

## **СЕКЦІЯ 6**

### **МЕДИЧНЕ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ**

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 сухо-го 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 бистрий 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 використо-вується 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 інфрачервону сушку для плівок.

Проявочні машини фірми Fujі (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 формата 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.

В Одесі 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 Sirix 60.

Ключові слова: автомати для обробки плівок.

УДК 615.471.03:616.24

## **ПРОБЛЕМЫ АППАРАТУРНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ ДЫХАНИЯ**

*Лопата В.А. ООО «Сенсорные системы», г. Киев, Украина*

Современная функциональная диагностика дыхания базируется на спирометрической методике измерений объемов и объемных скоростей потоков воздуха при дыхании. В качестве аппаратного обеспечения этой методики используются спирометры, представляющие собой отдельный класс медицинских диагностических приборов. Современный этап создания спирометрической аппаратуры характеризуется интенсивным применением достижений «высоких технологий», целью которого ставится оптимизация основных характеристик спирометров по критериям физиологичности и метрологической корректности выполняемых исследований. Достижение этой цели требует решения медико-технических проблем, рассмотренных в докладе.

Решение проблемы рационального выбора физического принципа измерений определяет все нормируемые параметры спирометра. В связи с этим необходим детальный анализ достоинств и недостатков различных типов спирометрических преобразователей, среди которых перспективными представляются напорные, турбинные и термоанемометрические преобразователи объемной скорости воздушных потоков.

Проблема метрологического обеспечения спирометрии касается методов и средств корректного определения и контроля динамических погрешностей и динамических характеристик спирометров, которые в большинстве случаев должны разрабатываться специально. При этом наиболее предпочтителен метод формирования тест-сигналов, имитирующих изменения объемной скорости форсированного выдоха. Средством воспроизведения этих изменений должны служить генераторы расхода, прецизионные приводы которых программно управляются цифровым форматом тест-сигналов.

Эффективное использование современных компьютерных средств составляет проблематику применения микропроцессорных технологий. При этом в качестве адекватных решений возможны как формирование автоматизированных рабочих мест для проведения комплекса разнообразных диагностических исследований в научно-исследовательских и диагностических

центрах, так и создание микропроцессорных приборов, ориентированных на оперативное использование в условиях широкой сети медицинских учреждений и «домашней медицины».

Перечисленные проблемы могут быть решены наилучшим образом только в гармоничном сотрудничестве инженеров и медиков, профессионально работающих в областях функциональной диагностики и медицинского приборостроения.

УДК 591.47:599.42

## **МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ДЫХАНИЯ У РУКОКРЫЛЫХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ СТАНДАРТНОГО РЕНТГЕНАППАРАТА**

*И.М.Ковалёва – Институт зоологии им. И.И.Шмальгаузена НАНУ, г. Киев, Украина.*

*Л.А.Тараборкин – Национальный технический университет Украины “Киевский политехнический институт”, г. Киев, Украина.*

Рукокрылые, или летучие мыши (*Chiroptera*), составляют единственный отряд млекопитающих, освоивших активный полет как основной способ передвижения. Поэтому исследование аппарата дыхания рукокрылых как в статике, так и (в особенности) в динамике представляет исключительный научный интерес.

Для рассмотрения проблемы энергетической и механической реализуемости полета у животных необходимо, в частности, изучить изменение формы и расположения скелетных элементов грудной клетки в процессе дыхания. При съемке обычным рентгеноаппаратом необходимо фиксировать грудную клетку животного на определенное время в положении вдоха или выдоха, что на живом объекте в естественных условиях неосуществимо. В идеале проведение подобного исследования в реальном режиме времени требует привлечения дорогостоящей аппаратуры для высокоскоростной кино- или видеосъемки в рентгеновских лучах, причем желательно с цифровой записью изображения для последующей компьютерной обработки.

Метод моделирования позволяет обойтись стандартным рентгеновским оборудованием и получить необходимые сведения о динамике взаимных перемещений элементов грудной клетки.

В данной работе применяли рентгеновский разборный диагностический аппарат РУД-100-40 (РУМ-4м) с рентгеновской малогабаритной трубкой ЗБДМ-2-100. Время выдержки для получения снимков составило от 1 до 1,5 секунд.

Объектом исследования были представители семи видов двух семейств (*Rhinolophidae* и *Vespertilionidae*) рукокрылых, обитающих в Украине.

Для моделирования дыхания использовали добытый в полевых условиях свежий материал, производя на нем искусственное дыхание путем введения (модель фазы “вдох”) в трахею и выведения (модель фазы “выдох”) из неё

контролируемого объема воздуха. На каждой из моделируемых фаз дыхания делали рентгеновский снимок грудной клетки в двух проекциях – фронтальной и сагиттальной.

Полученные результаты проведенного исследования дополнили ранее сделанные заключения о существенном различии между представителями изученных семейств рукокрылых по типу подвижности грудной клетки и по использованию разных типов локомоции этими животными.

Ключевые слова: рентгенаппарат, дыхание, рукокрылые.

УДК 543.681.2

## **ФОТОІНДУКОВАНІ ПРОЦЕСИ В СТОМАТОЛОГІЇ. СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ФОТОПОЛІМЕРИЗАТОР НА НАДЯСКРАВИХ ДІОДАХ З ЛАЗЕРНИМ ЗБУДЖЕННЯМ**

*Осадчий А.І., Головач Й.Й., Горзов І.П. СКБ ЗАТ, НВО “Каодент”,  
м. Ужгород, Україна*

Згідно з програмою профілактики та лікування стоматологічних захворювань на 2002-2007 роки, затвердженою Указом Президента України від 21 травня 2002 року №475/2002, метою якої є приведення матеріально-технічного оснащення стоматологічних закладів у відповідність із нормативними вимогами, в Закарпатті створено напрямок стоматологічного приладобудування СКБ “ЗАТ”, НВП “Каодент” СКТБ “Квант” УжНУ.

Актуальним є впровадження у виробництво фотополімеризатора, в якому для отримання потужного світлового потоку вперше використовуються надяскраві напівпровідникові діоди, спектр випромінювання яких лежить в діапазоні фотополімеризації (420-500 нм). З метою скорочення часу затверднення фотополімерного матеріалу в світловий потік від напівпровідникових діодів введено випромінювання від напівпровідникового лазера (490 нм).

Таким чином, ефективність розробленої технології фотополімеризації в 5-8 разів перевищує ефективність існуючих аналогів провідних фірм.

Оригінальна вакуумна технологія виготовлення інтерференційних оптичних фільтрів для діапазону фотополімеризації дозволяє сумістити світлові потоки від декількох джерел випромінювання надяскравих діодів в діапазоні 420-490 нм з випромінюванням напівпровідникового лазера.

Розроблена оригінальна вакуумна технологія виготовлення інтерференційних оптичних фільтрів для діапазонів фотополімеризації та діагностики, результатом якої є створення стоматологічного фотополімеризатора на базі випромінювання надяскравих діодів та лазера дасть змогу найближчим часом суттєво розширити номенклатуру фотополімеризаторів вітчизняного виробництва.

Ключові слова: стоматологія, фотополімеризатор, надяскравий діод, лазерне випромінювання, інтерференційний фільтр.

УДК 616.28

## **РЕАЛІЗАЦІЯ ОСНОВНИХ НАДПОРОГОВИХ ПРОЦЕДУР В СУЧАСНИХ АУДІОМЕТРИЧНИХ ЗАСОБАХ**

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

Робота присвячена детальному розгляду методів та засобів реалізації основних надпорогових тестів в аудіометрах клінічного та діагностичного типу, що застосовуються на сьогодні в медичній практиці при дослідженнях слухової функції людини на основі суб'єктивних методів.

Актуальність роботи обумовлена відсутністю висвітлення питань щодо побудови та принципу дії трактів відтворення сучасних аудіометричних засобів, що передбачають проведення окрім традиційних тональних порогових і мовних додаткових надпорогових процедур (ІМПІ, Лангенбека, Фоулера тощо) та необхідністю їх реалізації у вітчизняній моделі аудіометра АВА1.

На прикладі його модифікованого аудіометричного тракту показано, що необхідними передумовами для цього є:

- двохканальність структури аудіометричного тракту, що забезпечує як роздільне, так і одночасне надходження на обидва вуха обстежуваного тонального та/або шумового сигналів різної інтенсивності;
- наявність в структурі різних, в тому числі кодованих джерел стимулюючого сигналу, зокрема, тонального, шумового вузькосмугового та широкосмугового;
- можливість змішування вихідних сигналів кожного із каналів аудіометричного тракту з послідовним надходженням композиційної суміші (наприклад, тон + шум) на одне вухо обстежуваного (тест Лангенбека);
- наявність роздільного для кожного із каналів кодового керування інтенсивністю стимулу із ступенем від 0,2 дБ та вище за допомогою кодованого з боку вмонтованого мікрокомп'ютера масштабного перетворювача (КМП).

Розглянуто структуру КМП на основі одноканальної регульованої міри напруги постійного струму та масштабного перетворювача, коефіцієнт масштабування якого є функцією вихідної напруги міри.

Проведено розрахунок, розроблено схемотехнічне рішення та виконано (у складі аудіометричного тракту) експериментальні дослідження КМП із застосуванням 12-розрядного послідовного ЦАП типу LTC4052 та керованого напругою операційного підсилювача типу SSM2018 з чутливістю функції перетворення - 28 мВ/дБ, що підтвердили проведені розрахунки та сформульовані вище вимоги до параметрів окремих елементів структури

аудиометричного тракту, задіяних при реалізації основних надпорогових процедур.

Ключові слова: аудіометр, слух, засоби, реалізація, надпорогові, тракт.

УДК:615.47:616-072.7

## **КОЛЬОРИЗАЦІЯ ЗОБРАЖЕННЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СКАНЕРА**

*Лущик У.Б., Ткаченко Є.М. Науково – методичний центр ультразвукової діагностики  
“Істина”, м. Київ, Україна*

Як показує практика, сірошкальне ультразвукове (УЗ) зображення не дає вичерпну інформацію при діагностиці того чи іншого органу. Власне більшість хибних діагнозів при діагностиці ставляться саме з цієї причини. Основним джерелом втрати інформації є психофізичне сприйняття зором людини сірошкального зображення. Відомо, що реакція людського ока на зміну освітлення є нелінійною. Встановлено, що в широкому діапазоні інтенсивностей  $I$  відношення мінімального приросту  $\Delta I$  інтенсивності світіння об'єкту до інтенсивності фону, яке стане помітним для спостерігача, називається відношенням Вебера (контрастною чуттєвістю), має пошти однакову величину – біля 0,02. Як виявилось, при розгляді декількох об'єктів з різними, але приблизно однаковими інтенсивності світіння діапазон інтенсивностей  $I$ , при якому відношення  $\Delta I/I$  залишається постійним значно вужче чим в першому випадку. Саме даний ефект призводить до втрати корисної інформації. Для подолання даного ефекту пропонується застосувати метод покращення зображення – метод кольорового кодування. Сам процес перетворення чорно-білого зображення в кольорове називають кольоровим кодуванням. Використовування кольору в якості додаткової інформативної ознаки, що відтворює властивості ехогенності первинного образу, поліпшує узгодження параметрів зображення з фізіологічними особливостями зору, внаслідок чого покращується сприйняття розфарбованих зображень їх розпізнавання та дешифрування. В якості додаткових ознак використовують кольоровий тон, насиченість кольоровий контраст.

Звичайно кольори, які використовують, називають псевдокольорами оскільки вони не є природними, їх вибір визначається, в першу чергу, характером завдань, що вирішуються.

Дана методика є перспективною для застосування в клінічній практиці з метою диференціації тканин різної щільності, що значно підвищує контрастну чуттєвість сірошкального ультразвукового зображення.

## **ОПТИМІЗАЦІЙНИЙ МЕТОД ВИМІРЮВАННЯ КООРДИНАТ СВІТЛОВОЇ ПЛЯМИ НА СІТКІВЦІ ОКА**

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

В останні роки в офтальмологічній aberометрії конкурують два методи: метод, що базується на використанні датчика Гартмана-Шека – одночасного вимірювання поперечних аберацій ока в багатьох мікроділянках зіниці та метод рейтресінгу – послідовного сканування оптичної системи ока вузьким пучком світла.

Порівняльний аналіз методів, проведений багатьма дослідниками, свідчить про суттєві переваги методу рейтресінгу щодо точності визначення простих і складних аберацій ока та діапазону абераційної рефракції. Проте реалізація потенційних можливостей методу рейтресінгу потребує відповідних точних вимірювань координат світлової плями на сітківці. Похибки вимірювань координат, як показує попередній аналіз, істотно залежать від методу визначення характерної точки світлової плями, співвідношення між розмірами плями та розмірами фоточутливих елементів, а також від величини сигнал/шум. Дослідження цих залежностей було головною задачею даної роботи. Мета – розробка практичних рекомендацій, потрібних для проектування прецизійного фотоелектричного вимірювача координат світлової плями на сітківці.

В роботі за допомогою комп’ютерного та фізичного моделювання здійснено порівняння точності вимірювання координат світлової плями поширеного методу сходінкової симетричної інтерполяції та запропонованого нами оптимізаційного методу апроксимації функції освітленості плями, що базується на використанні демпфованого методу найменших квадратів.

Порівняльний аналіз систематичних і випадкових складових похибок визначення координат світлової плями проводився для співвідношень розмірів фоточутливих елементів і світлової плями 0,25, 0,5, 1 і 1,5 при відношеннях сигнал/шум 10, 20, 50, 100, 200 і 500 та для дискретних положень світлової плями на приймачі зображення.

Встановлено, що при відношеннях розмірів світлової плями і ширини чутливої площадки лінійного приймача зображення, менших за одиницю, систематичні та випадкові складові похибок обох методів є практично однаковими, але сходінкова симетрична інтерполяція забезпечує вимірювачу більшу швидкодію. Проте при інших співвідношеннях вказаних розмірів, оптимізаційний метод стає суттєво (в 5...10 разів) більш точним, особливо при знаходженні плями на периферії фотоприймача.

Ключові слова: око, аберація, рефрактометрія з просторовим розділенням, похибки.

## РАДІОМЕТРИЧНА СИСТЕМА РЕЄСТРАЦІЇ МІКРОХВИЛЬОВИХ ПОЛІВ І ВИПРОМІНЮВАНЬ БІООБ'ЄКТІВ

*Горбань Є. М. Інститут геронтології АМН України, м. Київ; Скрипник Ю. О. Київський національний університет технологій і дизайну, м. Київ; Яненко О. П. Науково-дослідний центр квантової медицини "Відгук", м. Київ; Куценко В. П. "Асоціація "ТЕМП", "Госпіталь Сітько-МРТ", м. Донецьк*

Наявність зарядів на мембранах клітин біооб'єктів та людини при заданій температурі тіла перетворює їх в джерела електромагнітних хвиль міліметрового діапазону, частота яких знаходиться в межах  $10^{10} \dots 10^{11}$  Гц. Спектральна щільність потужності випромінювання тіла людини в мм-діапазоні надзвичайно мала ( $10^{-21} \dots 10^{-22}$  Вт/Гц·см<sup>2</sup>), що значно менше потужності власних шумів електронної вимірювальної апаратури.

Авторами запропоновано спосіб та радіометрична система (РС) для вимірювання потужності електромагнітного випромінювання (ЕМВ) надзвичайно високих частот, які забезпечують підвищення точності вимірювання потужності слабких ЕМВ, порівнюваних або менших за потужність шумів вимірювальної апаратури.

Спочатку ЕМВ приймають антеною, сигнал від якої подають на модуляційну РС. Вхідний атенюатор регулюють до значення  $\alpha_1$ , при якому встановлюється нульовий показник індикатора радіометра. Потім спрямовують антену на випромінювання абсолютно чорного тіла (АЧТ) в діапазоні надзвичайно високих частот (НЗВЧ) з відомою температурою і змінюють коефіцієнт передачі атенюатора до значення  $\alpha_2$ , при якому відновлюється нульовий показник індикатора радіометра. Далі екранують вхід антени від зовнішніх випромінювань та знову змінюють коефіцієнт передачі атенюатора до значення  $\alpha_3$ , при якому встановлюється нульове значення показника індикатора, а потужність  $P_X$ , що вимірюється, визначається за формулою

$$P_X = \frac{\alpha_2(\alpha_3 - \alpha_1)}{\alpha_1(\alpha_3 - \alpha_2)} P_0$$
, де  $P_0$  – потужність випромінювання АЧТ з відомою температурою.

Із отриманого виразу видно, що на результат вимірювання потужності випромінювання не впливають шуми антени, шуми радіометра, нестабільність параметрів радіометра, непостійність чутливості антени, а також варіації потужності гетеродина при його перестройці. Похибка вимірювання залежить тільки від похибки градування атенюатора, яка для вимірювальних атенюаторів НЗВЧ-діапазону (ДЗ-37, ДЗ-38) не перевищує  $\pm 0,1$  дБ в діапазоні до 10 дБ та  $\pm 0,018$  А до 50 дБ.

Перестроюючи частоту гетеродина можна визначити спектральну щільність потужності досліджуваного об'єкта в широкому діапазоні надзвичайно високих частот, а також проводити діагностику стану біооб'єкта.

Ключові слова: радіометр, мікрохвильові поля, абсолютно чорне тіло, біооб'єкт.

УДК 621.129

## **ЭЛЕКТРОМАГНИТНАЯ ДИАГНОСТИКА НАКОПЛЕНИЯ ПРОВОДЯЩИХ ЧАСТИЦ В ОРГАНИЗМЕ ЧЕЛОВЕКА**

*Швец С.Н., Абу Шакра Марван. Восточноукраинский национальный университет имени Владимира Даля, г. Луганск, Украина*

Рентгенография грудной клетки сопряжена с наименьшей радиационной дозой нагрузки на организм обследуемого человека. Однако из-за регулярности её применения при обследовании групп лиц повышенного риска (шахтеров, металлургов) доза, получаемая обследуемым, становится опасной для его здоровья. Причем, эти обследования связаны с большими затратами, так как этот метод очень широко распространен и составляет почти половину всех рентгеновских снимков. Так в США ежегодно обследуется 75 млн. чел. и затрачивается на это 2 млрд. долларов. Луганская область по числу рабочих повышенной группы риска занимает одно из первых мест на Украине. Поэтому актуальным является разработка мобильного, безвредного для организма метода контроля присутствия в легких человека таких включений как угольная и металлическая пыль.

Наиболее перспективным и безопасным для её выявления является электромагнитный метод, основанный на измерении изменения электропроводности участка организма обследуемого человека. Попадая в организм человека, угольная и металлическая пыль резко изменяет удельную проводимость того органа, в котором она концентрируется. Этому также способствует то, что пыль под воздействием влаги слипается. Проведенные экспериментальные исследования удельной проводимости сухой и смоченной физраствором угольной и металлической пыли показали изменение проводимости на 15–18%, а при последующем слипании пыли проводимость меняется на 20–25%. Для регистрации изменения электропроводности в организме по размерам грудной клетки изготавливается многосекционная обмотка возбуждения, позволяющая синтезировать локальное и объемное поле, которая запитывается от перестраиваемого генератора гармонических колебаний. Внутри обмотки возбуждения расположены 64 измерительные обмотки, регистрирующие электромагнитное поле от наведенных в организме человека вихревых токов. Коммутируя соответствующим образом измерительные обмотки, можно оперативно диагностировать всю область контроля и локализовать любой участок, поочередно опрашивая измерительные обмотки. Изменяя частоту поля возбуждения и проводя спектральный анализ информационного сигнала, удастся отстроиться от влияния зазора и определить концентрацию электропроводящих частиц и место их залегания. Все это возможно только при наличии компьютерной системы обработки информации и создание архива на каждого обследуемого. Для связи преобразователя с компьютером разработан интерфейс на PIC-контроллере, который управляет работой генератора, коммутацией измерительных обмоток и, оцифровывая

аналоговий сигнал, передає його на послідовальний порт комп'ютера. Время проведення контролю не перевищує 20-25 секунд, тому наводимі вихреві токи не приводять до нагріву організму людини.

Ключові слова: синтез поля, електромагнітний метод, вихретоковий преобразователь..

УДК 537.312.62

## БАГАТОКАНАЛЬНИЙ МАГНІТОКАРДІОГРАФ

<sup>1</sup>Назаренко Б., <sup>2</sup>Будник М., <sup>2</sup>Риженко Т., <sup>1</sup>Майстренко В. <sup>1</sup>Приладобудівний факультет Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна, <sup>2</sup>Інститут кібернетики ім. В.М. Глушкова НАН України, м. Київ, Україна

Перспективність магнітокардіографії (МКГ) для діагностики полягає у неінвазивності (без втручання всередину організму) та безпечності, а також у тому, що інші методи мають недоліки, наприклад, ЕКГ - недостатню специфічність, ангіографія (рентгенографія судин серця) – досить дорога, а різні стрес-тести пов'язані з ризиком для пацієнта. Магнітні поля серця (пікоТесла) дуже слабкі, тому можуть бути зареєстровані тільки надчутливими магнітометрами на основі СКВІДів (Надпровідниковий Квантовий Інтерференційний Детектор) [1].

У 90-х роках в Інституті кібернетики НАНУ був розроблений 1-канальний магнітокардіограф на основі імпульсно-релаксаційного СКВІДу [2]. Дослідження в Інституті кардіології ім. М.Д. Стражеска АМНУ, показали, що в неекранираних умовах якість сигналу недостатня для раннього виявлення та точної діагностики деяких патологій [3]. Тому було розроблено прилад з 4 сигнальними та 3 референсними каналами, що реєструють тільки магнітні шуми, які використовуються для адаптивної компенсації перешкод (АКП). АКП полягає в управлінні амплітудою сигналів перешкод за допомогою сигналу, що є різницею сигналів "сигнал+перешкода" та "перешкода".

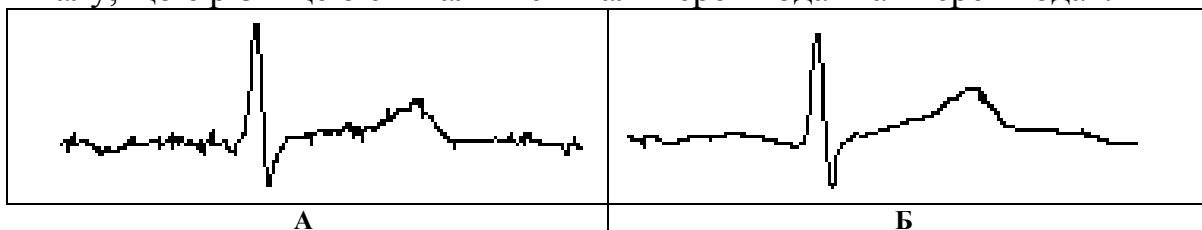


Рисунок 1. МКГ сигнали, записані на: одно- (А), 7-канальному (Б) приладі (після АКП).

З Рис. 1, де приведено сигнали здорового обстеженого, видно покращення відношення сигнал/шум. Результати тестування показали, що процедура АКП дозволяє зменшити рівень магнітних перешкод на частоті 50 Гц приблизно на порядок величини. Це підвищує якість сигналу, що потрібно для раннього виявлення та точної діагностики захворювань серця.

Робота виконана завдяки фінансовій підтримці Українського Науково-Техно-логічного Центру (УНТЦ) в рамках гранту №2187.

Ключові слова: магнітокардіограф, СКВІД, магнітні карти, діагностика, серце.

Література.

1. J. Malmivuo, R. Plonsey, Biomagnetism: Principles & Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. - Oxford-NY: Oxford University Press. – 1994.
2. Pulse-relaxation oscillation SQUID-magnetometer / N. Budnik, I. Voytovych, V. Sosnitsky et al. / Proc. 13 IMEKO World Congress, Torino (Italy), 1994, V.3, P.2383-2387.
3. Діагностичні критерії хронічної ІХС серця на основі реєстрації і аналізу магнітокардіограм / М. Будник, І. Войтович, В. Козловський та ін. // Препринт 2002-5, НАН України, Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова, Київ. - 2002.

УДК 537.312.62

## **ПОРІВНЯННЯ МАГНІТНИХ КАРТ СЕРЦЯ, ЗАРЕЄСТРОВАНИХ У НЕЕКРАНОВАНИХ ТА ЕКРАНОВАНИХ УМОВАХ**

<sup>1</sup>Будник М., <sup>2</sup>Назаренко Б., <sup>3</sup>van Leeuwen P., <sup>2</sup>Майстренко В. <sup>1</sup>Інститут кібернетики ім. В. М. Глушкова НАН України, м. Київ, Україна, <sup>2</sup>Приладобудівний факультет Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна, <sup>3</sup>Gronemeyer Institute for Microtherapy, University Witten/Herdecke, Bochum, Germany

Магнітокардіографія (МКГ) – це неінвазивний метод реєстрації магнітного поля серця людини, перспективний для діагностики захворювань. Спочатку вимірювальні прилади, були одноканальними, але технічні засоби розвивалися і на сьогодні, переважно у розвинутих країнах, функціонують десятки багатоканальних МКГ систем. Проте, впровадження МКГ-техніки у клінічну практику йде не досить успішно по декільком причинам, серед яких – ціна власне магнітокардіографа, вартість його інсталяції та обслуговування, а також необхідність магнітоекранованої кімнати (МЕК) для послаблення зовнішніх магнітних перешкод. Остання причина є вирішальною з огляду на ціну МЕК (> \$100 тис.), що наближається до ціни самого приладу [1].

Тому актуальною є розробка приладів, що не потребують МЕК і здатні стабільно працювати в неекранованих умовах, особливо для України як країни з перехідною економікою та обмеженими коштами. Звичайно, якість сигналу при цьому буде нижчою, що приведе до погіршення точності та достовірності діагностики у порівнянні з вимірами всередині МЕК. У цьому зв'язку необхідне безпосереднє порівняння якості сигналу при вимірюваннях в МЕК та без неї. З цією метою були проведені вимірювання здорової особи без МЕК (клініка Інституту кардіології АМНУ, 1-канальний магнітокардіо-граф Інституту кібернетики НАНУ [2]) та всередині МЕК (Інститут мікроте-рапії, Бохум, 63-канальна система фірми Філіпс, деталі – див., напр. в [3]).

Результати обробки магнітних карт, одержаних в неекранованих умовах, показали відсутність відмінностей на інтервалах зі значним рівнем сигналу від

серця (QRS-комплекс, хвиля Т). Проте, коли електрична активність серця відносно слабка (зубець Р, сегменти PQ і ST), наявний додатковий магнітний шум, що може привести до спотворення діагностичної інформації. Це вказує на необхідність розробки багатоканальних МКГ-систем, в яких магнітні перешкоди можна послабити за рахунок адаптивної компенсації [4].

Робота виконана завдяки фінансовій підтримці Українського Науково-Техно-логічного Центру (УНТЦ) в рамках гранту №2187.

Ключові слова: магнітокардіограф, магнітні карти, магнітоекранована кімната, серце.

Література.

1. Magnetism in Medicine, W.Andra, H.Nowak, Eds., Wiley-VCH, - 1998.
2. Computer-Aided Biomagnetic Investigation Systems/I.Voytovych, M.Budnyk, Yu.Minov et al// Управляющие системы и машины (УСИМ), 1995, - № 3, с. 31-46.
3. Changes in current dipole parameters in patients with CAD with and without MI/P. Van Leeuwen, B.Hailer, M.Wehr et al// Biomedizinische Technik. 42(1997), No.1, pp. 132-135.
4. Багатоканальний магнітокардіограф / Б. Назаренко, М.Будник, Т.Риженко та ін.// - дивись у цьому випуску.

УДК 621.317.44

## **МЕТОДИ ГЕНЕРАЦІЇ ЗМІННИХ МАГНІТНИХ ПОЛІВ РІЗНИХ ФОРМ**

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

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  $B(t) = K_B I(t)$  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

## **ФЛУОРЕСЦЕНТНА ДІАГНОСТИКА В ГІНЕКОЛОГІЇ**

*Корольова Т.В., Вдовіна Т.В. Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м.Київ, Україна; Іоффе С.Є. КМАПО ім.Шутика, м.Київ, Україна*

Система флуоресцентної діагностики організаційно включала два канали (канал збудження флуоресценції біотканини і канал реєстрації випромінювання флуоресценції біотканини), а також пристрій контролю та керування на базі ПК (персонального комп'ютера).

Джерелом збудження випромінювання флуоресценції слугував напівпровідниковий лазер на структурі GaInN (Інститут напівпровідників АН України, Київ) з довжиною хвилі випромінювання 473 нм і вихідною потужністю 12 мВт. Реєстрація спектрів флуоресценції в реальному масштабі часу здійснювалася волоконно-оптичним спектрометром S2000 (Ocean Optics, Inc., Dunedin, FL, США) в спектральному діапазоні 500-800 нм із спектральною роздільною здатністю 5 нм. В дослідженнях використовувався гінекологічний дистальний інструмент ГІД-2 (НТУУ “КПІ”, м. Київ, Україна).

Випромінювання лазера кінцевим оптичним накінцевиком КН-1 (Інститут напівпровідників АН України, Київ) довжиною 180 мм, кутом конусності  $5^\circ$  і діаметром дистального кінця 3 мм спрямовувалося на досліджувану ділянку шийки матки. Кварцевим оптичним волоконним світловодом діаметром 600 мкм і довжиною 3 м з відсікаючим короткохвильовим фільтром випромінювання флуоресценції біотканини транспортувалося на вхід волоконно-оптичного спектрометра.

Дослідження проводилися на протязі 2001-2003 років на кафедрі гінекології №3 Київської медичної академії післядипломної освіти ім.Шупика. Загалом за цей період було досліджено близько 100 пацієнтів.

Дифференціювання стану досліджуваних ділянок шийки матки здійснювалося з урахуванням змінення інтенсивності флуоресценції біотканини на довжині хвилі  $545 \pm 3$  нм, що відповідає максимуму спектра автофлуоресценції нормальної (здорової) біотканини. Згідно з запропонованою методикою, перше вимірювання проводилось на здоровій ділянці шийки матки (інтенсивність  $I_0$ ), а наступні – на ділянках, попередньо відібраних лікарем-гінекологом за допомогою кальпоскопії (інтенсивність  $I_i$ ). Співвідношення вищевказаних інтенсивностей ( $k = I_0/I_i$ ) було прийнято за кількісний показник диспластичних змін біотканин шийки матки. При цьому, при  $k < 2$  зміни характеризувалися як несуттєві, при  $2 < k < 5$  – як суттєві, що потребують повторного діагностування через 2-3 місяця, а при  $k > 5$  – як значні, що потребують невідкладного взяття біопсії для подальших гістологічних досліджень.

Ключові слова: флуоресцентна діагностика, інтенсивність флуоресценції, напівпровідниковий лазер.

УДК:615.47:616-072.7

## **ВІДЕОЗАХОПЛЕННЯ ЗОБРАЖЕННЯ ПРИ КАПІЛЯРОСКОПІЧНОМУ ДОСЛІДЖЕННІ**

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

Капіляроскопія є одним із 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. ослідження 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 на відеоочко та чітко фіксується на 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 відеоввода та програмного забезпечення до неї.

Завдяки комп'ютерній обробці сигналу ми легко фіксували окремі кадри для детального аналізу, могли досить чітко бачити капілярні картини. Можливо спостерігати капілярну картину за допомогою такої системи: капіляроскоп, відеоадаптер, відеакамера, відеомагнітофон, телевізор, фіксуюча стійка.

Головна перевага відеозображення капіляроскопічної картини – це чітка візуалізація капілярів на екрані монітора. Для лікарів – це допомога при встановленні чіткого діагнозу та спостереження в динаміці, прогнозування погіршення стану.

УДК 535.361.2

## **ДОЗИМЕТР ОПТИЧНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ**

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

Вирішення задачі вимірювання коефіцієнту дифузного відбиття поверхонь різного походження та, відповідно, дозування відбитого оптичного випромінювання є основою для створення апаратури моніторингу.

Проаналізовані найбільш типові схеми побудови пристроїв для визначення коефіцієнту дифузного відбиття поверхні, вказані основні недоліки існуючих дозиметрів. Запропоновано шляхи універсалізації існуючих приладів.

На основі цього запропоновано схему пристрою для дозування оптичного випромінювання шляхом використання фотометричної головки (ФГ), що оптично і непорушно з'єднана з джерелом оптичного випромінювання, а її електрична система з'єднана з контрольно-вимірювальною системою, та приймача оптичного випромінювання з реєструючою апаратурою.

Підвищення ефективності даного дозиметру оптичного випромінювання в порівнянні з аналогічними пристроями досягається тим, що порожнина фотометричної головки є дзеркалом з поверхнею еліпсоїду обертання, в фокальних площинах якого розміщені відповідно досліджуваний об'єкт та приймач випромінювання, що дозволяє концентрувати відбите випромінювання з довжиною хвилі до 2 мкм та вище на приймачі випромінювання з більшою ефективністю.

Змінюючи розміри ФГ та дані, які зберігаються у блоці реєстрації та обробки оптичних сигналів, можна застосовувати дозиметр оптичного випромінювання для вимірювання коефіцієнту відбиття багатошарових діелектричних дзеркал, металічних поверхонь, покриттів на теплозахисних матеріалах, а також для діагностики різних травм та поверхневих захворювань біологічних об'єктів.

Застосування подібних дозиметрів для аналізу відбитого світлового потоку дозволить оснащувати портативні лазерні прилади для проведення фізіотерапевтичних процедур, що дозволить запобігти порушенням встановлених маніпуляційних режимів.

Ключеві слова: дозиметр, оптичне випромінювання, коефіцієнт дифузного відбиття, моніторинг.

УДК 617.55-089-78

## АЛГОРИТМІЧНО-АПАРАТНА РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ФДТ

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

Фотодинамічна терапія (ФДТ) є сучасним та одним з найбільш ефективних методів деструкції злоякісних новоутворень, який знаходить все більше застосування в клінічній практиці багатьох країн світу. ФДТ є селективним та найменш інвазивним з сучасних методів лікування онкологічних захворювань, припускає повторення лікувальної процедури через достатньо короткий термін, є єдино можливим засобом покращення умов життя неоперабельних традиційним хірургічним шляхом хворих. Метод ФДТ є придатним для лікування онкологічних захворювань на різних стадіях хвороби, але найбільший ефект він забезпечує на початкових та ранніх стадіях розвитку захворювання, що визначається відносно невеликою (до 2-3 см) глибиною проникнення оптичного випромінювання в біологічні тканини.

Нижче пропонується варіант алгоритмічно-апаратної реалізації процесу ФДТ.



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

УДК 57.084:681.2:537.7

## **ЗАСОБИ МОНІТОРИНГУ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ**

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

Розвиток аналітичних методів та засобів сучасної біології, медицини, фармакології, залишає актуальними проблеми профілактики, ранньої діагностики та оптимального лікування захворювань. Медицина практично завжди має справу з вже чітко виявленим патологічним процесом на тій чи іншій стадії. Існуючі методи й апаратура, як правило, не дають реалізувати ефективну профілактичну стратегію та тактику ранньої діагностики і, тим самим, перейти на якісно інший рівень в медичному обслуговуванні.

Сучасний стан медичної техніки потребує системного аналізу та на його основі створення таких діагностичних комплексів для дослідження стану біологічних систем, які дозволяють виявляти ті чи інші хворобливі процеси в поверхневих структурах біологічних об'єктів з високим ступенем вірогідності. Це дало б змогу точно визначати ступінь розвитку хвороби та з більшою ймовірністю призначати вірний режим лікування.

Достовірність проведених досліджень – одна з найважливіших задач, яку повинна вирішувати будь-яка сучасна система моніторингу біологічного об'єкту. Для створення оптимальної моделі побудови систем, які забезпечують максимальну достовірність, необхідна чітка та повна класифікація засобів моніторингу біологічних об'єктів. Тому був розроблений класифікатор засобів моніторингу біологічних об'єктів. Також запропоновані критерії вибору оптимальних засобів для автоматичного контролю зон електромагнітного випромінювання біологічних об'єктах.

В роботі проаналізовані методи та засоби реєстрації власних електромагнітних полів та збуджених зовнішніми чинниками. Проведений комплексний аналіз методів виявлення та реєстрації електромагнітних полів при біомедичних дослідженнях довів, що . Розглянуті основні ключеві образи біоструктури, а саме: біоклітина, нервові волокна, акупунктурні точки та меридіани.

Застосування результатів роботи при створенні сучасних засобів моніторингу біологічних об'єктів дає можливість підвищити вірогідність функцій діагностики патологічних процесів та спостереження їх плинного розвитку.

Ключеві слова: моніторинг, біологічний об'єкт, електромагнітні поля, класифікація.

## **МІКРОКОМП'ЮТЕРНА СИСТЕМА РЕЄСТРАЦІЇ ОТОАКУСТИЧНОЇ ЕМІСІЇ ВНУТРІШНЬОГО ВУХА ЛЮДИНИ**

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

В основу проекту, що реалізується на сьогодні в лабораторії НДЛ-3 кафедри ПСОН НТУУ "КПІ", 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 в діапазоні 1 - 3 кГц або у відповідь на зовнішню акустичну стимуляцію з частотою від 400 до 5000 Гц та інтенсивністю стимулу від 30 до 80 дБ. При цьому для підвищення відношення ехо-сигнал – шум кількість посилок встановлюється від 500 до 2000 (аналогічно методу накопичення). Спектральний склад та інтенсивність цього сигналу мають діагностичну цінність і несуть інформацію про стан внутрішнього вуха обстежуваного. Даний метод є дуже чутливим та ефективним, а його проведення займає лише 3 – 5 хвилин.

Робота присвячена аналізу методів вимірювання ехо-сигналів ОАЕ, дослідженню шляхів побудови та принципу дії автоматизованого мікрокомп'ютерного засобу для їх реєстрації, а також створенню експериментального зразка системи.

Розглянуто структуру та функціонування системи реєстрації ОАЕ, що складається із акустичного зонду, кодокерованого генератора стимулів, попереднього підсилювача, фільтра ФНЧ, АЦП, мікрокомп'ютеру та засобів відображення і реєстрації. В залежності від різновиду ОАЕ мікрокомп'ютер реалізує процедуру спектрального аналізу та синхронного накопичення для виділення ехо-сигналу із фонового шуму. Отримані результати відображаються на екрані дисплею або реєструються на принтері чи магнітному носії. За допомогою клавіатури мікрокомп'ютера встановлюються режим обстеження, вид та параметри стимулу, а також число усереднень.

Реалізація проекту дозволить виявляти порушення слуху у дитячого контингенту на ранній стадії і тим самим досягти покращення якості життя дітей з виявленими вадами слухової функції шляхом запобігання побічних порушень мовлення, затримки їх мовного розвитку, низької академічної успішності та психолого-емоціональних порушень.

Ключові слова: отоакустична емісія, діагностика, слух, внутрішнє вухо, ехо кемпа, діти, мікрокомп'ютер, оае.

## **ПРИМЕНЕНИЕ МИКРОМОЩНЫХ МИКРОКОНТРОЛЛЕРОВ СЕРИИ MSP430 ФИРМЫ TEXAS INSTRUMENTS В ПОРТАТИВНЫХ АУДИОМЕТРАХ**

*Гончарук Ю.П., Лысенко А.Н. Национальный технический университет Украины  
“Киевский политехнический институт”, г. Киев, Украина*

Одной из разработок, которые выполняются в настоящее время в лаборатории НИЛ-3 кафедры ПСОН НТУУ «КПИ», является портативный аудиометр для быстрого выявления нарушений слуха у широкого контингента обследуемых и работающий от батарейного источника питания. Главным потребителем энергии в подобных системах является микрокомпьютерный блок, основной функцией которого является формирование кодовых сигналов управления аудиометрическим трактом.

С целью минимизации потребляемой мощности в разрабатываемом приборе в качестве оптимального был выбран однокристалльный RISC микроконтроллер (МК) типа MSP430F149 с FLASH памятью фирмы Texas Instruments, одним из достоинств которого является сверхнизкое энергопотребление. Энергии литиевой батареи напряжением 3,6 вольт и емкостью 0,7 А/час достаточно для питания такого МК на протяжении 5 лет. МК имеет необходимый для применения в портативных моделях аудиометров набор периферийных модулей: 2 встроенных 16-разрядных таймера, быстродействующий 12-разрядный АЦП, два универсальных последовательных синхронно/асинхронных интерфейса связи, аппаратный умножитель, сторожевой таймер, аналоговый компаратор и 48 линий ввода-вывода. Ядро МК составляет мощный 16-разрядный RISC-процессор, достигающий производительности до 8 MIPS и снабженный 60 Кб программной памяти и 2 Кб памяти данных.

С целью ускорения и упрощения процедуры проектирования портативного аудиометра на основе МК серии MSP430 в настоящее время разработчиками используется ряд инструментальных средств, в том числе оценочный модуль Starter Kit MSP-FET430P140. В его состав входит отладочная плата с программатором, подключаемая к компьютеру посредством LPT-порта, два МК MSP430F149 и программное обеспечение в виде интегрированной среды проектирования KickStart, включающее С-компилятор, ассемблер, линкер и симулятор. Программный пакет позволяет симулировать работу МК и производить отладку программного кода без подключения отладочной платы к компьютеру. Описанные выше средства позволили проектировщикам в кратчайшие сроки освоить данный МК, оценить эффективность его применения в приборе, а также разработать и отладить рабочую программу портативного аудиометра.

Ключевые слова: портативный аудиометр, msp430, микроконтроллер, проектирование, ассемблер, интегрированная среда.

УДК 621.287.01

## **ПРОЕКТИРОВАНИЕ "РЕЧЕВОГО ИНТЕРФЕЙСА" В СРЕДСТВАХ МЕДИЦИНСКОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ НЕЗРЯЧИХ**

*Музыка С.Н., Николаев Н.Н. Национальный технический университет Украины  
"Киевский политехнический институт", г.Киев, Украина*

Высокие темпы развития современного приборостроения и цифровой электроники способствовали созданию большого числа средств измерительной техники медицинского назначения с цифровой жидкокристаллической (ЖК) индикацией результатов измерения, которые используются потребителями в быту, например, тонометров, термометров, глюкометров и т.п. Однако использование таких приборов людьми со слабым зрением либо с полным его отсутствием (только в Украине таких насчитывается около 60 тыс. человек) является затруднительным, а то и вообще невозможным.

Одним из вариантов решения вышеуказанной проблемы является сопровождение визуальной информации звуковой, то есть создание приборов со встроенным "речевым интерфейсом". За рубежом приборы данного класса уже существуют и используются незрячими и пожилыми людьми, однако при их использовании в Украине возникает вторая проблема - "языкового барьера", поскольку интерфейс таких изделий англоязычный.

В данное время в научно-исследовательской лаборатории НИЛ-3 кафедры ПСОН НТУУ "КПИ" ведутся работы над созданием макета устройства для записи, хранения и воспроизведения человеческого голоса на базе последовательной памяти типа DATA FLASH семейства AT45 фирмы Atmel и микромощного однокристального RISC-микроконтроллера MSP430F149 фирмы Texas Instruments.

Рассматривается структура построения, принцип работы такого устройства, определены требования к элементам структуры исходя из словарного запаса, необходимого для озвучивания медицинского термометра.

В дальнейшем планируется расширить область применения устройства "речевого интерфейса" и на другие изделия медицинского назначения с цифровой ЖК индикацией результатов измерений.

Ключевые слова: термометр, тонометр, незрячие, речевой интерфейс, озвучивание.

УДК 535.242

## **ПРИЛАД ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ХАРАКТЕРИСТИК БІОЛОГІЧНОЇ ТКАНИНИ**

*Гущина О.Г., Міхєєнко Л.А. Національний технічний університет України "Київський  
політехнічний університет", м. Київ, Україна*

Важливим показником стану здоров'я людини є вміст у його крові та

тканинах гемоглобіну та динаміка його зміни. Однак для більшості існуючих методів визначення вмісту гемоглобіну необхідно брати проби крові пацієнта з наступною процедурою її обробки. В роботі аналізується прилад, який дозволяє робити аналіз неінвазивно, тобто без механічного проникнення в тканину і без її ушкодження.

Вимірювання проводиться спектрофотометричним методом, який базується на наявності у гемоглобіну характерних смуг поглинання у синій та червоній областях спектру, на відміну від інших компонентів тканини. У інфрачервоній області спектру біологічні тканини майже не поглинають випромінювання. Тому при неінвазивному визначенні вмісту гемоглобіну на тканину направляється випромінювання на двох довжинах хвиль. Одна з них співпадає з смугою поглинання гемоглобіну (вимірювальна довжина хвилі), а інша лежить за смугою поглинання (опорна довжина хвилі). По відношенню двох сигналів на цих довжинах хвиль і судять про концентрацію гемоглобіну.

У приладі використана фокуруюча оптична система на основі широкопольного лінзового авторефлектора темного поля для здійснення прийому виключно розсіяної компоненти відбитого від об'єкта потоку випромінювання. Така система більш раціональна з точки зору зменшення рівня шумів та фонового випромінювання і отримання максимальної чутливості. З цією ж метою використовується низькочастотна модуляція освітлення біологічного об'єкту.

Ключеві слова: неінвазивне визначення вмісту гемоглобіну, спектрофотометричний метод, фокууюча оптична система.

УДК 615.84

## **СПЕКТРАЛЬНИЙ МЕТОД АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ. РЕАЛІЇ ТА ПЕРСПЕКТИВИ**

*Литвин В.С., Голубенко Л.П., Терещенко Т.А., Майстренко В.М. Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

Проблема швидкої, достовірної та дешевої постановки діагнозу є дуже актуальною на сьогоднішній день. Електрокардіографічний метод постановки діагнозу по електрокардіограмі (ЕКГ) дозволяє абсолютно безболісно для пацієнта отримати інформацію про стан його серцево-судинної системи. Однак, ця інформація є абсолютно незрозумілою для пересічного громадянина, котрий саме через це змушений звертатися до компетентної людини у цій справі – лікаря кардіолога. Та враховуючи те, що кількість людей, які мають вдома персональні комп'ютери постійно зростає, а також враховуючи ріст їх обчислювальної потужності, просто необхідно проводити пошук принципово нових, не перенасичених медичними поняттями та термінами, зрозумілих для пересічних громадян методів розшифровки електрокардіограми. Можливо одним із таких методів в майбутньому стане спектральний метод аналізу ЕКГ,

але не в такому вигляді в якому він існує зараз, коли проводиться визначення потужностей та їх відношення з наступним табличним перетворенням для знаходження комплексів, наприклад QRS. Без сумніву роботу, яку робить лікар кардіолог – постановка діагнозу по ЕКГ, використовуючи медичні знання та алгоритми – має виконувати комп'ютер, застосовуючи немедичні діагностичні алгоритми. Перевагою немедичних діагностичних алгоритмів є те, що вони можуть використовувати будь-які параметри для опису ЕКГ. Завдяки цьому їм відкривається доступ до резервів інформації, котра в клінічній практиці залишається невикористовуємою. Тому дуже важливою задачею є дослідження можливостей створення немедичного діагностичного алгоритму аналізу ЕКГ, наприклад, по результатам розкладання електрокардіографічної кривої в різні математичні ряди (наприклад ряд Фур'є, по коефіцієнтам ряду Фур'є, отриманим в результаті виконання швидкого перетворення Фур'є). Якщо цей підхід підтвердиться і будуть віднайдені шукані алгоритми аналізу та розшифровки, то фактично буде отримано зелене світло на створення портативного мікрокардіографа на базі ПК для домашнього використання для ведення моніторингу стану серцево-судинної системи, що в теперішній час – в час економічної скрути, та підвищеної захворюваності населення – особливо є жаданим і доцільним для пересічної людини з ПК.

Ключові слова: ЕКГ, аналіз та розшифровка.

УДК 615.849.19

## **ДОСЛІДЖЕННЯ МЕТАБОЛІЗМУ БІОЛОГІЧНИХ СТРУКТУР ПІД ДІЄЮ КОГЕРЕНТНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ**

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

Останнім часом в медичній практиці все частіше використовуються фізіотерапевтичні методи лікування з застосуванням електромагнітного випромінювання широкого спектрального діапазону. Рішення використання даних методів ґрунтується на позитивних результатах клінічних досліджень при лікуванні великої кількості захворювань різноманітної етіології. Хоча при опроміненні не спостерігаються негативні зміни та наслідки, механізми взаємодії і кількісні характеристики ще не вивчені в повній мірі. Також не зрозуміло до чого може призвести у майбутньому, які можуть бути наслідки від необмеженого втручання в біологічну систему.

Розглянувши біологічний об'єкт як систему, було проведено моделювання з врахуванням кількісних характеристик отриманої дози впливу дії когерентного випромінювання низької інтенсивності на організм в цілому. При моделюванні було також враховано реакції біологічних об'єктів на клітинному рівні, запропоновано методику нормування (дозування) опромінювання в залежності від індивідуальних властивостей організму. Також

в роботі було розглянуто ефективність впливу на органи випромінювання різної потужності, довжини хвилі та ступеню когерентності на рівні органів об'єкту. Дослідження довели складність процесів, які проходять в біологічних піддослідних об'єктах під впливом вищезазначених характеристик випромінювання. Так, наприклад, дефектологічність і швидкість процесів в клітині залежить від потужності випромінювання, стабілізаційні процеси від когерентності, а резонансна властивість складових клітини від довжини хвилі.

Користуючись отриманими результатами досліджень стало можливим більш детально спостерігати за змінами в біологічних структурах органів, а також впливати на процеси повноцінного відновлення організму пошкодженого хворобами та іншими факторами.

Ключові слова: когерентність, випромінювання, біологічні об'єкти, процеси