуються лише трьома інтегральними характеристиками поля, тобто розсіюванням та дифракцією на площині, сфері (напівсфері) та циліндрі. Але ця сукупність характеристик не завжди дозволяє об’єктивно оцінити відбиття від біотехнічних об’єктів, в особливості, коли їх геометрична форма суттєво відрізняється від площини, сфери та циліндра, або у випадках, коли необхідна побудова узагальненої математичної моделі процесів, що спостерігаються на поверхні біологічного об’єкту. Тому у деяких випадках для математичного

опису форми робочої поверхні біологічного об’єкту використовують β -функцію як апроксимуючий аналітичний вираз. Проте громіздкість β -функції настільки ускладнює модель, що обмежує можливість її використання в інженерній практиці.

Для спрощення розрахунків в повсякденній практиці, наприклад, при запровадженні в автоматизованих системах моніторингу, вирішення таких задач запропоновано спростити, використовуючи метод моделювання геометричної форми біологічного об’єкту еліпсоїдом обертання з урахуванням поправочного коефіцієнту. Цей коефіцієнт характеризує відхилення дійсної форми досліджуваного об’єкту від ідеальної.

Ключові слова: дифракція, розсіювання, моніторинг, біотехнічний об’єкт, біологічний об’єкт.

УДК 502.7:5.74

УМЕНЬШЕНИЕ ПОГРЕШНОСТИ КВАНТОВАНИЯ СИГНАЛА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ БЕЗ УВЕЛИЧЕНИЯ РАЗРЯДНОСТИ АЦП

Кувшинов Г.И., Донецкий национальный технический университет, г. Донецк, Украина

Одним из множества диагностических исследований, точно характеризующим состояние сердечно-сосудистой системы и имеющим одно из первостепенных значений, есть электрокардиография (ЭКГ). ЭКГ также показывает физические нагрузки организма и действие химических препаратов на него.

Параметры ЭКГ могут быть измерены при помощи электронных устройств и систем, которые при наличии корреляции между измеренными расхождениями и заболеваниями дают возможность врачу или автоматизированной системе поставить обоснованный диагноз - классифицировать сигнал.

ЭКГ – это процесс, имеющий как высокоамплитудные, так и низкоамплитудные составляющие, форма, амплитуда и временные параметры которых играют роль в его оценке; чем выше точность измерений и количество параметров, оценивающих его, тем выше вероятность точного диагноза. Динамический диапазон процесса ЭКГ может достигать 100 и более. Для исключения потерь информации современные методы диагностики требуют относительную погрешность измерения ЭКГ не более 0.05 % (или 2,5 μV).

В рамках выполнения государственной бюджетной темы № Д-22-03 «разработать методологию побудови аналітичних приладів та ІВС низькотемпературних технологічних і біомедичних параметрів» и в ходе работы над кандидатской диссертацией автора для повышения точности преобразования аналогового сигнала – процесса ЭКГ в цифровой предложено применить метод неравномерного квантования, который повысит точность квантованного сигнала (или уменьшит погрешность преобразования) без увеличения разрядности АЦП и существенного увеличения сложности, стоимости и геометрических размеров при-

бора.

Для получения результатов работы было произведено: в пакете прикладных программ MathLAB проведено моделирование квантования сигнала ЭКГ методом равномерного квантования и рассчитана минимально необходимая разрядность АЦП для этого метода – 12 разрядов, что исключает возможность применения микроконтроллеров с интегрированным многоканальным АЦП; моделирование квантования сигнала ЭКГ методом неравномерного квантования, рассчитаны погрешности такого метода при 8 разрядном квантователе, для построения компандера выбраны оптимальные передаточные характеристики компрессора и экспандера, и коэффициенты компандирования для процесса измерения сигнала ЭКГ.

Ключевые слова: аналого-цифровое преобразование, метод неравномерного квантования, имитационное моделирование, устройство компандирования, метрологические характеристики.

УДК 615.84

ЗАСТОСУВАННЯ АДАПТИВНОГО ВЕЙВЛЕТ-АНАЛІЗУ ДЛЯ ФІЛЬТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ ДАНИХ

Майстренко В.М., Дегтярьов П.Є., Терещенко Т.А., Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

Сигнал електрокардіограми (ЕКГ) має складні частотно-часові характеристики і крім електричної активності серця містить шумову добавку, яка включає в себе фон змінного струму (50 або 60 Гц) мережі живлення, високочастотні коливання, викликані м'язовими скороченнями, а також низькочастотну (від 5 до 10 Гц) складову, обумовлену зміною переміщенням електродів відносно тіла.

Широке застосування отримали методи фільтрації електрокардіосигналу (ЕКС), засновані на логічній, нелінійній та адаптивній фільтрації.

Адаптивна фільтрація при коректному її застосуванні не виявляє жодного з істотних недоліків, властивих логічній та нелінійній фільтрації, і до того ж може здійснювати високоякісну фільтрацію ЕКГ із найменшим перекручуванням форми корисного сигналу.

Велике значення для обробки ЕКС має застосування вейвлет-перетворення. Воно має значні переваги в порівнянні з перетворенням Фур'є, особливо в умовах зміни параметрів процесу за часом, оскільки Фур'є аналіз дає тільки усереднені коефіцієнти для всього досліджуваного часового ряду. У цьому випадку складний сигнал аналізується шляхом розкладання по базисних функціях, отриманим з деякого прототипу шляхом стиснень, розтягнень і зсуву. Функція прототип називається материнським, або аналізуючим вейвлетом. За допомогою вейвлет-перетворення можна аналізувати переривчасті сигнали, або сигнали з гострими сплесками. У підсумку вейвлет перетворення забезпечує

двомірне розгорнення досліджуваного сигналу, при цьому частота і час розглядаються як незалежні перемінні.

Розкладання сигналу на окремі складові при вейвлет-перетворенні можна ефективно застосовувати при придушенні спотворень ЕКС). Ця процедура має назву вейвлет-фільтрації, а програма, що виконує такі дії, вейвлет-фільтром. Варіюючи межі області масштабів, можна настроїти вейвлет-фільтр для рішення різних проблем. У випадку даних ЕКГ це дозволяє вирішити як мінімум, три задачі: відсічення сторонніх шумів, відновлення ізолінії, виділення інтервалів R-R.

В даній роботі розглянуті можливості застосування вейвлет-аналізу з використанням апріорної інформації о формі корисного сигналу та о кореляційній функції шуму, що дозволяють синтезувати для обробки ЕКС адаптивні фільтри або фільтри Вінера.

Ключові слова: електрокардіограма, адаптивна вейвлет-фільтрація.

УДК 502.7: 5.74

ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ МИНИМИЗАЦИИ КРАЕВЫХ ЭФФЕКТОВ ПРИ ЦИФРОВОЙ ОБРАБОТКЕ БИОМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Штепа А.А., Донецкий национальный технический университет, г. Донецк, Украина

Высокие требования, предъявляемые к современным медицинским диагностическим системам, подразумевают широкое применение методов цифровой обработки сигналов (ЦОС). Наиболее широко применяют ЦОС на основе дискретного преобразования Фурье (ДПФ). Одним из наиболее неприятных недостатков использования ДПФ является эффект растекания спектра.

Суть явления растекания спектра заключается в следующем: при ДПФ предполагается, что последовательность отсчетов анализируемого сигнала является периодически продолженной вперед и назад во времени. При этом, если значения начального и конечного отсчетов сигнала сильно различаются (вследствие того, что анализируемый участок сигнала не периодичен или содержит нецелое число периодов), то при периодическом повторении на стыках сегмента возникают скачки, из-за которых спектр сигнала сильно расширяется. Таким образом, применение операции ДПФ вносит существенные искажения в обрабатываемый сигнал.

Для уменьшения растекания спектра применяют весовые функции (“окна”). В этом случае перед расчетом ДПФ сигнал умножают на весовую функцию, которая должна спадать к краям сегмента. При этом искусственно уменьшается скачек между краевыми значениями сегмента сигнала и, тем самым уменьшается растекание спектра. Естественно, после обратного ДПФ сигнал следует разделить на то же окно.

Целью исследования является разработка количественных оценок качества минимизации растекания спектра и оценка на их основании эффективности использования того или иного окна, что позволит осуществить оптимальный выбор способа минимизации растекания спектра.

В ходе исследования были выделены критерии оценки эффективности минимизации краевых эффектов. На основании результатов математического моделирования получены количественные оценки эффективности минимизации растекания спектра с помощью следующих весовых функций:

- прямоугольное окно,
- треугольное окно,
- окно Блэкмана,
- окно Ханна,
- окно Хемминга.

Ключевые слова: растекание спектра, краевые эффекты, цифровая обработка сигналов, весовая функция, критерий, оценка эффективности окна.

УДК 615.84

ЗАСТОСУВАННЯ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ ДЛЯ ОБРОБКИ МЕДИЧНИХ СИГНАЛІВ ТА ЗОБРАЖЕНЬ

*Майстренко В.М., Литвин В.С., Голубенко Л.П., Національний технічний університет
України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

Проблеми підвищення імовірності виявлення серцево-судинних захворювань на ранній стадії вимагають застосування нових методів аналізу електрокардіографічного сигналу (ЕКГ).

Перспективними методами аналізу ЕКГ є спектральні методи аналізу. Поряд з класичними методами аналізу даного класу – дискретне перетворення Фур’є, віконне перетворення Фур’є – для аналізу електрокардіографічних сигналів починає застосовуватися потужний сучасний апарат вейвлет-аналізу. Аналогічно перетворенню Фур’є вейвлет-спектр показує розподіл компонент сигналу по частоті. Однак вейвлет-аналіз дозволяє оцінити також локалізацію тих, або інших складових. Наприклад, застосовуючи вейвлет-перетворення (ВП) для аналізу електрокардіографічного сигналу з високим рівнем шумів потенційно можливо чітко виявити положення комплексів QRS. Взагалі, завдяки добрій пристосованості до аналізу нестационарних сигналів ВП стало потужною альтернативою перетворенню Фур’є в ряді медичних застосувань. Враховуючи те, що велика кількість медичних сигналів є нестационарними, то дуже перспективним є широке впровадження застосування вейвлетних методів для розпізнавання та виявлення ключових діагностичних ознак, а також для стискання зображень з мінімальними втратами діагностичної інформації.

На сьогодні є данні про успішне застосування вейвлет-перетворення для:

раннього виявлення коронарної хвороби серця; виявлення ектопічних серцевих скорочень, ознак початкової стадії ішемічної хвороби серця, серцевих аномалій по аналізу варіації частоти серцевих скорочень; покращення якості зображення на мамограмах для підвищення ефективності ранньої діагностики рака груднини та ін. Крім того, встановлено, що дискретне вейвлет-перетворення ефективно стискає ЕКГ, наприклад, в 6 раз при похибці 2%.

В роботі представлено короткий огляд апарату вейвлет-аналізу, а також розглянуті приклади його успішного застосування для обробки медичних сигналів та зображень.

Ключові слова: вейвлет-перетворення, обробка медичних сигналів, ЕКГ

УДК: 616.28

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ВИМІРЮВАННЯ І РЕЄСТРАЦІЇ СИГНАЛУ ОТОАКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ

Лебедев Д.Ю., Лисенко О.М., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

В основу роботи покладено новий метод об'єктивного дослідження слуху, що активно застосовується в останні роки в аудіологічній практиці провідних країн світу, зокрема, при проведенні масового дитячого слухового скринінгу, в тому числі новонароджених. Йдеться про метод реєстрації звукових сигналів отоакустичної емісії (ОАЕ), інакше – "еха Кемпа", що генерується структурами завитки внутрішнього вуха людини спонтанно або у відповідь на зовнішню акустичну стимуляцію. Спектральний склад та інтенсивність цього сигналу мають діагностичну цінність і несуть інформацію про стан внутрішнього вуха обстежуваного.

В даній роботі авторами проведено аналіз методів та відомих технічних рішень побудови систем вимірювання і реєстрації окремих ехо-сигналів ОАЕ, а також розглянуто проектування на основі запропонованого технічного рішення вітчизняної автоматизованої мікрокомп'ютерної системи.

Розроблювана система реєстрації сигналів ОАЕ складається із акустичного зонда, що містить два мініатюрні телефони та мікрофон, попереднього підсилювача, АЦП, першого процесора та кодокерованого генератора стимулів. Алгоритм роботи першого процесора системи реалізує процедури цифрової фільтрації сигналу ОАЕ, швидкого перетворення Фур'є та послідуного накопичення отриманих спектральних складових ехо-сигналів.

Для відображення та аудіопрослуховування отриманого сигналу емісії безпосередньо під час проведення обстеження, а також для реєстрації отриманого результату та керування роботою системи застосовуються дисплей, другий процесор, ЦАП, головний телефон, принтер, накопичувач на магнітному носії та клавіатура.

Створення данної системи дозволить вирішити проблему виявлення вад слуху у дитячого контингенту обстежуваних на ранній стадії і запобігти прояву побічних порушень мовлення, затримки їх мовного розвитку, низької академічної успішності та психолого-емоціональних порушень.

Ключові слова: діти, процесор, отоакустична емісія (ОАЕ), слух, внутрішнє вухо, ехо Кемпа, алгоритм.

УДК 623.316.728.001

АВТОМАТИЧНИЙ ВИМІРЮВАЧ ПОГЛИНЕНОЇ ПОТУЖНОСТІ НАДВИСОКИХ ЧАСТОТ

*Водотовка В.І., Данілевська В.Г., Рєпа Ф.М., Національний технічний університет
України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

Нагрівання вологого матеріалу в мікрохвильовому електромагнітному полі супроводжується зміною його макродіелектричних властивостей. Природним наслідком цього процесу є зміни коефіцієнта відбиття та величини поглиненої матеріалом потужності, що призводить до неконтрольованого теплофізичного стану об'єкта, який знаходиться в робочій зоні технологічної обробки. Це не може не позначитися на стабільності та багаторазовій відтворюваності технологічного процесу.

Розроблено метод та схему автоматичного регулятора НВЧ потужності, що поглинається в робочій камері технологічної лінії радіотехнічної системи [1]. Регулятор є замкненою системою керування поглиненою потужністю з сильним зворотним зв'язком (ЗЗ).

Обходячи схему автоматичного регулятора по замкненому колу, рівняння статичного стану замкненої структури має вигляд

$$(U_K - U_{\text{вих}}\beta)KS_3 = U_{\text{вих}},$$

де K – коефіцієнти підсилення (перетворення) ланок,

U_K – напруга керування процесом,

β – коефіцієнт зворотного зв'язку,

S_3 – чутливість вимірювача поглиненої потужності.

Зважимо, що $W_{\text{пог}} = U_{\text{вих}} / S_3$, тоді

$$W_{\text{пог}} = \frac{K}{1 + S_3 K \beta} U_K.$$

Якщо, при глибокому ВЗЗ, $S_3 K \beta \gg 1$, то

$$W_{\text{пог}} = \frac{1}{S_3 \beta} U_K. \quad (1)$$

Вираз (1) є статичною формою узагальненого коефіцієнта передачі регулятора поглиненої потужності, який показує, що при глибокому від'ємному ЗЗ точність стабілізації поглиненої потужності визначається точністю встановлен-

ня сигналу керування U_k та похибкою коефіцієнта перетворювання S_3 (чутливістю) вимірювача поглиненої потужності.

Розрахунок динамічного стану схеми виявив параметри, які можливо реалізувати на практиці, для отримання умови стійкості.

Ключові слова: мікрохвильові технології, ваттметр та регулятор поглиненої потужності.

Література

1. Булат В.М., Водотовка В.І., Репа Ф.М. Спосіб керування процесом сушіння в мікрохвильовому полі / Патент 40489 Україна.– Бюл. № 4. – 2001.

УДК 621.372.54

ВОЗМОЖНЫЕ ПУТИ РЕАЛИЗАЦИИ ЦИФРОВЫХ ЧАСТОТНО-ЗАВИСИМЫХ ЦЕПЕЙ НА ЛЕСТНИЧНЫХ СТРУКТУРАХ

*Ситников В.С., Пасичная Ю.Н., Одесский национальный политехнический университет,
г. Одесса, Украина*

Современные сложные медицинские приборы и комплексы в своем составе имеют устройства речевого управления. Неотъемлемой частью таких устройств являются фильтры, которые выделяют полезную составляющую спектра входного сигнала. Разделения сигналов речи от различных источников сообщений и помех является основной темой исследований в области обработки сигналов речи. Повышение качества фильтрации позволяет повысить распознаваемость речевых сигналов управления и исключить двойственность в принятии решения и управления.

Фильтры высокого порядка обычно реализуются на схемах фильтров первого и второго порядков. В области речевой обработки сигналов наибольшее применение нашли лестничные и мостовые структурные схемы фильтров. Это обусловлено рядом преимуществ и недостатков этих схем, а также особенностями алгоритмов реализации частотно-зависимых цепей.

Для получения лестничных структур передаточная функция должна допускать разные эквивалентные представления в форме разложений в непрерывную дробь. Реализация этих разложений дает разные варианты лестничных конфигураций цепей.

Существует два метода получения лестничных структур:

- в первом случае передаточная функция допускает разложение в непрерывную дробь при $z^{-1} = \infty$ или $z = 0$;
- во втором случае передаточная функция допускает разложение в непрерывную дробь при $z^{-1} = 0$ или $z = \infty$.

Исследование особенностей реализации цифровых частотно-зависимых цепей показывает, что не все передаточные функции могут быть реализованы обоими методами. За основу исследований была взята обобщенная передаточная функции второго порядка

$$H(z) = k \frac{a_0 + a_1 z^{-1} + a_2 z^{-2}}{1 + b_1 z^{-1} + b_2 z^{-2}}.$$

Исследования показали, что передаточные функции, у которых порядок числителя равен порядку знаменателя, а коэффициент числителя $a_0 = 0$ могут быть реализованы только по первому случаю. Передаточные функции, у которых порядок числителя меньше порядка знаменателя реализуются только по второму случаю. По первому и второму случаям могут быть построены схемы передаточных функций, порядки числителя и знаменателя которых равны, а коэффициент $a_0 \neq 0$.

Ключевые слова: медицинские приборы и комплексы, речевое управление, фильтры, лестничные структуры реализации.

УДК 616.28

АНАЛІЗ ПОХИБКИ ВИМІРЮВАННЯ ЕКВІВАЛЕНТНОГО ОБ'ЄМУ СИСТЕМИ СЕРЕДНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ В ІМПЕДАНСОМЕТРИЧНОМУ ЗАСОБІ АУІІ

Лисенко О.М., Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна

На основі формалізованого опису вимірювальних процедур в роботі проведено дослідження методу опосередкованого вимірювання похідного параметру акустичного іммітансу системи середнього вуха людини – еквівалентного об'єму $V_{\text{екв.}}$, реалізованого структурними ланками імпедансометричного каналу створеного в НТУУ "КПІ" акустичного вушного імпедансметра АУІІ.

Показано, що реалізація зазначеного вище методу здійснюється шляхом виконання процедури вимірювання на вході зовнішнього слухового проходу обстежуваного звукового тиску P зонduючого тону частотою 226 Гц при постійній об'ємній швидкості V його коливань з послідовними перетвореннями одержаних результатів в числовій формі.

Отримано рівняння вимірювання еквівалентного об'єму $V_{\text{екв.}}$ імпедансометричного каналу, проведено його аналіз та встановлено, що точність його вимірювання визначається:

- стабільністю у часі коефіцієнтів вимірювальних перетворень структурних ланок каналу;
- сталістю вихідного сигналу міри об'ємної швидкості V та частоти f зонduючого тону в робочому діапазоні вимірювання;
- похибкою від квантування, що залежить від розрядності та динамічного діапазону застосованого АЦП;
- похибками перетворень в числовій формі, що здійснюються обчислювальним компонентом імпедансметра і залежать від розрядності сітки

мікрокомп'ютера, форми представлення чисел в ньому та способу округлення результатів виконуваних операцій.

Наведеними розрахунками показано, що мінімізація останніх трьох складових похибки на точність вимірювальної процедури досягається шляхом правильного вибору параметрів застосованих в імпедансометричному каналі інтегрального АЦП, мікрокомп'ютера та міри об'ємної швидкості V .

Проведені випробування імпедансометричного каналу трьох дослідних зразків імпедансметра АУП1 підтвердили отримані результати розрахунків, при цьому границі допустимої абсолютної похибки вимірювання $V_{\text{екв}}$ в інтервалі діапазону вимірювань від 0,2 до 2,0 см³ не перевищили $\pm 0,06$ см³ (не більше $\pm 0,1$ см³ згідно ІЕС 61027), а границі допустимої відносної похибки в інтервалі від 2,0 до 5,0 см³ не перевищили $\pm 4,8\%$ (не більше $\pm 5\%$ згідно ІЕС 61027).

Ключові слова: імпедансметр, слух, вимірювання, похибка, середнє вухо.

УДК 621.3.083.8; 612.84

СИСТЕМА ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ГЕМОДИНАМІКИ ЗА АМПЛІТУДНИМ СПЕКТРОМ ПУЛЬСОВОЇ ХВИЛІ

Шарпан О.Б., Гусєва О.В., Жиляков А.О., Магльована Н.І., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Описана інформаційно-обчислювальна діалогова система фотоплетизмографії, що графічно відображає амплітудно-часові та спектральні характеристики пульсової хвилі. Система дозволяє виконувати дослідження як поточного стану системи гемодинаміки, так і наступне оброблення збережених характеристик пульсової хвилі.

В системі можна виділити модулі, що забезпечують реєстрацію і первинне перетворення пульсового сигналу, ввід даних в ПЕОМ, їх математичний аналіз і відображення.

Модуль реєстрації пульсової хвилі має два ідентичних фотоплетизмографічних канали запису сигналу пульсу.

Модуль керування блоком вводу даних в ПЕОМ забезпечує процедури і функції керування портом вводу-виводу, аналого-цифровим перетворювачем, генератором тактових сигналів і аналоговим мультиплексором.

Програмний пакет забезпечує процеси вимірювання, віконної сегментації сигналу, наступного диференціювання або амплітудного спектрального Фур'є-аналізу і реєстрації результатів.

Модуль збору і оброблення інформації забезпечує запис інформації на магнітний носій, віконну сегментацію записаних реалізацій сигналів пульсової хвилі, часовий та спектральний аналіз обраних реалізацій, перегляд результатів вимірювань та аналізу.

Випробування системи протягом декількох років показали перспективність

цього напрямку пульсової діагностики для визначення станів серцево-судинної системи та вегетативної нервової системи (стану стресу) в умовах застосування: при спостереженні за дією різних тестових впливів, дії лікарських препаратів і засобів премедикації, визначенні напруженості нервової системи, ступеню втоми при фізичних навантаженнях, болю при операційних втручаннях.

Ключові слова: гемодинаміка, пульсова хвиля, амплітудний спектр, фотоплетизмографія.

УДК 681.723.2

ШЛЯХИ СТВОРЕННЯ ІНВЕРТОВАНОГО МІКРОСКОПА НА БАЗІ МІКРОСКОПА БІОЛОГІЧНОГО

*Соловійов Г.Я., Гордієнко В.І., Мазурін І.В., Власюк В.В., Науково-виробничий комплекс
«Фотоприлад», м. Черкаси, Україна*

У цілому ряді досліджень в області вірусології, онкології, тощо, при вивченні культур тканини, гемокультур, цитохімічних реакцій, а також процесів, пов'язаних з ростом бактерій, вірусів і інших аналогічних об'єктів, що знаходяться в живильному середовищі, використовуються методи візуального спостереження через інвертовані мікроскопи.

В Україні такі прилади не виготовляються. Тому для практичних потреб спеціалізованих медичних лабораторій може становити інтерес можливість створення інвертованого мікроскопа простою і недорогою доробкою будь-яких біологічних дослідницьких мікроскопів.

Інвертований мікроскоп було виготовлено на базі біологічного мікроскопу МБР-3 шляхом введення між об'єктивною і окулярною частинами мікроскопа нового вузла – корпусу із дзеркалом і перекомпоновкою мікроскопу в цілому з виготовленням нової основи і частковою доробкою кріплення предметного столика і освітлювача.

При такій доробці збільшується відстань між об'єктивом і окуляром, що призведе до зміни оптичних характеристик мікроскопу.

Наведено просту методику практичного розрахунку оптичних характеристик інвертованого мікроскопу (збільшення, поля зору і робочого відрізка) на основі характеристик, які містяться в паспортах на вузли мікроскопу і в довідниках.

Було виконано розрахунки основних характеристик інвертованих мікроскопів з використанням об'єтивів і окулярів, найбільше поширених в біологічних мікроскопах. Результати можуть служити для оцінки характеристик інвертованих мікроскопів.

В інвертованому мікроскопі на базі МБР-3 з бінокулярною насадкою АУ-12 забезпечується діапазон збільшень від $80^{\times}$ до $300^{\times}$ із простим об'єктивом ОМ-2 ($9 \times 0,2$). Можливе розширення робочого діапазону у бік малих збільшень (до

25^X) при доукомплектуванні мікроскопу об’єктивом зі збільшенням 3,5^X або 3,7^X (ОМ-3 або ОМ-12) і використанні монокулярного тубусу.

Проведені абераційні розрахунки показали, що в інвертованому мікроскопі при збільшенні оптичної довжини тубуса погіршення якості зображення практично не відбувається.

Роботи на інвертованому мікроскопі, які було проведено у вірусологічній лабораторії Черкаської обласної санітарно-епідеміологічної станції показали, що його характеристики відповідають розрахунковим і цілком задовільні для вирішення практичних задач.

Ключові слова: біологічний мікроскоп, інвертований мікроскоп, візуальне спостереження.

УДК 615.84

АЛГОРИТМ ОБРОБКИ ДАНИХ МІКРОСКОПІЧНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ СТРУКТУРИ М’ЯЗОВИХ ТКАНИН

*¹⁾Ковальова І.М., ²⁾Тараборкін Л.А., ¹⁾Інститут зоології ім. І.І.Шмальгаузена НАНУ,
м. Київ, Україна, ²⁾Національний технічний університет України “Київський політехнічний
інститут”, м. Київ, Україна*

Дослідження мікоморфології м’язових тканин хребетних є необхідною складовою вивчення таких фізіологічних характеристик скелетних м’язів, як метаболічна активність, окислювальна спеціалізація в гістохімічному профілі тощо. Важливе значення тут має правильне визначення структурного складу м’язових тканин.

Розрізняють три типи м’язових волокон скелетних м’язів хребетних тварин: 1) товсті, або „білі” (W) волокна (волокна FG-типу); 2) тонкі, або „червоні” (R) м’язові волокна (волокна SO-типу); 3) волокна I-типу, або FOG-типу, проміжні за величиною діаметра, що функціонально поєднують у собі властивості двох інших типів. Структурний склад м’язів за волокнами залежить від характеру навантаження, яке має витримувати певний м’яз.

Численні морфометричні дослідження в цій області використовують критерій кількісного співвідношення, обмежуючись безпосереднім підрахунком абсолютної та відносної (у процентах) кількості волокон різних типів у м’язі. Однак за подібними даними не можна зробити надійні висновки про фізіологічні властивості м’яза та можливу роботу, виконувану ним, оскільки насправді ця робота залежить від масового співвідношення м’язових волокон у загальній масі м’яза.

У поданій роботі запропоновано алгоритм обробки даних мікоморфологічних морфометричних досліджень м’язових тканин на основі визначення відносної площі перетину м’язових волокон певного типу на видимому полі досліджуваної ділянки перетину м’яза. Отримані за таким алгоритмом дані дозволять надійно оцінити об’ємні співвідношення м’язових

волокон різних типів і, отже, відповідні масові співвідношення.

Для ідентифікації типів м'язових волокон досліджено активність сукцинатдегідрогенази за Нахласом на поперечних зрізах діафрагми товщиною 20...40 мкм, виготовлених на мікротомі-кріостаті МК-25. Виявлення типів м'язових волокон, вимірювання їх діаметрів і підрахунок кількості волокон кожного типу на 1 мм² зрізу в декількох (5...10) довільно вибраних ділянках м'яза виконували під мікроскопом «Амплівал» (Німеччина) (окуляр 15, об'єтив 40), а також під мікроскопом PGH Rundfunk-Fernschen Niederdorf Stollberg/E Typ S 15A/G (окуляр 7, об'єтив 40). Для вимірювання діаметрів м'язових волокон використовували окуляр-мікрометр МОВ-1-15^x ГОСТ 7865-56.

Запропонований алгоритм можна легко впровадити в системи комп'ютеризованої обробки мікоморфологічних даних типу пакету прикладних програм “Морфолог”.

Ключові слова: мікроскоп, м'язові волокна, морфометрія.

УДК 621.386.8

ПРОЯВОЧНІ МАШИНИ ДЛЯ АВТОМАТИЧНОЇ ОБРОБКИ РАДІОГРАФІЧНИХ ПЛІВОК

Терещенко М.Ф., Кривасов О.К., ВК СП “СД” ЛТД (“Свема-Драгоні”), м. Київ, Україна

Сучасний розвиток медичної діагностичної рентгенівської техніки не можна зараз уявити без проявочних машин для автоматичної обробки радіографічних плівок. На Україні широко використовуються проявочні машини роликового типу X-Omat M35-M, X-Omat 1000, X-Omat 2000 (Кодак). Проявочна машина Кодак X-Omat 1000, створена як настільний, суперкомпактний процесор з високою продуктивністю роботи. Цикл обробки листа радіографічної плівки 145 с до сухого знімка. Процесор працює на звичайній водопровідній воді і при мережному живленні. При проявленні в процесорі забезпечуються висока якість зображення.

Проявочна машина Кодак X-Omat 2000 має більш широкі можливості обробки як листової радіографічної плівки так і рулонної флюорографічної плівки, стандартний цикл обробки (121-150с) і швидкий цикл обробки (91-112с) плівки. Процесор має автоматичну роликову транспортну систему, систему підтримки і відновлення робочих розчинів, систему дозування в залежності від довжини і розміру плівки, систему рециркуляції проявочного і фіксажного розчинів, а також автоматичний перехід в режим чекання.

З проявочних машин «Agfa Gevaert N.V.» (Бельгія) найбільш популярна на Україні проявочна машина Curix 60. Це компактна, настільна модель використовується в рентгенології і травматології може працювати в автономному режимі, має бачки для регенерації розчинів. Термін обробки – 180 секунд, продуктивність 60 плівок в годину шириною від 10 до 36 см. Час підготовки

машини до роботи – 7 хв., об’єм хімреактивів – 0,9 літра для проявника, фіксажа і промивки. Потужність – 1,5 кВт, має інфракрасну сушку для плівок.

Проявочні машини фірми Fuji (Японія) типу FPM 100A, FPM 800A, FPM 2800, FPM 6000SP перекривають весь спектр можливих використань процесорів як в медицині, ветеринарії так і в техніці.

Із цих типів процесорів найбільш часто використовується медичний плівочний процесор FPM-100A. Це настільна, автономна компактна проявочна машина з циклом обробки плівки в 180с. На протязі години можна обробити до 32 знімків формату 35,6 x 43,2 см. Процесори FPM-800A, 2800 мають більш прискорений цикл обробки в 150с, 100с і 60с з більш широкими функціональними можливостями. Повністю автоматизований процесор FPM 6000 SP може обслуговувати медичні заклади цілого 100-тисячного міста Одеси. Фірма “Поиск-Ніка” розробила процесор “Кровлекс”, який має можливість автоматичної обробки плівки.

Із розглянутих типів проявочних процесорів найбільш оптимальним в відношенні ціна/якість являються процесори X-Omat 1000 і Cigix 60.

Ключові слова: автомати для обробки плівок.

УДК 669.21/22

МЕТОДИ, СИСТЕМИ КОНТРОЛЮ І УСТАНОВКИ ДЛЯ РЕГЕНЕРАЦІЇ СРІБЛА З СВІТЛОЧУТЛИВИХ МАТЕРІАЛІВ

Терещенко М.Ф., Виробничо-комерційне спільне підприємство «СД» ЛТД («Свема-Драгоні»), м. Київ, Україна

В світі постійно розширюється використання дорогоцінних металів в багатьох областях науки і техніки, із-за їх унікальних фізико-хімічних властивостей. В Україні незначні запаси руд цих металів і тому переробка таких відходів, які, інколи, мають більше благородних металів, чим руди. Тому такі відходи більш вигідніше переробляти, чим руду.

Основні поставщики срібломісної сировини є хіміко-фотографічна промисловість, електро-, радіопромисловість, скло-, і дзеркальні підприємства, годинникове і ювелірне виробництво, медико-фармацевтичні і поліграфічні підприємства і медичні заклади.

Відходи срібла можна розділити на два види – металеві і неметалеві (шлами, зола, шлаки і інші). Одною з самих важливих компонент в роботі з відходами цих металів є пробовідбір сировини. Від його достовірності залежить не тільки облік і контроль за збереженням благородних металів, але і вибір раціонального методу обробки.

Всі неметалеві відходи прожарюють в термошафах для видалення вологи і органічних речовин. З підготовленої сировини беруть основні, проміжні і лабораторні проби: контрольні і арбітражні. Для металевих відходів пробовідбір виконується методом приймальної виплавки з послідуочим взяттям висверд-

леної стружки. Пробу разом з шихтою виплавляють в тиглі, а потім розливають розплав у вигляді зливка. З його поверхні видаляють шлак і висвердлюють головну, проміжну і лабораторні проби- контрольну і арбітражну.

Технологічна схема переробки відходів складається з пробовідбору сировини, виплавки в дугових і індукційних печах, електролітичне рафінування анодів і отримання афінажного порошку чистого срібла. В результаті афінажу отримуємо кристалічне срібло (99,9% Ag), яке обробляють на центрифугі і одержують чисті зливки банківського срібла.

Методи контролю за вмістом срібла розділяються на хімічні – титрувальний і спектрометричний. Системи контролю за вмістом срібла в розчинах відпрацьованих світлочутливих матеріалів побудовані на основі порівняльного аналізу показань іоніміру в дослідному розчині і зразковому.

Найбільш дієвий метод отримання срібла із фотоматеріалів є електроліз фіксажних розчинів від обробленої плівки і з змитого емульсійного шару матеріалу. Він базується на виділенні на катоді іонів срібла і перехід їх в металеву фазу при пропусканні електричного струму через розчин. Високоєфективні установки регенерації срібла роторного типу з перемішуванням розчину і автоматичним регулюванням струму в залежності від концентрації срібла в фіксажах.

Ключові слова: кристалічне срібло, системи контролю.

УДК 615.473.3

ШПРИЦ-РУЧКА, ПРЕДНАЗНАЧЕННАЯ ДЛЯ БОЛЬНЫХ САХАРНЫМ ДИАБЕТОМ

*Фенько И.А., Троц А.А., Национальный технический университет Украины
“Киевский политехнический институт”, г. Киев, Украина*

Назначение: шприц-ручка /ШР/ предназначена для многократного введения инсулина из сменного пенфила. Комплект изделия состоит из шприц-ручки и футляра.

Шприц-ручка является исключительно персональным средством. Изделие изготовлено в соответствии с технико-медицинскими требованиями.

Изделие соответствует нижеследующему комплексу требований: технические характеристики соответствуют международным стандартам; ШР характеризуется надежностью и защищена гарантиями производителя; ШР имеет автоматический взвод дозы и точный механизм подачи штока в пенфил; используемый пенфил должен соответствовать международным стандартам; ШР предназначена для использования стандартной иглы для инъекции, используемой в изделиях такого типа; ШР оснащена точным часовым механизмом; ШР обладает приоритетом национального производителя; ШР хранится в футляре с комплектом запасных игл и заправленного пенфила; ШР предназначена для эксплуатации в температурном режиме от -40 до +40 °С; ШР предназначена для, исключительно, персонального использования.

ТЕХНИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ: в ШР устанавливается доза инъек-

ции от 1 до 40 ед. с дискретностью 1 ед.; в ШР устанавливается пенфил емкостью 3 мл.; ШР имеет кнопку, при нажатии на которую, шток выдвигается на длину, пропорциональную числу единиц, установленных на шкале; шток остается в выдвинутом положении до следующего нажатия кнопки; при нажатии кнопки шкала возвращается в исходное положение, соответствующее установке 0 ед.; при повороте шкалы на 1 ед. в ШР производится щелчок; шкала имеет оцифровку через 1 ед.; возврат штока в исходное положение производится дополнительным при снятой носовой части; установка стандартной иглы производится навинчиванием на пенфил; в ШР предусмотрена возможность установки таймера; диапазон рабочих температур $0 \pm 40^\circ\text{C}$; ШР хранить в футляре.

Разработанное изделие, изготавливается с использованием литейной технологии. Всех деталей – 18, усредненная себестоимость одной детали – 10 грн, общая себестоимость – 180 грн.

Ключевые слова: шприц-ручка, таймер, шкала, механизм подачи штока, пенфил, стандартная игла, кнопка выдвижения штока.

УДК 531.77

ПРИБОР ДЛЯ БЕСКОНТАКТНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ЧАСТОТЫ ВРАЩЕНИЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ИНСТРУМЕНТОВ

¹⁾Кожарин И. Д., ²⁾Старунский А.В., ³⁾Ципцюра К. М., ¹⁾Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина,
²⁾Укрметртестстандарт, г. Киев, Украина, ³⁾ООО „САТВА“, г. Тернополь, Украина

Разработан прибор для бесконтактного измерения частоты вращения инструментов электрических и пневматических бормашин стоматологических установок с помощью электронного частотомера. Датчиком прибора является полупроводниковый преобразователь Холла, в качестве которого используется бескорпусная микросборка ДПК Сг.432.000. Принцип действия прибора основан на эффекте Холла. За счет вращения специального (магнитного) бора, вставленного в наконечник бормашины, создается переменное магнитное поле. Скорость вращения такого бора с помощью датчика преобразуется в частоту электрических импульсов, которая измеряется электронным частотомером.

Прибор (тахометр) имеет следующие технические характеристики:

- диапазон измеряемой частоты вращения инструмента – от 2500 до 450000 об/мин;
- амплитуда выходных импульсов – $(2 \pm 0,5)\text{В}$;
- относительная погрешность измерения частоты вращения инструмента не более 1%;
- потребляемая мощность от сети питания не более 2,5 Вт;
- габаритные размеры – 150x150x70 мм;
- масса не более 0,5 кг.

Экспериментальные исследования подтвердили достоверность измерений

частоты вращения инструментов бормашин, проведенных с помощью разработанного прибора и серийного электронного частотомера.

Простой в изготовлении и эксплуатации прибор может найти применение у производителей стоматологического оборудования и инструментов.

Ключевые слова: частота вращения инструмента, переменное магнитное поле, преобразователь Холла, электронный частотомер.

УДК 621.386.8

ТЕХНОЛОГІЧНА ПІДГОТОВКА ВИРОБНИЦТВА МЕДИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Держук В.А., Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна

Технологічна підготовка медичної апаратури (ТПВМА) проводилась і проводиться стихійно, далеко не на науковій основі.

Стан виробництва медичної апаратури (МА) переживає ті ж явища, що мають місце в приладобудуванні:

- невстановлено зростає номенклатура;
- проходить прискорена зміна моделей;
- скорочується економічний цикл життя машин і приладів;
- скорочується серійність випуску;
- паралельно здійснюється випуск вже освоєної продукції, і зняття застарілої;
- відсутня система нормативів в ефективності організації виробництва цехів і дільниць підприємства.

Задача полягає в тому, щоб створити комплексну цільову програму підготовки виробництва МА. Вона включає як технічну, так і організаційну частину проблеми.

Організація виробництва використовує простір (цех, дільниця) і час, за який період синхронно виготовляється МА. Повинна чітко працювати система “конструкція – виробництво”, а не як окремі частини “конструкція”, “технологія”, “організація”. Такий підхід призводить нас до комплексного прогресу і підготовки виробництва МА. Ще на початку виготовлення повинні розроблятися і представлятися результати виконаної роботи. Тут, окрім технології проведення робіт по ТПВМА, потрібно враховувати організацію і управління виробництвом.

Результативність виконання робіт ТПВМА визначається параметрами, до яких відносяться нормативи, норми, які відповідають мінімуму сукупних затрат.

Нормативи (лат.) – впорядкування, а норма (лат.) – показник впорядкування - це затрати ресурсів на виробництво одиниці продукції. Норми можуть бути: фактичні – це результат роботи підприємства при дійсних значеннях роботи; планові – мінімально достатні для конкретних умов виробництва. Знаходиться оптимальне значення нормативів, яке відповідає мінімуму сукупних затрат.

Виявлені три напрямки розвитку нових виробництв:

- адаптація конструкції виробу;
- адаптація технології виробництва;
- адаптація організації виробничого процесу.

Під адаптацією розуміється спроможність системи здійснювати цілеспрямоване пристосування в складних середовищах, а також сам процес такого пристосування.

Запропоновано наступне:

1. Класифікація продукції МА по признаках: функціональному, конструктивному, приналежності, по використанню, по параметричному та інших.
2. Концентрація однорідної продукції і по напрямках виробництва.
3. Спеціалізація виробничих систем, яке визначається коефіцієнтом закріплення операцій.
4. Комплексна програма підготовки виробництва включає визначення рівня концентрації виготовляємих виробів; вивчення перерозподілу виробів і їх складових, визначення економічного циклу життя; паралельне виконання технологічної і організаційної підготовки виробництва.
5. Реалізація комплексної програми ТПВМА в майбутньому зводиться до аналізу і удосконалення техніки, розробки нових нормативів і норм, удосконалення систем класифікації. Підвищення виробничої технологічності, технології, реорганізації виробничої структури, профілізація.

Ключові слова: класифікація, технологічна підготовка, медична апаратура, виробництво.