

СБОРНИК НАУЧНЫХ ТРУДОВ
4-го Международного радиоэлектронного форума
«Прикладная радиоэлектроника.
Состояние и перспективы развития»
(МРФ'2011)

4 International Radio Electronic Forum
(IREF'2011)
PROCEEDING

Том III
КОНФЕРЕНЦИЯ
«АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ БИМЕДИНЖЕНЕРИИ»
(АПБ'2011)

Volume III
CONFERENCE
«ACTUAL PROBLEMS OF BIOMEDENGINEERING»
(APB'2011)

18-21 октября, 2011
Харьков, Украина

October 18-21, 2011
Kharkiv, Ukraine

Харьков
2011

УДК 519, 530, 534, 615 – 618, 621.3

4-й Международный радиоэлектронный форум «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ-2011. Сборник научных трудов. Том III. Конференция «Актуальные проблемы биомедицины». – Харьков: АНПРЭ, ХНУРЭ. 2011. – 186 с.

В сборник включены научные доклады участников конференции «Актуальные проблемы биомедицины» (АПБ) 4-го Международного радиоэлектронного форума «Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития» МРФ-2011.

Издание подготовлено инновационно-маркетинговым отделом
Харьковского национального университета радиоэлектроники
и редакцией журнала «Прикладная радиоэлектроника»

61166, Украина, Харьков, просп. Ленина, 14.

Тел.: (057) 7021-397, 7021-515, 7021-735

Факс: (057) 7021-113

E-mail: innov@kture.kharkov.ua

akad@kture.kharkov.ua

© Академия наук прикладной
радиоэлектроники (АНПРЭ),
© Харьковский национальный
университет радиоэлектроники (ХНУРЭ),
2011

Программный комитет
конференции
«АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ БИОМЕДИНЖЕНЕРИИ»
АПБ – 2011

- Аверьянова Л. А.** Харьковский национальный университет радиозлектроники доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Аврунин О. Г.** Харьковский национальный университет радиозлектроники доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Бых А. И.** Харьковский национальный университет радиозлектроники, заведующий кафедрой, профессор, д. ф. – м. н., г. Харьков, Украина
- Высоцкая Е. В.** Харьковский национальный университет радиозлектроники доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Дацок О. М.** Харьковский национальный университет радиозлектроники доцент, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Жук Н. И.** Харьковский национальный университет радиозлектроники профессор, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Злепко С.М.** Винницкий национальный технический университет, заведующий кафедрой, профессор, д.т.н., г. Винница, Украин
- Максименко В. Б.** Национальный технический университет Украины «КПИ», заведующий кафедрой, профессор, д. мед. н., г. Киев, Украина
- Майоров О. Ю.** Харьковская медицинская академия последипломного образования, заведующий кафедрой, профессор, д. мед. н., г. Харьков Украина
- Манойлов В. Ф.** Житомирский инженерно-технологический институт, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Житомир, Украина
- Мустецов Н. П.** Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина профессор, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Новиков А. А** Херсонский государственный технический университет, заведующий кафедрой, профессор, д. хим. н., г. Херсон, Украина
- Павлов С. В.** Винницкий национальный технический университет, проректор по научной работе, профессор, д.т.н., г. Винница, Украин
- Павлыш В. А** Национальный технический университет «Львівська політехніка», 1-й проректор, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Львов, Украина
- Пилипенко Н. И.** ГУ Институт медицинской радиологии им. С. П. Григорьева АМНУ, директор, чл. – корр. АМНУ, профессор, д. мед. н., г. Харьков, Украина
- Пиротти Е. Л.** Национальный технический университет «ХПИ», профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина
- Рожицкий Н. Н.** Харьковский национальный университет радиозлектроники, профессор, д.ф. – м. н., г. Харьков, Украина

- Саввин Ю.Н.** Институт монокристаллов НАН Украины, д.ф.-м.н., вед. н.с., г. Харьков, Украина
- Салеева А.Д.** Украинский НИИ протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности, директор, к. т. н., г. Харьков, Украина
- Семенец В. В.** Харьковский национальный университет радиоэлектроники, 1-й проректор, профессор, д. т. н., г. Харьков, Украина
- Смердов А. А.** Полтавская государственная аграрная академия, заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Полтава, Украина
- Сокол Е. И.** Национальный технический университет «ХПИ», 1-й проректор, профессор, д. т. н. НТУ «ХПИ», г. Харьков, Украина
- Тимофеев В. И.** Национальный технический университет Украины «КПИ», заведующий кафедрой, профессор, д. т. н., г. Киев, Украина
- Шармазанова Е. П.** Харьковская медицинская академия последипломного образования, заведующая кафедрой, профессор, д. мед. н., г. Харьков, Украина
- Яценко В. П.** Национальный технический университет Украины «КПИ», заведующий кафедрой, профессор, д. мед. н., г. Киев, Украина

**ПЛЕНАРНОЕ ЗАСЕДАНИЕ КОНФЕРЕНЦИИ
«АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ БИМЕДИНЖЕНЕРИИ»**

ОГЛЯД ПЕРСПЕКТИВ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ ЗА МАТЕРІАЛАМИ ОСТАННЬОГО СВІТОВОГО КОНГРЕСУ

Максименко В.Б., Настенко Е.А., Овчаренко Г.Р.

Міжуніверситетський медико-інженерний факультет НТУУ «КПІ»

Початком академічної біоінженерії можна вважати роботи з біомеханіки і антропометрії Леонардо да Вінчі (1452-1519) та Д.Р. Гельмгольца з електрофізіології (1848 р.).

Офіційним визнанням біомедичної інженерії стали перші асоціації лікарів і інженерів у Німеччині та США в середині 60-х минулого сторіччя. В таких об'єднаннях лікарі і інженери мали однаковий статус, а їх співпраця була вимогою економіки: лише інженери, які навчились розуміти лікарів, створювали, разом з ними, конкурентноздатну медичну техніку.

В цей же період засновник української кардіохірургії і біокібернетики М.М.Амосов сконструював перший вітчизняний апарат штучного кровообігу, оригінальні хірургічні інструменти, перші вітчизняні клапани серця, згодом – перший у світі атромботичний клапан серця. Без сумніву, українська кардіохірургія та біокібернетика вийшли на світовий рівень і до тепер утримують передові позиції тому, що їх засновник, видатний вчений і лікар М.М. Амосов мав також інженерну освіту і інженерний талант. В інституті що носить його ім'я зростає сучасна медична інженерія, продовжуючи засновані ним.

Біомедична інженерія (далі БМІ) – вивчає і розробляє технічні та штучні біологічні об'єкти, а також технології їх виробництва і експлуатації, контролю якості і сертифікації для безпечного застосування в будь яких галузях біології і медицині, досліджує їх взаємодію з живими організмами.

Це міждисциплінарна галузь освіти, яка поєднує інженерію і науки про життя, охоплює діяльність широкого спектру: від безпосереднього клінічного застосування до довгострокових фундаментальних досліджень природних та штучних біомедичних об'єктів.

Останнім часом в Європі та США сформувався потужний рух в напрямку реформування інженерної освіти, яка більше не є частиною традиційних інженерних програм, а з самого початку повністю інтегрована з медициною і біологією.

Сьогодні розробка матеріалів медичного призначення, виробів з них та медичної техніки, а також техноємних медичних технологій є одним із основних напрямів економічної політики розвинених країн, які мають за мету підвищення стандарту життя населення і трансформації економіки, науки і техніки в соціальну сферу. Реалізація цих програм потребує залучення високоосвічених фахівців, які володіють відповідним обсягом знань і навичок у галузях біології, медицини, медичної техніки, медичної електроніки, біоматеріалознавства.

Державний департамент США із працевлаштування (United States Department of Labor) і зайнятості наводить такі цифри: „ з 2000 до 2010 року число робочих місць у сфері БМІ збільшиться на 31,4% – що вдвічі перевищить швидкість зростання робочих місць у всіх інших сферах діяльності разом узятих” . Сумарне зростання числа робочих місць у інших сферах на протязі декади передбачається на рівні 15,2%.

В березні 2000 р., Рада Європи заявила , що Євросюз, для якого характерно розмаїтість освіти, наукових досліджень і промисловості має важливе завдання стати найконкурентноспроможнішою і динамічною економічною зоною світу. Відповідно, створення гармонізованої системи науки і освіти "Європа знань" - стало суттєвим політичним наслідком економічних потреб регіону з обмеженими природними ресурсами. БМІ визнана стратегічним напрямком економічного і соціального розвитку.

Вцілому галузь БМІ посідає чільне місце за впливом на економіку Європи. Робоча група з акредитації і сертифікації в Асоціації БМІ Німеччини взяла на себе ініціативу складання каталога ключових визначень. В результаті цієї роботи створено документ, розміщений за адресою:

<http://www.vde.com/de/fg/dgbmt/studiumberuf/gegenstandskatalog/> - який є практично паспортом спеціальності БМІ.

БМІ складається з таких спеціальностей: біомедична техніка, клінічна інженерія, медична фізика, медична інформатика. Вони охоплюють: медичну електроніку і моніторинг, медичні зображення, біоматеріали, біомеханіку, гігієну і захист від радіації, лабораторну і аналітичну техніку, безпеку і якість медичних виробів, обробку цифрових зображень і комп'ютерну графіку, телемедичний зв'язок і інформаційні системи, медичну статистику, обробку біосигналів, дозиметрію і планування радіотерапії, отримання і обробку медичних зображень, моделювання і симуляцію біологічних процесів і систем, біомедичну етику.

Всі ці питання розглядалися на останньому Всесвітньому конгресі з медичної фізики і біомедичної інженерії якій відбулася 7-12 вересня 2009 р., в м. Мюнхен (Німеччина). Співпрезидентами конгресу були Olaf Dössel і Wolfgang C. Schlegel, відповідно: біомедичний інженер і медичний фізик. Організований конгрес був «Міжнародним об'єднанням фізичних і інженерних наук в медицині» www.iupsem.org яке очолює проф. Joachim Nagel, президент Міжнародної федерації біомедичної інженерії www.ifmbe.org, що налічує 120 000 членів з 58 країн. В це об'єднання входить також Міжнародна організація медичних фізиків www.iomp.org – 16 500 членів з 76 країн.

Країни, які дбають про збільшення робочих місць та посилення соціального сектору економіки давно вже зрозуміли, що медичні вироби спрямовані у сферу широкого споживання і в умовах економічної кризи цей ринок найбільш стабільний. Він не залежить від промислових і державних замовлень. Та лише в Україні існує міф про те що медицина це витратна сфера. Дивно, чому така кількість закордонних виробників медичної техніки змагаються за торгівлю у країні державний бюджет охорони здоров'я якої найменшій в Європі - до \$ 100 на душу.

Тим часом, в світовому конгресі у Мюнхені взяли участь понад 4000 делегатів. Україна була представлена делегацією з 6 чоловік, та однією доповіддю лише від НТУУ «КПІ».

Конгрес продемонстрував, що умовою гармонічного розвитку сучасної системи охорони здоров'я є здійснення ефективної взаємодії таких її складових: соціальної екології, транснаціональних систем взаємодії, біомедичної інтернет-спільноти, біотехнології, медичної промисловості.

В ході конгресу відбулося 3500 доповідей. Здебільшого магістри та аспіранти репрезентували свої роботи які увійшли в 13 електронних томів – понад 200 тез доповідей у кожному. З ними можна ознайомитись в бібліотеці ММІФ НТУУ «КПІ».

Серед 12 головних напрямків тематики конгресу, медична фізика охоплювала три перші позиції програми: радіаційну онкологію, діагностичні зображення, дозиметричний контроль і захист від радіації, а також її біологічний вплив.

Аналізуючи значний обсяг цієї інформації слід перш за все підкреслити, що медична фізика, яка за європейським паспортом спеціальності є одним з розділів БМІ, відокремилась від неї в самостійну інженерну спеціальність, представники якої виконують ту ж роль що й лікарі: діагностують і лікують (переважно онкологічні) захворювання. Але, на відміну від лікарів, не біохімічними і фармацевтичними засобами, а променевими технологіями в дуже широкому діапазоні частот. Від ультразвуку – до жорсткого опромінення. Медичні фізики розраховують дозу опромінення, обирають оптимальний курс променевого лікування, пропонують методи його спрямування на уражену ділянку, забезпечують захист інших частин тіла від опромінення, діагностують стан та ступінь ураження і ефективність лікувальних заходів. Практично, не відрізняючись від лікарів за обсягом та характером вирішуваних проблем. З цієї причини лікарі і медичні фізики, які працюють з променевими технологіями часто мають подвійну (медичну і біоінженерну) освіту.

В Україні ця спеціальність і відповідні їй робочі місця, в охороні здоров'я та програми підготовки фахівців клінічного спрямування відсутні. У країнах з розвинутою

економікою потреба в них складане від 1,7 до 4 на 100 тис населення. В Російській Федерації цей показник 0,17 ‰, хоча реально існує 250 фахівців, замість потрібних 1500. В Україні є медичні фізики, є асоціація, але спрямування їхньої професії не клінічне. Вони не отримують спеціальну освіту, яка дозволяє працювати поряд з лікарем, приймати рішення стосовно променевої діагностики і лікування. До речі, медичні фізики і лікарі в США часто мають подвійну освіту. Вітчизняні інженери з променевих медичних технологій поодинокі і, як правило високопрофесійні, мають різні інженерні спеціальності за дипломами і до всього доходять самотужки, вже на робочих місцях. Це висуває перед нами завдання розробки навчальних програм з медичної фізики відповідно до стандартів ЄС і до потреб вітчизняних радіологічних центрів і лабораторій. Враховуючи порівняно невелику кількість променевих технологій і відповідних лабораторій в Україні, магістратура з медичної фізики може стати продовженням бакалаврата з біомедичної інженерії на ММІФ. Це ще один напрямок можливого розвитку медико-інженерної освіти в Україні.

Окремий розділ програми конгресу присвячений обробці сигналів і зображень, моделюванню і симуляції а також біомеханіці охоплював велике коло проблем із різних галузей охорони здоров'я і медичної кібернетики. Були продемонстровані сучасні підходи до підвищення інформативності діагностичних зображень. Предметом детального обговорення були технології контролю стану організму під час сну, для профілактики раптової смерті внаслідок зупинки дихання у людей яким властивий нічний храп.

Значна кількість доповідей була присвячена моделюванню функції, серця і судин, характеристик кровоплину у тривимірному просторі. Практичне значення полягає у новому підході до персоніфікації діагностичних моделей стосовно конкретних пацієнтів. Висока точність і надійність сучасних діагностичних приладів дозволяє виконувати наукові дослідження на поодиноких випадках. Вони спрямовані на кожну окремо взяту досліджувану людину і були продемонстровані як вирішення поставленої задачі без звичних для нас статистичних груп. Таких доповідей було досить багато, і присвячені вони були широкому колу питань моделювання практично всіх рівнів будови серця. Актуальність цих проблем пов'язана із новою концепцією будови серця, яка стала відкриттям останнього десятиліття. Шлуночки серце, як виявилось - це не окремі анатомічні утворення, а певним чином завита м'язова стрічка, що нагадує петлю міюбіуса закручену за правилами пропорційних перетинів, спіралі Архімеда та відповідно до інших фундаментальних законів будови всесвіту. Часточки крові у судинах рухаються за векторами оптимального використання енергії серця. Таким чином утворюється система найбільш ощадливого і ефективного використання енергії серця, яка виявилась не дослідженою. Крім того існують невивчені явища резонансу між центральними і периферійними судинами. Потребують перегляду електрофізіологічні процеси руху потенціалів збудження у ділянках серця, які досі вивчались без урахування нової анатомічної концепції. Моделюванню цих процесів були присвячені доповіді провідних медико-інженерних університетських лабораторій які співпрацюють з провідними кардіологічними центрами Європи. Серед них і доповідь зав. кафедри ММІФ НТУУ «КПІ» доктора наук Є.А. Настенка, за матеріалами його досліджень в Національному інституті серцево-судинної хірургії ім.М.Амосова АМНУ на тему: симуляція взаємодії артеріального і капілярного потоку за допомогою клітинних автоматів. Ним був продемонстрований новий підхід у дослідженнях фундаментальних механізмів кровообігу, який викликав значну зацікавленість присутніх.

Доповіді з біомеханіки були присвячені проблемам фізичної реабілітації і реабілітаційної інженерії. Створення тренажерів з елементами комп'ютерного моделювання рухів людини – для відновлення рухових можливостей інвалідів. Механо-кібернетичні ігрові пристрої для тренувань дітей до 3-х років з проявами церебрального паралічу і вестибулярної дисфункції. Такі засоби дозволяють розпочати реабілітаційні вправи з використанням комп'ютера у віці, коли дитина ще не розмовляє. Такі розробки

не потребують значних інвестицій у складне реабілітаційне обладнання, вони можуть бути напрямком наукових досліджень нашого факультету з безпосереднім впровадженням у медичну практику неврологічних і ортопедичних відділень.

Найбільш масові секційні засідання були присвячені питанням медичної кібернетики і телемедицини. Інформатизація медичного простору дозволяє легко планувати економічні, стратегічні та епідеміологічні заходи в охорон здоров'я. Сьогодні існує реальна можливість дистанційної постановки діагнозів, дистанційного лікування і навіть виконання операцій будь якої складності. Інформатизація значно підвищує можливості дистанційного нагляду за хворими підвищеного ризику, прискорює організацію екстреної допомоги при нещасних випадках, спрощує взаємне консультування лікарів. Комп'ютеризація лікувальних закладів та об'єднання їх в єдині мережі є запорукою стандартизації охорони здоров'я, впровадження страхової медицини, раннього виявлення епідеміологічної загрози. Головна нова тенденція, яку слід відмітити – це можливість використання комп'ютера для самовдосконалення та самолікування за рахунок незалежного комп'ютерного контролю функціонального стану організму та окремих його систем і формування зворотного зв'язку з комп'ютерним стимулюванням чи пригніченням відхилень від нормального стану.

Окремою темою конгресу був досить новий напрямок агресивної медицини, який вже близько 5 років має своє практичне застосування в хірургії – робота технічні, ендоскопічні та малоінвазивні технології. За рахунок мікроробототехніки вони дозволяють здійснювати операції на будь яких органах людини з мінімальним травмуванням оточуючих тканин. Мікроробототехнічні пристрої та відеокамери вводяться в порожнини організму через незначні отвори, а хірург виконує віртуальну операцію у комп'ютері, який зв'язаний хірургічними маніпуляторами безпосередньо, або шляхом телекомунікаційної взаємодії. Це новий підхід який ставить своєю метою повністю роботизовані операційні – без мед персоналу. Окрім найвищого рівня програмно-комп'ютерного забезпечення, необхідний високотехнологічний робото технічний інструментарій створений на основі мікроелектронних механічних систем. Наприклад: багатофункціональні, дистанційно керовані зажими, ножиці скальпелі з можливостями механічного, ультразвукового, лазерного різання, детекцією дотику та сили тиску, температурного контролю. Холодні мікроосвітлювачі та відеокамери на гнучких керованих катетерах. Портативні протези клапанів серця, судин та інші штучні частини органів, які у згорнутому стані доставляються у організм через невеликі отвори, а потім розправляються до своїх реальних розмірів в місці імплантації. Це завжди пов'язано з вирішенням складних матеріалознавчих задач та з реалізацією оригінальних інженерно-технічних ідей.

Тема лікувально-діагностичного інструментарію була насичена проблематикою підвищення точності і ефективності технічних засобів і методів їхнього застосування, крім того вона була безпосередньо пов'язана з питаннями ролі і місця клінічного інженера в системі охорони здоров'я.

В розвинених країнах світу, та тих що розвиваються в системі охорони здоров'я медичний інженер має визначену функцію і посідає дуже важливе місце в організації і розбудові клінічної допомоги хворим. Тому його професія зветься «клінічний інженер», хоча вона й залишається частиною біомедичної інженерії. До функцій клінічних інженерів відносяться всі види забезпечення лікувальних закладів медичною технікою: організація і проведення тендерних закупівель, організація постачання запасних частин, метрологічний контроль і сервісне обслуговування обладнання. Крім того, в більшості країн клінічні інженери працюють безпосередньо з хворими, поряд з лікарями, у найбільш техноємних медичних підрозділах: штучного кровообігу, штучного серця, штучної нирки, штучної печінки, штучного ритмоведення, штучної вентиляції легень. Вони приймають участь в операціях на серці, в програмуванні штучних водіїв ритму серця і так далі. Для них створюються умови отримання другої освіти – середньої медичної. Нажаль в Україні відсутня така спеціальність. Невизнання ролі і місця

клінічного інженера в українській системі охорони здоров'я призводить до значних збитків від некваліфікованої експлуатації і сервісного обслуговування медичної техніки. Таким чином, всесвітній конгрес ще раз підкреслив відсутність в Україні ще одного напрямку: клінічної інженерії - окрім названої вище медичної фізики.

Виходячи із тенденцій світового розвитку, прийняті Постанови Кабінету Міністрів України N 1719 від 13 грудня 2006 р. і № 787 від 27 серпня 2010 року, які вперше в Україні визначили «Біомедичну інженерію» як напрямок підготовки бакалаврів і магістрів в галузі знань (0514) «Біотехнологія».

У «Переліку спеціальностей та спеціалізацій, за якими здійснюється підготовка фахівців у вищих навчальних закладах за освітньо-кваліфікаційним рівнем магістра» МОН України (Постанови Кабінету Міністрів України N № 787 від 27 серпня 2010) передбачається подальша підготовка магістрів за спеціальностями: «Біомедична інженерія (8.05140201)», «Біотехніка та біосумісні матеріали (8.05140202)», «Інформаційні технології в біомедицині (8.05140203)». Таким чином, визначені головні напрямки наукових досліджень до яких має бути залученим інтелектуальний потенціал талановитої молоді, оскільки наукова робота є невід'ємною складовою сучасної освіти.

Література. 1. Olaf Dössel and Wolfgang C. Schlegel (Eds.): World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany

Секция 1

**ПОЛУЧЕНИЕ И АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ И СИГНАЛОВ В
БИОМЕДИНЖЕНЕРИИ**

РАЗРАБОТКА СОВРЕМЕННЫХ СИСТЕМ ЦИФРОВОЙ ОПТИЧЕСКОЙ МИКРОСКОПИИ

Аврунин О.Г., Носова Т.В., Масловский С.Ю.*, Калашник Ю.М.*

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Харьковский национальный медицинский университет

Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, тел.702-13-64. E-mail: gavrun@list.ru

The work is devoted to design the modern digital optical microscopy systems. The problems of digital processing for histological images are described. The root principles of design, main issues of imaging processing and structure of the system for automatical cito-histological research are proposed. Main medical–technical requirements for proposed system are considered and described.

Введение. Современный этап развития медицинской техники предусматривает тенденцию к повышению качества и степени автоматизации методов обработки гистологических и цитологических данных. Методы ручного морфоанализа препаратов обладают сравнительно низкой точностью и высокой трудоемкостью исследований при достаточно высокой погрешности (не менее 10-15% [1]), связанной с субъективной оценкой при определении геометрических параметров микрообъектов. Поэтому получение статистически достоверной информации ручными методами является на современном этапе малоэффективным процессом [2-4]. В связи с появлением на рынке медицинского оборудования доступных высококачественных цифровых фото- и видеокамер, обладающих возможностью подсоединения к микроскопу, а так же соответствующего программного обеспечения целесообразно рассмотреть принципы построения современных систем цифровой оптической микроскопии.

При этом основными параметрами при проектировании таких систем должны быть - выбор и согласование оптических параметров микроскопа и цифрового регистрирующего устройства, а так же алгоритмов обработки изображений для автоматизированной обработки и анализа микрообъектов.

Сущность. Исходя из современных требований к процессам диагностики и анализа медицинской информации современная система цифровой микроскопии для автоматизированной обработки цито-гистологических данных должна обладать следующими медико-техническими требованиями:

- обеспечивать получение и оцифровывание исходных данных с максимально возможным разрешением для данного типа исследования (необходимо провести обоснованный выбор необходимого оборудования: лабораторного микроскопа и средств получения цифровых изображений гистологических препаратов);
- проводить сканирование и анализ цветовых и яркостных составляющих в отдельных каналах с возможностью перехода в разные цветовые координаты;
- обеспечивать предварительную обработку изображений, включающую методы гистограммной коррекции а так же подавления шумовых составляющих;
- выполнять грубую и точную сегментацию изображений для определения локализации различных объектов с максимальной степенью автоматизации;
- обеспечивать получение и анализ геометрических признаков объектов (площади, периметра, интенсивности, доминирующего цветового тона и т.д.);
- обеспечивать получение и анализ логических и топологических признаков объектов (показатели формы объекта);
- обеспечивать возможность структурного анализа микрообъектов;
- выполнять классификацию и распознавание обнаруженных объектов по одному основному признаку или группе признаков;
- проводить наглядную визуализацию процесса анализа, результатов основных промежуточных и конечного этапов обработки;

- обеспечивать возможность интерактивной коррекции параметров обработки гистологических изображений, при которой участие оператора должно сводиться к выбору необходимых характеристик в интуитивно-понятной программной среде;
- обеспечивать статистическую обработку результатов исследований (корреляционно-регрессионный, дисперсионный, дискриминатный анализ);
- обеспечивать возможность вывода на печать основных результатов анализа и сохранение их в базе данных для использования в телемедицинских целях.

Разрешающей способности современных цифровых камер (более 1 Мп) вполне достаточно для проведения большинства гистологических исследований с помощью оптической микроскопии. Однако, несмотря на то, что уже разработано довольно большое количество универсальных и специализированных программных средств для обработки медицинских изображений, основной проблемой на данном этапе является разработка эффективного методологического, алгоритмического и программного обеспечения для автоматизированного анализа цито-гистологических данных, позволяющей получать наиболее полную информацию об исследуемом микропрепарате.

Для этого необходимо классифицировать изображения микробъектов по геометрическим, топологическим, оптическим характеристикам, разработать алгоритмы предварительной обработки изображений гистологических препаратов, разработать алгоритмы сегментации различных типов клеток с учетом окрашивания микропрепаратов, разработать алгоритмы для проведения автоматизированного подсчета и анализа выделенных микрообъектов, программно реализовать алгоритмы сегментации цито-гистологических объектов и проверить их на конкретных примерах микропрепаратов.

Выводы. Разработка автоматизированных систем цифровой оптической микроскопии для проведения цито-гистологических исследований требует комплексного подхода, направленного на согласовании методов и алгоритмов предварительной обработки и автоматизированного анализа данных. Это связано с тем, что универсальных алгоритмов обработки изображений, сравнимых по возможностям со зрительным восприятием человека, еще не разработано. На качество работы такой системы могут оказывать влияние такие факторы, как вариабельность микрообъектов на препаратах, наличие сложного фона на изображении, неоднородности освещения, локальные помехи и т.д. Разработанное авторами оригинальное программное обеспечение позволяет решить данную проблему пока только для сравнительно небольшого спектра цито-гистологических микропрепаратов. Разработанная система может использоваться при анализе микропрепаратов головного мозга человека и слизистой оболочки верхних дыхательных путей. Перспективой работы является дальнейшее совершенствование методов автоматизированной обработки и анализа данных, построенных с учетом изучения процессов зрительного восприятия человека.

Литература: 1. Исаков В.Л. Тенденции и перспектива разработки цитологических анализаторов // Автоматизация цитологических исследований. Сб. научн. трудов АН УССР. К.: Наукова думка, 1990, С. 78-79. 2. Магакян Ю.А. Цифровой анализ изображений цитологических объектов. //Автоматизация цитологических исследований. Сб. научн. трудов АН УССР. К.: Наукова думка, 1990, С. 109-112. 3. Харченко Л.П., Даценко А.В. Простая интерактивная система анализа изображений для морфологических исследований. //Автоматизация цитологических исследований. Сб. научн. трудов АН УССР. К.: Наукова думка, 1990, С. 148-150. 4. Свешников А.В. Компьютерная обработка и анализ изображения, полученного при при световой микроскопии//Морфология.- 2006.- Т.129.- № 2.- С.85-86.

СКАНУВАЛЬНИЙ ТЕЛЕВІЗІЙНИЙ ОПТИЧНИЙ МІКРОСКОП ВИСОКОЇ РОЗДІЛЬНОЇ ЗДАТНОСТІ

Прудюс І.Н., Шклярський В.І., Педан А.Д.
Матієшин Ю.М., Баланюк Ю.В., Василюк В.Я., Гудзь Б.В.
Національний університет "Львівська політехніка"

Інститут телекомунікацій, радіоелектроніки та електронної техніки
79013, Львів, вул. Ст. Бандери, 12, тел. (032) 261-05-55
E-mail: iprudjus@polynet.lviv.ua ; факс (032) 274-43-00
shkliarskyi@polynet.lviv.ua , тел. (032) 235-88-42

The electronic-optic tube with short afterglow-based high-resolution scanning television optical microscope is offered to the research object highlighting. This microscope forms the 4000x4000 pixels research object image. The object minimal size is 0,2 mkm. The microscope works in the object transillumination mode as well as in the image forming by the light, reflected from the object, mode. The image forms in the TV-standard or in the low-frame mode. The ultraviolet waveband illumination is enable. Fields of application: medicine, biology, criminalities, microelectronics, material analysis, nanotechnologies ets.

Вступ. Пропонується сканувальний телевізійний оптичний мікроскоп (СТОМ) високої роздільної здатності, придатних для дослідження прозорих і непрозорих мікрооб'єктів при дуже малих потужностях освітлення досліджуваних об'єктів (ДО), розміри яких перевищують 0,1 мкм. Роздільна здатність формованого зображення може перевищувати 4000x4000 елементів розкладу. Принцип роботи такого мікроскопа базується на використанні для освітлення ДО випромінювання електронно-променевої трубки (ЕПТ). До виконання цієї роботи спонукала перспективність побудови та використання для розв'язку чисельних завдань телевізійних оптичних мікроскопів сканувального типу, які мають низку переваг у порівнянні з більш поширеними зараз відеомікроскопами (мікроскопами камерного типу).

Основна частина. Застосування СТОМ у порівнянні з іншими пристроями, які використовуються для дослідження біологічних та медичних мікрооб'єктів (МО) має чисельні переваги:

- дуже мала експозиція освітлення, що дозволяє досліджувати живі МО в реальному масштабі часу;
- надлишкова роздільна здатність використовуваної ЕПТ для сканування МО у порівнянні з використовуваними пристроями відображення (монітор ПК, телевізійний відео-контрольний пристрій) дозволяє змінювати масштаб формованого зображення МО без втрати роздільної здатності;
- гнучкість формування сканувального растра дозволяє оперативно вибирати фрагмент МО і виводити його зображення в збільшеному масштабі на екран телевізійного монітора;
- значно більша глибина різкості формованого зображення у порівнянні з оптичними та камерними мікроскопами;
- можливість освітлювання МО у ультрафіолетовому діапазоні з використанням спеціалізованої ЕПТ та формуванням зображення МО у видимому спектрі;
- відсутність потреби розташування досліджуваних МО у вакуумі;
- простота підготовки МО до дослідження;
- можливість дослідження внутрішньої структури МО;
- можливість дослідження рухомих МО тощо.

В результаті виконання роботи розроблені методи:

- формування прецизійного сканувального растра на екрані ЕПТ високої роздільної здатності, розміри та зміщення якого змінюються у широких межах (до 10 разів);
- коректування амплітудно-частотної характеристики формувача повного відеосигналу від фотоелектронного помножувача;

- визначення необхідної яскравості свічення ЕПТ з метою отримання заданого відношення сигнал/шум на виході формувача відеосигналу;
- дослідження динамічних МО з метою вимірювання параметрів їх руху та знаходження їх зображення в центрі екрана монітора при довільному русі в площині МО;
- формування стереоскопічного та псевдостереоскопічного зображення МО при освітленні ДО ЕПТ високої роздільної здатності;
- формування кольорового зображення МО при освітленні його ЕПТ білого свічення;
- формування видимого зображення МО при освітленні його в ультрафіолетовому діапазоні;
- побудови СТОН з широкими функціональними можливостями.

Структурна схема СТОН для дослідження МО з точки зору формування електричних сигналів наведена на рис. 1. До її складу входять: блок формування сканувального растра БФСР, блок керування режимами роботи сканувальної ЕПТ БКРР, блок ЕПТ високої роздільної здатності БЕПТ, блок оптичного каналу БОК, блок фотоелектронного помножувача БФЕП, блок обробки відеосигналу БОВС, блок спряження з персональним комп'ютером БСПК, персональний комп'ютер ПК та монітор М, на екрані якого формується зображення досліджуваного МО.

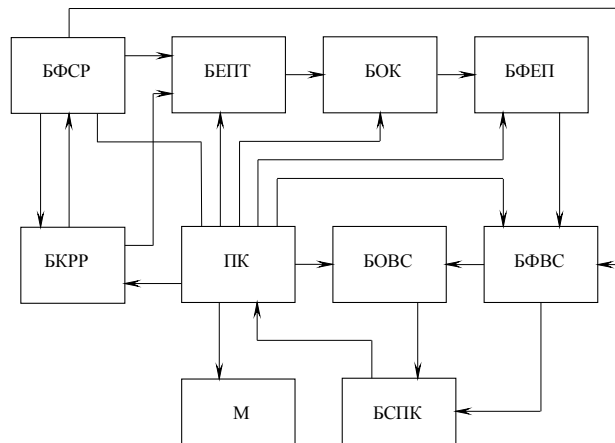


Рис. 1. Структурна схема СТОН для дослідження мікрооб'єктів

Внутрішня будова окремих вузлів СТОН визначатиметься в залежності від місця його застосування. Можливим, наприклад, є застосування СТОН, в медицині: а) дослідні лабораторії малих медичних закладів, для яких СТОН повинен бути найдешевшим і найпростішим в експлуатації; б) дослідні лабораторії великих медичних закладів, для яких СТОН повинен бути відносно дешевим, не дуже складним в експлуатації і з досить широкими функціональними можливостями; в) галузеві науково-дослідні лабораторії, для яких СТОН повинен мати найширші функціональні можливості.

Для першого випадку найбільш доцільним є застосування СТОН з мінімальними функціональними можливостями, який працює в стандартному телевізійному режимі. При застосуванні ПК для введення зображень досліджуваного МО в ПК використовуються дешеві та стандартні системи вводу зображень в ПК, дешеві стандартні програми обробки зображень та їх архівування. Можливим є застосування в такому мікроскопі дешевої ЕПТ високої роздільної здатності, оскільки в цьому випадку не є обов'язковим передбачати масштабування зображення досліджуваного МО за рахунок зміни розмірів растра у великих межах. Зміну розмірів растра та його зміщення доцільно виконувати простими електронними схемами.

В другому ж випадку необхідне використання в СТОМ ЕПТ надвисокої роздільної здатності з метою отримання більш високоякісного зображення. Формування розгортки, яка еквівалентна розкладу зображення приблизно 1000x1000 елементів, можна виконувати як аналоговим (з дуже малим коефіцієнтом нелінійності розгортки), так і цифровим способом. Введення зображення в ПК вимагає попереднього оцифрування зображення, тому стандартні відеобластери для вводу зображення в ПК є непридатними. Окрім того, для обробки зображень з великими цифровими масивами необхідно використовувати складні дорогі спеціалізовані програми.

У третьому випадку СТОМ повинен забезпечувати максимальні функціональні можливості з метою проведення складних спеціалізованих досліджень. Формування растра має здійснюватись з урахуванням граничної роздільної здатності розкладу зображення на 4000×4000 елементів. Для швидкого експрес-аналізу доцільно передбачити телевізійний режим формування растра для введення зображення в ПК, а для детального аналізу можна використати цифрові розгортки, які забезпечать високу точність формування мінірастра в будь-якій точці екрана ЕПТ з метою детального дослідження окремих фрагментів зображення. При цьому треба відзначити, що час введення повноформатного растра максимальної роздільної здатності при умові введення одного елемента зображення за одну мікросекунду буде перевищувати 16 секунд. В цьому СТОМ необхідно забезпечити можливість зміни коефіцієнта збільшення, чутливості, регулювання контрасту в широких межах тощо.

Одним з основних вузлів СТОМ, який забезпечує необхідну якість формування зображення ДО, є блок формування сканувального растра БФСР. Для одержання широких функціональних можливостей СТОМ при дослідженні МО, БФСР повинен забезпечувати:

- формування сигналів растра в телевізійному стандарті;
- формування сигналів растра в покроковому (дискретному) режимі;
- зміну розмірів растра для масштабування зображення досліджуваного МО шляхом зміни амплітуди сигналу розгортки;
- зміщення растра зменшених розмірів у будь-яку точку екрана ЕПТ з метою вибору фрагмента зображення досліджуваного МО;
- зміну частоти формування растра в дискретному режимі шляхом зміни тривалості формування одного елемента або кількості елементів розкладу зображення.

Структурна схема блока формування сканувального растра БФСР, який забезпечує всі режими роботи, наведена на рис. 2. До її складу входять: тактовий генератор ТГ, дільник частоти ДЧ1, телевізійний синхрогенератор ТСГ, генератори формування сигналу розгортки в телевізійному режимі по координатах Х та Y ГРХ та ГРУ, п'ять комутаторів К1, К2, К3, К4, К5, дешифратор частоти розгортки ДЧР, дешифратор кроку розгортки ДКР, регістри коду сигналу зміщення по координатах Х та Y РЗХ та РЗУ, цифро-аналогові перетворювачі сигналу зміщення по координатах Х та Y ЦАПЗХ та ЦАПЗУ, аналогові регулятори зміщення по координатах Х та Y АРЗХ та АРЗУ, регістри коду початку розгортки по координатах Х та Y РПХ та РПУ, регістри коду кінця розгортки по координатах Х та Y РКХ та РКУ, лічильники кодів місцеположень світної плями по координатах Х та Y ЛХ та ЛУ, цифро-аналогові перетворювачі формування дискретного сигналу розгортки по координатах Х та Y ЦАПХ та ЦАПУ, регістр коду регулювання амплітуди сигналу відхилення РРА, цифро-аналоговий перетворювач сигналу регулювання амплітуди сигналу розгортки ЦАПРА, блок аналогового регулювання амплітуди БРА, регулятори амплітуди сигналу відхилення по координатах Х та Y РАХ та РАУ, узгоджуючі підсилювачі по координатах Х та Y УПХ та УПУ.

Вхідними сигналами БФСР є: код режиму роботи мікроскопа КРР; код частоти розгортки растра КЧР; код кроку розгортки растра ККР; коди зміщення растра по координатах Х та Y КЗХ та КЗУ; коди початку розгортки по координатах Х та Y КПХ та КПУ; коди кінця розгортки по координатах Х та Y ККХ та ККУ. Вихідні сигнали: сигнал відхилення по координаті Х СВХ; сигнал відхилення по координаті Y СВУ. Внутрішні

сигнали БФСР: сигнал режиму роботи СРР; сигнал регулювання зміщення растра СРЗ; сигнал регулювання амплітуди розгортки СРА; цифрові сигнали розгортки по координатах X та Y ЦСРХ та ЦСРУ.

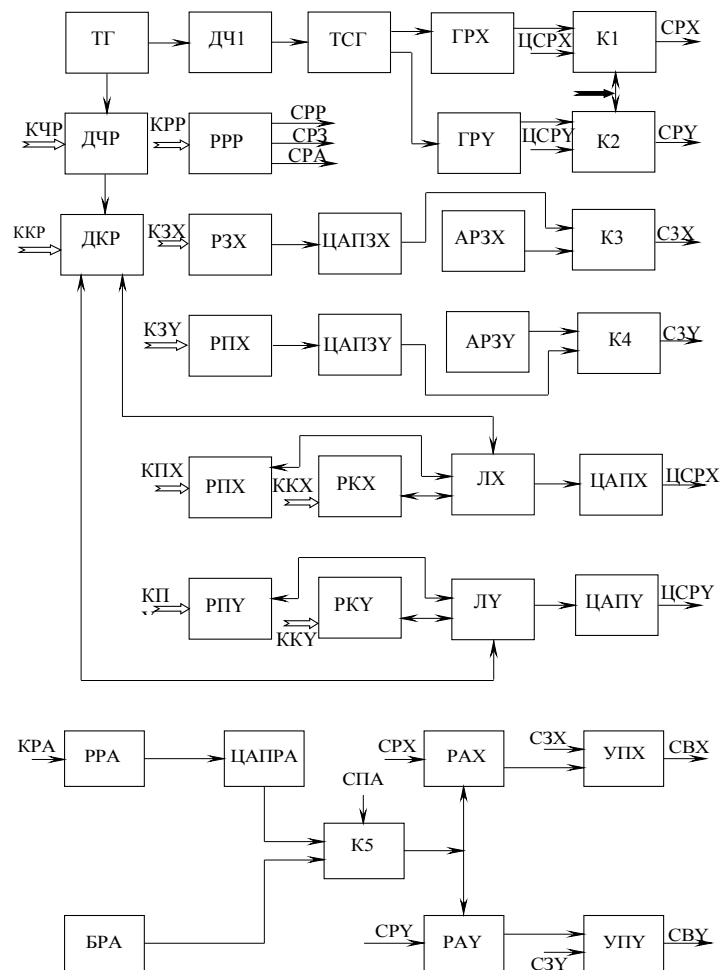


Рис. 2. Структурна схема блока формування растра

Висновки. Запропонований варіант формування растра значно розширить функціональні можливості СТOM. Перевага сканувальної оптичної мікроскопії перед класичною оптичною мікроскопією полягає в можливості досягнення роздільної здатності, яка перевищує межу роздільної здатності оптичних мікроскопів, обумовлену довжиною хвилі використовуваного світла. Крім того, при порівнянні сканувальної та оптичної мікроскопії для випадку однакового збільшення, перша має значно більшу глибину різкості, оскільки така сама величина збільшення може бути отримана при використанні об'єктивів меншої кратності.

Порівняльний аналіз зображень одного і того ж біологічного об'єкту – крові людини, одержаних за допомогою сканувального електронного мікроскопа та сканувального оптичного мікроскопа показує, що при однакових масштабах збільшення зображень елементів крові, одержаних на сканувальному оптичному мікроскопі, можна виявити деталі їх внутрішньої структури, які не відображаються електронним мікроскопом.

МЕТОДЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО АНАЛИЗА КРИОМИКРОСКОПИЧЕСКИХ ПРЕПАРАТОВ

Аврунин О., Сун Х*, Глассмахер Б*.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. БМЭ, тел. (057)702-13-64

E-mail: gavrun@mail.ru; факс (057)702-11-13

*Институт мультифазных процессов университета им. Лейбница, Ганновер, Германия

Designing of algorithm and the special software for automatically analysis of cryomicroscopical probes. Stages of digital image processing of cryomicroscopical probes of endothelial cells are described. The main of these stages are: preprocessing of digital images of cryomicroscopical probes for noise reductions; gradient contour segmentation and filing area of cells, logical filtration for reduce artifacts from probe coloration and ice crystals, marking of founded images of microobjects and computation square and volume of the cells. Designing methods for monitoring of cells volume valuations before, in - and after frizzling process are proposed and discussed. Perspectives for methods and software for automatically analysis of several kinds of cells in frizzling process are discussed.

Введение. Высокая вариабельность большинства биологических структур является одной из главных причин сравнительно низкой степени автоматизации программных продуктов для анализа биомедицинских изображений. Поэтому совершенствование существующих и разработка новых методов и подходов для анализа (и в первую очередь - для сегментации) биомедицинских изображений должны быть основаны на изучении специфики визуализации исследуемых объектов. В настоящее время базовые подходы к сегментации изображений достаточно хорошо освещены в литературе [1-5]. При этом можно определить пять основных классов методов сегментации объектов: пороговые, наращивания областей, выделения границ, корреляционные и текстурные. Последние два находят лишь ограниченное применение при анализе изображений биологических объектов, ввиду высокой индивидуальной изменчивости их геометрических и оптических свойств, а так же характеристик окружающих структур. Основной задачей при этом является разработка методов, алгоритмов и программного обеспечения для автоматизированного анализа изображений микропрепаратов и динамики изменения объемов клеток в процессе замораживания.

Материалы и методы. Исследования проводились на препаратах эндотелия животных с помощью цифровой криомикроскопической установки, состоящей из стереоскопического микроскопа Zeiss PrimoStar с тринокулярной насадкой, позволяющей подключать цифровую окулярную видеокамеру, снимки с которой (DataSet) с частотой 2 кадра в секунду передавались через USB-интерфейс в ПЭВМ для дальнейшей обработки и анализа. Препарат размещался на предметном столике микроскопа в специальной криоприставке, к которой с помощью термоизолированных криошлангов подавался жидкий азот согласно протоколу замораживания.

Суть работы. Анализ изображений микропрепаратов можно разбить на три этапа: предварительной обработки изображений, сегментации микрообъектов и описания их геометрических свойств в процессе замораживания. Рассмотрим подробно данные этапы.

На этапе предварительной обработки изображений выполняется гистограммная коррекция и медианная фильтрация изображений, направленные на расширение тонового диапазона, коррекцию неравномерности освещения и устранение локальных помех.

На этапе сегментации изображений выполняется грубая и точная сегментации микрообъектов. Результатом грубой сегментации является построение бинарной характеристической функции изображения, разграничивающей области объектов и фона. При этом априорными данными для сегментации при этом являются: допущения, что изображение является суммой представлений всех областей объектов, на изображении

(включая фон как объект), и области объектов, находящиеся на изображении, не перекрываются.

Учитывая, что при криомикроскопии большинство клеточных структур, являющиеся объектами сегментации, существенно не отличаются по интенсивности и цветовым характеристикам от фона, но имеют ярко выраженные контуры, целесообразным является проведение сегментации путем выделения границ. Данный метод позволяет с помощью операций пространственного дифференцирования выделять контурные характеристики объектов и основан на вычислении градиентных характеристик изображения. На заключительном этапе выполняется однородная заливка обнаруженных объектов на изображениях.

На стадии разметки изображения на отдельные объекты выполняется построение сканирование бинарной характеристической функции скользящим окном и проверкой смежности элементов обнаруженных объектов. Процедура выполняется рекурсивно до полной разметки изображения.

Далее выполняется устранение ложных объектов и артефактов с помощью логической фильтрации. Параметры логической фильтрации определяются эмпирически, исходя из характеристик искомым объектов. Первым этапом является устранение малых по площади объектов, являющихся частями клеток и кристаллов, а так же слившихся клеток и их ансамблей, неподдающихся анализу вследствие нарушения допущений при сегментации и занимающих большие площади. Учитывая, что рассматриваемые клетки являются объектами с почти идеальной круглой формой, поэтому для вытянутых объектов, близких к ним по площади, применяется фильтрация по значению коэффициента площади. При этом выполняется нахождение диаметра каждого объекта и соответствующее нахождение площади аналитически, а так же путем численного подсчета принадлежащих ему элементов. Затем, по значению коэффициента отношения площадей определяется степень вытянутости формы каждого обрабатываемого объекта. Таким образом, устраняются артефакты от кристаллов льда и «слипшиеся», наложившиеся друг на друга клетки. Большой объем вычислений вычислений при этом связан с необходимостью обрабатывать большое количество изображений и проследивать расположение каждого объекта в наборе данных. На практике, только до 20% из всех обнаруженных микрообъектов могут быть пригодны для обработки на всех изображениях набора данных.

Выводы. В результате работы предложены методы и программное обеспечение для автоматизированной обработки криомикроскопических препаратов и определения объема клеток при криоконсервировании. Реализованы методы, позволяющие устранять артефакты от кристаллов льда при замораживании криомикропрепаратов. Однако это приводит к уменьшению количества наблюдаемых объектов, поэтому необходимо разрабатывать методы замораживания с минимальным количеством артефактов от кристаллов льда. Перспективой работы является разработка программного обеспечения для мониторинга изменения объема клеток при криоконсервировании в автоматическом режиме с возможностью экспресс-анализа и контроля статуса процесса замораживания.

Список литературы. 1. Пуятин Е.П., Аверин С.И. Обработка изображений в робототехнике. М.: Машиностроение, 1990.- 330 с. 2. Павлидис Т. Алгоритмы машинной графики и обработки изображений. - М.: Радио и связь, 1986.- 400 с. 3. Gonzales R., Woods R. Digital image processing . Prentice Hall, 2002.-P.1070. 4. Nixon M., Aguado A. Feature extraction and image processing. Newnes, 2002.-350 p. 5. Acharya T., RayA.K. Image processing: principles and applications. J. Wiley & Sons, 2005.- 428 p.

ANALYSIS DATA FOR DEVELOPMENT OF MULTIFUNCTIONAL COMPUTER-AIDED RHINOMANOMETER

Avrunin O. G., Farouk H.*

Department of Biomedical Electronic Devices and Systems,
Kharkov National University of Radioelectronics

14 pr. Lenina, Kharkov 61166, Ukraine,

phone (057)702-13-64, e-mail: gavrun@mail.ru; fax (057)702-11-13

Dept. of BME, Alafraj Community College of Alkharj University, Saudi Arabia

A scheme of modern multifunctional rhinomanometer is proposed. The role of main parameters (airflow, pressure, respiratory resistance and power of nasal airway) and diagnostic criteria for functional diagnostics of upper respiratory airway diseases are described. Principles of design and components of multifunctional rhinomanometer are discussed. Diagnostic possibilities of the rhinomanometer for evidence-based medicine conception are described.

Introduction. Statistical data give evidence of an increasing rate of upper respiratory airway diseases. Thus in the USA, chronic sinusitis has become the most widespread disease with its frequency of occurrence going ahead of cardiovascular and locomotorium diseases [1]. Diagnostics and treatment of such pathologies is essential because nasal breathing affects the entire functional condition of a human organism. Chronic upper respiratory airway diseases result in considerable reduction of patients' life quality. The modern concept of evidence-based medicine involves the use of examination methods based on facts and precise measurements. Therefore a priority task in diagnostics of upper respiratory airway diseases is the development of methods and devices for precise quantitative evaluation of nasal breathing [2-3].

Currently there are various instrumental methods of diagnostics of nose and paranasal sinuses diseases. Methods of intrascopic anatomic mapping based on direct visualization of airway structures (X-ray imaging, helical computed tomography) assist in evaluation of anatomic specifics of the region of interest, pathological changes, mass lesions. Functional methods, such as thermal visiography, scintigraphy, magnetic resonance imaging, use the distribution of temperature or other parameters to identify and localize e.g. inflammatory tissue. However the main task of the initial examination stage and the index of effectiveness of the applicable treatment is the acquisition of a precise quantitative evaluation of nasal breathing characteristics to objectify the clinical presentation of a disease and the extent to which the patient has difficulties with the breathing. The purpose of this paper is to classify the methods of functional diagnostics of nasal breathing and to substantiate the principal medical and technical requirements to a multifunctional rhinomanometer.

Classification of rhinomanometry methods. The nasal cavity plays an important role in producing aerodynamic resistance and ensures regulation of the volume and rate of airflow in respiratory airway [2-4]. The upper respiratory airway produces over 50% of the total respiratory passage resistance. Today the nasal breathing characteristics are evaluated using various types of rhinomanometers – devices for measurement of pressure differential and airflow in upper respiratory airway. The rhinomanometry methods are divided into the active ones which measure the parameters of physiological nasal breathing and the passive ones in which the measurement procedures are performed using the compressor-assisted artificial air blowing through the nasal cavity. The latter allow to rate the airflow parameters but are of low physiological nature reducing the relevance of the method. With respect to the location of pressure pickups, rhinomanometry is divided into the front rhinomanometry where the pickups are located at the nasal cavity inlet and the rear rhinomanometry where the pressure is measured at the nasal cavity inlet and outlet (in posterior naris area). The direct rhinomanometry methods are based on direct measurement of airflow and pressure differential in the nasal cavity and are most precise, yet with instrumental complexity. The indirect methods measure the minimal number of parameters to calculate the rest thus simplifying the measurement technique and the examination procedure but reducing the accuracy of diagnostics due to additional errors.

Establishment of the principal medical and technical requirements to the device. The analysis of the specified methods and respective devices for the designed multifunctional rhinomanometer is used as the basis for establishment of the principal medical and technical requirements and development of the functional and structural diagram and the procedure of examination. The arrangement of the device must ensure implementation of the active rear rhinomanometry method with direct measurement of airflow and pressure differential in the nasal cavity. Such arrangement provides the highest reliability of measurements. Nasal breathing parameters are determined during the air inlet. The device must include pressure pickups to evaluate the pressure differential at the nasal cavity inlet and outlet, an airflow sensor, and an additional pressure pickup to control the air outlet cycle. It is advisable to use a Venturi [5] nozzle as an airflow sensor which measures pressure in diffuser. This enables to use pressure pickups of the same type thus simplifying the development of schematic diagram of the device. The pressure pickup measurement range must be 0 to 50 kPa with a standard measurement error for such class of medical devices not exceeding 5 %. If analogue pickups are used, a 4-channel ADC must be selected with a quantization increment not exceeding 10 % of the pickup error and a sampling frequency of up to 500 Hz. The control software must be clearly separated at the system and user levels, provide output and storage of diagnostic data in digital and graphic form, and ensure protection against unauthorized (extralegal) access to the hardware setup and calibration data.

Conclusions and outlook. The designed multifunctional rhinomanometer must be capable to perform direct rear active rhinomanometry with the specified metrological characteristics and a capability to implement additional indirect methods of diagnostics of air conduction of upper respiratory airway when direct measurements cannot be done. The outlook for the work involves the hardware and software implementation of the complete device, its metrological attestation, development of patient examination technique to ensure repeatability of results and clear criteria for differential diagnostics of various diseases of upper respiratory airway.

Bibliography. 1. Карпова Е.П. Рациональная местная антибактериальная терапия при синуситах у детей// Российская оториноларингология. v №2 (15). – 2005. – С.16–19. 2. Carney A.S., Bateman N.D., Jones N.S. Reliable and reproducible anterior active rhinomanometry for the assessment of unilateral nasal resistance// Clin. Otolaryngol.- 2000.- № 25.- P.499-503. 3. Козлов В.С., Державина Л.Л., Шиленкова В.В. Акустическая ринометрия и передняя активная риноманометрия в исследовании носового цикла// Российская ринология.- 2002.- № 1.- С. 4-11. 4. Clarke J.D., Hopkins M.L., Eccles R. Evidence for correlation of objective and subjective measures of nasal airflow in patients with common cold// Clin. Otolaryngol. – 2005. – № 30. – P. 35–38. 5. Аврунин О.Г. Методика расчета диаметра сопла Вентури для устройства по определению перепадно расходных характеристик носовых проходов // Прикладна гідромеханіка, гідромашини і гідропневмоагрегати. – 2010, Т2. – № 28. – С.62–66.

РАЗРАБОТКА ВИРТУАЛЬНОГО УЗ-СКАНЕРА КАК ИМИТАЦИОННОЙ ОБУЧАЮЩЕЙ СИСТЕМЫ

Аврунин О.Г., Носова Я.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, каф. БМЭ, тел. (057) 702-13-64,

E-mail: nyav007@gmail.com

This work is dedicated to the creation of a virtual ultrasonic scanner. It can be used to educate students to understand the physical meaning of the ultrasonic scan. The developed program has a friendly interface and easy to use. Advantage of this program is the possibility of quickly modify according to the modern requirements.

В современной системе образования актуальными являются вопросы связанные с обучением студентов-биомедицинеров в высших учебных заведениях. Сегодня

технические средства позволяют демонстрировать работу диагностических приборов, а также физические процессы без особого оборудования и больших затрат при помощи компьютерных средств, т.е. виртуально. Что позволяет не исказить как процесс, так и результат диагностических манипуляций. Будущему биомединженеру особенно важно понимать принципы работы медицинского оборудования, но кафедры в государственных высших учебных заведениях не всегда имеют возможность приобретать дорогостоящие приборы. А в медицинских учреждениях доступ к дорогостоящему диагностическому оборудованию строго ограничен, что не позволяет изучать работу таких устройств на практике. Одним из таких приборов является ультразвуковой сканер, который имеет множество разновидностей, модификаций и режимов (А-режим, В-режим, М-режим, двухмерный режим, трехмерный режим, доплеровский режим и др.). Ультразвуковой метод исследования имеет ряд достоинств, а именно:

- Высокая диагностическая информативность, обусловленная чувствительностью к физическим и физиологическим изменениям характеристик биологических тканей.
 - Способность оценивать динамические характеристики движущихся структур, прежде всего, кровотока.
 - Безвредность обследований для пациента и врача, что обеспечивается достаточно низким уровнем излучаемой мощности ультразвука.
 - Относительно небольшие размеры и вес аппаратуры.
- Также существуют и недостатки ультразвукового метода диагностики:
- Невозможность получения информации о газосодержащих структурах (легкие, кишечник).
 - Трудность получения диагностических данных при наблюдении через структуры со значительным отражением, а также затуханием и рассеянием ультразвука (костные ткани, газосодержащие структуры).
 - Малая чувствительность при исследовании органов и тканей с незначительным различием акустических характеристик.

Поэтому актуальной является задача разработки виртуального ультразвукового сканера для визуализации принципа работы ультразвуковой диагностики, который можно модифицировать в соответствии с современными требованиями.

Разработанное программное обеспечение содержит:

1. Блок установки параметров генерации – позволяет задать длительность цикла сканирования, то есть частоту генерации зондирующего импульса, а также диаметр сканирующего луча.
2. Каталог фантомных изображений – изображения фантомов хранится в файлах отдельного каталога. Эти файлы представляют собой растровые файлы с разрешением 600×250 с восьмибитовым цветовым представлением в формате Windows bitmap (bmp).
3. Блок генерации зондирующего импульса – с помощью этого блока происходит генерация зондирующего импульса, а также прием отраженных эхо-сигналов.
4. Блок моделирования сигнала распространения – этот блок позволяет визуализировать процесс УЗ-сканирования (распространение зондирующего импульса и отражение эхо-сигналов от границы раздела сред).
5. Блок установки параметров визуализации – для отображения эхограммы необходимо установить коэффициенты усиления зондирующего импульса, так как при его распространении с увеличением расстояния от источника генерации импульса происходит ослабление луча. Также необходимо задать размер элементов выходного изображения.
6. Блок отображения в режиме А – А-эхограмма формируется в виде амплитудных значений эхо-сигналов, отраженных от неоднородностей, находящихся на различных расстояниях в пределах луча. Амплитуды фиксируются как функции времени t или расстояния S , что позволяет информировать не только о расстоянии до исследуемых структур, но и об уровне эхо-сигналов от них.

7. Блок отображения в режиме В – эхограмма В-типа представляет собой акустическое изображение, построенное из совокупности принятых эхо-сигналов. Таким образом, информация получается за счет отражения зондирующих импульсов и образования эхо-сигналов. Эхо-сигналы отображаются в виде яркостных отметок на невидимой линии, соответствующей оси зондирующего импульса. Информация в виде яркостных отметок вдоль оси называется акустическими строками. Яркость отметок на акустических строках соответствует амплитуде принятых эхо-сигналов. На рисунке 1 представлен интерфейс данного программного средства.

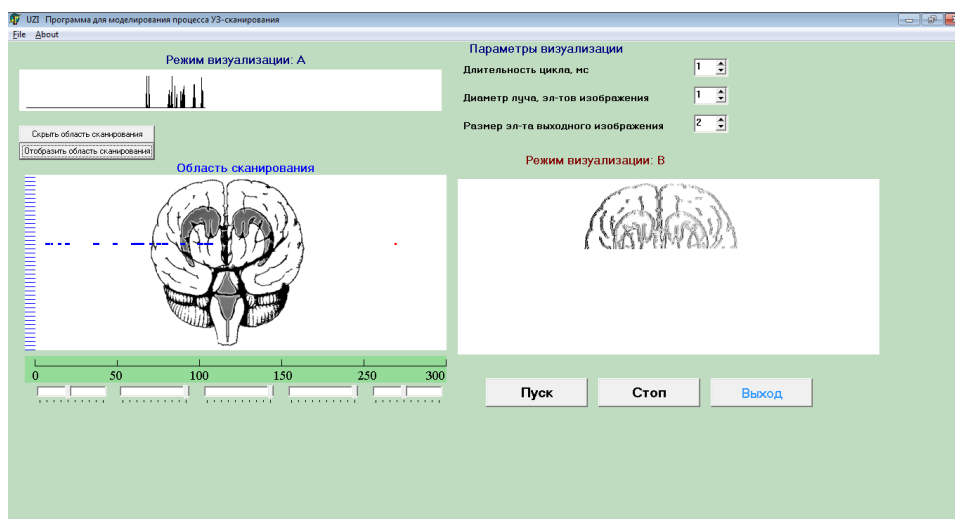


Рис. 1. Интерфейс программы

С помощью разработанного программного средства возможно: задать параметры генерации (длительность цикла сканирования, диаметр сканирующего луча); выбрать вариант фантомного изображения (из каталога); визуализировать процесс УЗ-сканирования; задать параметры визуализации (коэффициенты усиления зондирующего импульса, размер элемента выходного изображения); визуализировать эхограмму в режиме А; визуализировать эхограмму в режиме В, а также скрывать (отображать) область сканирования изображения.

Перспективой работы является добавление различных режимов работы ультразвукового сканера (М-режим (для диагностики в движении), трехмерный режим и др.), планируется проведение сканирования с учетом физических параметров ультразвукового луча (рассеяние, процесс образования звуковой тени, различная скорость распространения луча из-за различной плотности анатомических структур и др.), усовершенствование средств выбора фантомных изображений из каталога, расширение каталога фантомных изображений за счет моделирования ультразвуковых изображений типичных патологических состояний, адаптация программного средства для студентов медицинских специальностей. При этом необходимо, чтобы программа позволяла изучать принципы работы ультразвуковых сканеров в различных режимах работы, а также обеспечивала проведение виртуальной ультразвуковой диагностики.

Список источников. 1. Осипов Л.В. Ультразвуковые диагностические приборы: Практическое руководство для пользователей. – М.: Видар, 1999. – 256с.: ил. 2. Абдулов Р.Я, Атьков О.Ю., Соболев Ю.С. Атлас ультразвуковой диагностики в 2 т., Т.1. – Харьков: Прапор, 1993. – 112 с. 3. Леонов Б.И. Ультразвуковая диагностическая аппаратура: принципы ее построения и клиническое применение. Методические рекомендации. – М.: ВНИИМТ, 1991. – 52 с. 4. Физика визуализации изображений в медицине: в 2 томах/Под ред. С.Уэбба. – М.: Мир, 1991.

АВТОМАТИЗИРОВАННЫЙ АНАЛИЗ АНГИОСЦИНТИГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ НАРУШЕНИЙ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Аврунин О.Г., Пятикоп В.А.*

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

*Харьковский национальный медицинский университет

Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, тел.702-13-64. E-mail: gavrun@list.ru

The work is devoted to design digital angioscintigramm processing algorithms and software. The main aspects of automatic digital processing of angioscintigraphy datasets are proposed and described.

Введение. Применение ядерно-физических методов в медицине привело к появлению новой технологии интраскопии – радионуклидной диагностики, основанной на исследовании процессов накопления и переноса в организме радиофармпрепаратов (РФП). Отличительной чертой методов ядерной медицины является их четко выраженная функциональность. При невысоком пространственном разрешении, в отличие от методов рентгеновской компьютерной или магнитно-резонансной томографии, скинтиграфические изображения способны отражать физиологические и патофизиологические изменения, происходящие в организме. Это достигается за счет использования радиофармпрепаратов, способных накапливаться в определенных морфологических структурах или отражать динамику протекающих в органе физиологических или биохимических процессов [1]. В настоящее время в радионуклидной диагностике применяется три базовых метода – ангиосцинтиграфия, реализуемая с помощью скинтилляционных гамма-камер и дающая интегральную картину распределения РФП в исследуемом органе, однофотонная эмиссионная томография - основанная на послойной визуализации распределения РФП в исследуемом органе, и позитронно-эмиссионная томография - высокоэффективный способ слежения за чрезвычайно малыми концентрациями ультракороткоживущих радионуклидов, которыми помечены физиологически значимые соединения, метаболизм которых исследуется.

Однако томографические радионуклидные методы, в особенности позитронно-эмиссионная томография, чрезвычайно дорогостоящи в настоящее время и применяются только в нескольких ведущих клиниках мира, поэтому актуальной проблемой является совершенствование диагностических возможностей ангиосцинтиграфии – достаточно распространенного в Украине метода радионуклидной диагностики. Одной из таких задач является автоматизация обработки и анализа данных ангиоциркулограмм при исследовании функциональных нарушений головного мозга человека с помощью гамма-камеры.

Целью работы является разработка алгоритмов и программного обеспечения для автоматизированного анализа ангиосцинтиграфических данных при исследовании головного мозга человека на гамма-камере типа ГКС-301Т.

Сущность. Исходными данными для обработки являются ангиоциркулограммы, фиксируемые от выделенных анатомических областей (как правило, симметричных) блоком детекторов гамма-камеры в течение 90 с. Разрабатываемое программное обеспечение делится на два модуля. В модуле предварительной обработки данных выполняется сглаживание результатов измерений для устранения одиночных выбросов, затрудняющих как визуальный, так и автоматизированный анализ ангиоциркулограмм, а также дифференцирование сигнала ангиоциркулограммы по времени и нахождение экстремумов для проведения последующего автоматизированного анализа.

Устранение одиночных выбросов и общее сглаживание ангиосцинтиграмм целесообразно проводить методом скользящего среднего с величиной параметра окрестности усреднения порядка 5-7. Поиск глобального максимума выполняется

методом выбора произвольного максимального. Далее выполняется численное дифференцирование ангиоциркулограммы.

Основными диагностическими показателями, определяемыми по ангиоциркулограмме являются следующие величины:

$T_{МК}$ – время мозгового кровотока, – интервал времени от точки начала существенного увеличения скорости накопления РФП до точки максимума накопления;

$T_{В}$ – время выведения индикатора, – длительность нисходящего сегмента циркулограммы от точки максимума до уровня существенного снижения скорости выведения РФП (до начала условной линии фона);

$T_{Ц}$ – время циркуляции, – интервал времени от точки начала существенного увеличения скорости накопления РФП до до начала условной линии фона;

$T_{П}$ – время перфузии, – интервал времени от начала исследования до максимального уровня накопления РФП; $T_{S_{арт}}$ – интервал времени полувведения РФП; $T_{S_{вен}}$ – интервал времени полувыведения РФП.

Разработанный алгоритм определения вышеперечисленных характеристик основан на логическом анализе диагностических данных и нахождении контрольных точек, характеризующих диагностически-значимые временные интервалы.

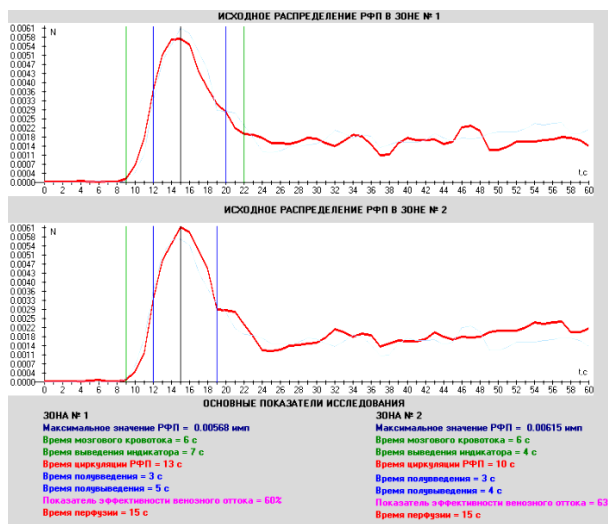


Рис. 1. Рабочее окно программы автоматизированного анализа ангиоциркулограмм.

Вертикальными линиями обозначены исходные визуальные диагностические характеристики, определяемые в автоматическом режиме.

Выводы. В результате работы разработано расчетно-графическое программное обеспечение для автоматизированного определения основных диагностических показателей ангиосцинтиграфического исследования, связанных с накоплением и выведением РФП, таких как время мозгового кровотока, время выведения индикатора, время циркуляции РФП, временные характеристики перфузии, полувведения и полувыведения РФП, а так же показатель эффективности венозного оттока. Программное обеспечение обладает простым удобным интерфейсом, отображающим диагностическую информацию в числовом формате с визуальной интерпретацией определяемых показателей, что существенно повышает наглядность диагностики и позволяет специалисту контролировать автоматический расчет. Перспективой работы является оценка возможностей применения разработанных алгоритмов для диагностики функциональных заболеваний головного мозга человека.

[1] Лишманов Ю.Б., Чернов В.И. Радионуклидная диагностика для практических врачей.- Томск: STT, 2004. –394 С.

РЕНТГЕНІВСЬКА МОРФОДЕНСИТОМЕТРІЯ ПРИ ДОСЛІДЖЕННІ ВІКОВИХ ОСОБЛИВОСТЕЙ КІСТОК КІНЦІВОК ВЕЛИКОЇ РОГАТОЇ ХУДОБИ

¹Яценко І.В., ¹Бондаревський М.М., ¹Кам'янський В.В., ²Авер'янова Л.О.

¹Харківська державна зооветеринарна академія,
62341, Харківська обл., Дергачівський район, смт. Мала Данилівка,
кафедра ветеринарно-санітарної експертизи та судової ветеринарної медицини
тел. (05763) 57-483, E-mail: yacenko-71@yandex.ru

²Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Леніна, 14, каф. БМЕ, тел. (057) 702-13-64, факс (057) 702-11-13,
E-mail: liandr@ukrpost.ua

This paper is devoted to discussion of the problem of use of X-ray densitometry of radiograph of the cow limb bones for forensic veterinary examination.

Вступ. Серед розмаїття біологічного матеріалу, який є об'єктом судової ветеринарної експертизи, суттєве значення кісток скелета полягає в тому, що вони несуть постійні, об'єктивні, надійні, суттєві морфологічні ознаки, котрі вірогідно характеризують таксономічну, статеву та вікову належність об'єкта досліджень. Крім того, для них характерна здатність зберігати свою будову навіть після відділення від тіла. Недостатньо розкриті питання щодо методології дослідження кісткового матеріалу як речового доказу у судово-ветеринарній експертизі. Не вичерпана проблема створення і використання комп'ютерних технологій у судово-ветеринарній експертизі, а також не розроблені комп'ютерні програми для встановлення віку ссавців за еталонно-тестовим принципом, що дало б можливість скоротити термін проведення експертиз і пришвидшити оформлення експертної документації, тобто автоматизувати цей процес.

Мета роботи. Дослідження можливостей застосування рентгенівської денситометрії як методу судово-ветеринарної експертизи для визначення віку великої рогатої худоби (ВРХ) за особливостями кісткових залишків кінцівок.

Матеріал і методи дослідження. Кістки плесна відбирали від забитої, клінічно здорової великої рогатої худоби червоно-рябої породи (50 кісток плесна від 50 голів ВРХ самців та самок). Рентгенографію кісток плесна виконували на апараті Agmap за таких параметрів: анодна напруга на трубці – 120 кВ, сила струму – 210 mA/s, фокусна відстань до рентген-плівки – 90 см, експозиція – 3с. Рентгенографію кісток виконували у дорсопальмарній проекції. Рентгенограми сканували сканером UMAX PowerLook II.

Результати дослідження. Завдяки особливому хімічному складу та фізичним властивостям кістки тривалий час зберігають інформацію про механізм травматичних пошкоджень чи розчленування трупа, дають можливість з'ясувати термін його перебування у зовнішньому середовищі, а отже, час настання смерті. Структурні параметри кісток скелета використовуються нині для ідентифікації особи у судовій медицині, для історичних та археологічних досліджень.

Для дослідження кісткового матеріалу експертами застосовуються наступні методи: макроостеоскопічний, рентгеноморфологічний, остеометричний, мікроскопічний, спектроскопічний, біометричний. Застосування ж рентгенівської денситометрії кісток потребує наявності спеціалізованих засобів фотометричного аналізу рентгенівського зображення, оскільки оптична щільність рентгенограм кісток не може бути кількісно визначена при їх візуальному аналізі. Спеціалістами Харківського національного університету радіоелектроніки розроблено метод комп'ютерної рентгенівської морфоденситометрії трубчастих кісток людини. Можливості методу, реалізовані у програмному засобі X-rays V.3, дозволили вперше провести серію досліджень трубчастих кісток кінцівок ВРХ з метою встановлення вікових відмінностей та запропонувати рентгеноденситометричний показник (РДП) стану кісток ВРХ.

Шляхом експериментальних досліджень, а також з урахуванням фізіологічних особливостей мінералізації кісток кінцівок [1,2,3] було виділено десять вікових груп ВРХ (від новонароджених до 12-річних). Дослідження відцифрованих рентгенівських знімків

кісток плесна за допомогою програмного модуля X-rays V.3 показали, що значення РДП середньої третини діафіза цих кісток мають тенденцію до збільшення від народження ВРХ до 5-річного віку (табл. 1, 2). У наступних дослідних групах спостерігається поступове зниження РДП (табл. 1).

Таблиця 1 - Динаміка РДП кісток плесна у діафізі

метричний параметр Біо-	Вікові групи, міс.									
	I	II	III	IV	V	VI	VII	VIII	IX	X
	0 - 2	2 - 4	4 - 6	6 - 9	9-14	14-20	20-36	36-60	60-120	120-144
РДП	0,43	0,54	0,78	0,81	0,83	0,88	0,90	0,98	0,83	0,80
$\pm m$	0,15	0,07	0,06	0,09	0,05	0,07	0,05	0,04	0,01	0,05
σ	0,21	0,09	0,08	0,18	0,11	0,09	0,12	0,10	0,01	0,08

Таблиця 2 - Достовірність значень РДП кісток плесна за Стьюдентом

параметри метричні Біо-	Вікові групи								
	I-II	II-III	III-IV	IV-V	V-VI	VI-VII	VII-VIII	VIII-IX	IX-X
t_c	0,96	3,99	0,31	0,21	0,79	0,3	1,07	2,99	0,45
$P <$	$\geq 0,1$	0,01	$\geq 0,1$	$\geq 0,1$	$\geq 0,1$	$\geq 0,1$	$\geq 0,1$	0,05	0,01

Максимальне збільшення РДП реєструється у період від народження ВРХ до 6-міс. віку на 25,6 % між першою і другою та на 44,4 % між третьою та четвертою віковими групами (табл. 1, 2). Така динаміка очевидно пов'язана з інтенсивними процесами росту досліджуваного кісткового органа у тварин цього періоду. З 6-міс. до 20-міс. віку значення РДП діафіза кісток плесна продовжує зростати, проте з дещо меншою інтенсивністю – з 3,8 % між третьою та четвертою віковими групами до 2,3 % – між шостою та сьомою. Деяке поживлення реєструється між сьомою та восьмою віковими групами, при цьому РДП зростає на 8,0 %. Максимальних значень РДП діафіза кісток плесна досягає у тварин восьмої вікової групи (3-5 років), що співпадає з настанням фізіологічної зрілості кісткової системи тварин цього виду. У ВРХ старше 5-річного віку спостерігається зниження значень РДП, зокрема між восьмою та дев'ятою віковими групами (5-10 років) цей показник зменшується на 15 %, а між дев'ятою та десятою – лише на 3,6 %. Поступове зменшення значення РДП діафіза кісток плесна у ВРХ 5-річного віку є закономірним та природним, та пояснюється очевидно віковими змінами гормонального статусу тварин [1].

Висновки. Використання програмного модуля X-rays V.3 дозволяє об'єктивно оцінити вікові денситометричні характеристики компактної речовини середньої третини діафіза кісток плесна ВРХ. Вважаємо доцільним використання методу комп'ютерної рентгенівської морфоденситометрії для вирішення завдань у судово-ветеринарній експертизі, зокрема для діагностики віку тварин за рентгенограмами її кісткових залишків у комплексі із взаємодоповнюючими методиками.

Література. 1. Криштофорова Б. В. Біологічні основи ветеринарної неонатології / Криштофорова Б. В., Лемещенко В. В., Стегней Ж. Г. – Сімферополь, 2007. – 366 с. 2. Гаврилин П. Н. Особенности оксификации некоторых костных органов скелета телят неонатального и молочного периодов / Гаврилин П. Н. // Научные труды КГАУ. – Симферополь, 1999. – С. 33-31. 3. Яшина В.В. Морфофункціональний адаптогенез кісток пальців теличок при різній руховій активності : автореф. дис. ... канд. вет. наук / Яшина В.В. – К., 1994. – 21 с.

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПЛОТНОСТИ ЯИЧНИКОВ КОРОВЫ ПО ДАННЫМ УЗИ

Карпенко Т.А., Аврунин О.Г.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
Украина, 61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, каф. БМЭ, тел. 70-21-364

E-mail: gavrun@list.ru

In modern veterinary medicine actual is a determination to density gonad cows for determination reproductive performance of animal, as well as revealing the diseases, in accordance with compaction of the structure gonad. The purpose of the work is a development of the methods, as well as creation of software programs for automatic processing and improvements brightness features data, got on base result ultrasonic studies, and automatic determination to density gonad cows. The prospect of the work is an approbation marketed in software ensuring the method and shaping statistical-clean datas for discriminant of the analysis for the reason determinations diagnostic-significant sign.

В современной ветеринарии актуальным является определение плотности яичников коровы для определения репродуктивности животного, а также выявление заболеваний, связанных с уплотнением структуры яичников (гипотрофия, гипоплазия, дисфункция яичников и т.д.).

Наиболее предпочтительным и доступным методом визуализации яичников коровы является ультразвуковое исследование (УЗИ). УЗИ позволяет просто и безболезненно исследовать морфологические и функциональные характеристики внутренних органов и систем. Данный метод исследования позволяет получить наиболее полные и достоверные данные об исследуемом органе, исследовать глубинные структуры организма животного, выявлять патологические процессы.

Целью работы является разработка методов, а также создание программного средства для автоматизированной обработки и улучшения яркостных характеристик данных, полученных на основе результатов УЗИ, и автоматическое определение плотности яичников коровы. На программное средство возлагаются функции вторичной обработки данных и визуализации результатов обследования.

Материалы и методы исследования. Работа проведена на кафедре акушерства, гинекологии и биотехнологии размножения животных Харьковской государственной зооветеринарной академии. Исследования проводились в период с 2010 по 2011 год на коровах молочной породы с помощью ультразвукового диагностического прибора SLE-101PC рис.1

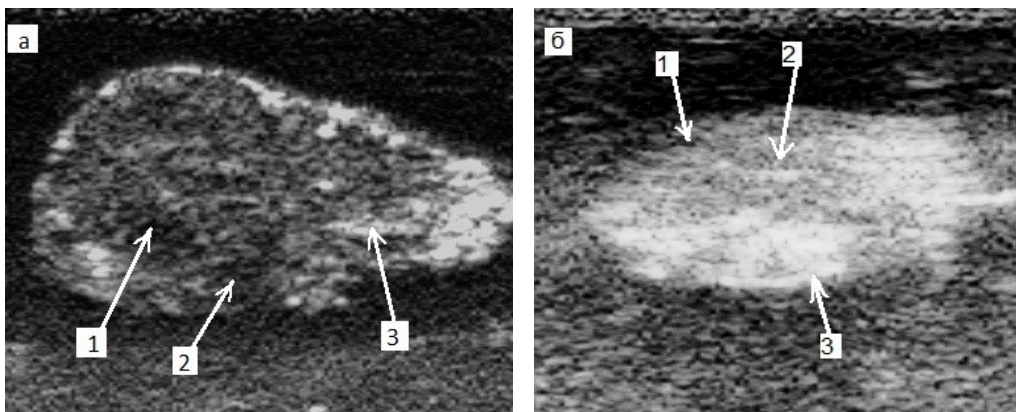


Рис.1 УЗИ яичников коровы (а-норма. б - патология)

Для решения поставленных задач также были проведены дополнительные исследования с помощью УЗИ однородных структур (тестовых объектов), близких по

плотности с плотностями яичников коровы, и определение их плотности, с помощью формулы: $\rho = \frac{m}{V}$, (m – масса яичника, кг; V - объем яичника, м³).

В результате исследований было разработано в среде Delphi программное средство, которое выполняет в автоматизированном режиме обработку УЗ-сканогрaмм яичников и определяет их плотность (рис.2). Данное программное средство позволяет автоматически определять плотность выделенного объекта по интенсивности элементов изображения.

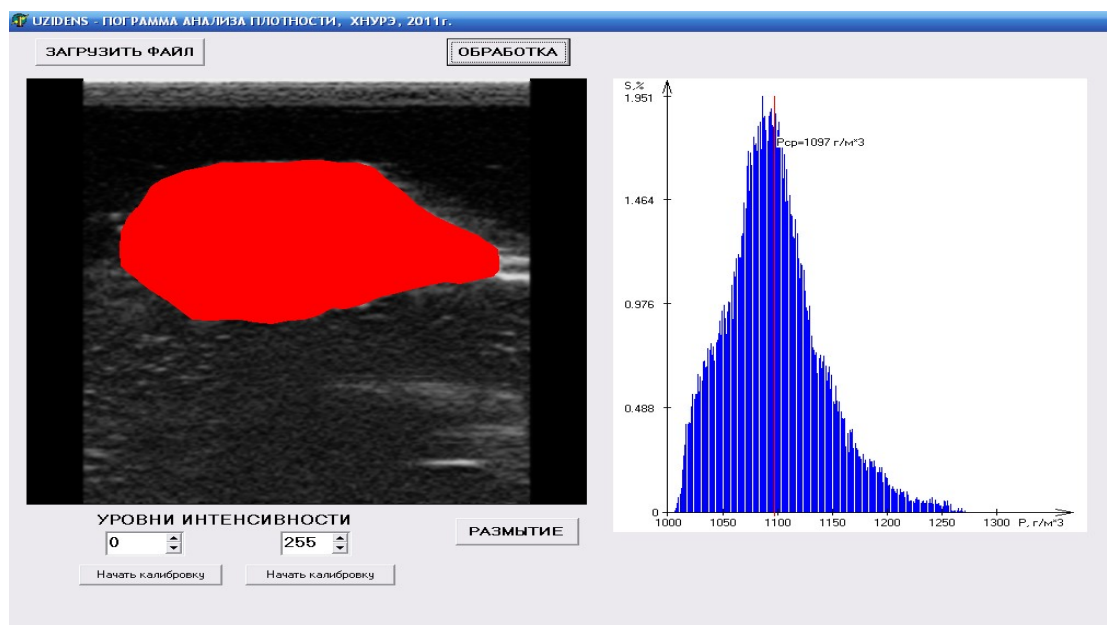


Рис. 2

По данным исследований плотность яичников коровы составляет в норме от 1037 кг/ м³ до 1100 кг/ м³.

Перспективой работы является апробация реализованного в программном обеспечении метода и формирование статистически-достоверных данных для дискриминантного анализа с целью определения диагностически - значимых признаков. Так же планируется совершенствование и отладка графического интерфейса программы.

ПРИМЕНЕНИЕ ТЕХНОЛОГИИ OPENCL ПРИ ОБРАБОТКЕ СЕРИЙ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ПЛАНИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЕ

Тымкович М.Ю., Аврунин О.Г., Семенец В.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, каф. БМЭ, тел. (057) 702-13-64

E-mail: maxim_tymkovich@ukr.net

This work is dedicated to the development of modern methods of parallel image processing in planning of surgery on the brain. The main problems of processing images in planning system considered and solutions have been proposed.

Одной из наиболее опасных медико-биологических проблем является проблема злокачественных новообразований, которые обнаруживают у более чем 180 тыс. Каждый год от рака умирает почти 90 тыс., среди которых 35 процентов трудового возраста. Среди онкологических заболеваний значительное место занимают новообразования головного мозга человека. В большинстве случаев людей, с подозрением на опухоль

головного мозга, диагностируют с помощью КТ и МРТ, что позволяет установить диагноз в 95 % случаев [1].

Для проведения малоинвазивных вмешательств используются специализированные планирующие системы, так как интерпретация КТ и МРТ данных достаточно сложна. Планирующие системы позволяют, опираясь на опыт специалиста, определить оптимальный путь оперативного вмешательства. При этом следует учитывать сложность построения такой системы, а также низкие параметры быстродействия таких систем. Поэтому актуальной является задача повышения быстродействия обработки томографической диагностической информации для планирования лечебных воздействий.

В первую очередь рассмотрим характеристики томографических срезов - исходных данные для планирующей системы. При использовании 100 срезов с разрешением 512x512 элементов изображения, их результирующее количество составляет 26214400 элементов. Такое число может показаться незначительным для хранения и простейшего графического вывода, однако в планирующих системах используется большое число ресурсоемких операций, что влечет за собой длительный период обработки.

Использование стандартных подходов к решению данной задачи (увеличение тактовой частоты процессора) не приводит к необходимому результату, так как процессоры достигли пиковой частоты. Поэтому необходимо использовать системы с несколькими вычислительными устройствами (ядрами), и максимально распараллелить код. Но, следует взять во внимание то, что использование множества устройств в качестве вычислителей (грид-системы, системы кластеров) влечет за собой увеличение энергопотребления, габаритов и цены данной системы. Поэтому, хорошей альтернативой является использование многоядерных процессоров (в том числе графических и специализированных).

Для обработки изображений идеально подходят системы с одиночным потоком команд и множественным потоком данных. При данном подходе, обработка каждого пикселя изображения выполняется на одной вычислительной единице, а управляется все одним потоком команд. В настоящее время существует значительное количество архитектур вычислителей, с различным набором команд, с различными поддерживаемыми технологиями. Поэтому для выполнения программы необходимо для каждого вычислителя написать свой код, что является весьма затруднительным. Однако существует фреймворк для написания параллельных программ на различных графических ускорителях – OpenCL. Для проверки эффективности использования технологии OpenCL, была выбрана реальная задача из области обработки медицинских изображений, а именно фильтр Kuwahara. [2]. Выбор данного фильтра объясняется сложностью его работы, а конкретней, наличием вложенных циклов и ветвлений, что может повлечь за собой снижение скорости выполнения кода. Фильтр реализован в двух исполнениях, а именно с константным размером фильтра равным 3, а также переменным размером фильтра равным 5-14. Пример работы фильтра представлен на рисунке.

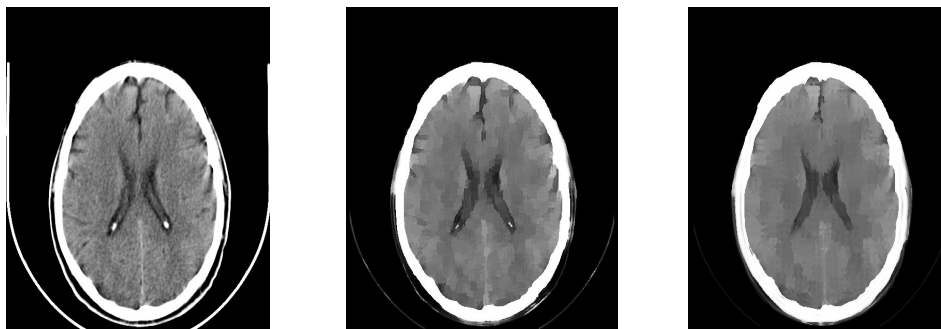


Рис. 1 Результат тестирования фильтра Kuwahara выполненный на OpenCL

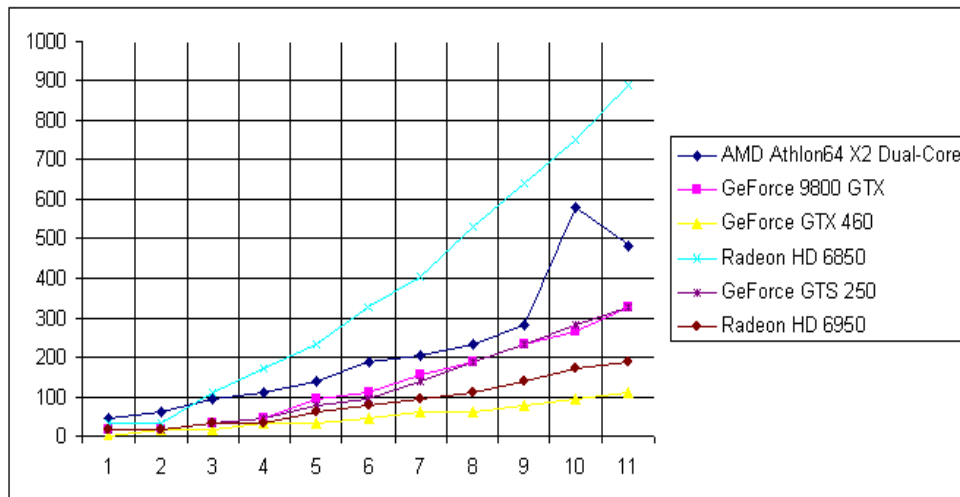


Рис. 2 Скорость выполнения кода на различных устройствах

Из графика следует, что скорость выполнения на современных GPU, превышает скорость работы CPU (с двумя ядрами) в некоторых местах 3-4 раза, при том условии, что код специально не оптимизирован и содержит множество ветвлений. Архитектуры GPU более ранние, требуют оптимизации.

Использование OpenCL является необходимым, так как позволяет выполнить код на CPU и GPU и таким образом ускорить время расчета. Кроме того, при реализации более простых алгоритмов обработки изображения, скорость увеличивается в десятки раз, что в последующем должно значительно сократить временные затраты на исполнение программного кода в блоке обработки изображений системы планирования операций.

1. Україна. Закони. Про затвердження Загальнодержавної програми боротьби з онкологічними захворюваннями на період до 2016 року [Текст] : закон України. Офіц. вид. – К.: – Відомості Верховної Ради України, 2010, N 11. – 110 с.

2. Haidekker, M. Advanced Biomedical Image Analysis [Текст] / M.Haidekker. – New Jersey: Wiley, 2011, 519 с. ISBN 978-0-470-62458-6.

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ ГИСТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Лищенко Р.И., Аврунин О.Г.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем,
тел. 702-13-64.

Введение. Гистологические изображения получают путем регистрации микроскопических изображений гистологических препаратов с помощью окулярной цифровой видеокамеры. Применение математических методов обработки гистологических изображений позволяет улучшить точность результатов исследований, а также ускорить диагностику, например, онкологических заболеваний. Задачей обработки гистологических изображений является выделение объектов на гистологических препаратах и измерение их параметров.

Сущность. В работе проводится анализ алгоритмов низкоуровневой сегментации цифровых изображений. Обработка изображений включает в себя несколько этапов: повышение качества исходного изображения, выделение гистологических объектов и определение их геометрических характеристик.

Гистологические структуры обладают невысокой контрастностью, кроме того на изображениях могут присутствовать шумы. Для устранения таких недостатков применяются такие меры, как повышение контрастности, фильтрация, устранение размытости, устранение шумов.

Сглаживание шумов производится по методу усреднения значений яркости элементов изображения, например, медианной фильтрации, что является нелинейным методом обработки изображений и имеет следующие преимущества: сохраняет резкие перепады (границы); эффективно сглаживает импульсный шум; не изменяет яркость фона.

Для определения гистологических объектов, а также для точного установления геометрических характеристик структурных элементов важно четко выявить контура гистологических структур, для этого необходимо применить методы подчеркивания контуров с целью усиления разницы между градациями яркости контурных элементов объекта и соседних элементов фона. Такими методами являются высокочастотная пространственная фильтрация, а также метод статического дифференцирования.

Медианная фильтрация. Является нелинейным методом обработки изображений и имеет следующие преимущества: сохраняет резкие перепады (границы); эффективно сглаживает импульсный шум; не изменяет яркость фона. Медианная фильтрация осуществляется путем движения некоторой апертуры (маски) вдоль дискретного изображения и замены значения центрального элемента маски медианным значением (среднее значение упорядоченной последовательности) исходных элементов внутри апертуры.

Для выделения гистологических объектов на изображениях используются различные методы сегментации. Под сегментацией понимается разделение цифрового изображения на несколько областей имеющих содержательный смысл: объекты, их границы.

Пороговые методы сегментации заключается в преобразовании функции яркости изображения.

Методы наращивания областей основаны на использовании локальных признаков изображения. Идея метода наращивания областей состоит в анализе сначала стартовой точки, затем ее соседних точек и т.д. в соответствии с некоторым критерием однородности, и в последующем зачислении проанализированных точек в ту или иную группу (количество стартовых точек должно быть равно количеству однородных областей на изображении). В более эффективных вариантах метода в качестве отправной точки используются не отдельные пиксели, а разбиение изображения на ряд небольших областей. Затем каждая область проверяется на однородность, и если результат проверки оказывается отрицательным, то соответствующая область разбивается на более мелкие участки. Процесс продолжается до тех пор, пока все выделенные области не выдержат проверку на однородность. После этого начинается формирование однородных областей при помощи наращивания.

В сегментации методом водораздела рассматривается абсолютная величина градиента изображения как топографической поверхности. Пиксели, имеющие наибольшую абсолютную величину градиента яркости, соответствуют линиям водораздела, которые представляют границы областей. Вода, помещенная на любой пиксель внутри общей линии водораздела, течёт вниз к общему локальному минимуму яркости. Пиксели, от которых вода стекается к общему минимуму, образуют водосбор, который представляет сегмент.

Использование алгоритмов сегментации гистологических объектов способствует повышению эффективности работы исследователя и получению более качественных и точных результатов измерения характеристик гистологических объектов.

Методы выделения контуров. Не редко приходится сталкиваться с задачей нахождения периметров, кривизны, факторов формы, удельной поверхности объектов.

Все перечисленные задачи так или иначе связаны с анализом контурных элементов объектов.

Общим для всех этих методов является стремление рассматривать границы как область резкого перепада функции яркости изображения отличает же их вводимая математическая модель понятия границы и алгоритм поиска граничных точек. В соответствии с поставленными задачами к алгоритмам выделения контуров предъявляются следующие требования: выделенные контуры должны быть утонченными, без разрывов и замкнутыми. Таким образом, процесс выделения контуров несколько усложняется в связи необходимостью применять алгоритмы утончения и устранения разрывов.

Выводы. Перспективой работы является разработка программного обеспечения для тестирования стандартных методов обработки для выяснения их возможностей при обработке гистологических изображений и автоматизированном анализе объектов на микропрепаратах.

Литература 1. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005.–1072с 2 Прэтт У.К. "Цифровая обработка изображений". - М.: Мир, 1982. Т.1.-2. 792 с.

МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ДАННЫХ ПРИ ПЛАНИРОВАНИИ ХИРУРГИЧЕСКИХ ВМЕШАТЕЛЬСТВ НА ЛИЦЕ ЧЕЛОВЕКА

Книгавко Ю.В., Аврунин О.Г.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем,
тел. 702-13-64. E-mail: yukni@mail.ru

The advantages of using polygonal meshes rasterization method and ray casting method for precise mapping of human face anatomical structures are described. The efficiency of these methods in the computer plastic surgery planning systems is justified. This paper also contains general recommendations and possible ways to increase performance of visualization module.

Введение. В наши дни медицинская визуализация, как симбиоз интроскопии, медицины и компьютерной графики, находит все новые и новые области применения, поднимая возможности диагностики, раннего выявления патологий, планирования оперативных вмешательств, на новый, не достижимый ранее уровень. Важной и актуальной задачей, стоящей перед разработчиками современных средств медицинской визуализации, является выбор наиболее подходящих средств из всего арсенала алгоритмов и моделей обработки и отображения интроскопических данных. То есть выбор именно тех методов, которые были бы наиболее информативными при данном типе интроскопического исследования, и которые бы позволили наиболее точно понять лечащему врачу картину патологии, анатомические особенности пациента, предварительно построить план хирургического вмешательства или терапии. Целью данной работы является поиск методов визуализации, позволяющих по результатам компьютерной рентгеновской томографии достоверно отображать анатомические структуры лица человека, а также подтверждение применимости выбранных методов в системах планирования хирургических вмешательств на лице человека. Кроме правильного подбора методов визуализации, важную роль играет и их эффективная реализация, так как одним из главных требований систем медицинской визуализации является сохранение масштаба реального времени при отображении сложных биологических объектов.

Сущность. Большинство современных методов компьютерной трехмерной визуализации томографических данных можно разделить на две основные группы: методы, использующие полигональное представление отображаемых объектов и методы, основанные на принципе отбрасывания и трассировки лучей. Каждая группа методов имеет свои преимущества, недостатки и показания к применению.

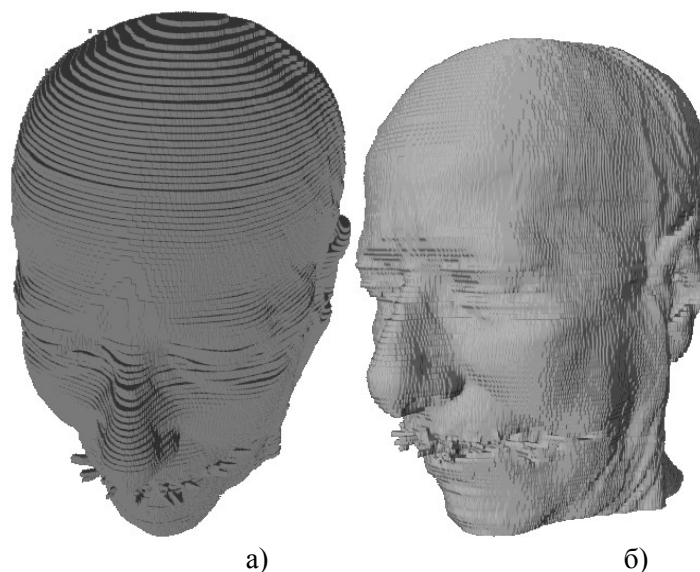


Рис. 1 Трехмерная модель головы человека а) воксельная модель, б) модель, построенная с использованием алгоритма Marching Cubes

К наиболее известным методам построения полигональных трехмерных моделей относятся: представление сегментированных элементов объема трехмерными кубами - вокселизация (см. рис. 1а), алгоритмы Скалы, Канейро (Marching Tetrahedrons), МТ6, Marching Cubes (см. рис. 1б) и т.д.

При правильном применении методов используемого графического API, отображение полигональных сеток, как правило, является самым быстрым способом трехмерной визуализации, поскольку архитектуры видеоускорителей последние 13 лет разрабатываются для аппаратного ускорения растеризации треугольников. Для того чтобы задействовать графический конвейер наиболее эффективно, необходимо собрать все графические примитивы в вершинные и индексные буферы. Такая организация дает возможность единожды в вершинном буфере определить вершины, имеющие одинаковые координаты, но задающие разные треугольники. Индексный буфер представляет собой массив 16 или 32 разрядных целых беззнаковых чисел, которые задают смещение в вершинном буфере вершин, образующих треугольник, в зависимости от выбранной топологии примитивов. Данный подход позволяет существенно снижать объем памяти, требуемый для хранения информации о геометрии модели и повышать скорость рендеринга за счет сокращения количества вызовов GAPI. Кроме того полигональные модели могут быть экспортированы в файлы различных трехмерных форматов, с возможностью последующего открытия и редактирования данных этих файлов пакетами трехмерного моделирования. Перечисленные преимущества и приведенные иллюстрации дают основания считать возможным использование данных моделей при визуализации лица человека при планировании пластических операций.

Эффективный вывод сложных полигональных моделей требует добавления в систему обработки и отображения томографических данных модуля оптимизации полигонов. Такая оптимизация должна включать в себя уменьшение количества треугольников, описывающих визуализируемый объект за счет удаления заведомо невидимых частей, объединение нескольких треугольников, лежащих в одной плоскости в один треугольник. Так, при подготовке воксельной модели, целесообразно проводить удаление как отдельных граней, являющихся общими для нескольких вокселей, так и устранение целых вокселей, невидимых извне модели. Объединение смежных граней вокселей в одну грань выливается в значительное снижению числа примитивов модели. Переупорядочивание потока индексов вершин треугольников с учетом организации кэша трансформаций видеокарты, позволяет снизить число проводимых матричных

преобразований и существенно увеличить количество отображаемых треугольников модели в единицу времени. Описанные выше приемы оптимизации позволяют в реальном времени визуализировать модели, полученные триангуляцией томографических данных большого объема (сотни миллионов вокселей).

Однако для того, чтобы проводить визуализацию элементов объемного датасета, необходимо знать какие именно воксели принадлежат исследуемому объекту и должны быть отображены при визуализации, а какие наоборот отброшены. Это процедура осуществляется благодаря формированию бинарной маски, полученной после пороговой сегментации данных интроскопии. Операция подбора величины пороговой яркости для видимых элементов томографического куба должна проводиться в ручном режиме и требует интерактивности в отображении исходных данных при изменении видимого диапазона яркостей визуализируемых вокселей.

Справиться с этой задачей, и удовлетворить указанным выше требованиям может метод отбрасывания лучей до первого столкновения. Он позволяет практически мгновенно получать высокодетализированные проекции исследуемых объектов при динамически изменяемом пороге отображения. Результаты применения этого метода к последовательности томографических срезов головы пациента при различных значениях порога представлена на рисунке 2а, б.

Кроме изменения диапазона гистограммы, подлежащего отображению, отбрасывание лучей позволяет на лету менять видимую часть томографического куба, вырезать части объема, показывать непосредственно на модели томографические данные и результаты сегментации анатомических структур (см. рис. 2, в), изменять различные настройки визуализации.

Одним из этапов метода отбрасывания лучей является расчет начальных и конечных координат луча в пространстве визуализируемого объема для каждого пикселя получаемой проекции.

Как правило, эта операция производится посредством отдельной растеризации передних и задних граней куба, ограничивающего томографический объем. При таком подходе, на следующих этапах выполняются лишние проверки пересечения луча с отображаемыми элементами объема на тех участках траектории луча, которые находятся до точки столкновения с визуализируемым объектом.

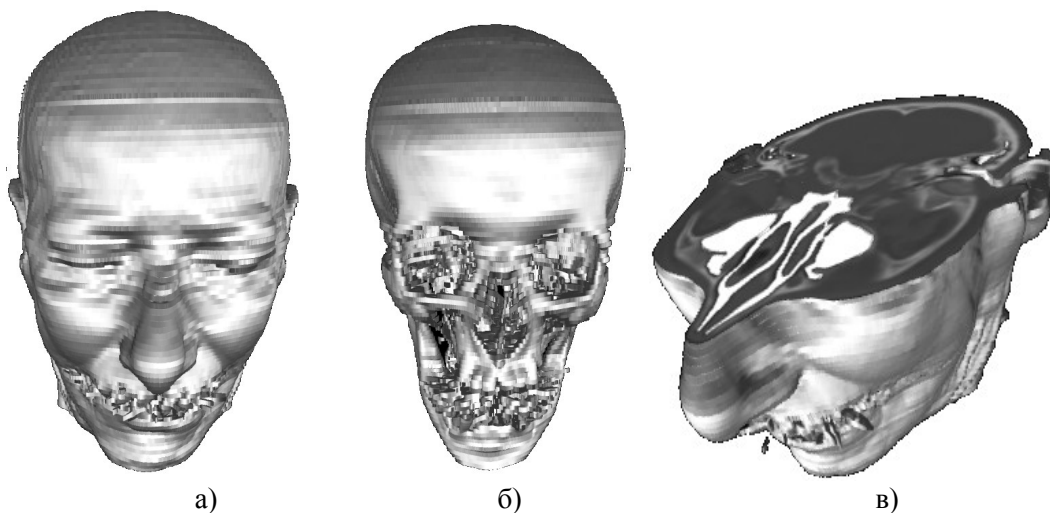


Рис. 2 Иллюстрация пространственной визуализации методом отбрасывания лучей

Растеризация воксельной модели, построенной для отображаемых элементов объема, вместо ограничивающего куба позволяет существенно сократить путь луча, на протяжении которого проводится проверка на пересечение с вокселями, прошедшими

пороговую сегментацию. Данная оптимизация приводит к значительному ускорению метода отбрасывания лучей.

Выводы. В работе рассмотрены преимущества использования методов растеризации полигональных моделей и метода отбрасывания лучей для высокоточного отображения анатомических структур человеческого лица по результатам компьютерной томографии. Доказана их эффективность и возможность использования в системах компьютерного планирования хирургических вмешательств на лице человека. Рассмотрены основные пути повышения производительности модуля, осуществляющего визуализацию медицинской информации. Перспективой работы является разработка алгоритмов, реализующих аппроксимацию сплайнами внешних контуров лица человека, с возможностью ручного изменения этих контуров и интерактивным отображением результатов проведенных манипуляций.

ПРАКТИЧНЕ ВИКОРИСТАННЯ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ ДООПЕРАЦІЙНОГО ПЛАНУВАННЯ ХІРУРГІЧНОЇ КОРЕКЦІЇ ОКОРУХОВОГО АПАРАТУ ЛЮДИНИ

Кухаренко Д.В., Мосьпан В.О., Смченко В.І.

Кременчугский национальный университет имени Михаила Остроградского

Кременчуг, 39600, ул. Наб. л-та Днепрова, 52, к. 43,

тел. 0688980515. E-mail: dimon-dimonovich@mail.ru

Offered the computer system enables to present reasons and mechanisms of development of certain forms of cross-eye, and also forecast the results of surgical interferences on oculomotor muscles. Using the computer system of the peredoperaciynogo planning of surgical correction of oculomotor vehicle, an ophthalmologist-surgeon will be able to choose optimum tactic of surgical treatment and dosage of operative interferences for a concrete patient, and also exactly to measure out operations on the lower slanting muscle without a risk origins of complications. The computer system considerably abbreviates due to the comfort of measurings and stay of patient under anesthesia.

Вступ. На сьогоднішній день проблеми косоокості повністю не вирішені. Відповідно до медичної статистики 5% дітей страждають тою або іншою мірою косоокості. Основним способом усунення косоокості залишається оперативне втручання. Суть будь якої операції з приводу косоокості в зміні тонуусу, тобто сили дії того чи іншого окорухового м'яза, чи в зміні місця прикладення цієї сили. Емпіричним шляхом було створено операції і схеми хірургічного лікування, які з більшим чи меншим успіхом дозволяли усунути косоокість у більшості хворих. При цьому горизонтальну співдружну косоокість навчилися оперувати досить успішно, вертикальну – значно гірше, а синдром вертикальної неспівдружності або А-V-X синдроми, не дивлячись на те, що за них активно взяли ще в кінці п'ятидесятих років ХХ сторіччя, до останнього часу, гарантовано не навчився ніхто. Таким чином приступаючи до операції офтальмолог-хірург має надію тільки на свій власний досвід і удачу.

Емпіричні методи тут мало ефективні, через велику різноманітність і складність такої косоокості. Тому, для подальшого підвищення ефективності хірургії косоокості потрібна комп'ютерна система передопераційного планування хірургічної корекції окорухового апарату. Такі комп'ютерні системи існують [2,3] вони мають в своєму складі тривимірну модель окорухового апарату, але вони не мають в своєму складі кількісних і якісних показників для визначення параметрів, необхідних для хірургічної корекції.

Сутність. Запропонована комп'ютерна система [1] дає можливість уявити причини та механізми розвитку певних форм косоокості, а також прогнозувати результати хірургічних втручань на окорухових м'язах.

Користуючись комп'ютерною системою передопераційного планування хірургічної корекції окорухового апарату, офтальмолог-хірург зможе вибрати оптимальну тактику хірургічного лікування і дозування оперативних втручань для конкретного хворого.

Наведемо декілька прикладів використання запропонованої комп'ютерної системи. Приклад №1. У пацієнта з діаметром очного яблука 20мм (радіус – 10мм) планується рецесія внутрішнього прямого м'яза. „Таблична” величина рецесії для девіації у даного пацієнта становить 6мм. Проте, табличні дані розраховані на середню величину очного яблука – (радіус – 12мм). Необхідно визначити, яка величина рецесії показана пацієнту, враховуючи розміри його очного яблука. Алгоритм наших дій такий.

Після ввімкнення програми маніпулятором типу «миша», з допомогою лівої клавіші, встановлюємо на поверхню моделі очного яблука точку М (рисунок 1), яка має координати довгота 270°, широта 35,8°. Це середина прикріплення внутрішнього прямого м'яза. Відшукати цю точку легко, оскільки зона прикріплення внутрішнього прямого м'яза зображена на поверхні моделі і позначена літерами MRM. У вікно (37) вводимо радіус очного яблука – 12мм. Тепер нам треба визначити координати прикріплення середини внутрішнього прямого м'яза після 6мм рецесії. Оскільки довгота при цьому залишиться незмінною, з допомогою правої клавіші миші, на меридіані 270° встановлюємо точку М'. Не відпускаючи праву клавішу переміщуємо точку М' по меридіану 270° до тих пір, поки у додатковому вікні (34) – відстань між точками по хорді, не з'явиться цифра 6. При цьому у вікнах (13, 14) матимемо значення: довгота 270°, широта 6,9°. Після цього програму треба перезавантажити. Діючи, як було описано вище, встановлюємо точку М на те ж місце. У вікно (37) вводимо радіус очного яблука – 10мм. М' встановлюємо в точку на поверхні моделі очного яблука з координатами довгота 270°, широта 6,9°. У вікні (34) – відстань між точками по хорді, з'явиться відстань необхідної рецесії. Ця відстань становить 5,0мм.

Таким чином, ми можемо вносити необхідні поправки на розмір очного яблука, при дозуванні оперативних втручань на окорухових м'язах

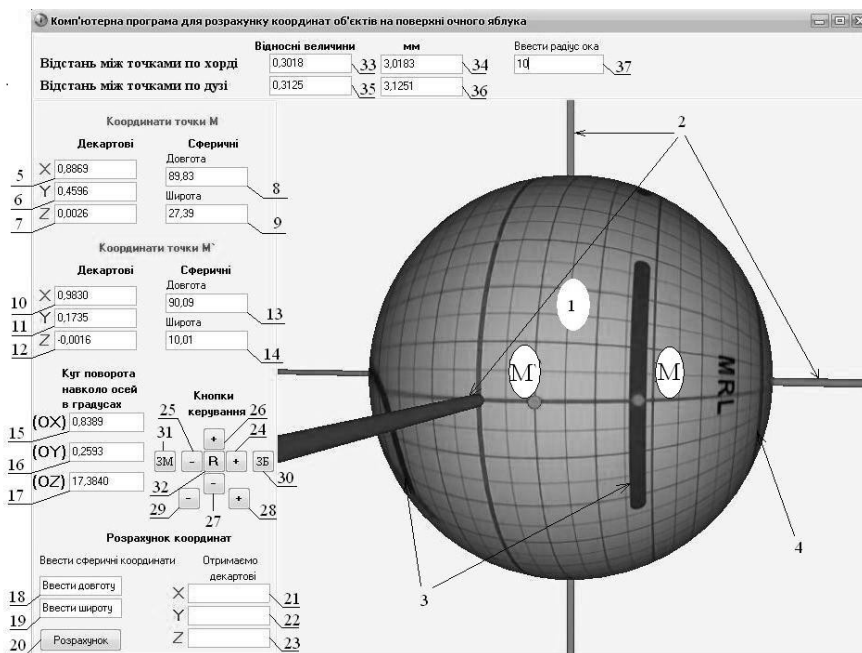


Рис. 1 Комп'ютерна система для доопераційного планування

Приклад №2. При виконанні операцій на нижньому косому м'язові наприклад його рецесії або антеропозиції, необхідно визначити величину запланованого переміщення цього м'яза на поверхні очного яблука. Звичайно таке вимірювання на поверхні очного яблука здійснюється за допомогою циркуля-вимірювача, що входить до стандартного

набору інструментів. Проте через особливості топографії прикріплення нижнього косого м'яза до поверхні очного яблука, в його задній півкулі, вивести в операційне поле зону прикріплення цього м'яза і відповідно виміряти необхідну відстань за допомогою циркуля-вимірювача не вдається, особливо при задньому варіанті прикріплення нижнього косого м'яза. Щоб здійснити таке вимірювання безпосередньо, часто доводиться застосовувати відтинання зовнішнього прямого м'яза від місця його прикріплення (що можливо але вкрай небажано) і здійснювати суперадукцію очного яблука, що загрожує різними ускладненнями через можливість травмування зорового нерва та судин, без гарантії виведення нижнього косого в операційне поле. Тому ми можемо використати непряме вимірювання рецесій або антеропозицій за допомогою нами запропонованої програми. Таке вимірювання здійснюється наступним чином: на моделі очного яблука використовують точки М і М'. Точку М виставляємо в місці прикріплення нижнього косого м'яза, а точку М' виводимо в місце куди плануємо пересадити нижній косий м'яз. При цьому відстань переміщення визначається по хорді у відповідному вікні. Коли точка пересадки визначена на моделі (за допомогою точок М і М') послідовно вимірюємо відстань по хорді від легкодоступних в операційному полі орієнтирів, якими слугують нижній край прикріплення зовнішнього прямого м'яза і латеральний край нижнього прямого м'яза. Таким чином визначивши за допомогою моделі відстань по хорді до цих орієнтирів стандартним циркулем вимірювачем в операційному полі на поверхні ока пацієнта легко можна знайти точку до якої буде фіксований пересаджуваний косий м'яз. Тобто запропонована комп'ютерна система дозволяє точно дозувати операції на нижньому косому м'язові без ризику виникнення ускладнень, значно скорочує за рахунок зручності вимірювань час операцій і перебування пацієнта під наркозом.

Висновки. Запропонована комп'ютерна система дає можливість уявити причини та механізми розвитку певних форм косоокості, а також прогнозувати результати хірургічних втручань на окорухових м'язах.

Користуючись комп'ютерною системою передопераційного планування хірургічної корекції окорухового апарату, офтальмолог-хірург зможе вибрати оптимальну тактику хірургічного лікування і дозування оперативних втручань для конкретного хворого, а також точно дозувати операції на нижньому косому м'язові без ризику виникнення ускладнень. Комп'ютерна система значно скорочує за рахунок зручності вимірювань і перебування пацієнта під наркозом.

Література. 1. Кухаренко Д.В., Мосьпан В.О., Ємченко В.І., А61В 3/00 G09В 23/00. Патент на корисну модель "Спосіб розрахунку координат об'єктів на поверхні очного яблука". 2. Создание реалистичной модели глаза. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.3dcenter.ru/tutors/read.php?sname=maya&articlealias=eye>. 3. Модель глаза. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://www.e-import.ru/index.php?page=430>.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ КОНТУРОВ ВНУТРЕННЕГО УХА ЧЕЛОВЕКА НА ТОМОГРАФИЧЕСКИХ СРЕЗАХ

Пащенко А.А., Аврунин О.Г.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
Харьков, 61166, пр. Ленина, 14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем,
тел. 702-13-64.

Recognition of inner ear structures on tomographic images associated with certain difficulties. Specialized or combined image recognition algorithms are needed for this objectives. The main goal of this work is to obtain practical results of inner ear structures recognition on tomographical images with help of several segmentation algorithms.

Введение. В компьютерном зрении сегментация — это процесс разделения цифрового изображения на несколько сегментов и присвоения таких меток каждому пикселю изображения, что пиксели с одинаковыми метками имеют общие визуальные характеристики для упрощения и/или изменения представления изображения, чтобы его

было проще и легче анализировать. Распознавание структур слухового аппарата человека на томографических изображениях сопряжено с определенными трудностями – плотность структур слухового аппарата или совпадает с плотностью костей или с плотностью мягких тканей. В связи с этим для качественного определения границ слухового аппарата необходимо использовать специализированные алгоритмы. Одновременное использование нескольких алгоритмов позволит увеличить качество распознавания и получать более достоверные результаты, позволяющие наиболее точно определить слуховые полости на срезе.

Целью данной работы является получение практических результатов работы алгоритмов сегментации внутреннего уха для определения границ слухового аппарата человека на томографических срезах для последующего использования полученных данных в построении объемных моделей слухового аппарата человека с целью применения их в предоперационном хирургическом планировании.

Сущность. В связи с тем, что томографическое изображение является серошкальным, для его сегментации необходимо применять алгоритмы, основанные на анализе интенсивности каждого пикселя. Поскольку результаты выполненной сегментации сильно зависят от качества исходного изображения, то необходимо перед процедурой распознавания провести предварительную обработку томографических изображений.

Предварительная обработка изображений состоит из:

регулировки контрастности – исходное томографическое изображение изначально слабоконтрастное, то с изменением этого параметра можно повысить разность между интенсивностями различных по плотности областей.

задания пороговой величины яркости - используется для отсечения очень ярких или темных частей изображения.

повышения контурной резкости изображения – для более качественного выделения границ слухового аппарата, которые на томографических срезах (в силу их невысокого физического разрешения, а также малого размера структур внутреннего уха) выполняется усиление контурной резкости, что позволяет лучше разграничить области с разными плотностями.

Процесс сегментации происходит в несколько этапов:

На первом этапе пользователь задает точку внутри области внутреннего уха на томографическом срезе. Это сделано для того, чтобы повысить точность определения областей, которые относятся к слуховому аппарату, так как при автоматическом определении таких областей велика вероятность получить неудовлетворительный результат.

На втором этапе с помощью алгоритма наращивания областей производится определение однородной области в окрестностях точки, заданной пользователем. Затем из границы этой области создается активный контур, что дает возможность гибкого редактирования в случае неточностей при определении контура. Однако на одном томографическом срезе возможно отображение не всех структур внутреннего уха или эти структуры могут быть разделены перегородками. Поэтому предусмотрена возможность выделения нескольких областей на изображении, которые после распознавания можно связать в один контур или определить их к одной и той же структуре внутреннего уха.

В результате проведения сегментации (рис.1) получены границы структур внутреннего уха (выделены черным на изображении), которые будут в дальнейшем использоваться при построении объемной модели слухового аппарата человека для проведения хирургического планирования.



а)



б)

Рис. 1

Недостатком описанного способа сегментации является необходимость ручного определения областей, относящихся к внутреннему уху, однако такой подход позволяет безошибочно определять нужные области изображения так как при использовании только автоматических методов невозможно определить, к чему относятся те или иные анатомические структуры на изображении.

Выводы. В работе отображены этапы определения структур внутреннего уха на томографическом изображении. Применение специализированных алгоритмов для сегментации в сочетании с ручным указанием необходимых областей на изображении позволяет получить в результате более качественное определение элементов.

Результаты работы планируется использовать при построении объемных моделей слухового аппарата человека с целью их применения в предоперационном хирургическом планировании.

АНАЛИЗ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК МЕТОДОВ ИГОЛЬЧАТОЙ И ПОВЕРХНОСТНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАММ ЧЕЛОВЕКА ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ГИПЕРКИНЕЗА

Половенко К.Г., Гелетко А.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, каф. БМЭ, тел (057) 702-13-64
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua,

The given work is devoted to the method of decomposition EMG signals of muscles of the knees of human for further differentiation of the neural-muscle system state. Obtained characteristics have additional diagnostic information about the neural-muscle system state. Produced differential diagnosis of individual muscle activity to identify individual potentials in normal and pathological conditions.

Введение. Основой современной медицины является обработка и автоматизированный анализ физиологических данных человека. Компьютерные системы регистрации и математической обработки электрофизиологических сигналов являются сложными аппаратно-программными комплексами, состоящими из множества программных компонент, выполняющих функции регистрации биомедицинской информации (БМИ), ее обработки и системного анализа. Это позволяет клиницистам облегчить расшифровку и диагностирование БМИ в медицинской практике. Поэтому описание электрофизиологических сигналов и разработка новых методов автоматизированного анализа является весьма актуальным и перспективным направлением в биомедицине [5].

Цель исследования: провести сравнительный анализ методов поверхностной электромиографии и прямого клинического исследования с помощью игольчатого электрода.

Сущность работы. Электромиография (ЭМГ) - метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц в покое и при их активации. Различают поверхностную, игольчатую и стимуляционную ЭМГ.

Поверхностная (глобальная, накожная, или суммарная ЭМГ) - это метод регистрации и изучения биопотенциалов мышц в покое и при их активации путем отведения биоэлектрической активности поверхностными электродами на кожно над двигательной точкой мышцы. Этот метод является неинвазивным и безболезненным и позволяет оценивать электрическую активность мышц глобально, т.е. суммарно. Одно из преимуществ поверхностной ЭМГ по сравнению с другими видами ЭМГ заключается в возможности исследования большого количества мышц при одном обследовании и синхронной регистрации одновременно нескольких мышц.

Игольчатая (или локальная ЭМГ) - метод регистрации и изучения биоэлектрической активности двигательных волокон и двигательных единиц мышцы с помощью игольчатых электродов при их введении, в покое, и при произвольной активации мышц. Метод является инвазивным и болезненным для пациентов, однако позволяющим определять такие механизмы работы нервно-мышечного аппарата, которые плохо выявляются поверхностной ЭМГ.

Стимуляционная ЭМГ - метод регистрации и изучения биоэлектрической активности мышц и периферических нервов, вызванной активацией нерва на протяжении электрическим стимулом или рецепторного аппарата механическим стимулом. Регистрация вызванной (стимуляцией) активности нерва (мышцы) осуществляется накожными или игольчатыми электродами в зависимости от задачи исследования, глубины залегания нерва (мышцы) и необходимости исключить активность наведения с соседних мышц. Стимуляционная ЭМГ включает в себя определение параметров М-ответа, СПИ по двигательным и чувствительным нервам, регистрацию F-волны, H-рефлекса, T-рефлекса, мигательного рефлекса, тестирование нервно-мышечного соединения и др.

Весь комплекс трех электромиографических методов объединяется термином клиническая ЭМГ или электронейромиография (ЭНМГ).

При проведении медицинских исследований для регистрации электромиографических кривых были использованы игольчатые и поверхностные (пластинчатые) электроды. Поверхностные электроды позволяют отводить биопотенциалы с поверхности кожи над двигательной точкой мышцы или над нервом. Игольчатые регистрирующие электроды предназначены для отведения биопотенциалов в непосредственной близости от источника генерации потенциала – от мышечных волокон, двигательных единиц мышцы, нерва.

Зарегистрированная ЭМГ состоит из 2 частей произвольного напряжения: изокинетической (в начале регистрации) и изометрической (при прекращении движения сегмента конечности в связи с выполнением полного объема движения) [1, 5].

На рисунке 1 схематически изображены типы электродов, которые используются для регистрации ЭМГ, а на рисунке 1е приведен пример ввода игольчатого электрода в

исследуемую мышцу, что применялось для проведения эксперимента при исследовании потенциалов двигательных единиц мышечной активности.

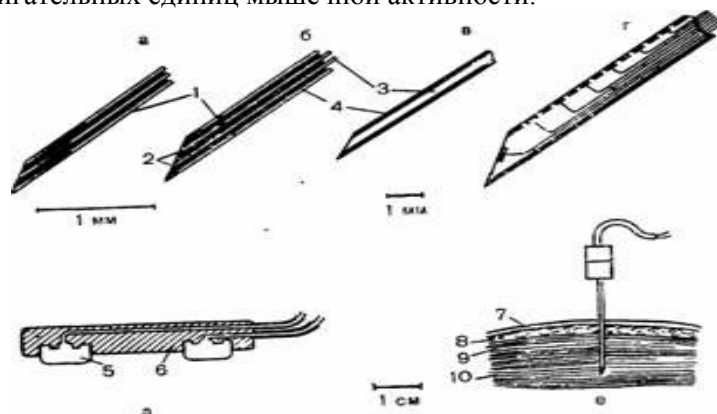


Рисунок 1– Типы ЭМГ электродов:

а - концентрический; б - биполярный; в - монополярный; г - мультиэлектрод; д - накожный; е - концентрический электрод в мышце; 1 - корпус иглы; 2 - контактные поверхности электрода; 3 - проводник; 4 - изоляция; 5 - металл; 6 - пластик; 7 - кожа; 8 - подкожная клетчатка; 9 - апоневроз; 10 - мышца.

Для регистрации игольчатой ЭМГ использовался игольчатый коаксиальный электрод, представляющий собой полую иглу с, находящимся в ней, металлическим стержнем, который изолирован от нее специальным изолятором. В коаксиальном электроде регистрируется разность потенциалов между корпусом иглы и торцом ее стержня, площадь которого – 0.07 кв. мм. Корпус иглы является относительно референтным, а стержень иглы – активным. Все рутинные исследования, как правило, проводятся такими коаксиальными электродами. Длина электродов может быть разной - от 20 до 65 мм. Форма и амплитуда потенциалов от длины иглы не зависят. Основной спайк ПДЕ, регистрируемый концентрическим электродом, обусловлен регистрацией активности от 2-12 мышечных волокон в радиусе 0,5 мм [2, 3, 4].

На рисунке 2 приведена структурная схема регистрации электромиографических кривых пациентов во время медицинских исследований.

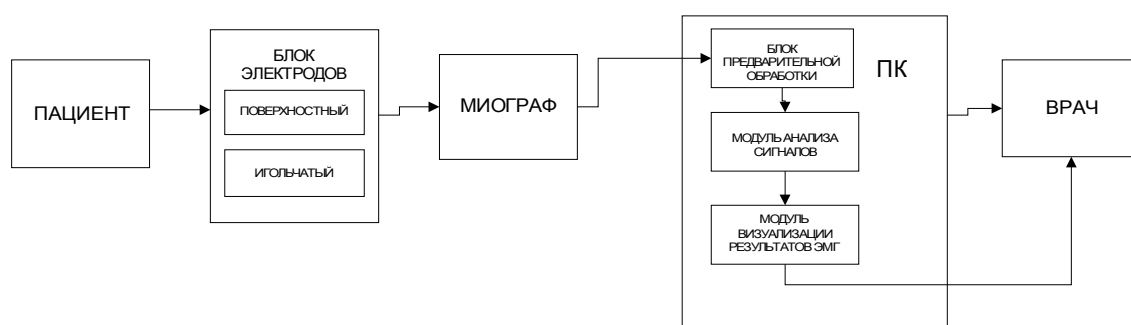


Рис. 2 Структурная схема автоматизированной системы регистрации электромиографических сигналов.

Регистрация электромиограмм при максимальном произвольном напряжении дает интерференционную ЭМГ. За счет наложения (интерференции) потенциалов двигательных единиц друг на друга отсутствует возможность визуального выделения отдельных ПДЕ.

На рисунке 3 представлена зарегистрированная интерференционная игольчатая ЭМГ пациента произвольного типа в 6-ти пробах. При проведении игольчатой ЭМГ у взрослых в период одного исследования достаточным является обследование 3-6 мышц. У детей удается обследовать, как правило, 2-4 мышцы. Регистрация ЭМГ проводилась при слабом и сильном мышечном сокращении.

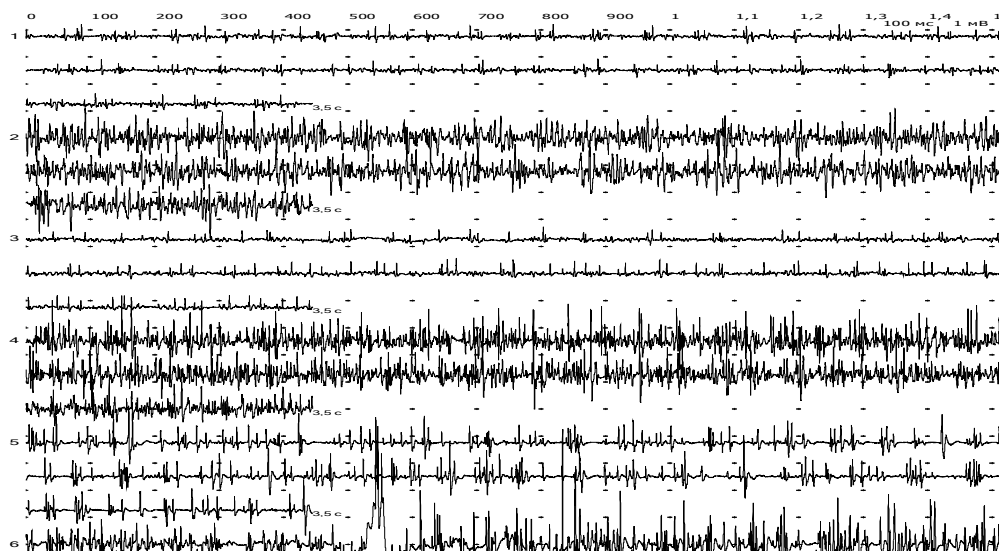


Рис. 3 Игольчатая интерференционная ЭМГ пациента бицепса и сгибателя пальцев при слабом (1, 3, 5 проба) и сильном (2, 4, 6 проба) мышечном сокращении

На 1, 3, 5 пробе зарегистрирована игольчатая ЭМГ при слабом мышечном сокращении бицепса и сгибателя пальцев, для таких сигналов характерно небольшие амплитуда и частота осцилляций. На 2, 4, 6 пробах при сильном мышечном сокращении наблюдается увеличение амплитуды, частоты и длительности потенциала двигательных единиц.

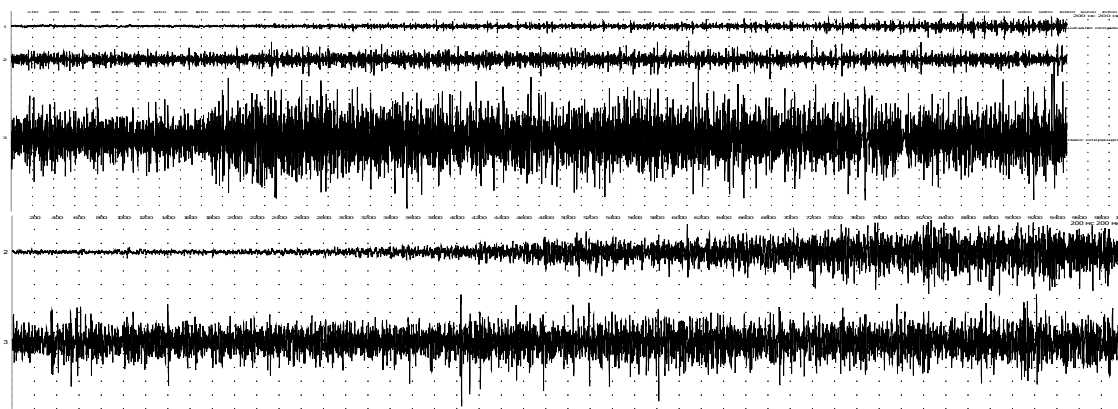


Рис. 4 Поверхностная интерференционная ЭМГ мышц-сгибателей пальцев и бицепса

На полученных сигналах поверхностной ЭМГ бицепса и сгибателя пальцев регистрируются осцилляции с частотой до 6 колебаний в секунду, слева - непостоянные осцилляции с присоединением тонического компонента. Данные поверхностной ЭМГ, при соответствующей клинической картине могут быть характерны для гиперкинеза.

Выводы. В процессе применения игольчатого электрода при проведении эксперимента были получены новые диагностические ценные данные для автоматизированного анализа сигналов, позволяющие с большей точностью определять отдельные потенциалы мышечных ансамблей, что, может, представлять большой научный и практический интерес при ЭМГ- диагностике гиперкинеза.

На основании этого предлагается применить метод разложения интерференционных кривых электромиограмм для определения диагностических показателей, что имеет практическую ценность для клинической неврологии, его внедрение позволит облегчить и повысить диагностическую ценность электрофизиологических исследований.

Перспективой работы является создание программного обеспечения для автоматизированного анализа электромиограмм и его тестирование.

Список использованной литературы: 1. Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. - Л.: Наука, 1990. - 229 с. 2. Гехт Б, М, Касаткина Л. Ф., Кевиш А. В. Электромиография с использованием игольчатых электродов в анализе структуры и функционального состояния двигательных единиц при нервно-мышечных заболеваниях// Журн. невропатол. и психиатр. - 1980. -Т. 80. № 6. - С. 822-829. 3. Васильева-Линецкая Л.Я., Роханский А.О., Галацан А.В., Черепашук Г.А., Степанов А.М., Шабалдас Д.А. Автоматизированная система исследований электромиографических сигналов человека // Открытые информационные и компьютерные информационные технологии. - Харьков,1998. - Вып. 2 - с.215-220. 4. Бабкин Л. С., Гехт Б. М., Полуказаков С. Я., Федотов В. Л. Автоматический анализ игольчатой ЭМГ в дифференциальной диагностике нервно-мышечных заболеваний// Журн. невропатол. и психиатр.-1988.-Т. 86, Вып. II.-С. 1623-1628. 5. В.Н.Команцев Методические основы клинической электромиографии // Руководство для врачей. Санкт-Петербург.

ВОЗМОЖНОСТИ МЕДИЦИНСКОЙ ТЕХНИКИ ПРИ ДИАГНОСТИКЕ ГЕМОДИНАМИКИ БЕРЕМЕННЫХ

Красникова С.А., Дацок О.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел.(057) 702-13-64, E-mail: svetlana_diamond@ukr.net

We studied the central hemodynamic parameters in pregnancies complicated by cardiovascular diseases. Distribution of cardiovascular disease in pregnant women causes the creation of modern instrumentation diagnostics and monitoring, aimed at improving methods of recording and processing of biomedical indicators, as well as the development of methods and techniques for processing of diagnostic indicators.

Распространение сердечно-сосудистых заболеваний среди беременных и ограниченность традиционных методических возможностей при изучении активности сердечно-сосудистой системы на основе анализа доступных физиологических сигналов обуславливает создание современных приборов диагностики и мониторинга, направленные на повышение эффективности методов регистрации и обработки биомедицинских показателей, а также делают необходимым поиск более чувствительных и информативных диагностических критериев.

Цель настоящей работы состоит в анализе возможностей современной инструментальной диагностики кровообращения беременных с сердечно-сосудистыми заболеваниями.

Необходимость контроля сердечной деятельности в ходе беременности возникает достаточно часто, особенно если последняя протекает или завершается с осложнениями. Современная медицина обладает достаточно эффективными методиками, позволяющими вычислить степень риска, связанного с беременностью и родами у женщин с заболеваниями сердца.

Диагностика состояния здоровья беременных должна быть максимально полной и включать следующие параметры: артериальное давление, частоту сердечных сокращений, параметры электрокардиограммы, минутный объем крови, общее периферическое сопротивление сосудов [1].

Одним из самых обязательных и эффективных методов исследования динамики сердца и диагностики режима его функционирования для пациенток с подозрением на сердечно-сосудистое заболевание является метод электрокардиографии, который позволяет произвести анализ последовательности возникновения потенциалов, регистрируемых от волокон различных отделов сердца и дать наиболее точные сведения о пути и скорости распространения волны возбуждения [2]. В настоящее время широко используемым методом является метод биоимпедансометрии. Этот метод, используя методики либо интегральной реографии по Тищенко, либо тетраполярной реографии по Кубичеку, позволяет получать реографическую кривую торакального кровотока и расчетные данные по ударному объёму (УО), минутному объёму крови (МОК), систолическому индексу (СИ). Современное программное обеспечение позволяет получать данные, которые максимально приближены к данным, полученным путем инвазивных измерений.

В области акушерства широкое применение на сегодняшний день имеет реографическое исследование, содержащее в своём составе 6 реографических каналов с временным разделением и задаваемой программно частотой измерительного тока обеспечивающие регистрацию «идеально чистой» реограммы без взаимовлияния каналов даже в условиях функциональных проб благодаря применению специальных цифровых методов обработки сигналов и позволяющая индивидуально для каждого канала задавать режим (тетраполярный или биполярный).

Эти методы безвредны и помогают объективно оценить состояние полостей и клапанов, электрическую активность сердца, осуществить регистрацию колебаний пульсовой волны и оценить кровоток. Синхронная регистрация стандартных физиологических показателей позволяет максимально точно оценить состояние сердечно-сосудистой системы беременных и определить степень риска заболевания [3].

Наиболее информативным является метод ультразвуковой доплерографии. Возможности аппарата для ультразвуковой диагностики в современных условиях ограничиваются визуализацией в режиме реального времени. В настоящее время широкое применение в области акушерства нашла новейшая технология цифрового формирования луча, позволяющая получать изображения отличного диагностического качества. Однако данный метод имеет ряд серьезных недостатков. Во-первых, ультразвуковое исследование, даже с учетом серьезных ограничений на излучаемую УЗ датчиком мощность не может считаться абсолютно безопасным для формирующегося плода, поэтому время УЗ обследования обычно строго ограничивается. Во многих же случаях для получения достоверных результатов требуются достаточно продолжительные интервалы мониторинга сердечной активности, что не всегда приемлемо и возможно. Во вторых, чтобы получить достоверные результаты наблюдения (например, изменений ЧСС плода), необходимо постоянно отслеживать его положение и перемещения, соответственно периодически изменяя положение УЗ датчика. Данная работа требует определенных навыков и должна выполняться квалифицированным специалистом. Наконец, регистрация лишь механических параметров сердечной деятельности не может полностью заменить регистрации и анализа электрокардиограммы, как отражения происходящих в нем первичных электрических процессов. Комплексное обследование беременных женщин, включающее и динамическую эхографию, позволяет своевременно выявить осложнения плода, оценить состояние здоровья беременной. Помогает распознавание многоплодной и внематочной беременности, следовательно, помогает выбрать оптимальную акушерскую тактику при выявленных нарушениях [4].

Основным критерием при выборе аппарата, с целью применения его в акушерстве, является: работа со всеми режимам - фундаментальный, Допплеровского сканирования, тканевой Допплер (TVM), работа со всеми типами датчиков, включая внутриволостные и лапароскопические, и соответственно должен обладать режимом мультимодальной тканевой гармонии на всех типах датчиков.

При оценке состояния здоровья беременных женщин целесообразно использование интегральных показателей изменения гемодинамики. Выяснение математических закономерностей взаимоотношений и обработка параметров гемодинамики позволит численными методами выяснять, какие из систем организма вышли за рамки нормального функционирования, разработать методы влияния на эти системы и режимы мониторинга. Для решения ряда медико-технических задач перспективными являются методы математического моделирования, биофизический анализ гемодинамических параметров, а также статистическая обработка полученных результатов с использованием параметрической и непараметрической статистики [5].

Список литературы: 1. Виноградова Т.С. Инструментальные методы исследования сердечно – сосудистой системы: [Справочник] / Т.С. Виноградова– Москва: Медицина, 1986. – 416 с. 2. Яковлев В.Б. Диагностика и лечение нарушений ритма сердца: Пособие для врачей. [Текст] – М.:Бином. Лаборатория знаний, 2003. – 168-200с. 3. Силиберто К.Ф., Маркс Г.Ф. Физиологические изменения, связанные с беременностью [Текст] / Пер. с англ. А.Меликов. – Москва: Мир, 1996. – 284-315с. 4. Макаров О.В., Николаев Н.Н., Волкова Е.В. Особенности центральной гемодинамики у беременных с артериальной гипертензией. [Текст] // Акуш. и гинек. - 2003. - №4. - С. 18-22. 5. Дацок О.М., Красникова С.А. “Современный подход к диагностике гемодинамики беременных с нарушениями работы сердца”. [Статья] / О.М. Дацок, С.А. Красникова / Вестник НТУ «ХПИ» Сборник научных трудов. Тематический выпуск «Информатика и моделирование».– НТУ «ХПИ», 2010, № 31.– С. 80-86.

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА АУДИОВИЗУАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ И ТЕРАПИИ

Павлова Н.В., Карамышев В.Д.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина,14, каф. Биомедицинских электронных приборов и систем,
тел. (057) 702-13-64, (057)702-13-24

E-mail: bykh@kture.kharkov.ua

The given work is devoted to the analysis of influence of the audiovisual information on the person. The method of collation of the visual and sound information is offered. The purpose of the method is to connect audio and visual information by associating sounds with set of parameters with image point's intensity distribution on a range of some color.

Введение. Методы диагностики и терапии, связанные с аудиовизуальными ассоциациями человека, основаны не только на физиологическом состоянии организма человека, но и на его психо-эмоциональном состоянии. Это состояние, согласно мнениям многих представителей традиционной и нетрадиционной медицины, например [1], является причиной большинства болезней. То есть эти методы в будущем, особенно в сочетании с традиционными методами, могут дать наиболее комплексную информацию о состоянии человека и могут быть использованы для повышения информативности и эффективности традиционных методов диагностики и терапии.

Целью работы является разработка биомедицинской системы, позволяющей оценивать влияние аудиовизуальных стимулов на человека, которому предъявляются взаимосвязанные изображения и звуковые композиции одновременно со снятием и анализом функциональных показателей, отражающих его состояние.

Основными задачами работы является проверка гипотезы о том, что зрительные и слуховые предпочтения и ассоциации человека взаимосвязаны как между собой, так и с

состоянием различных органов и систем организма этого человека и создание соответствующего программного обеспечения. На основе этой гипотезы может быть построен метод аудиовизуальной диагностики некоторых заболеваний. После соответствующих исследований и проверок, этот метод может быть применен и в терапевтических целях.

Сущность. Суть метода состоит в том, что пациенту предъявляется некоторое изображение, содержание которого напрямую или косвенно связано с диагностируемым органом или системой органов. Эта связь является предметом дальнейших исследований с помощью разрабатываемой программы. На первом этапе исследований предполагается, что это изображение будет представлено в оттенках одного цвета, серого или другого, который, согласно известным исследованиям (например, тест Люшера [2]), «гармонирует» с рассматриваемым органом или системой.

Звуковая композиция предлагается для прослушивания пациентом одновременно с просмотром изображения, которому она поставлена в соответствие. Реакцию пациента предполагается оценивать по совокупности его физиологических показателей [3] и под наблюдением врача.

Изображение может быть предъявлено либо на экране компьютера, либо проектора. Так как оно является цифровым, то его можно представить в виде некоторой дискретной функции $f(x, y)$, которая представляет собой интенсивность (яркость) точек в зависимости от их координат (x, y) . Эта функция может приобретать S различных значений, лежащих в диапазоне $0..f_{\max}$.

Предполагается, что интервалу некоторого цветового оттенка может быть сопоставлен некоторый звуковой тон, имеющий заданную частоту, громкость и длительность звучания. В связи с этим интервал допустимых значений функции разбивается на интервалы r_i , в общем случае имеющие разную ширину L_i . Количество таких интервалов равно $K < S$. Границы этих интервалов имеют следующий вид:

$$\begin{aligned}
 r_1 &= 0..(L_1 - 1), \\
 r_2 &= L_1..(L_1 + L_2 - 1), \\
 &\dots \\
 r_i &= \left(\sum_{j=1}^{i-1} L_j \right) \cdot \left(\sum_{j=1}^{i-1} L_j + L_i - 1 \right), \\
 &\dots \\
 r_K &= \left(\sum_{j=1}^{K-1} L_j \right) \cdot f_{\max}
 \end{aligned} \tag{1}$$

Целесообразно выбирать два или три интервала.

Для оценки разбиения исходного диапазона интенсивности на интервалы строится гистограмма, показывающая, сколько точек изображения попало в рассматриваемый интервал. Количество столбцов такой диаграммы равно количеству интервалов. Высота H_i столбца гистограммы, соответствующего данному интервалу равна количеству точек исходного изображения, интенсивность которых лежит в данном интервале:

$$H_i = \sum_{m=0}^M \sum_{n=0}^N c_i(f(m, n)), \tag{2}$$

где $M \times N$ - размеры исходного изображения,

$$c_i(f(m, n)) = \begin{cases} 0, & f(m, n) \notin r_i \\ 1, & f(m, n) \in r_i \end{cases} - \text{функция принадлежности интенсивности точки}$$

рассматриваемому интервалу.

Очевидно, что чем шире интервал, тем больше вероятность того, что точка будет иметь интенсивность, попадающую в этот интервал. Соответственно, чем уже интервал, тем эта вероятность ниже. Для учета этой особенности вводится возможность изменения ширины интервалов разбиения. Это особенно необходимо, если исходное изображение имеет узкий диапазон изменения интенсивностей точек.

Особенности построения гистограммы исходного изображения и гистограммы разбиения на интервалы всего диапазона допустимых интенсивностей, а также возможные над ними манипуляции раскрыты в работе [4].

Масштаб гистограмм выбирается автоматически, так чтобы независимо от максимального количества точек, попавших в интервал, гистограмма была растянута на всю рабочую область вкладки. Это позволяет максимально эффективно оценивать гистограммы и, соответственно, разбиения на интервалы. Чем выше столбец гистограммы разбиения, тем больше точек попало в соответствующий интервал.

Далее каждому интервалу разбиения ставится в соответствие звук, параметры которого могут быть изменены. На первом этапе исследований предлагается изменять частоту $f_{зв.}$, длительность звучания $\tau_{зв.}$ и громкость воспроизводимого сигнала $V_{зв.}$. Для того, чтобы в воспроизводимой звуковой композиции не наблюдалось щелчков и тресков, необходимо воспроизводить целое число периодов $T_{зв.}$ звукового сигнала, при этом воспроизведение звука должно начинаться и заканчиваться с нулевым сдвигом по фазе. Поэтому длительность звучания для i -го интервала должна находиться во взаимосвязи с частотой звука, а именно:

$$N_{пер.i} = \left[\frac{\tau_{зв.i}}{T_{зв.i}} \right] = \left[\tau_{зв.i} \cdot f_{зв.i} \right], \quad (3)$$

где $N_{пер.i}$ - количество воспроизводимых периодов,

$[]$ - операция округления до ближайшего большего целого.

Программа дает возможность автоматически выровнять ширины интервалов разбиения и задать соответствующие этим интервалам параметры воспроизводимых звуков, которые заранее predeterminedены. Выбор этих значений и их вариация являются предметом дальнейших исследований.

Общий принцип ассоциирования изображения и звуков подробно изложен в работе [4] и состоит в следующем. Производится построчное или постолбцовое сканирование изображения. Интенсивность текущей точки изображения $f(m, n)$ поочередно сравнивается с границами интервалов разбиения, и когда будет найден интервал k , в который эта интенсивность попадает, будет воспроизведен звук с параметрами $f_{зв.k}$, $\tau_{зв.k}$ и $V_{зв.k}$.

В программе могут быть заданы параметры сканирования изображения и звука, а также можно выбрать устройство воспроизведения звука, которое имеется в компьютерной системе, выбрать частоту дискретизации воспроизводимого звука. Кроме того, можно выбрать количество бит в цифровом представлении звукового сигнала, количество каналов воспроизведения – моно или стерео (это может влиять на степень восприятия звука человеком, и является предметом исследований), общую громкость воспроизведения независимо для каждого канала воспроизведения. Программой предусмотрена возможность проводить проверки установленных параметров и выбранного устройства (можно выбрать частоту, длительность и громкость воспроизводимого сигнала).

При сканировании изображения на нем появляется перемещающийся маркер, который показывает обрабатываемую в данный момент точку изображения. Управление процессом воспроизведения звука осуществляется линейкой элементов управления воспроизведением. Можно запустить, приостановить воспроизведение, перейти на следующую точку, вернуться к предыдущей точке, перейти в начало или конец изображения. Перемещать маркер сканирования можно с помощью ползунка воспроизведения.

Выводы. Проведен обзор ряда исследований, связанных с воздействием на организм человека различных музыкальных стилей, их взаимосвязью с цветовыми предпочтениями человека. Создан базовый программный продукт, с помощью которого в диагностических и терапевтических целях впервые предложен метод сопоставления визуальной и звуковой информации, в основу которого положена генерация звуковой композиции в зависимости от интенсивностей точек, последовательно анализируемых при развертывании изображения.

Отличительной особенностью предполагаемого метода является попытка аналитически задать характер взаимосвязи между изображением и звуком.

Перспективой работы является проведение тестирования программного обеспечения для подготовки к клинической апробации.

Литература. 1. Кривенко В.В. Нетрадиционные методы диагностики и терапии Киев : Наук.думка, 1990. 2. Lüscher M. Der Lüscher-Test. Persönlichkeitsbeurteilung durch Farbwahl [Текст] / M. Lüscher // Rowohlt, Reinbek, 1985. 3. Бих, А.І. Методи та засоби донозологічної діагностики: Монографія [Текст] / А.І. Бих, А.О. Новікова // Херсон: ЛДУ, 2006. - 120с. 4. Павлова Н.В. Синтез звуковых сигналов в компьютерной системе аудио-визуальной терапии [Текст] / Н.В. Павлова // Восточно-европейский журнал передовых технологий. Научно-технический журнал №3/2 (51), Харьков, 2011. – с.69-71.

Секция 2

БИОМЕДИЦИНСКИЕ ПРИБОРЫ, АППАРАТЫ, СИСТЕМЫ, КОМПЛЕКСЫ

СТАН РИНКУ ІНДИВІДУАЛЬНИХ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ В УКРАЇНІ НА ПРИКЛАДІ МІСТА ХЕРСОНА

Новіков О. О., Бакурін М. Г., Мешков О. Ю.

Херсонський національний технічний університет

73008, Херсон, вул. Бериславське шосе, 24, каф. фізичної та біомедичної електроніки, тел. (0552) 32-69-44, e-mail: novikov@kstu.edu.ua

The given work is devoted to analysis of the market of the individual medical equipment. The most claimed equipment was divided into three groups. Each device was characterized by some signs such as main producers, principle of work, main sellers, prices and demand of the production. In addition, the opportunity of using some medical equipment by people with some special needs was examined.

На сьогоднішній день багато людей намагаються слідкувати за станом свого здоров'я в домашніх умовах. З цією метою вони купують різноманітні пристрої та прибори медичного призначення. При цьому існує дуже багато видів пристроїв, які певним чином допомагають створювати комфорт в оселі людей, або виконувати певні важливі дії в особливих ситуаціях. Вони також доволі часто користуються попитом на ринку. Тому, на наш погляд, аналіз ринку описаних вище видів продукції є актуальним.

Метою даної роботи є визначення стану ринку індивідуального медичного обладнання в Україні на прикладі міста Херсона.

Завданнями даної роботи є:

1. визначити види продукції, які є в наявності у торгових мережах України;
2. скласти характеристику товарів для індивідуального користування;
3. розглянути підприємства-реалізатори даної продукції;
4. дати характеристику ринку індивідуальних медичних пристроїв в Україні на прикладі міста Херсона.

В ході дослідження розглядалася найбільш затребувана продукція на ринку. Загалом усі види даної продукції можна розподілити на три великі групи (див табл. 1):

Таблиця 1

Види медичної продукції, представлені на ринку

Види продукції		
пристрої для контролю за станом здоров'я	пристрої для покращення стану здоров'я	пристрої для створення комфортних умов життя
тонометр (механічний, напівавтоматичний, автоматичний)	інгалятор (паровий, компресорний, ультразвуковий)	іонізатор
термометр (ртутний, класичний, з гнучким наконечником)	інфрачервона лампа	гігрометр
глюкометр	ультрафіолетова лампа	радіо (відео) няня
стетоскоп	соляна лампа	молоковідсос
крокомір	грілка (водяна, електрична)	метеостанція
пульсометр	слуховий апарат	ультразвукова пральна машинка
алкотестер	вітафон	фільтр для води
дозиметр	іригатор ротової порожнини	
	дарсонваль	
	гідромасажна ванночка	
	пристрої магнітотерапії	

На початковому етапі дослідження кожен пристрій характеризувався з точки зору принципу його дії та основних виробників даної продукції. В ході роботи було знайдено близько 50 виробників різноманітної індивідуального медичного обладнання. Найбільш поширеними з них є Philips (Велика Британія), Beurer (Німеччина), Little Doctor (Сінгапур), Gamma (Німеччина), Medisana (Німеччина), Omron (Індія), Microlife (Швейцарія), Medicare (США) тощо.

На наступному етапі дослідження проводився огляд підприємств-реалізаторів даної продукції в м. Херсоні. Також було проведено огляд найпопулярніших електронних магазинів медичної техніки в мережі Інтернет. Обрані види продукції характеризувалися за критеріями наявності в продажу та можливості закупівлі, основних виробників, представлених на місцевому ринку, цінних характеристик та попиту на продукцію. Результати огляду представлені нижче.

Таблиця 2

Попит на індивідуальну медичну продукцію (за даними огляду ринку м. Херсона)

Попит на продукцію	
Рівень попиту споживачів	Види продукції
Пристрої для контролю за станом здоров'я	
нижче середнього рівня	термометр з гнучким наконечником, пульсометр
середнього рівня	крокомір
вище середнього рівня	тонометр напівавтоматичний, тонометр класичний, глюкометр, алкотестер, дозиметр
високого рівня	тонометр механічний, тонометр автоматичний, термометр ртутний, стетоскоп
Пристрої для покращення стану здоров'я	
нижче середнього рівня	інфрачервона лампа, іригатор ротової порожнини, пристрої магнітотерапії
середнього рівня	інгалятор паровий, ультрафіолетова лампа, соляна лампа, грілка електрична, гігмометр
вище середнього рівня	інгалятор компресорний, інгалятор ультразвуковий, грілка водяна, вітафон, дарсонваль, гідромасажна ванночка
високого рівня	ультразвукова пральна машинка, фільтр для води
Пристрої для створення комфортних умов життя	
нижче середнього рівня	іонізатор, радіо (відео) няня, метеостанція,
середнього рівня	слуховий апарат
вище середнього рівня	молоковідсос
високого рівня	

З огляду на дані таблиці 1 можна зазначити, що найбільшим попитом користується продукція, спрямована на покращення стану здоров'я покупців. Найменший попит з боку споживачів характерний для групи пристроїв для створення комфортних умов життя.

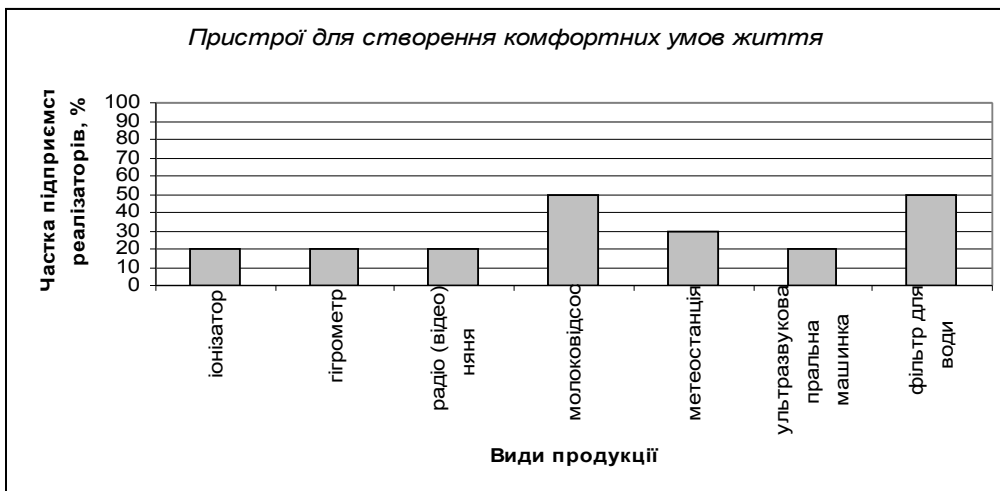
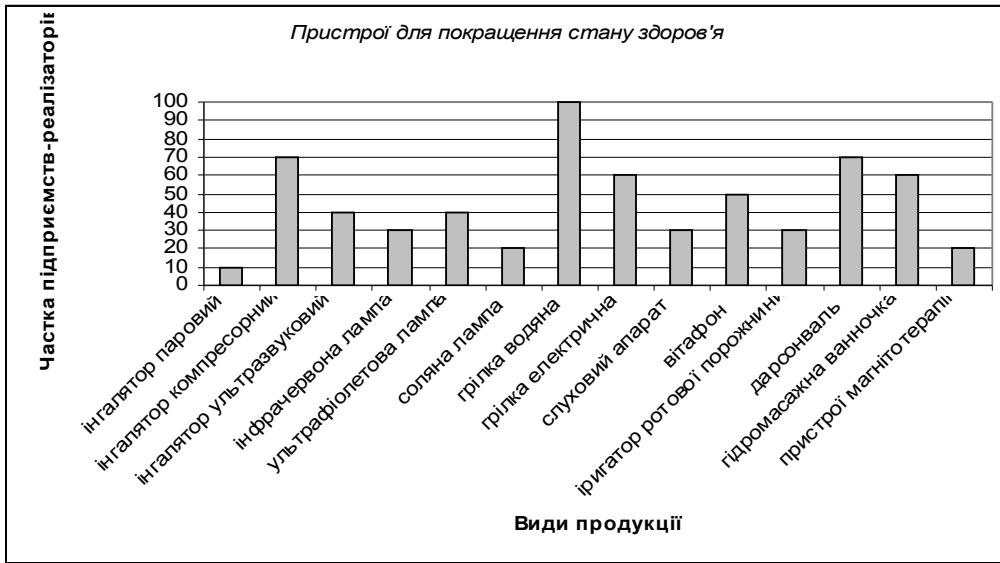


Рис. 1. Частка підприємств-реалізаторів індивідуальної медичної продукції від загальної кількості (за даними огляду ринку м. Херсона)

Цінові характеристики індивідуального медичного обладнання (за даними огляду ринку м. Херсона)

Вид продукції	Ціна, грн	Вид продукції	Ціна, грн	Вид продукції	Ціна, грн
тонометр механічний	60 - 250	інгалятор паровий	30 - 200	іонізатор	200 - 4000
тонометр напівавтоматичний	150 - 260	інгалятор компресорний	600 - 1500	гігрометр	200 - 300
тонометр автоматичний	200 - 2500	інгалятор ультразвуковий	600 - 5000	радіо (відео) няня	300 - 2000
термометр класичний	30 - 470	інфрачервона лампа	200 - 500	молоковідсос	250 - 1500
термометр ртутний	5 - 10	ультрафіолетова лампа	200 - 300	метеостанція	500 - 700
термометр з гнучким наконечником	60 - 100	соляна лампа	200 - 400	ультразвукова пральна машинка	150 - 600
глюкометр	400 - 600	грілка водяна	30 - 50	фільтр для води	50 - 3000
стетоскоп	50 - 6000	грілка електрична	120 - 650		
крокомір	200 - 700	слуховий апарат	1200 - 20000		
пульсометр	300 - 3500	вітафон	400 - 1200		
алкотестер	50 - 2500	іригатор ротової порожнини	550 - 1150		
дозиметр	500 - 3000	дарсонваль	300 - 400		
		гідромасажна ванночка	400 - 1200		
		пристрої магнітотерапії	150 - 4000		

Також в ході дослідження було розглянуто можливість використання наявної медичної продукції людьми з особливими потребами, приміром з вадами зору. На жаль, на сьогоднішній день ті досягнення виробників подібної продукції, які спрямовані на адаптацію даної продукції під такі верстви населення не представлені на нашому ринку.

Отже, можна зробити висновок про достатню забезпеченість населення індивідуальним медичним обладнанням. На ринку представлено велику кількість як вітчизняних, так і зарубіжних підприємств, які виробляють майже повний спектр необхідної продукції високого рівня. Проте при цьому спостерігається низький попит на високотехнологічну медичну продукцію. Це можна пояснити відсутністю якісної реклами та похилим віком й низькою платоспроможністю цільової аудиторії. Іншою вагомою причиною є відсутність зацікавленості медичних працівників в самоконтролі здоров'я пацієнтів. На жаль, на ринку майже відсутні прилади адаптовані до потреб людей з вадами зору, є лише поодинокі прилади, що мають функцію озвучування результатів своєї роботи (наприклад, тонометри AND, UA-667, WA-77 Talking, LD-3s).

Список використаних джерел. 1. Домашня медична техніка / Електронний ресурс / Режим доступу до ресурсу: <http://prom.ua/Domashnyaya-meditsinskaya-tehnika>. 2. Магазин медтехніки «Ваше здоров'я» / Електронний ресурс / Режим доступу до ресурсу: <http://med-magazin.com.ua/>. 3. Медична техніка та обладнання, товари медичного призначення / Електронний ресурс / Режим доступу до ресурсу: <http://mta.ks.ua/index.php>. 4. Медтехніка – інтернет-магазин / Електронний ресурс / Режим доступу до ресурсу: <http://medtechnika.com.ua/>

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ЭКВИВАЛЕНТНЫХ ПАРАМЕТРОВ ЁМКОСТНЫХ ЭЛЕКТРОДОВ БИМЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Белецкий Н.И., Павленко Д.В., Хоружная А.В.

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина
61077, Харьков, пл. Свободы 4, каф. Физич. и биомедицинской электроники и КИТ,
тел. (057) 707-52-19, E-mail: -jet-@ukr.net

The method, hardware and software for equivalent circuit parameters measurement are developed. Described circuit model includes the resistance and capacitance of the electrode and the tissues' resistance. The design of the measuring device is simple and the lack of tuning elements. Experimental results applying to capacitive biomedical electrodes were obtained.

Введение. При проведении электрофизиологических исследований, связанных с измерением биопотенциалов, достоверность диагностической информации существенно зависит от характеристик используемых электродов. Производственные дефекты, протекающие электрохимические процессы на кожно-электродном участке, а также наличие паразитных свойств контакта приводят к искажениям амплитудных и частотных характеристик регистрируемых сигналов [1]. Для учета влияния электрода на форму электрических потенциалов необходимо достаточно точно знать параметры измерительной электродной системы. Особый интерес при разработке новых диагностических устройств представляет применение емкостных электродов, поскольку позволяет исключить ряд искажений сигнала, связанных с процессами на контакте электрод – кожа [2]. При проектировании и эксплуатации медицинских диагностических систем целесообразно исследовать и контролировать все параметры электродной цепи. Это позволяет сформулировать требования к входным блокам обработки сигнала, а также оптимальным образом выбрать параметры усилителя биопотенциалов [3], [4].

Методика измерений. Физическая модель системы электрод – биологический объект представлена эквивалентной электрической цепью, изображенной на рис.1.

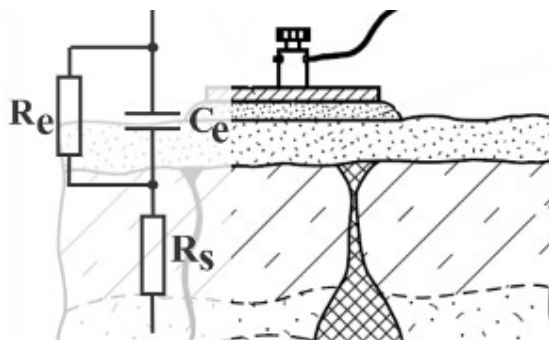


Рис. 1. Эквивалентная цепь кожно-электродного контакта.

R_e, C_e, R_s представляют собой элементы эквивалентной цепи кожа-электрод, с достаточной (для практических применений) точностью её описывающие, и требующие определения.

Для построения математической модели введем R_l, C_l – параметры входной цепи усилителя биопотенциалов. Применив метод комплексных амплитуд, получим выражение, связывающее комплексные напряжения на входе цепи (источник биопотенциала) и на нагрузке (входе усилителя БП):

$$\dot{U}_{out}(t) = \frac{\dot{U}_{in}(t)}{\frac{R_e}{i\omega R_e C_e + 1} + \frac{R_l}{i\omega R_l C_l + 1} + R_s} \cdot \frac{R_l}{i\omega R_l C_l + 1}. \quad (1)$$

В основу измерения эквивалентных параметров положена зависимость от частоты комплексного сопротивления цепи и, как следствие, отношения амплитуд U_{in} к U_{out} .

С помощью устройства, структурная схема которого изображена на рис.2, измеряется коэффициент ослабления цепи на нескольких фиксированных частотах (четырёх в экспериментальном образце). На хлорсеребряный подводящий электрод поступает гармонический сигнал $\dot{U}_{in}(t) = U_{in} \cdot \exp(i\omega_n \cdot t)$ стабильной амплитуды U_{in} и частоты ω_n , ток протекает через биологические ткани и исследуемый электрод, подключенный к входу измерительного усилителя. Измерительный усилитель охвачен цепью ООС, позволяющей с высокой точностью устанавливать коэффициент усиления благодаря применению цифрового потенциометра. Усиленный сигнал поступает на амплитудный детектор, интегратор и оцифровывается АЦП управляющего микроконтроллера. Результатом измерения является коэффициент усиления K_n , при котором амплитуда усиленного сигнала, прошедшего через цепь, равна амплитуде подаваемого на неё сигнала, т.е. полностью компенсируется вносимое ослабление.

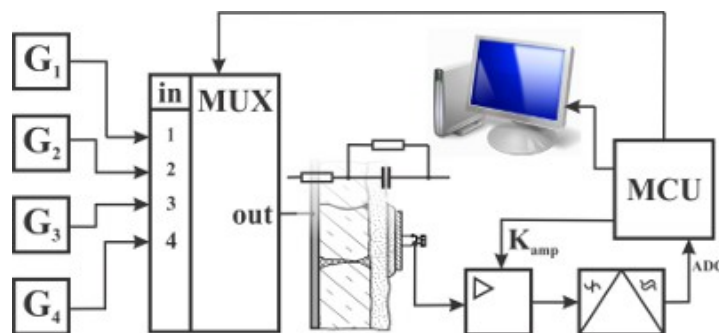


Рис. 2. Блок-схема измерительной установки.

На каждой частоте должно выполняться соотношение (1), следовательно, можно записать систему уравнений для определения неизвестных R_e, C_e, R_s через коэффициент ослабления цепи, численно равный измеренному коэффициенту усиления K_n . С учетом описанных преобразований сигнала в измерительном устройстве, имеем:

$$\frac{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(U_{in} \exp(i\omega_n t))| dt}{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(\dot{U}_{out}(t))| dt} = K_n, n = 1 \dots N. \quad (2)$$

Для однозначного определения R_e, C_e, R_s система уравнений (2) должна состоять, как минимум, из трех уравнений. Для расширения диапазона измеряемых величин и повышения точности результата нами использовано 4 частоты (312, 1724, 6757, 38461 Гц), т.е. фигурируют 4 уравнения. К сожалению, решить аналитически подобную систему невозможно, а, с учетом погрешностей измерений, нет смысла заниматься её линеаризацией с целью применения прямых численных методов решения СЛАУ в силу очевидно плохой обусловленности матрицы системы. Поэтому, для численного решения (2) нами применен генетический алгоритм (как наиболее устойчивый из известных алгоритмов оптимизации к зависанию в локальных экстремумах), направленный на минимизацию функции ошибки путем варьирования неизвестных R_e, C_e, R_s . Целевая функция вычисляется по формуле:

$$Errf(C_e, R_e, R_s) = \sum_n \left| K_n - \frac{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(U_{in} \exp(i\omega_n t))| dt}{\frac{1}{T} \int_0^T |\operatorname{Re}(U_{out}(t))| dt} \right|. \quad (3)$$

Экспериментальные результаты. Относительная погрешность экспериментально измеренных по предложенной методике параметров элементов эталонных цепей не превышает 10% в интересующем нас диапазоне $10k\Omega < (R_e, R_s) < 10M\Omega$, $1pF < C_e < 10nF$, что полностью подтверждает практическую применимость описанного подхода.

Для экспериментальных измерений использованы хлорсеребряные электроды ЕКС 013 с площадью контакта (рабочего элемента) 6.4 см^2 , а также изготовлены емкостные электроды с площадью плоского медного контакта 1, 2 и 4 см^2 , изолированного лавсановой пленкой толщиной 40 мкм.

В табл. 1 приведены экспериментально полученные параметры системы электрод – тело человека.

Таблица 1.

Тип электрода	Ag-AgCl	Емкостной 1см^2	Емкостной 2см^2	Емкостной 4см^2
R_e	$< 10k\Omega$	$> 10M\Omega$	$> 8.5M\Omega$	$> 7.6M\Omega$
C_e	$> 10nF$	20...30 pF	35...59 pF	82..115pF
R_s	50...150 $k\Omega$	50...150 $k\Omega$	50...150 $k\Omega$	50...150 $k\Omega$

Разброс сопротивления тканей R_s объясняется креплением исследуемого электрода к разным частям тела, и не зависит от типа электрода. Сопротивление контакта хлорсеребряного электрода R_e зависит, главным образом, от увлажнения места его крепления. Для емкостных электродов C_e зависит от степени прилегания (давления на электрод) к поверхности тела. Меньшие значения соответствуют прилеганию электрода к запястью под его собственным весом.

Выводы. Предложена математическая модель и способ решения системы её уравнений, разработано измерительное устройство для определения эквивалентных параметров цепей, содержащих реактивные элементы. Стоимость электронных компонентов экспериментального образца составила менее \$10, погрешность измерений не более 10%.

Приведены значения эквивалентных параметров образцов емкостных электродов, перспективных для использования в новейшем медицинском диагностическом оборудовании. Установлено, что емкость электрода существенно зависит от плотности прилегания к поверхности кожи, но слабо зависит от места крепления электрода на теле человека. Сопротивление тканей человека лежит в пределах 50...150 $k\Omega$ в зависимости от расстояния между электродами и места крепления к телу.

Полученные результаты подтверждают целесообразность изготовления активных электродов с емкостным интерфейсом для диагностической аппаратуры на общедоступной современной элементной базе.

Список литературы. 1. Huigen E. Noise characteristics of surface electrodes [Электронный ресурс] / E. Huigen. –1.08.2011. – Режим доступа: <http://www.angelfire.com/planet/ehuigen/scriptie.pdf>. 2. Dry and Capacitive Electrodes for

Long-Term ECG-Monitoring [Электронный ресурс] / A. Karilainen, S. Hansen, J.Müller // Proc. of the 8th Annual Workshop on Semiconductor Advances for Future Electronics and Sensors (Veldhoven, November 17 –18, 2005), 2005. – с. 155 – 161. – Режим доступа: <http://www.mendeley.com/research/dry-capacitive-electrodes-longterm-ecgmonitoring-5/>.

3. C. Assambo Determination of the Parameters of the Skin-Electrode Impedance Model for ECG Measurement [Электронный ресурс] / C. Assambo, A. Baba, R. Dozio, M. J. Burke // Proc. of the 6th WSEAS Int. Conf. on Electronics, Hardware, Wireless and Optical Communications (Corfu Island, February 16 – 19, 2007), 2007.– с. 90 – 95. – Режим доступа: <http://www.wseas.us/e-library/conferences/2007corfu/papers/540-318.pdf>. 4. Baba A. Measurement of the electrical properties of ungelled ECG electrodes [Электронный ресурс] / Baba A., Burke M. J. // International journal of biology and biomedical engineering, 2008. – т. 2. №3. – с. 89 – 97. – Режим доступа: <http://www.naun.org/journals/bio/bio-17.pdf>

КОНЦЕПТУАЛЬНОЕ РЕШЕНИЕ МОДУЛЬНОСТИ СИСТЕМ ПРИКРОВАТНОГО МОНИТОРИНГА С УДАЛЕННОЙ ТРАНСЛЯЦИЕЙ ПАРАМЕТРОВ ЗДОРОВЬЯ ЧЕЛОВЕКА, АДАПТИРОВАННЫЕ ДЛЯ ДОМАШНЕГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ.

Бойчук Я.Н. Новиков А.А.

Херсонский национальный технический университет

73042, г.Херсон, Бериславское шоссе, 24, каф. «Физической и биомедицинской электроники», тел. (0552)32690 9 тел. (050) 2786360

E-mail: byn@svetoteh.com.ua

In work the conception of module composition of the near bed monitoring systems is considered. In a basis the principle of successive module connection of existent medical measuring devices, which are most adjusted to implementation of tasks of telepatronage, is taken. The analysis, on the basis of which was set and it is argued possibility and expedience of the use of some types of medical devices, that satisfy the necessities of the telemonitoring system in the timely reaction and passing parameters of patient's health in the distance, is conducted.

Введение. На сегодняшний день телемедицинская система прикроватного мониторинга представляется многокомпонентным сложным интеллектуальным прибором. В данной статье мы проводим сравнительный анализ существующих медицинских измерительных приборов, которые могут входить в состав мониторинговой системы как основная часть периферических устройств. Так как основной идеей покомпонентного составления периферического модуля является сопряжение ранее не связанных частей воедино, то не обходимо провести анализа, результатом которого будет являться определение возможности и целесообразности применения отдельных автономных медицинских измерительных приборов с точки зрения удовлетворения потребностей системы.

Анализ последних исследований. Ввиду специфичности требований к аппаратной части прикроватной телемониторинговой системе, необходимо учесть ряд параметров периферических модулей и узлов, которые могли бы бесконфликтно и максимально эффективно работать вместе. Напомним, что специфичность заключается в обеспечении быстрого действия системного снятия параметров здоровья организма пациента, трансляция этих параметров посредством сервера и спутниковой связи на неограниченное расстояние на приемный пост врача или сотовый телефон доверенного лица в виде тревожно-информативного сигнала. Также, система должна обеспечивать максимальную гигиеничность и непрерывный процесс снятия информации с ответственных датчиков без посторонней помощи, в случае длительного отсутствия медперсонала.

Учитывая, что все приемные модули будут так или иначе интегрироваться в одну единую систему, не имея изначально никакого взаимного сопряжения, весьма сложно добиться «взаимопонимания» этих узлов хотя бы на уровне исходящих информационных сигналов. Но, поговорим о видах существующих приборов с определенными заданными

функциями, удовлетворяющими потребность в снятии данных показателей артериального давления, уровня сатурации крови и температуры тела пациента.

Постановка задачи. Провести сравнительный анализ существующих на сегодняшний день медицинских измерительных приборов, удовлетворяющих потребности телемониторинговой системы в корректном и своевременном реагировании и передаче параметров здоровья на расстоянии

Основная часть. На сегодняшний день существует два метода измерения артериального давления: аускультативный и осциллометрический[4].

Аускультативный метод основан на измерении избыточного давления в накаченной манжете, пережимающей артерию в определенные моменты времени. Эти моменты определяются с помощью стетоскопа как моменты полного и частичного открытия артерий. Именно в это время давление в артерии уравнивается с давлением в манжете. Принято считать, что итоговая погрешность этого метода составляет 7 - 14 мм рт. ст.[1] Процесс измерения заключается в следующем. На руку пациента накладывают резиновую (каучуковую) мембрану с включенным в пневмосистему манометром и накачивают грушей воздух до тех пор, сжимая, конечность, пока в стетоскопе, подложенным под мембрану на артерию не прекратится стук ударной волны пульса. После «пропадания пульса» воздух из системы постепенно стравливают, пока биение пульса не начнет отражаться на шкале манометра. Таким образом, регистрируется давление. К преимуществам такого метода можно отнести относительную дешевизну, простоту в обращении с прибором и независимость от посторонних источников электроэнергии.

Рассмотрим недостатки данного метода. В среднем на подобную процедуру уходит от двух до трех минут, что иногда бывает слишком долго для принятия оперативных мер и вызова скорой помощи, скажем, на дом. Напомним, что регулярное измерение давления в кровеносных сосудах дает возможность на ранних стадиях диагностировать нарушения работы сердца, сердечнососудистой системы, болезни почек, мочевыделительной системы, развитие патологии у беременных и так далее [5].

Учитывая первостепенную необходимость в проведении процедуры измерения давления в полностью автоматическом режиме (в случае полного паралича пациента и отсутствия доверенных лиц), этот метод абсолютно непригоден для домашнего прикроватного мониторинга. Так как прикроватный монитор – наглядный способ контроля над состоянием пациента.[6]

Теперь рассмотрим второй метод. Осциллометрический метод основан на электронной обработке вибрации звуковой волны, создаваемой в манжете сокращениями сердца. Это позволяет полностью исключить влияние человеческого фактора на процесс измерения, позволяет снизить погрешность измерения до величины электрической погрешности[1], а также, исключает необходимость в присутствии посторонних лиц для проведения измерения артериального и венозного давления.

Осциллометрические измерители (они же — цифровые, электронные, автоматические) классифицируют, во-первых, по уровню автоматизации процесса измерений: автоматические (со встроенным микрокомпрессором) или полуавтоматические (с ручным нагнетанием воздуха в компрессионную манжету). Во-вторых, используется также классификация по месторасположению манжеты на руке, т. е. по месту, где пережимается артерия во время измерения: на плече (обычно изготавливаются в виде настольного измерительного блока, соединенного трубкой с компрессионной манжетой) или на запястье (могут иметь конструкцию как только что описанный «плечевой», — так и в виде «браслета», т. е. измерительный блок закреплен непосредственно на компрессионной манжете). [1]

Автоматические и полуавтоматические тонометры. Отличия автоматических тонометров от полуавтоматических состоят в следующем:

В автоматических тонометрах имеется встроенный компрессор. Благодаря компрессору, накачка манжеты происходит автоматически при нажатии одной кнопки. В

полуавтоматических приборах накачка манжеты происходит путём нагнетания воздуха резиновой грушей.

У многих моделей автоматических тонометров предусмотрена возможность предварительной установки максимального давления накачки манжеты. Это позволяет сократить время измерения, экономить ресурс батареек и не подвергать руку более долгому сжатию накаченной манжетой.[1]

Преимущество автоматического тонометра состоит в том, что накачка манжеты осуществляется "одним нажатием кнопки". Еще один плюс - скорость травления воздуха выбирается автоматически, что позволяет повысить точность измерения давления (особенно у полных людей)[1].

Самым важным преимуществом автоматических тонометров является то, что всем процессом от начала до конца можно руководить дистанционно и полностью автоматизировано в условиях интеграции прибора в состав телемониторинговой системы. Речь идет о том, что при резком ухудшении самочувствия лежащий пациент может просто нажать кнопку и прибор самостоятельно накачает в манжету воздух, стравит, отсчитает пульс, измерит давление и выдаст готовый результат на экран монитора и параллельно отправит (при необходимости) на сотовый телефон родственника или семейного врача, который сможет моментально вызвать скорую помощь на дом. Притом, что для всего этого абсолютно необязательно находиться рядом с больным. Также, процедура может повторяться периодически и самостоятельно без постороннего вмешательства в заранее установленные интервалы времени.

Следующей неотъемлемой опцией прикроватной мониторинговой системы является пульсоксиметрический модуль. Пульсоксиметрический метод длительного мониторингования процентного содержания оксигемоглобина в артериальной крови (сатурации) и пульса. Для мониторинга сатурации применяются компьютерные оксиметры, обеспечивающие регистрацию сигнала с дискретностью раз в несколько секунд. За ночь оксиметр регистрирует сатурацию около 15000 раз и сохраняет полученные данные в памяти прибора. Дальнейшая компьютерная обработка данных позволяет с высокой точностью оценивать параметры сатурации в период ночного сна.[8] Его первоочередными функциями будет измерение уровня сатурации (насыщения гемоглобина крови кислородом[2]), частоты сердечного пульса. Данный модуль будет представлять собой периферический выносной датчик и блок-устройство обработки сигнала. Последний будет выполнять функцию определения уровня сатурации и подсчет ЧСС. Что касается непосредственно самого датчика, то на видах существующих приборов необходимо остановиться отдельно. На сегодняшний день существует несколько основных видов переносных периферических датчиков. Первой функциональной дифференциацией является продолжительность использования. Такая дистанционная пульсоксиметрия может применяться для динамического контроля эффективности методов респираторной поддержки.[7] Таким образом, уровень насыщения артериальной крови кислородом (сатурация) является важнейшим параметром жизнедеятельности организма[9]. В нашем случае мониторинг пациента на предмет установления уровня сатурации и ЧСС будет практически постоянным, за исключением моментов, когда мониторирующее лицо (родственник, врач) проверит надежность закрепления датчика и т.п. А потому, способ закрепления такого устройства должен быть максимально комфортным и надежным. В данном случае подойдет одноразовый датчик[2], представляющий собой миниатюрную эластичную латексную пластину, которую можно закрепить на руке, на лбу и т.д. В то время, как многократный датчик, установленный, скажем, на пальце руки, может оказывать длительное механическое давление на мягкие части тела, вызывая дискомфорт пациента[2].

Нельзя, также, забывать об уровне активности пациента[2]. В случае с капризным ребенком, лучше использовать одноразовый латексный датчик, который надежно закрепится на поверхности кожи, и ребенок при активном движении руками, ногами и т.д.,

не сможет нарушить контакт датчик-поверхность тела или пораниться. В случае же частично обездвиженных людей, находящихся в режиме стационара, также лучше применять одноразовые датчики, т.к., постоянно находясь на теле пациента, например во сне, они маловероятно будут повреждены или сняты с поверхности тела, в отличие от многоразовых, надетых на палец руки[10].

Для выбора типа датчика учитывается возможность возникновения инфекции в месте установки датчика. Большинство типов одноразовых датчиков стерильно упакованы. Эти датчики создают преимущество для пациентов с высоким инфекционным риском, таких, как недоношенные дети и пациенты с нарушением иммунитета[2].

Модуль измерения температуры. Для качественного рассмотрения измерительного температурного модуля прикроватной мониторинной системы, сделаем краткий обзор существующих термометрических приборов медицинского назначения, попутно оценивая их функциональную пригодность в контексте телемониторинговой системы.

Самым распространенным прибором для измерения температуры в домашних, да и медицинских учреждениях является максимальный ртутный термометр[3]. Представляет собой стеклянную колбу с ртутью (спиртом), с адекватным коэффициентом объемного расширения (допустимая погрешность 0,1 градуса[1]). Прибор достаточно надежен, прост в эксплуатации, дешев, долговечен и обеспечивает достаточную точность измерения. Но, есть и ряд существенных минусов. Прежде всего – это невозможность трансляции данных о снятых значениях температуры на удаленный монитор, а тем более – сотовый телефон, что является основным требованием.

Электронный (цифровой) термометр измеряет температуру с помощью встроенных датчиков, а результат выводит в виде готовых цифр на дисплей. Такой прибор предлагает дополнительные функции в виде памяти на определенное число измерений, звуковых сигналов, сменных наконечников, водонепроницаемости и т.п. При этом для точного измерения электронным термометрам требуется плотный контакт с поверхностью тела[3]. На этом преимущества прибора заканчиваются. Не смотря на электронную начинку прибора, сопряжение его с переносным дисплеем невозможно, так как прибор автономен, периферийным звеном он стать, не может. В случае же необходимости снятия данных значений температуры парализованного пациента без посторонней помощи не обойтись, что по понятным причинам весьма критично. Таким образом, об оперативной передаче тревожного сигнала на пульт (сотовый телефон) дежурного (семейного) врача, родственника речи быть не может.

Инфракрасный термометр. Механизм действия: чувствительный элемент снимает данные инфракрасного излучения объекта и преобразует их в привычные для нас температурные показатели. В линейке термометров он позиционируется как новинка. Среди основных преимуществ можно отметить следующие. Быстрота измерения (1-5 секунд), [11] абсолютная гигиеничность благодаря бесконтактному методу измерения, а также, возможность мерить температуру грудным детям и спящим больным[3,12]. Но главным конкурентным преимуществом перед приведенными выше приборами является следующее. Данный прибор является полностью интегрируемым в электронную систему прикроватной мониторинной системы. Второй не менее веский аргумент в пользу пирометра – это возможность измерения температуры без посторонней помощи. Например, датчик ИК-излучения можно вмонтировать в налобную эластичную латексную пластину осциллометрического датчика сатурации и таким образом, регулировать частоту снятия двух видов данных можно дистанционно и также получать обратную связь.

Закключение. В настоящее время, с каждым днем все острее встает проблема обеспечения тяжелобольных пациентов как медикаментозно, так и постоянным контролем и врачебным наблюдением. Не смотря на существование на современном рынке медицинской техники широкого спектра качественных измерительных приборов, приведенный сравнительный анализ показал отсутствие аппарата, который смог бы абсолютно самостоятельно проводить снятие параметров здоровья человеческого

организма. Учитывая это, в данной статье приведена концепция покомпонентного модульного составления медицинских измерительных приборов на основе идеи телемедицинской прикроватной мониторинговой системы, с помощью которой можно добиться регулярного контроля параметров здоровья пациента в режиме реального времени и, как следствие, своевременно реагировать на патологию и тем самым подвергать меньшему риску.

Список использованной литературы 1 URL: <http://www.zdrav-mag.ru/article33.0.html>. 2 URL: http://www.sensitec.ru/articles/metod-pulsoksimetrii-pulsoksimetricheskie_datchiki-i-aksessuary.html. 3 URL: <http://www.airmed.com.ua/forum/index.php?showtopic=5461> URL: <http://terbuny.net/content/view/499/61/>. 4 URL: http://meduniver.com/Medical/cardiologia/vibiraem_tonometr-pribor_dly_izmerenia_davlenia.html.

СРЕДСТВА И МЕТОДЫ ДИАГНОСТИКИ СОСТОЯНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ПО ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЕ

Дацок О.М., Павленко Д.В., Хоружная А.В.

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина

61077, Харьков, пл. Свободы 4, каф. Физич. и биомедицинской электроники и КИТ,
тел. (057) 707-52-19, E-mail: A_r_v_e_n@ukr.net

The importance of pulse waveform characteristics is grounded in the article. The main methods of the pulse wave registration were analyzed. The requirements to the pulse optical monitor taking into account photometric research peculiarities were formulated. New approach to a pulse waveform registration is offered. This method is based on amplitude modulation of the pulsed IR radiation by changing blood filling in vessels via heart activity. The automatic gain control circuit is developed. Further prospects for improvement of the device functionality are shown.

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) по-прежнему сохраняют лидерство среди наиболее опасных и распространенных болезней. Основным способом борьбы с высоким уровнем смертности вследствие ССЗ – это, прежде всего, усовершенствование традиционных методов диагностики и разработка новых высокоинформативных диагностических комплексов, которые позволяют контролировать как состояние сосудов, так и сократительную способность сердца. Нарушения функционального состояния сосудистой системы (СС) могут свидетельствовать о таких заболеваниях как артериальная гипертензия, сахарный диабет, атеросклероз и др. Оценивать структурно-функциональные свойства сосудистой стенки позволяют непрямые методы, основанные на контурном анализе объемной пульсовой волны (ПВ), который заключается в исследовании ее амплитудно-временных характеристик.

1. Методы регистрации пульсовой волны

Регистрация ПВ может проводиться различными неинвазивными методами, которые отражают колебания диаметра (объема) сосудов, связанные с динамикой их кровенаполнения. Сложный вид регистрируемых кривых связан с колебаниями внутрисосудистого давления, вызванными многочисленными отражениями в местах ветвления и значительного сужения сосудов, а также податливостью стенки артерии, в которой проводится регистрация. Анализ работ по исследованию СС показывает, что наиболее ценную диагностическую информацию о силе сосудистой реакции представляют два рассчитываемых показателя – индекс отражения (отношение амплитуд отраженной и прямой волны) и индекс жесткости (определяют как отношение роста обследуемого ко времени отражения ПВ). Более сильное и более раннее отражение наблюдается при патологиях, сопровождающихся снижением эластичности сосудов.

Контурный анализ пульсовой кривой является простым и доступным методом оценки не только артериальной ригидности крупных артерий, но и функционального состояния сосудистого эндотелия [1]. Значимость этих показателей в клинической практике неоспорима, поскольку длительное существование эндотелиальной дисфункции

является общим пусковым механизмом для многих патологических процессов. Также исследования состояния эндотелия проводят при оценке тяжести состояния больных с различными клиническими проявлениями стенозирующего атеросклероза.

Зачастую методы исследования ПВ основаны на регистрации изменений свойств тканей, вызванных пульсовым кровенаполнением. Реографические методы исследования гемодинамики основаны на измерении колебаний электрического сопротивления участка ткани, отражающих изменение объема сосудов вследствие распространения ПВ. Существующие методы измерения проводимости живой ткани построены на базе мостовых или потенциометрических схем [2,3]. Однако такие подходы не лишены недостатков. Прежде всего, мостовые методы требуют подстройки (компенсация постоянной составляющей импеданса биоткани), тщательной фильтрации и усиления сигнала (дорогостоящие высокочувствительные усилители), поскольку относительное изменение сопротивления составляет доли процента. Расположение электродов на значительном расстоянии затрудняет локальные исследования. Кроме того, в связи с необходимостью пропускания электрического тока через тело человека, к реографам предъявляются жесткие требования с точки зрения электробезопасности.

Достаточно высокими метрологическими характеристиками обладают диагностические комплексы на основе пьезодатчиков. Приемником является воронка, в вершине которой располагается чувствительный элемент, который представляет собой пьезорезонатор с подвижным электродом в виде мембраны и модулированным под действием механической силы воздушным зазором [4]. Это позволяет трансформировать внешнее воздействие в изменение параметров колебательной системы сенсора и, как следствие, изменение резонансной частоты. Основные трудности при разработке подобных устройств – сложные программные алгоритмы, которые обеспечивают линейризацию передаточной характеристики пьезодатчика. Также большую роль играет влияние помех (в т.ч. артефактов движения), а также наличие в спектре ПВ составляющих с частотами, кратными собственным резонансным частотам пьезоэлемента, что приводит к значительным искажениям в интерпретации полученных результатов.

Широкое применение для измерения различных параметров физиологических процессов нашли фотоплетизмографические методы, основанные на анализе изменения светопрозрачности тканей в зависимости от их кровенаполнения [5]. Оптический датчик представляет собой ИК светодиод и фотодиод, располагаемые на ногтевой фаланге пальца руки. Оптические методы являются наиболее простыми с точки зрения технической реализации (близкая к линейной передаточная характеристика и несложная конструкция датчика), позволяют проводить локальные исследования периферического кровотока, исключают электрический контакт и действие тока на человека. К недостаткам относятся: чувствительность к сторонним засветкам, малая амплитуда информационного сигнала, необходимость подстройки при снятии пульсограмм у людей с разным типом кожи и состоянием ССС. Следовательно, современный фотоплетизмограф должен удовлетворять ряду требований: высокая чувствительность, помехоустойчивость и надежность (в т.ч. отсутствие подстроечных элементов), а также невысокая стоимость.

2. Экспериментальная установка

Нами было разработано устройство, реализующее фотометрический метод исследования ПВ на основе амплитудной модуляции импульсного ИК излучения сосудистым кровенаполнением. Достаточно высокая помехоустойчивость достигнута за счет переноса информационного сигнала в область высоких частот (5кГц). На светодиод (рис. 1) подается переменное питающее напряжение стабильной несущей частоты и амплитуды от генератора, что позволяет избавиться от низкочастотных помех (наводки осветительной сети и фоновые источники света). Датчик устанавливается на фалангу пальца и работает на просвет.

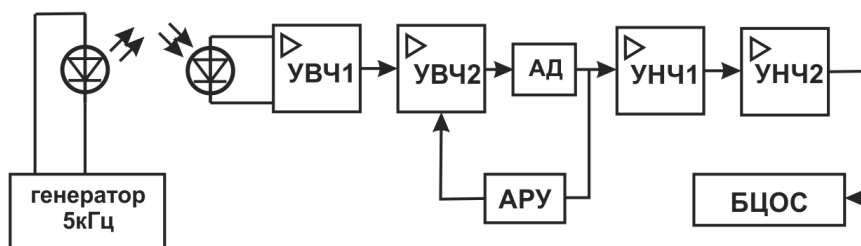


Рис. 1. Блок-схема устройства для регистрации пульсовой волны.

Высокочастотный сигнал, зарегистрированный приемником оптического излучения и усиленный предварительным усилителем УВЧ1, УВЧ2 поступает на амплитудный детектор АД и интегратор, где выделяется его огибающая – полезный сигнал. Блок АРУ реализует автоматическую регулировку усиления, которая позволяет избежать ручной подстройки параметров усилителей. Далее низкочастотный сигнал усиливается (УНЧ1, УНЧ2), преобразовывается в цифровой код (БЦОС) и передается через USB-интерфейс в персональный компьютер. Разработанное программное обеспечение позволяет проводить непрерывный мониторинг пульсовой волны. Важно отметить, что стоимость опытного образца устройства не превышает 20\$.

Выводы

Исследование амплитудно-временных параметров пульсограммы позволяет выявить диагностически значимые показатели, по которым можно судить не только о состоянии сосудистой системы в целом, но и выявить нарушения её отдельных составляющих. Сравнительный анализ методик регистрации ПВ и результаты экспериментальных исследований показали, что оптимальным способом регистрации динамики кровенаполнения сосудов является фотоплетизмографический, а разработанное устройство может быть использовано в составе программно-аппаратного комплекса для повышения эффективности диагностики сердечно-сосудистых патологий.

Список литературы. 1. Калакутский Л.И. Методика анализа контура пульсовой волны в диагностике функции сосудистого эндотелия [Текст] / Калакутский Л.И., Лебедев П.А., Комарова М.В. // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2008. – №5. – С.43–47. 2. Кубарев А.М. Пульсации крови в артериальной системе и ее влияние на электрическое сопротивление тела [Текст]/ Кубарев А.М., Борисов В.И. // Нижегородский медицинский журнал, 2008. – №4. – с. 35 – 41. 3. Бессараб А.В. Аппаратура для биоимпедансной диагностики функционального состояния организма в режиме реального времени [Текст]/ Бессараб А.В., Лавров Л.М., Кудряшов Е.А.// Нижегородский медицинский журнал, 2008. - №4. – с. 27– 33 4. Колпаков Ф.Ф. Пьезорезонансные механотроны в измерениях параметров сердечно-сосудистой системы человека [Электронный ресурс] / Колпаков Ф.Ф., Пидченко С.К., Татарчук А.А., Опольская А.Е. // Радиоелектронні і комп'ютерні системи, 2009. – №2. – с.60 – 70. – Режим доступа: http://www.nbuu.gov.ua/portal/natural/Rks/2009_2/Kolpakov.pdf. 5. Victor Kremin Sensing-Optical PulsOmeter with PSoC [Электронный ресурс] / V. Kremin // Cypress Semiconductor, 2004. – Режим доступа: <http://www.cypress.com/?rID=2795>

A DIRECT SIMULATION OF SOLUTIONS FOR NONLINEAR RATE EQUATIONS OF DIRECTLY MODULATED SEMICONDUCTOR LASER

Naumeyko I.V., Razi J. Shgeeth

Kharkiv National University of Radio Electronics

61166, Kharkov , 14 Lenin Avenue, dep. Applied Mathematics, tel. (057) 702-14-36,

E-mail: naum@kture.kharkov.ua; fax (057) 702-11-13

The purpose of this paper is to solve the nonlinear rate equations of directly modulated semiconductor laser by direct simulation (numerical solution) where the rate equations are described the dynamic behavior of semiconductor laser because of optical field is depended on the time. The other side, the rate equations are described the interactions among photon density, carrier density, and the phase of photon. However, these equations are used to predict the nonlinear distortions which it is appeared in the performance of directly modulated semiconductor laser.

Целью работы является решение нелинейных уравнений полупроводникового лазера путем прямого численного моделирования. Скоростные уравнения описывают взаимодействия между плотности фотонов, плотность носителей, а также фазы фотона. Эти уравнения используются для прогнозирования нелинейных искажений, которые появляются при непосредственной модуляции полупроводникового лазера.

Introduction. The main application of semiconductor laser is as a source for optical systems in medicine and biology, where the output of the semiconductor lasers is modulated by applying the electrical signal either directly to the optical source or to the external modulator [1].

In direct modulation of the semiconductor laser, the injection current is composed of DC component plus number of frequency modulation signals occupying separate frequency band [1,2]. Due to inherent laser nonlinearity, energy is transferred to frequencies which are combinations of the original frequencies .these are nonlinearity distortions.

Theory. To predict the significance of the nonlinear distortion ,laser operation can be modeled by the rate equations, which must then be solved for situations where the drive current consist of bias term together with sinusoidal components representing the wanted multi- carrier modulation .the single mode laser rate equations may be written by symbolically as [3]:

$$\begin{aligned} \frac{dp}{dt} &= \Gamma g_o(n - n_s)(1 - \xi p)p - \frac{p}{\tau_p} + \beta \Gamma n \left(\frac{1}{r_n} + \beta_n + Cn^2 \right), \\ \frac{dn}{dt} &= \frac{I}{qV} - g_o(n - n_s)(1 - \xi p)p - n \left(\frac{1}{\tau_n} + \beta_n + Cn^2 \right), \\ \frac{d\phi}{dt} &= \frac{\alpha}{2} g_o(n - n_{th}), \end{aligned}$$

where g_o is the optical gain coefficient , n_s the carrier density for which the gain is zero and ξ is the gain compression (or saturation) factor .the photon decay rate is considered in the terms of the photon lifetime t_p , the modal confinement factor Γ is used in defining the photon density, whilst the spontaneous recombination terms take into account both radiative and nonradiative recombination processes. Thus τ_n represents the nonradiative recombination lifetime, β the bimolecular recombination and C the anger recombination processes. Carrier injection is given by the current I , flowing through the active region, divided by the electronic charge q and the active volume V . ϕ is the phase of the photon, α is the line width enhancement factor and n_{th} is the carrier threshold [3].

Result. To determine the nonlinear rate equations in equations are used, the rate equation about the phase of the photon will not be used here because the distortions affected by lasing frequency modulation (chirping) are out of concern. By using direct simulation, we can get on

first, second, and third orders of nonlinear transfer function of semiconductor laser as shown in the Figure below.

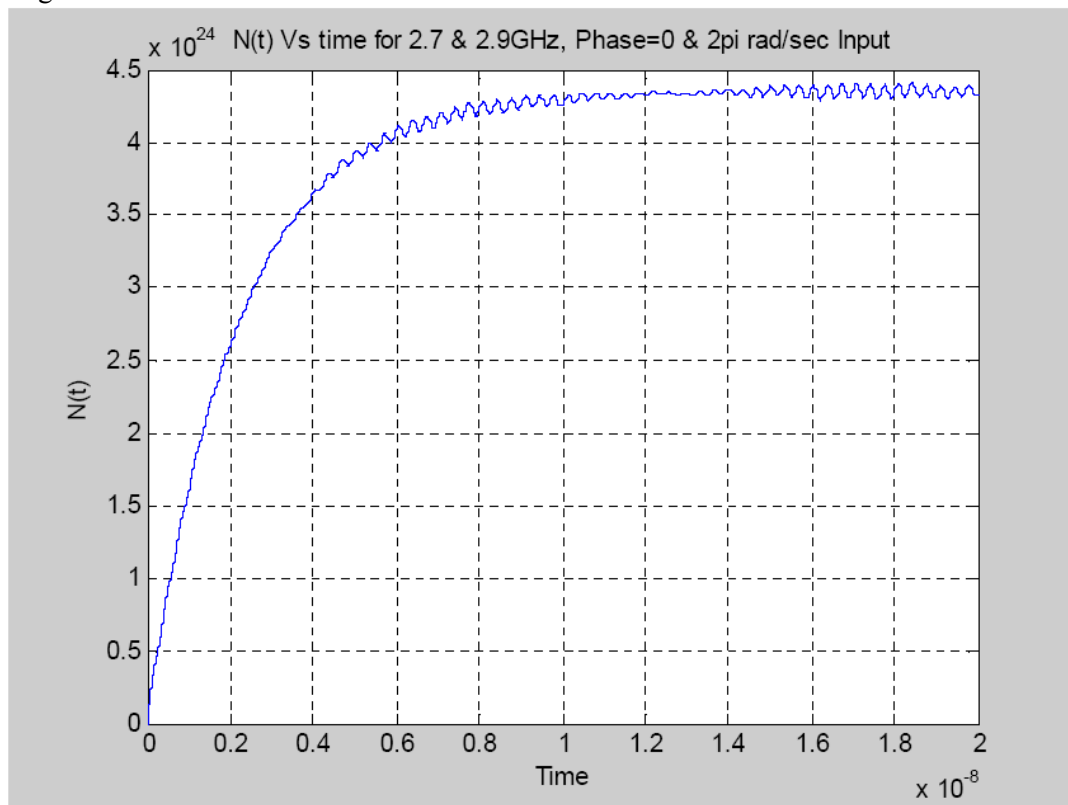


Figure (2-c) $N(t)$ Vs time for 2.7 GHz and 2.9 GHz & phase=0 and 2π rad/sec input

Conclusion. By using the nonlinear rate equations, an approximate analysis has been presented for predicting the nonlinear distortion in performance of semiconductor laser where this distortions will effect on the photon density and carrier density. The Figure shows the optimum frequency modulation we can use to modulator the semiconductor laser to get frequency response having reduced distortions.

References. 1. T. Ikegami and Y. Suematsu, Direct modulation of semiconductor lasers – Electron. commun., Vol. 83-B, pp. 51-57, 2000. 2. R. S. Tucker and D.J. Pope Circuit modeling of effect of diffusion on damping in a narrow – stripe semiconductor laser, IEEE J.Quant. Electron, Vol.41, pp.1179-1185, 2005. 3. R. Sabella, M. Paciott and A.di Fonzo Impact of the non-linear distortions of different modulation schemes in analog CATV distribution systems, J. of light wave Technical , Vol. 11, No.6, pp.82-105, 1998.

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ ЭНЕРГЕТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ АППАРАТНЫХ СРЕДСТВ ИНФОРМАЦИОННО-ВОЛНОВОЙ ТЕРАПИИ

Олейник В.П., Кулиш С.Н.

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского
«Харьковский авиационный институт»

61070, Харьков, ул. Чкалова 17, каф. производства радиоэлектронных систем
летательных аппаратов, тел. (057) 788-43-53, e-mail: oliynuk@xai.edu.ua

Received calculation appraisal of spectral density power radiation on frequencies 60...70 GHz fore technical means of information-wave therapy. Used calculation models excitement by a dielectric antenna by periodical spark discharge.

Введение. Информационно-волновая терапия (ИВТ) основана на использовании широкополосных детерминированных и случайных (стохастических, шумовых) электромагнитных полей (ЭМП) и волн сверхнизкой интенсивности, генерируемых, излучаемых и апплицируемых дистанционно на выделенные зоны кожной поверхности с целью профилактики и лечения заболеваний человека и животных. Для метода ИВТ принципиально важными являются низкая энергия излучения, соизмеримая с энергией тепловых флуктуаций, широкая полоса частот, зависимость спектральной плотности от частоты и наличие дискретных полос, близких по спектру биоритмическим частотам различных иерархических уровней организма. Считается, что для обеспечения необходимого биологического эффекта, максимальные частоты излучения должны быть не менее 60...300 ГГц [1].

Актуальной задачей корректного внедрения ИВТ- технологий в клиническую практику помимо чисто медицинских исследований является оценка излучательных характеристик применяемых электронных технических средств. В первую очередь это относится к основному действующему фактору – широкополосному электромагнитному излучению со спектром по типу фликкер-шума, воспроизводящего диапазоны частот излучения живых клеток при спектральной плотности мощности шума не выше 10^{-16} Вт/см²·Гц. Именно сверхнизкая интенсивность излучения является существенной аппаратной проблемой непосредственного измерения энергетических параметров воздействия в диапазоне крайне высоких частот. В данной работе предложен расчетно-экспериментальный подход определения указанных параметров.

Сущность исследования. Аппаратной составляющей ИВТ- технологии является прибор «ИХТ-Поріг». Этот прибор – авторская разработка академика Колбуна Н.Д. [1], запатентован в ряде стран Европы. По устройству и принципу действия данный прибор является радиоэлектронным устройством. Для возбуждения электромагнитных колебаний в широкой полосе частот используется импульсный разряд в полый части диэлектрической антенны. Частоту следования разрядных импульсов задает тактовый генератор, длительность активной части разряда определяет формирователь импульсов, амплитуда напряжения необходимая для электрического пробоя в разрядном промежутке достигается применением широкополосного усилителя нагруженного на импульсный трансформатор [2]. Упрощенная структура импульса разрядного тока показана на рис. 1.

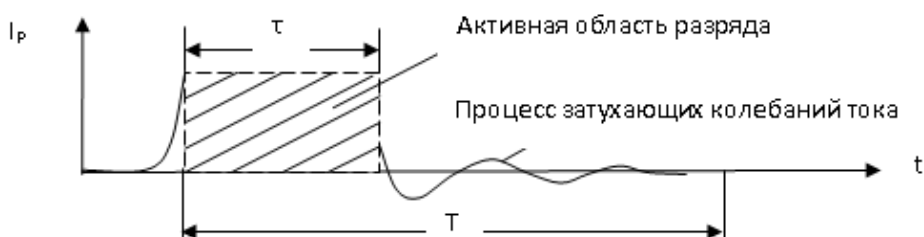


Рисунок 1 – Структура импульса разрядного тока

Для расчетного определения спектральной мощности излучения в биологически значимом интервале частот 50...80 ГГц использована модель возбуждения диэлектрической стержневой антенны периодическим прямоугольным импульсным током. Длительность импульса τ выбрана около 1 мкс, что соответствует времени активной части искрового разряда, измеренной экспериментально. Частота следования импульсных разрядов в исследованных образцах прибора составляла 30...50 Гц. При импульсной мощности 1 кВт средняя мощность разряда составила около 20...50 мВт, что подтверждают наблюдаемые параметры работы выходных цепей устройства. Спектральный анализ энергетических характеристик примененной модели показал, что при оптимальных условиях возбуждения диэлектрической антенны, достижимые излучательные характеристики на частоте

тах 60...70 ГГц составят: интенсивность излучения $\sim 10^{-15}$ Вт/см², спектральная плотность мощности излучения $\sim 10^{-25}$ Вт/(см²·Гц). Данная оценка характеризует линейчатую (детерминированную) компоненту излучения.

Другая оценка энергетических параметров воздействия основана на модели возбуждения антенны тепловым излучением плазмы импульсного периодического газового разряда. Явления, возникающие в процессе искрового разряда, определяют общее энергетическое состояние среды. Интегральной характеристикой такого состояния может служить количество тепла, выделяющееся в области разряда и как следствие возникновение теплового излучения. Физическая сущность теплового излучения заключается в преобразовании внутренней тепловой энергии излучающего тела в энергию электромагнитного поля, распространяющегося за пределы излучающего тела [3]. Интенсивность всех этих процессов определяется температурой излучающего тела, поэтому от температуры зависит и средняя мощность излучения.

Суммарную спектральную плотность собственного и отраженного излучений плазменного шнура искрового разряда можно записать в виде

$$R_{\text{общ}} = \frac{2\pi k}{\lambda^2} (\alpha T + \rho T_o) = \frac{2\pi}{\lambda^2} T_K;$$
$$T_K = \alpha T + \rho T_o,$$

где λ – длина волны; k – постоянная Больцмана; ρ – коэффициент отражения; T – абсолютная температура; T_o – радиояркая температура отраженного излучения; T_K – так называемая кажущаяся температура излучателя.

Для количественной оценки полагаем, что кажущаяся температура «холодной» плазмы имеет величину около 30...300 °К. Тогда спектральная плотность мощности собственного и отраженного теплового излучений плазменного шнура искрового разряда на частоте 60 ГГц составит $\sim 10^{-20}$... 10^{-19} Вт/(см²·Гц) [4].

Выводы. Полученные результаты расчетных оценок различаются на 5-6 порядков, однако они подтверждают основное положение ИВТ метода о сверхнизком энергетическом воздействии на биологический объект.

Литература. 1. Колбун Н.Д. Курс лекций по информационно-волновой терапии / Н.Д. Колбун, А.Г. Корниенко. – К.: Биополис, 2006. – 143 с. 2. Генерирование и оценка параметров широкополосного электромагнитного излучения КВЧ диапазона сверхнизкой интенсивности для информационных технологий в медицине / В.В. Литвин, В.П. Олейник, С.Н. Кулиш, Аль Отти Сами // Радіоелектронні і комп'ютерні системи: Науково-технічний журнал – Х.: Нац. аерокосм. ун-т „Харьк. авіац. ін-т”, 2010, №7 (48). – С. 233 – 235. 3. СВЧ излучение низкотемпературной плазмы / под ред. А.Е. Башаринова – М.: «Сов. радио», 1974.- 192 с. 4. Олейник В.П. Искровой разряд как источник электромагнитного излучения для КВЧ терапии / В.П. Олейник, С.Н. Кулиш, В.В. Литвин // Міжнародна науково-технічна конференція «Інтегровані комп'ютерні технології в машинобудуванні ІКТМ-2007»: Тези доповідей. – Х.: Нац. аерокосм. ун-т ім. М.С. Жуковського «ХАІ», 2007. – С. 365.

АППАРАТ УВЧ ОБЛУЧЕНИЯ СЕМЯН СЕЛЬСКОХОЗЯЙСТВЕННЫХ КУЛЬТУР

Смердов А.А. Петровский А. Н.

Полтавская государственная аграрная академия

36003, г. Полтава ул. Сковороды 1/3, кафедра физики, автоматизации и механизации производственных процессов, тел. (05322)2-29-81, (05322)2-27 42, (068)6442932, E - mail: sapetr23@rambler.ru

The report has been described apparatus preplant seed irradiation by electromagnetic field UHF developed in Poltava State Agrarian Academy. The principles and features of its construction have been showed, due to changes in dielectric properties of irradiated seeds. The results of tests the device in the laboratory and field conditions during irradiation of wheat

seeds, cucumber and tomato, which showed higher yields at 12 ... 24% for different types of plants.

Введение. Анализ хозяйственной деятельности агропромышленного комплекса Украины показывает, что рост расходов на производство продукции растениеводства опережает рост урожайности: на 1% увеличения урожая приходится 2,5% повышения антропогенных расходов [1]. Одна из причин потерь продукции обусловлена плохим прорастанием семян и низким темпом роста растений на начальном этапе развития. Таким образом, повышение всхожести и энергии роста растений с целью увеличения урожайности сельскохозяйственных культур является актуальной проблемой, что требует создания высокоэффективных, конструктивно простых и экологически безопасных технических средств для предпосевной стимуляции семян.

Известно, что обработка семян сельскохозяйственных культур электромагнитными полями ВЧ и СВЧ диапазонов существенно влияет на всхожесть семян и последующую энергию роста растений [2]. Использование электромагнитных полей достаточно большой мощности для предпосевной обработки семян сельскохозяйственных культур связано с нагреванием семян. С одной стороны нагревание является стимулирующим фактором, с другой стороны чрезмерный нагрев может привести к нарушению функций биомолекул, в частности к денатурации белков.

Целью работы является описание разработанного в Полтавской государственной аграрной академии аппарата облучения семян УВЧ 27-60 Полтава, принципов и особенностей его построения, а также результатов экспериментальных исследований полученных при облучении семян различных сельскохозяйственных культур.

Сущность. На рис.1 представлена блок-схема аппарата облучения семян УВЧ 27-60. В качестве рабочей выбрана частота $f=27,12$ МГц (длина волны 11,06 м) [3], которая используется в медицинских аппаратах УВЧ-терапии (аппараты УВЧ-30, УВЧ-50, УВЧ60-Мед ТеКо). Выбор этой частоты, разрешенной для применения в медицине, решает проблему уменьшения влияния излучаемых радиопомех и защиты обслуживающего персонала.

Задающий генератор (ЗГ) формирует сигнал указанной частоты, который поступает на усилитель (У). С выхода усилителя сигнал подается на согласующее устройство (СУ) и, выходной контур (ВК), который содержит параллельный резонансный контур LC, и далее через согласующий трансформатор Тр на блок облучения (БО) семян. Блок питания (БП) обеспечивает питание всех блоков аппарата.

Блок облучения семян представляет собой конденсатор, пластины которого являются восьмигранниками. Объем такого бункер-конденсатора составляет 7 л, а расстояние между пластинами – 80 мм. Напряжение подводимое к пластинам достигает 2кВ. Мощность облучения семян регулируется в пределах (10-60) Вт, что позволяет выбирать оптимальный режим облучения.

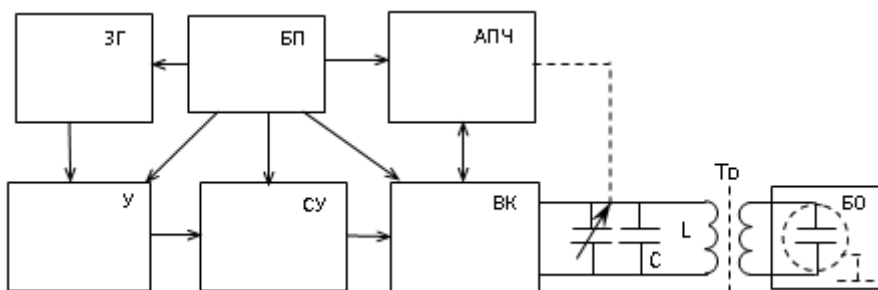


Рис. 1 Структурно-функциональная схема аппарата предпосевного облучения УВЧ 27-60

БП - блок питания; ЗГ - задающий генератор; У - усилитель; СУ - согласовывающее устройство; ВК - выходной контур; АПЧ - блок автоматического подстраивания частоты; БО - блок облучения.

Эффективное облучение семян осуществляется, когда вторичный контур настроен на рабочую частоту. В этом случае напряжение электрического поля между пластинами бункер-конденсатора максимально. Однако, облучаемые семена имеют различные характеристики – вид, размеры, влажность и др., это приводит к изменению их диэлектрических параметров и, как следствие, к изменению резонансной частоты контура, что требует автоматической подстройки частоты.

Блок автоматической подстройки частоты (АПЧ) осуществляет подстройку частоты резонансного контура LC посредством цилиндрического воздушного конденсатора, подключенного параллельно элементам контура [4]. Емкость воздушного конденсатора изменяется путем изменения положения его пластин с помощью электродвигателя, который входит в состав исполнительного механизма блока АПЧ. Применение электронной подстройки частоты, например, путем использования вариаторов, в данном случае вызывает серьезные затруднения из-за высокого напряжения на контуре, которые достигает нескольких киловольт. Разработанный блок АПЧ обеспечивает подстройку частоты при большой излучаемой мощности и в широких пределах изменения диэлектрических параметров облучаемых семян.

Общий вид разработанного аппарата УВЧ 27-60 представлен на рис.2. Конструктивно аппарат выполнен в виде двух блоков: электронного блока и бункер-облучателя, соединенных коаксиальным кабелем. Конструкция бункер-облучателя позволяет засыпать в него сверху семена, которые после облучения высыпаются при открытии дна бункера. Разработанная конструкция бункер-облучателя обеспечивает полное автоматическое освобождение его от облученных семян.

Для экспериментальных исследований аппарата УВЧ 27-60 были использованы следующие сорта растений: пшеница «Коломак-5» третьего класса, огурцы «Феникс 690», томаты «Дар Заволжья» с влажностью 10...12% при температуре хранения 18°С. Масса отобранных проб по каждому виду растений составляла 0,05 кг. Первая проба была контрольной, другие 15 проб облучались в пределах от 1 до 15 минут с шагом в одну минуту. Семена облучались аппаратом УВЧ 27-60 при выходной мощности 60 Вт. Отбиралось по 200 семян путем случайной выборки, которые делились по 100 штук, увлажнялись и помещались на фильтровальную бумагу в чашки Петри. Чашки с семенами помещались для проращивания в термостат при температуре +24±0,5°С. Было установлено, что соотношение массы семян до и после облучения через сутки составляло 1,27, а водопоглощение увеличилось до 35% начальной масса. Через трое суток определялось количество проросших семян и средняя длина ростка. Результаты исследований представлены в таблице 1.

Таблица 1

Всхожесть и время облучения семян разных растений

Длительность облучения, хв	Всхожесть семян разных растений, %		
	Пшеница "Коломак - 5"	Томаты "Дар Заволжья"	Огурцы "Феникс 690"
Контрольная партия	72	72	76
5	95	79	90
10	88	88	82
15	82	82	78



Рис. 2 Конструкция аппарата УВЧ 27-60 Полтава.

Технические характеристики аппарата облучения семян УВЧ 27-60 Полтава:

1. Производительность, кг/час	2 – 20
2. Объем бункера облучаемых семян, дм ³	7
3. Рабочая частота, МГц	27,12 ± 0,05 %
4. Номинальная выходная мощность, Вт	10, 15, 20, 30, 40, 50, 60
5. Диапазон длительности облучения, мин.	1 ÷ 99
6. Потребляемая мощность, ВА	не больше 120
7. Напряжение питания, В; Гц	(220 ± 10 %), 50

Анализ полученных результатов показал, что наибольшая всхожесть соответствует температуре нагревания семян 26-28°C. При этом для каждого вида облучаемых семян существует оптимальное время их облучения при котором достигается максимальная всхожесть. Так, для пшеницы оптимум составляет 5 минут, огурцов – 2 минуты, томатов – 12 минут. За счет более полного прорастания семян и их интенсивного роста урожайность для разных культур повышалась в пределах 12...24%.

Выводы. Лабораторные и полевые испытания аппарата УВЧ 27-60 Полтава показали возможность проведения предпосевной стимуляции семян различных сельскохозяйственных культур. Полевые испытания предпосевого облучения семян показали повышение урожайности, на 12...24 % по сравнению с контрольными показателями.

На международной выставке «Агро-2011» аппарат УВЧ 27-60 Полтава был отмечен золотой медалью.

Литература: 1. Скрипник М.М. Енергозберігаючі електротехнології опромінення рослин / М.М. Скрипник //Восточно-европейский журнал передовых технологий, 2006. – №2/3 (18). – С. 22 – 29. 2. Черенков А.Д. Применение информационных электромагнитных полей в технологических процессах сельского хозяйства / А.Д. Черенков, Н.Г. Косулина //Світлотехніка та електроенергетика. Міжнародний науково-технічний журнал. – Харків: ХНАМГ., 2005. - №5. – С. 77-80. 3. Пат. 51700 UA, МПК А01С 1/00 (2009) Спосіб передпосівного опромінення насіння зернових / Петровський О.М., Смердов А.А., Жемела Г.П., Волков С.І., Ландар А.А. ; заявник Петровський О.М. - № u201001588 ; заявл. 15.02.2010 ; опубл. 26.07.2010, Бюл. № 14, 2010 р. 4. Пат. 58446 UA, МПК А01С 1/08 (2006.01) G01R 21/01 (2006/01) H01J 27/00 G01R 29/08 (2011.01)

Пристрій для передпосівного опромінення насіння / Петровський О.М., Смердов А.А., Волков С.І., Ландар А.А. ; заявник Петровський О.М. - № u201011918 ; заявл. 08.10.2010 ; опубл. 11.04.2011, Бюл. № 7, 2011 р. 5. Смердов А.А. Визначення оптимальних режимів передпосівної обробки насіння електромагнітним полем / А.А. Смердов, О.М. Петровський, // Актуальні питання біологічної фізики та хімії БФФХ-2011: Матеріали VII Міжнар. наук.-техн. конф. – Севастополь, 2011. – С. 44-45.

АНАЛИЗ СХЕМ ВХОДНЫХ КАСКАДОВ УСИЛИТЕЛЕЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ

Домнышев С.П., Федотов П.Д.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, г. Харьков, просп. Ленина 14 каф. Биомедицинской электроники, тел.
(057)7021364)

E-mail: bykh@kture.kharkov.ua

In the given work for the purpose of the realization comparative analysis of circuits, search conditions of increase accuracy of work, the potentiometer way of the description circuits has been used. The basic analytical calculations for inverting and not inverting amplifiers on operational amplifiers are resulted in tab. 1 and 2. The similar analysis allows to establish strategy of a choice factor of strengthening circuits in the multicascade amplifier, and also specifies in a way of the further development of analog schemes for creation of entrance and target knots of amplifiers of biopotentials.

Сравнение эффективности различных диагностических методов показывает, что наиболее полезная информация о функционировании внутренних органов и физиологических систем организма содержится в биоэлектрических сигналах, получаемых с различных участков организма под кожным покровом или с поверхности тела с помощью различных приборов. Объективность методов и данных электрофизиологических исследований, их высокая информативность и хорошая воспроизводимость получаемых результатов в сочетании с минимально возможным воздействием на обследуемый объект определили их широкое распространение в медицине.

Электрофизиологические исследования проводят в несколько этапов: регистрация, фильтрация, обработка, передача и усиления зарегистрированных биологических сигналов. Именно на последних двух этапах происходит наибольшее искажения сигнала это несомненно приводит к ухудшению качества диагноза, что является одной из основных проблем современных электрофизиологических методов исследования. Искажения сигнала в первую очередь связано с трудностью формализации условий в каждом конкретном случае, малым уровнем сигнала, а также обусловлено недостатками существующих схемотехнических решений, недостаточным исследованием процессов в области электроники.

Поэтому необходимо понимать строения и принципы работы схем, а также процессы протекающие в них начиная с простейших, для создания более качественной и совершенной медицинской аппаратуры. Ниже будут описаны инвертирующие и неинвертирующие классические схем на операционных усилителях которые являются основой узлов электронных устройств в том числе и медицинского оборудования, в частности узлов усилителей биопотенциалов[1].

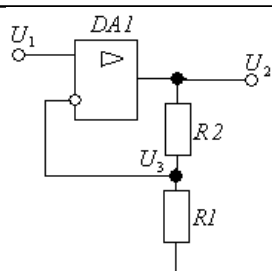
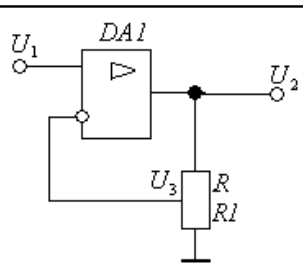
С целью выполнения сравнительного анализа этих схем, поиска условий повышения точности работы, был использован потенциметрический способ описания схем. В отличие от классического метода описания схем на операционных усилителях при котором коэффициент усиления, K_U задается изменением параметров резисторов R_1 и R_2 имеющих диапазон значений от $(0...∞)$, в потенциметрическом способе описания управления коэффициентом усиления осуществляется одним параметром n , при этом n принимает диапазон значений $(0...1)$. Данный параметр n дает возможность провести сравнить

схемы инвертирующего и неинвертирующего усилителя, а также заделать оценку по точности преобразования входного сигнала[2,3].

Основные аналитические расчеты для инвертирующего и неинвертирующего усилителей на операционных усилителях сведены в табл. 1 и 2.

Таблица 1

Сравнительное обоснование потенциометрического описания схемы неинвертирующего усилителя на ОУ.

Условия для неинвертирующего усиления: $K_{oy} = 10^5 \dots 10^6; I_{ex} \rightarrow 0; U_{вых} = K_{oy} \cdot U_{оф.}; K_U = 1 + R_2 / R_1.$	
Классическая схема	Потенциометрическая схема
1	2
	
$U_3 = \frac{R_1 U_2}{R_1 + R_2};$ $U_2 = K_{oy} \cdot (U_1 - U_3) = K_{oy} U_1 - \frac{K_{oy} R_1 U_2}{R_1 + R_2};$ $U_2 \left(1 + \frac{K_{oy} R_1}{R_1 + R_2}\right) = K_{oy} U_1; \quad U_2 = K_U \cdot U_1.$ $K_U = \frac{K_{oy} \cdot (R_1 + R_2)}{R_1 + R_2 + K_{oy} R_1} = \frac{R_1 + R_2}{\frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} + R_1} \text{ или}$ $K_U = \frac{R_1 + R_2}{\Delta + R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1}, \text{ при } \Delta = \frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} \rightarrow 0$	$U_3 = \frac{U_2}{R} \cdot R_1 \quad \frac{R_1}{R} = n; \quad n = 0 \dots 1;$ $U_3 = n \cdot U_2.$ $U_2 = K_{oy} \cdot (\pm U_1 \mp U_3) = \pm K_{oy} U_1 \mp K_{oy} n \cdot U_2$ $U_2 (1 \pm K_{oy} n) = \pm K_{oy} U_1; \quad U_2 = K_U \cdot U_1.$ $K_U = \frac{\pm K_{oy}}{1 \pm K_{oy} n} = \frac{1}{\frac{\pm 1}{K_{oy}} + n} \text{ или}$ $K_U = \frac{1}{\Delta + n} = \frac{1}{n}, \text{ при } \Delta = \frac{\pm 1}{K_{oy}} \rightarrow 0;$ $\text{Или } \frac{1}{n} = \frac{R}{R_1} = \frac{R_1 + R_2}{R_1} = 1 + \frac{R_2}{R_1} = K_U.$
<p>Коэффициент усиления:</p> $K_U = 1 + \frac{R_2}{R_1};$	<p>Коэффициент усиления: $K_U = \frac{1}{n};$</p>
<p>Ошибка преобразования:</p> $\Delta = \frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} \neq 0.$	<p>Ошибка преобразования:</p> $\Delta = \frac{\pm 1}{K_{oy}} \approx 10^{-6}.$

Интерес представляет оценка крутизны характеристики $K_U(n)$. Рассмотрим в общем виде производные соответствующих функций зависимости коэффициента преобразования в схемах, рассмотренных в таб.1[4].

Для неинвертирующего усилителя с коэффициентом усиления $K_u^+ = \frac{1}{n^+};$

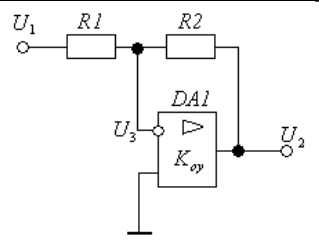
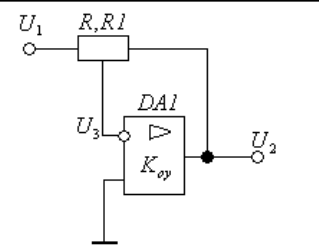
крутизна функции управления составит:

$$\frac{dK_u^+}{dn} = -\frac{1}{(n^+)^2} = -(K_U^+)^2.$$

При $n = 1$ (схема повторителя напряжения) крутизна функции управления составляет: $\frac{dK_u^+}{dn} = -1$; $\left| \frac{dK_u^+}{dn} \right| = 1$.

Таблица 2

Сравнительное обоснование потенциометрического описания схемы инвертирующего усилителя на ОУ.

Условия для инвертирующего усиления: $K_{oy} = 10^5 \dots 10^6$; $I_{ex} \rightarrow 0$; $U_{вых} = K_{oy} \cdot U_{диф.}$; $K_U = -R_2 / R_1$.	
Классическая схема	Потенциометрическая схема
1	2
	
$U_3 = U_1 - \frac{U_1 - U_2}{R_1 + R_2} \cdot R_1 = \frac{R_1 U_1 + R_2 U_1 - R_1 U_1 + R_1 U_2}{R_1 + R_2}$ $U_3 = \frac{R_2 U_1 + R_1 U_2}{R_1 + R_2}$ $U_2 = K_{oy} \cdot (0 - U_3) = -\frac{K_{oy} R_2 U_1}{R_1 + R_2} - \frac{K_{oy} R_1 U_2}{R_1 + R_2};$ $U_2 \left(1 + \frac{K_{oy} R_1}{R_1 + R_2}\right) = -\frac{K_{oy} R_2}{R_1 + R_2} \cdot U_1; \quad U_2 = K_U \cdot U_1$ $K_U = \frac{-K_{oy} R_2}{R_1 + R_2 + K_{oy} R_1} = \frac{-R_2}{\frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} + R_1} \text{ или}$ $K_U = \frac{-R_2}{\Delta + R_1} = -\frac{R_2}{R_1}, \text{ при } \Delta = \frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} \rightarrow 0$	$U_3 = U_1 - \frac{U_1 - U_2}{R} \cdot R_1 \quad \frac{R_1}{R} = n, \quad n = 0 \dots 1;$ $U_3 = U_1(1 - n) + n U_2.$ $U_2 = K_{oy} \cdot (0 - U_3) = \mp K_{oy} (1 - n) \cdot U_1 \mp K_{oy} n U_2$ $U_2 (1 \pm K_{oy} n) = \mp K_{oy} (1 - n) \cdot U_1; \quad U_2 = K_U \cdot U_1$ $K_U = \frac{\mp K_{oy} (1 - n)}{1 \pm K_{oy} n} = \frac{1 - n}{\frac{\mp 1}{K_{oy}} - n} = \frac{n - 1}{\frac{\pm 1}{K_{oy}} + n}$ $K_U = \frac{n - 1}{\Delta + n} = 1 - \frac{1}{n}, \text{ при } \Delta = \frac{\pm 1}{K_{oy}} \rightarrow 0;$ $\text{Или } 1 - \frac{1}{n} = 1 - \frac{R}{R_1} = 1 - \frac{R_1 + R_2}{R_1} = -\frac{R_2}{R_1} =$
<p>Коэффициент усиления:</p> $K_U = -\frac{R_2}{R_1};$	<p>Коэффициент усиления:</p> $K_U = \frac{n - 1}{n} = 1 - \frac{1}{n};$
<p>Ошибка преобразования:</p> $\Delta = \frac{R_1 + R_2}{K_{oy}} \neq 0$	<p>Ошибка преобразования:</p> $\Delta = \frac{\pm 1}{K_{oy}} \approx 10^{-6}.$

Определим дифференциалы соответствующих функций зависимости коэффициента преобразования в схемах рассмотренных в таб.2.

Определим крутизну функции управления для инвертирующего усилителя на основании $K_u^- = 1 - \frac{1}{n}$; , тогда: $\frac{dK_u^-}{dn} = \frac{1}{(n^-)^2} = (|K_U| + 1)^2$. При $n = 0,5$ (схема инвертирующего повторителя напряжения) крутизна функции управления составит: $\frac{dK_u^-}{dn} = 4$. Это свидетельствует, что схема инвертора имеет худшие показатели по точности преобразования в четыре раза, чем у повторителя напряжения.

Коэффициент динамического сравнения m_d , в этом случае равен:

$$m_d = \left| \frac{dK_U^+}{dn^+} \right| / \left| \frac{dK_U^-}{dn^-} \right| = \frac{|K_U|^2}{(|K_U| + 1)^2} = \frac{1}{m_n^2}.$$

Подобный анализ позволяет установить стратегию выбора коэффициента усиления схем многокаскадного усилителя, поскольку достижение большого значения K_u (при $n \rightarrow 0$ в одном каскаде) будет осуществляться на участках большой крутизны функции управления $K_u(n)$.

Представленное описание известных схем при помощи потенциометрического способа позволило существенно упростить процесс анализа работы схем, обосновать классификацию схмотехнических решений, систематизация которой указывает на путь дальнейшего развития аналоговых схем с целью создания входных и выходных узлов усилителей биопотенциалов.

Список литературы. 1. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К. В. Зайченко. СПбГУАП. СПб., 2001. 140 с. 2. Хоровиц П., Хилл У. Искусство схмотехники: в 2-х томах. Пер. с англ. – М.: Мир, 1983. – 598 с., ил.

3. Проектирование усилительных устройств: Учебное пособие / Ефимов В.В., Павлов В.Н., Соколов Ю.П. и др.; Под ред. Н.В. Терпугова. – М.: Высш. школа, 1987. – 335 с., ил. 4. Домнышев С.П., Федотов П.Д. Способ описания усилительных схем. Материалы XI Международного молодежного форума «Радиоэлектроника и молодежь в XXI веке». – Харьков: ХНУРЕ, 2007. – с 267.

РАДИОМЕТРИЧЕСКИЙ СВЧ КОМПЛЕКС ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ СОБСТВЕННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ТКАНЕЙ БИООБЪЕКТА

Кулиш С.Н., Олейник В.П.

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского
«Харьковский авиационный институт»

61070, Харьков, ул. Чкалова 17, каф. производства радиоэлектронных систем
летательных аппаратов, тел. (057)788-43-53, e-mail: oliynuk@xai.edu.ua

The measuring device designed for measurement of own radio-thermal radiation of biological objects in radio frequency range is proposed. The practical estimation of the device resolving power for the spectral power density, confirming the device applicability for the study for study of biological objects, is done.

Введение. Практика развития и совершенствования методов и технических средств диагностики биотехнических объектов показала, что преимуществами обладают технологии и методики, не оказывающие негативного влияния на объект исследования.

Одним из таких направлений является радиотеплометрия – группа методов неинвазивной медицинской и биологической диагностики, основанных на измерении собственного излучения организма объекта в микроволновом диапазоне. Радиотеплометрия позволяет исследовать температурные аномалии в организме на глубине до нескольких сантиметров. Интенсивность этого радиоизлучения пропорциональна температуре тела. Здоровые ткани биообъекта имеют предельный температурный режим, однако многие заболевания проявляются в изменении

температуры отдельных органов. Злокачественные опухолевые процессы повышают температуру тканей.

Поэтому задача неинвазивного контроля функционирования различных органов и систем организма радиофизическими методами перерастает в проблему создания соответствующих диагностических аппаратных средств [1].

Глубина, с которой возможен прием радиоизлучения, определяется длиной волны и поглощающими характеристиками среды, а также зависит от ее диэлектрических свойств.

Таким образом, изменяя длину волны, можно выбрать эффективную глубину зондирования. Однако следует отметить, что значительная глубина зондирования, обеспечиваемая на больших длинах волн, приводит к потере пространственного разрешения. При тепловой локации среды из свободного пространства предельное пространственное разрешение равно половине длины волны. Поэтому достичь достоверного диагностического результата можно за счет выбора оптимальной длины волны принимаемого теплового излучения.

Кроме вопросов пространственного разрешения существенна задача обеспечения температурного разрешения, достаточного для обнаружения тепловых аномалий в исследуемой области организма.

Сущность исследования. В данной работе был разработан СВЧ радиометр для дистанционных измерений. Радиометр содержит три независимых приемных измерительных канала в диапазонах 6,53...7,28 ГГц, 18,5...20,6 ГГц, 34,3... 36,9 ГГц, что позволяет достичь диагностически значимого пространственного разрешения[2]. Структурная схема одного из приемных каналов приведена на рис. 1.

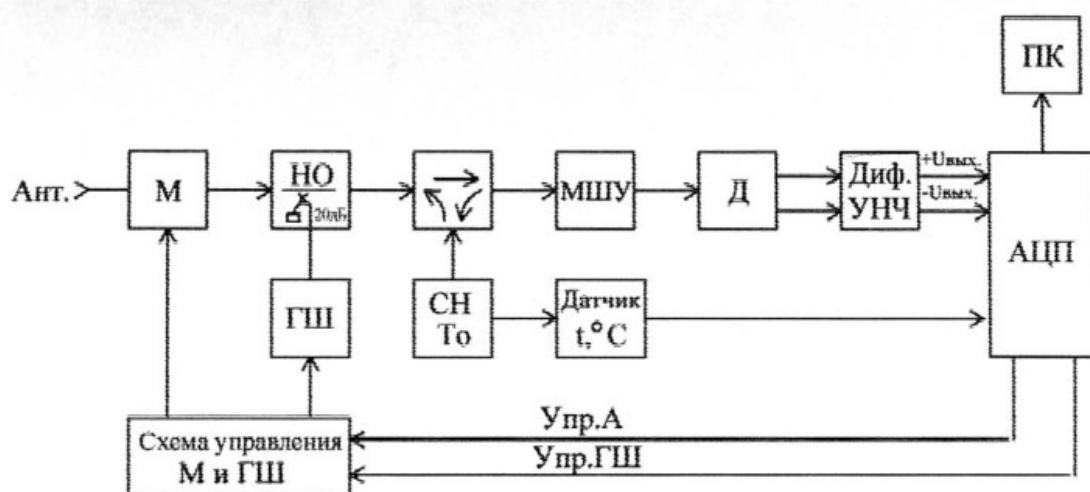


Рис. 1 Структурная схема приемного канала радиометра

Между антенной и направленным ответвителем НО включен модулятор М, работающий по принципу отражения сигнала. Датчик температуры измеряет температуру внешней среды и в зависимости от её значения, аналогово-цифровой преобразователь АЦП (при помощи схемы управления генератором шума ГШ), вводит добавочный уровень шума. Малошумящий усилитель МШУ, детектор Д и дифференциальный усилитель низкой частоты УНЧ образуют измерительный тракт. Согласованная нагрузка СН является источником опорного сигнала.

Отличительной особенностью данного устройства является использование генератора добавочного шума, который позволяет учесть температуру окружающей среды, и устранить ее влияние при измерении температуры объекта. Тем самым было достигнуто необходимое температурное разрешение для диагностики патологий.

Устройство снабжено программным обеспечением, которое используется для для обработки, визуализации и калибровки измерений.

Радиояркость температура принимаемая радиометром ($T_{\text{я}}$), определяется как:

$$T_{\text{я}} = T_0 k + T_n R = T_0 + (T_n - T_0) R,$$

где T_0 – температура объекта; T_n – температура окружающего фона; R – коэффициент отражения радиотеплового излучения; $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К. Яркость температура – $T_{\text{я}}$ связана с термодинамической температурой $T_{\text{т}}(r)$ соотношением:

$$T_{\beta} = \int_{-\Gamma}^{\Gamma} T(r) C(r) dV; |C(r) = \frac{\delta / 2 |E(r)|^2}{\int_{-\Gamma}^{\Gamma} \delta / 2 |E(r)|^2 dV},$$

где $E(r)$ – вектор электрического поля, принимаемого антенной из исследуемого объема; δ – электропроводность тканей; $C(r)$ – весовая радиометрическая функция.

При изменении $T_{\text{т}}(r)$ по глубине слоистой структуры из N слоев с различными диэлектрическими характеристиками уравнения для $T_{\text{я}}$ примут вид:

$$T_{\beta} = \sum_{j=1}^N T_j C_j;$$

$$C_i = \frac{\int_{V_i} \delta_i / 2 |E(r)|^2 dV}{\sum_{j=1}^N \int_{V_j} \delta_j / 2 |E(r)|^2 dV},$$

где C_i – весовые коэффициенты для слоистой структуры.

Для оценки разрешающей способности устройства были использованы источники тестового излучения Г2-9В (2,6 – 8,3 ГГц), Я5Х-271 (17,44 – 25,86 ГГц), Я5Х-272 (25,86 – 37,50 ГГц) с известными значениями спектральной мощности шума (СПМШ), которые позволяли получить экспериментальные зависимости радиояркости температуры от СПМШ для каждого диапазона.

Выводы. В работе определены пространственные характеристики радиометрического комплекса, а также оценена разрешающая способность устройства, которая равна $0,48 \cdot 10^{-20}$ Вт/Гц, что свидетельствует о возможности измерения параметров теплового излучения биообъектов.

Литература. 1. Leroy Y. Non – invasive Radiometry in Diagnostic Suspicion of Mammary Pathology YFMBE Proceedings / Y. Leroy, B. Vocquet, A. Mammouni. – 2008. V.22. – P. 825 – 828. 2. Радиотеплотрия биологических объектов в радиочастотном диапазоне / С.Н. Кулиш, В.П. Олейник, В.П. Шулепов, Аль Отти Сами // 20-я Международная Крымская Конференция «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» (КрыМиКо'2010). Севастополь, 13 – 17 сентября 2010 г.: материалы конф. - Севастополь: Вебер, 2010. – Том 2. – С. 1113 – 1114.

НЕМЕДИКАМЕНТОЗНОЕ УГНЕТЕНИЕ АКТИВНОСТИ БОЛЕЗНЕТВОРНЫХ МИКРООРГАНИЗМОВ

Костин Д.А., Федотов Д.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, г. Харьков, просп. Ленина 14 каф. Биомед. электроники, тел. (057) 702-13-64
E-mail: bykh@kture.kharkov.ua

The oppression of activity creating illnesses of microorganisms, decrease (reduction) of rates of their duplication is difficult, and sometimes and insuperable task. Of its the decision, as a rule, is accompanied by introduction to the patient of medicinal preparations promoting increase resistance the organism. But such methods can result in deterioration of job of other

bodies. Not looking on the importance, treatment by medicines the treatment long also can result in negative consequences including accustoming. Creation of a "electromagnetic" component of immunity thus is urgent, in addition to what is created at realization of inoculations.

Угнетение активности болезнетворных микроорганизмов, снижение темпов их размножения является трудной, а иногда и непреодолимой задачей. Её решение, как правило, сопровождается введением пациенту лекарственных препаратов, способствующих повышению резистивности организма. Но такие методы могут приводить к ухудшению работы других органов. Несмотря на свою значимость, медикаментозное лечение продолжительное и может приводить к негативным последствиям, включая привыкание. Тем самым становится актуальным создание «электромагнитного» компонента иммунитета, в дополнение к тому, который создается при проведении прививок.

Электромагнитные волны, если их частоты совпадают с частотами микроорганизмов, живущих в человеке, являются резонансными и могут стимулировать жизненные силы пациента, подавляя развитие микробов.

Организм вырабатывает защитные механизмы по отношению к той болезни, резонансные частоты микроорганизмов которой совпадают с частотой электромагнитных волн. Для эффективного воздействия на болезнь достаточно очень слабого внешнего направленного излучения - интенсивностью в миллиарды раз более слабой, чем излучение сотового телефона

Здоровые клетки организма тоже реагируют на эти радиоволны, но сказывается «эффект массы» и эволюционно выработанная невосприимчивость к воздействию электромагнитных излучений совпадающих с резонансами клеток организма.

Резонансный характер воздействия заключался в том, что облучение одной длиной волны приводит к иному результату, чем действие другой, даже достаточно близкой. Эффективность воздействия проявляется в изменении интенсивности и характера протекания жизненных процессов у микроорганизмов. Что возможно наблюдать в лабораторных условиях всеми известными методами, однако для проведения исследований необходимы высокоточные генераторы электромагнитного излучения.

Для решения такой проблемы разрабатывается устройство, структурная схема которого представлена на рисунке 1.

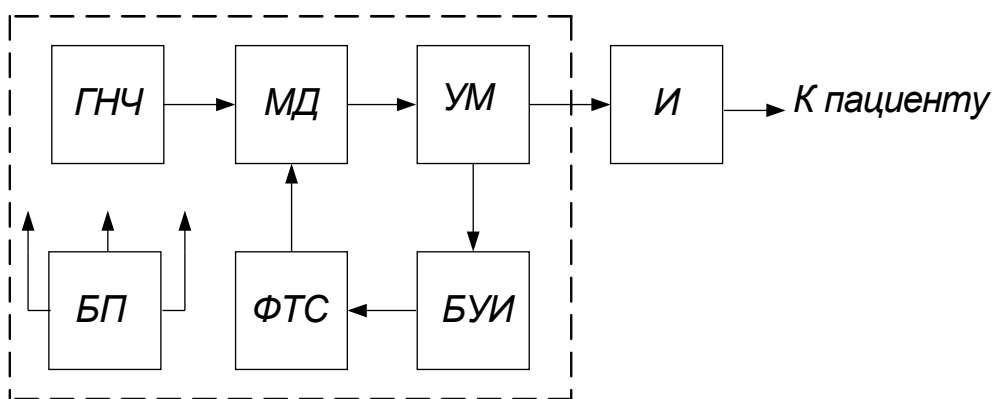


Рис. 1 Структурная схема устройства угнетения активности болезнетворных микроорганизмов

ГНЧ – Генератор несущей частоты, необходим для передачи сигнала, он вырабатывает стабильные не затухающие гармонические колебания высокой частоты в

диапазоне (915-950 МГц.) с постоянной входной мощностью, а также, с максимально близкой к синусоидальной, формой выходного напряжения.

МД – Модулятор, изменяет параметры несущего сигнала в соответствии с изменениями передаваемого (терапевтического) сигнала.

УМ – Выходной усилитель, обеспечивает усиление мощности выходного промодулированного терапевтического сигнала.

И – Излучатель, осуществляет неинвазивное влияние путём взаимодействия комплексного электромагнитного излучения с микроорганизмами.

БП – Блок питания, представляет собой источник постоянного тока, аккумуляторную батарею, подобранную по своим характеристикам таким образом, чтобы можно было обеспечивать питание всего устройства.

ФТС – Формирователь терапевтического воздействия вырабатывает либо низкочастотные сигналы (1 – 1000 Гц.) различной формы, либо генерирует белый шум.

БУИ – Блок управления и индикации, обеспечивает работу устройства, контролирует состояние блока питания.

Такое схематехническое решение устройства угнетения активности болезнетворных микроорганизмов, при условии высококачественного исполнения каждого из блоков, на базе современных радиоэлектронных компонентов, должно обеспечивать увеличение стабильности и точности выходных характеристик. А так же необходимую прецизионность и дискретность параметров, для проведения экспериментов над микроорганизмами.

Устройство, способное воздействовать на микроорганизмы специфическими частотами, может стать экспериментальной исследовательской базой и эффективным средством борьбы с бактериальными инфекциями. Перспектива использования такого устройства в неинвазивном методе лечения бактериальных инфекций высока. Метод безопасен и не вызывает привыкания.

КОМПЬЮТЕРНАЯ ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

¹Качер В.С., ¹Гадяцкий А.В.,²Бых А.И.,

¹Роман Л.К., ¹Василенко И.Н., ¹Задерей Ю.Н.

¹Украинский научно-исследовательский институт протезирования, протезостроения и восстановления трудоспособности

61051, Харьков, ул.Клочковская 339, тел. (057) 337-75-33,

E-mail: lbmdp@mail.ru

²Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр.Ленина, каф. биомедицинской электроники, 702-13-64

In this article the result of the work of creation the computer optical system for assessment of main angle parameters of lower limbs in orthopedic treatments by orthosis is described.

Введение. На сегодняшний день в области оснащения людей с ограниченными физическими потребностями техническими средствами реабилитации такое направление, как ортезирование, в Украине, является одним из наиболее интенсивно развивающихся направлений. Количество людей нуждающихся и получающих ежегодно ортезы на нижние конечности в нашей стране исчисляется десятками тысяч. Однако объективных технических средств контроля достигаемых результатов применения ортезов, которые бы эффективно работали в условиях клинической практики пока нет. Клиницист вынужден делать выводы основанные в большей степени на данных клинического осмотра и опроса пациента, что при большом количестве и сложности конструкций современных ортезов очень часто уже недостаточно.

Поэтому была выполнена работа, целью которой являлось создание компьютерной оптической системы оценки геометрических параметров нижних конечностей. Для

достижения поставленной цели были решены следующие задачи: создание технических средств измерений основных параметров, характеризующих изменения в нижних конечностях; метрологическая поверка созданных измерительных средств; разработка методики проведения обследований пациентов и ее практическая апробация. В результате решения поставленных задач была создана компьютерная оптическая система оценки геометрических параметров нижних конечностей описанная ниже.

Основная часть. Оптическая система была построена на базе прибора оценки опороспособности и статической устойчивости человека – базометра [1].

Основные функции оптической системы состоят в измерении линейных и угловых параметров, которые характеризуют взаимное расположение сегментов каждой конечности и расположение их отдельных элементов в привязке к проекциям результирующих векторов реакции опоры, измеренных с помощью базометра. В состав системы вошли: базометр, оптический анализатор-цифровая фотокамера, компьютер (рис.1).

Получения оптического изображения пациента обеспечивается цифровой фотокамерой Panasonic DMC-FZ30, что подключается к компьютеру. Изображения пациента фиксируется в момент записи базометрии для синхронизации положения тела в пространстве и характеристик опоры. Далее изображения передается в компьютер для обработки.

Базометр (1) подключается к персональному компьютеру (3), используя последовательный интерфейс RS-232. Цифровая фотокамера (2) устанавливается на штативе на расстоянии приблизительно 210-260 см относительно центра базометрической платформы на заданной высоте. Фотосъемка выполняется в положениях камеры, обозначенных буквами А, В, С и D.

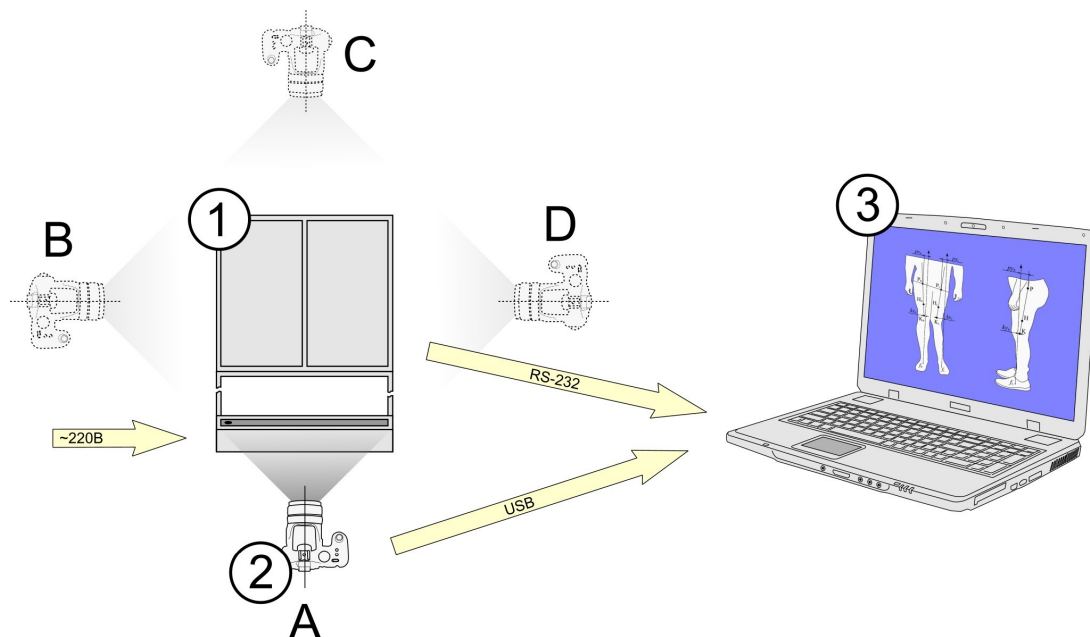


Рис. 1 Функциональная схема компьютерной оптической системы

Для устранения дисторсии фотокамеры была разработана математическая модель, позволяющая производить калибровку и использовать бытовую фотокамеру в качестве средства измерения. Модель содержит переход из системы координат измеряемого объекта в систему координат фотокамеры с коррекцией нелинейных искажений.

При переводе в систему координат камеры A^C координаты объекта A^O перемножаются с матрицей поворота и переноса $M^{O \rightarrow C}$, основанной на смещении

фотокамеры P_x, P_y, P_z и углах Эйлера α, β, γ , описывающих поворот системы: $A^C = A^O \cdot M^{O \rightarrow C}$.

Получение координат A^f с учетом проецирования и масштабирования на светочувствительный элемент фотокамеры проводится умножением полученных преобразованных координат A^C на матрицу проецирования M^f : $A^f = A^C \cdot M^f$.

Окончательные координаты x, y точки объекта на сфотографированном изображении определяются с учетом линейного увеличения a и дисторсии третьего порядка b исходя из спроецированных координат A^C . При этом учитываются только составляющие вектора A_x^C и A_y^C :

$$x = A_x^C \cdot \left(a + b \left((A_x^C)^2 + (A_y^C)^2 \right) \right), \quad y = A_y^C \cdot \left(a + b \left((A_x^C)^2 + (A_y^C)^2 \right) \right)$$

Решение описанных выше уравнений с параметрами $\alpha, \beta, \gamma, P_x, P_y, P_z, a, f$, относительно x_C, y_C , позволяют произвести калибровку системы и при последующих измерениях с известной точностью.

Метрологическая поверка оптической системы дала возможность оценить погрешность измерения оптического анализатора по ряду параметров, из которых наиболее важными являются: погрешность измерения расстояния между точками в зоне измерений ± 3 мм; погрешность измерения угловых значений, ± 2 град.

Методика оценки результатов ортезирования пациентов была построена на анализе отклонений координат контрольных точек анатомической оси от нормы. На рис. 2 показана схема размещения маркеров на теле пациента во фронтальной плоскости.

На рис.2а и рис.2б показан основной принцип оценки эффективности применения ортезов. При правильном действии ортезов наблюдалось выпрямление конечностей, что выражалось в уменьшении углов между голенью и бедром. При разработке методики было установлено, что в практической деятельности не всегда удобно и/или возможно нанесение маркеров на тело пациента. По этому, была проведена дополнительная работа, в ходе которой было показано, что маркеры можно устанавливать непосредственно на фотоизображении пациента (рис.2в), что имеет высокий коэффициент корреляции с разметкой на теле пациента - 0,93.

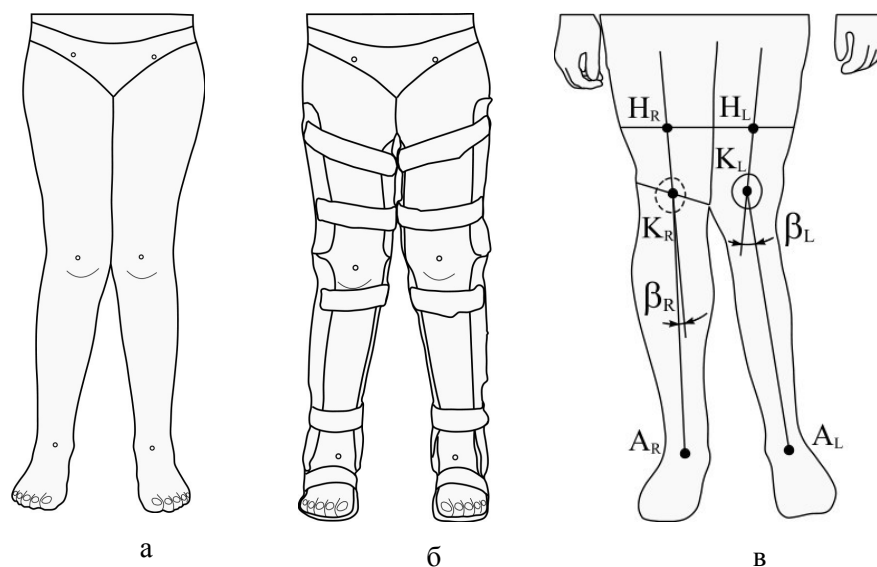


Рис.2 Схема размещения маркеров на теле пациента во фронтальной плоскости:
 а – маркеры на теле без ортеза, б – маркеры на теле в ортезах, в – схема разметки маркеров без отметок на теле

Этот способ разметки фотоизображения пациента существенно упрощает проведение обследования и снижает затраты времени.

Апробация разработанной системы была выполнена на базе клиники УкрНИИ протезирования с участием 88 пациентов.

Выводы. 1. В результате проведенной работы созданы отечественные технические средства измерений основных параметров, характеризующих отклонения геометрических параметров нижних конечностей от нормы, что позволяет оценить как динамику реабилитации, так и эффективность применения ортезов.

2. Разработана математическая модель оптической системы и с ее использованием метрологическая поверка созданных измерительных средств с определением точности проводимых измерений.

3. Разработана методика проведения обследований пациентов и проведена ее практическая апробация, что показало ее эффективность в клинической практике.

4. Проведенная работа является отечественной разработкой и не имеет прямых аналогов в Украине и имеет научно-практическое значение для использования как в условиях научных подразделений, так и в условиях клиник, кабинетов и отделений ортопедического профиля, которые занимаются ортезированием.

Список литературы. 1. Пат.54139 А, Україна, МПК А61В5/103. Пристій для оцінки стійкості і опороздатності людини / Салєєва А.Д., Качер В.С., Гадяцький О.В., Ковалько М.Т., Роман Л.К., Василенко І.М., Малиняк М.І., Рибка Є.В. -№2002054224; Заявл. 23.05.02; Опубл. 17.02.03//Промислова власність. Офіційний бюлетень.-2003.-№2.

СВЕТОДИОДНЫЙ ТРЕНАЖЕР КОСЫХ МЫШЦ ГЛАЗА

Скляр О.И.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Кафедра биомедицинских электронных систем и устройств, 14, пр.Ленина, 61166,

Харьков, Украина

Тел. (057) 702-13-64, E-mail: olga.sklyar@gmail.com

The device for train of human vision is proposed at this work. This device uses an unconditioned reflex of a man to follow by the look at a light running point. Many light-emitting diodes are situated at a half-sphere surface with certain order. Each light-emitting diode has an own number. If these numbers of light-emitting diodes writer at ROM chip at the certain order and after theirs read serially with certain speed than it can be done a light running point along the fixed trajectory. Different trajectories of the point move allow to train of eye oblique muscles.

Введение. Современный человек имеет огромную нагрузку на свой орган зрения, т.к., начиная с детского возраста, проводит огромное количество времени за экраном компьютера. То ли это детские игры, то ли это выполнение учебных заданий учениками, студентами, аспирантами, то ли это выполнение служебных заданий работниками. При этом глаза находятся на расстоянии 25-30 см от экрана в течение достаточно длительного времени, намного превышающем гигиенические нормы. А в это время в глазу в напряженном состоянии находятся только одна группа мышц – прямых. При таком режиме эксплуатации человеческого глаза вторая группа глазных мышц (косых) находится в состоянии постоянного покоя, что, как очевидно, будет вести к угнетению их естественной функции. Чтобы этого не происходило, очевидно, что необходимо некоторым образом заставить человека тренировать и косые мышцы глаза. В традиционной медицине проблема тренировки различных групп глазных мышц существует давно и средства борьбы с ней известны: это система упражнений, когда человек должен смотреть, то вправо, то влево, то вверх, то вниз. Эти упражнения применялись при выраженных глазных заболеваниях. Но когда таковых нет, то никто и не подумает о необходимости таких упражнений.

Именно широкое внедрение в нашу жизнь различного вида экранов, которые приковывают к себе человеческие глаза, может стать глобальной проблемой современного человека. Точно так, как в старые времена людям предлагали выполнять производственную гимнастику (что, кстати, не потеряло своей актуальности при нашем гиподинамичном образе жизни), так и в современной жизни остро стоит проблема «производственной» (в мире использования компьютеров) гимнастики для глаз.

Суть работы. Для такой «производственной глазной гимнастики» следует разработать специальные устройства, которые использовали бы безусловные рефлексы человека.

В проблеме тренировки глаз может быть использован эффект безусловного слежения человека за яркой движущейся точкой на темном фоне.

С появлением в современной электронной технике современных светодиодов, как различного цвета, так и различных размеров возникшую проблему тренировки косых глазных мышц можно решить достаточно просто. Более того, применение достаточно простых электронных схем регулирования яркости свечения светодиодов позволит легко подстроить такие тренажеры для каждого пользователя индивидуально.

Если тренажеры подобного вида установить в каждом компьютерном классе, а тем более в лечебных офтальмологических учреждениях, хотя бы по одному, то хотя бы в местах массового использования компьютеров (школьные, вузовские компьютерные классы) можно будет позаботиться о здоровье глаз современного человека.

Устройство таких тренажеров достаточно простое [1]. Так как расстояние наилучшего зрения человека составляет уже упоминавшиеся 25-30 см, то расположив на полусфере этого радиуса группы разноцветных светодиодов можно последовательно включать светодиоды выбранного цвета в заданной последовательности с заданной частотой и заданное время, формируя, таким образом, траекторию движения светящейся точки.

Структурная схема такого устройства представлена на рис.1.

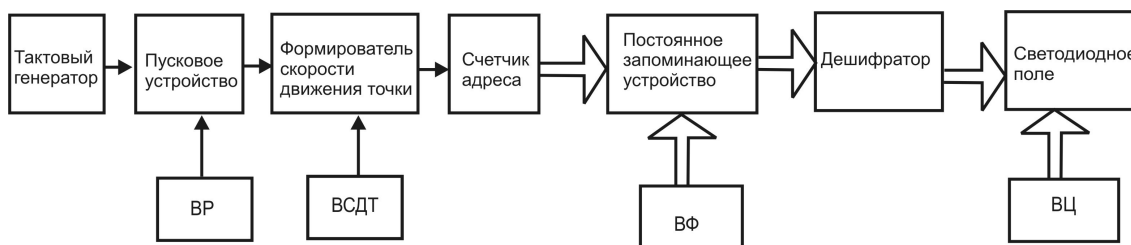


Рисунок 1. ВР – время работы, ВСДТ – выбор скорости движения точки, ВФ – выбор формы траектории, ВЦ – выбор цвета светодиода

Количество светодиодов на полусфере (светодиодное поле) может быть различным. Расположение светодиодов также может быть различным. Достаточно оптимальным можно считать расположение светодиодов по горизонтальной и вертикальной осям, а также двум диагоналям (минимальный вариант). Можно установить светодиоды и по концентрическим окружностям (максимальный вариант). Каждый светодиод на полусфере имеет свой позиционный номер. Форма траектории, по которой должна двигаться точка, состоит их номеров светодиодов, которые будут последовательно включиться и формировать необходимую траекторию. Последовательности номеров этих светодиодов записаны в соответствующие участки ПЗУ. Выбор траектории производится выбором соответствующего старшего адреса ПЗУ. Выбор цвета движущейся точки производится подачей питания на соответствующую группу светодиодов (например, красные, желтые, зеленые). Движение точки по заданной траектории производится с помощью последовательной выборки (счетчик адреса) номеров светодиодов из ПЗУ с последующей их дешифрацией. При использовании на светодиодном поле до 256

светодиодов достаточно 8-ми разрядного ПЗУ. Объем памяти ПЗУ определяет количество создаваемых траекторий движения точки. Скорость движения точки по траектории может изменяться с изменением частоты тактирования счетчика адреса. Время проведения каждого вида тренировки может устанавливаться.

Вывод. Предложенное устройство светодиодного тренажера зрения позволяет достаточно просто решить проблему тренировки косых мышц глаза и тем самым улучшить качество жизни современного человека.

Литература. 1. Патент України № 90953 МПК(2009) А61Н 5/00, А61 F 9/00, G09G 3/00 Офтальмологічний тренажер. [Текст], Скляр О.І., Шитов В.М. / Бюл. №11 від 10.06.2010.

СИСТЕМА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ДИЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ ПРОНИЦАЕМОСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Антоненко Е.А., Мустецов Н.П., Катрич В.А., Карпов А.И.
Харьковский национальный университет им. В.Н. Каразина
61022, Харьков, пл. Свободы, 4

E-mail: Eugeny_ua@mail.ru, тел. (057)707-61-59.

A hardware-software system for the study of dielectric properties of biological tissues is developed. This system allows to evaluate the relative change in glucose concentration. Studies on the influence of the relative concentration of sugar on the resonant properties of loop antenna. Theoretical and experimental results are obtained.

Введение. Развитие медицинского приборостроения и внедрение достижений науки и новых технологий в медицинскую практику позволили открыть принципиально новые возможности для исследования биологических объектов. Особое внимание уделяется развитию неинвазивных (бесконтактных и не травмирующих) методов. Основой неинвазивной диагностики является регистрация собственных физических полей биологических объектов (БО) или регистрация эффектов взаимодействия внешних физических полей с БО. Большие перспективы, для решения задач медицины, открываются при использовании электромагнитных полей (ЭМП). Это обусловлено двумя обстоятельствами. Во-первых, законы распространения ЭМП изучены достаточно хорошо. Во-вторых, существуют технические возможности генерирования, регистрации и управления параметрами ЭМП практически во всем диапазоне длин волн.

Феноменологически выявлено большое количество эффектов нетеплового взаимодействия ЭМП с БО. К ним относятся: эффект жемчужной нити - образование цепочек взвешенных частиц параллельных силовым линиям поля; насыщение диэлектрической проницаемости растворов биологических макромолекул; резонансное поглощение энергии клетками; изменении активности центральной нервной системы. Однако, многие эффекты не описываются известными физическими законами, а оценены феноменологически.

Теоретические предпосылки. Основными показателями, определяющими распространение ЭМП в живой материи, являются проводимость и диэлектрическая проницаемость. Характер взаимодействия ЭМП с биологической тканью зависит от диэлектрической проницаемости. Живые ткани, состоящие из клеток и внеклеточной жидкости, содержат ионы и полярные молекулы. Под воздействием ЭМП возникают два эффекта определяющих диэлектрические свойства – колебание свободных зарядов и вращение дипольных молекул с частотой приложенного поля. Первый эффект приводит к увеличению токов проводимости и потерь энергии. Второй эффект влияет на токи смещения. Таким образом, относительная диэлектрическая проницаемость имеет комплексный вид:

$$\frac{\varepsilon^*}{\varepsilon_0} = (\varepsilon' - j\varepsilon''),$$

где ϵ – комплексная диэлектрическая проницаемость, ϵ_0 – проницаемость вакуума, ϵ' – реальная часть диэлектрической проницаемости, ϵ'' – комплексная часть диэлектрической проницаемости, определяющая потери в среде. Величина проводимости среды σ , связана с токами проводимости и диэлектрическими потерями соотношением:

$$\sigma = \epsilon'' \omega \epsilon_0,$$

где ω – частота. Угол потерь при этом равен:

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{\epsilon''}{\epsilon'} = \frac{\sigma}{\omega \epsilon' \epsilon_0}.$$

Величина ϵ'' обладает дисперсией, связанной с различными релаксационными процессами, сопровождающими эффект поляризации. Дисперсия проницаемости живой материи исследована в работах Х.П. Швана [1], где показана роль каждой из составляющих живой материи (вода, белок, биомолекулы, клетки). При этом отмечена зависимость ϵ и σ от температуры. Диэлектрические свойства и проводимость тканей играют основную роль при определении эффектов распространения ЭМП и определении величины поглощенной энергии. Поэтому, определение диэлектрических свойств и проводимости живой материи в целом и отдельных ее составляющих является важной задачей, без решения которой невозможно создание новых методов и средств терапевтического или диагностического назначения.

Описание эксперимента. При проведении моделирования предполагалось, что исследуемый объект (ИО) – диэлектрик с потерями имеет форму параллелепипеда с размерами 30x20x15 мм и расположен над антенной петлевого типа (рис. 1). Антенна – источник поля А1 имеет форму квадратной рамки, размеры которой 19x19 мм. Длина петли меньше рабочей длины волны. В результате моделирования установлено, что при изменении диэлектрической проницаемости ($\Delta \epsilon \approx 0.05$), происходит частотное смещение резонанса порядка 2 МГц, что обуславливает требования к стабильности и шагу перестройки генератора качающейся частоты (ГКЧ).

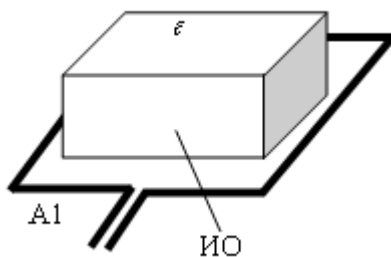


Рис. 1 Исследуемый объект над петлевой антенной

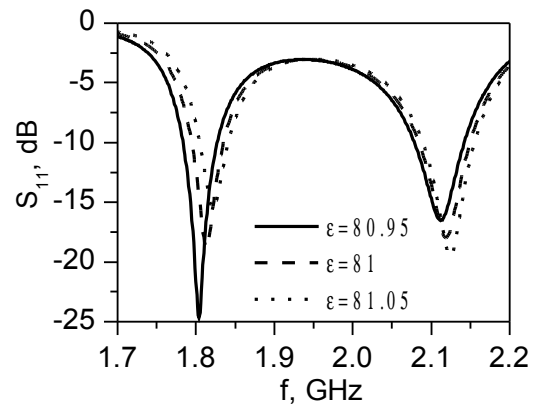


Рис. 2 Зависимость коэффициента отражения от диэлектрической проницаемости

Электродинамические свойства исследуемого объекта выбраны исходя из свойств биологических тканей с высоким содержанием воды [1]. Например, изменение диэлектрической проницаемости крови при изменении концентрации глюкозы в диапазоне от 0.7 до 1.5 г/л, при постоянной температуре, частоте и проводимости приблизительно составляет $\Delta \epsilon \approx 0.05$.

Из представленных на рис. 2 зависимостей коэффициентов отражения от диэлектрической проницаемости при постоянном значении удельной проводимости видно, что незначительное изменение диэлектрической проницаемости приводит к заметному смещению частоты резонанса. Таким образом, данный подход может быть использован для измерения динамики концентрации глюкозы в крови человека.

Эксперименты по определению диэлектрической проницаемости различных материалов, в том числе и живой материи проводилось с помощью разработанного в ХНУ им. В.Н. Каразина аппаратно-программного комплекса, структурная схема которого представлена на рис. 3.

В отличие от теоретической модели, основываясь на многочисленных экспериментах, в действующей экспериментальной установке использовалась система из двух связанных петлевых антенн. Это позволяет увеличить добротность системы.

С генератора качающейся частоты (ГКЧ) сигнал подается на антенну А1, которая выполнена в виде петли $l < \lambda$, при этом режим стоячей волны в ней не устанавливается. Антенна А1 находится в трансформаторной связи с антенной А2. Приемная антенна А2 - антенна ближнего поля дифференциального типа [2]. С антенны А2 сигнал поступает на логарифмический детектор (ЛД), и после оцифровки через последовательный интерфейс передается на управляющий микроконтроллер (МК). Микроконтроллер типа ATmega16 обеспечивает сопряжение измерительной системы с персональным компьютером.

При отсутствии биологического объекта (БО), уровень сигнала на ЛД близок к уровню сигнала на выходе генератора, в этом случае регистрируется максимальный уровень сигнала в исследуемой полосе частот. При помещении над антенной А1 объекта с достаточно большой диэлектрической проницаемостью, в системе, на определенных частотах, устанавливается режим стоячей волны. При этом происходит поглощение электромагнитной энергии в диэлектрике, что в свою очередь, приводит к резкому снижению напряжения на антенне А2.

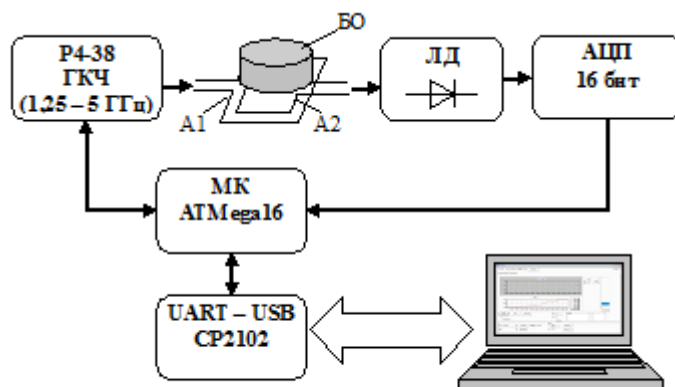


Рис.3 Структурная схема аппаратно-программного комплекса для исследования диэлектрических свойств биологических объектов.

Данная установка позволяет оценивать степень согласования входного сопротивления антенны А1 с генератором. Таким образом, изменение электромагнитных свойств, расположенного в ближней зоне антенны БО, приведет к изменению входного сопротивления антенны.

На рис. 4 представлены экспериментальные зависимости коэффициентов прохождения (S_{22}) антенной системы от частоты при различных концентрациях сахара в растворе воды. Из графиков видно, что увеличение концентрации сахара в воде приводит к смещению минимума коэффициента прохождения S_{22} . Данный эффект связан с

изменением эффективного значения диэлектрической проницаемости [3]: $\epsilon_{эфф} = \epsilon_1 x + \epsilon_2 (1 - x)$, где ϵ_1 – диэлектрическая проницаемость воды, ϵ_2 – диэлектрическая проницаемость сахара, x – объемная концентрация воды. Как видно из рис. 4, при незначительном изменении диэлектрической проницаемости ($\Delta \epsilon = 0.05$), происходит частотное смещение порядка 11 МГц.

Особую роль играет электрическая проводимость среды, которая зависит от содержания электролитов в плазме. Электропроводность цельной крови на 70% определяется присутствующими в плазме солями (главным образом хлоридом натрия), на 25% белками плазмы и лишь на 5% клетками крови.

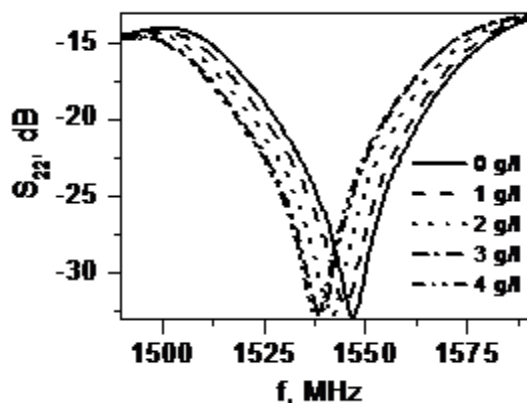


Рис. 4 Зависимость коэффициента прохождения от концентрации глюкозы в воде.

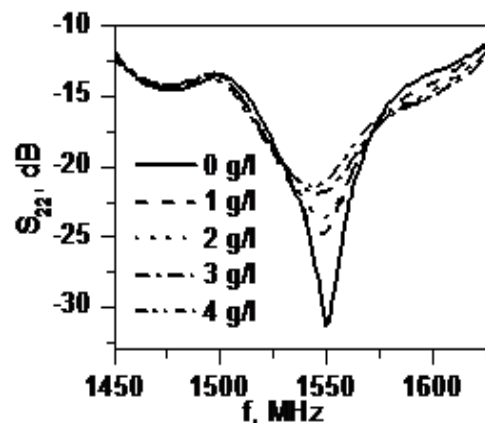


Рис. 5 Зависимость коэффициента прохождения от концентрации соли в воде

На рис. 5 представлена серия экспериментальных кривых, которые характеризуют поведение коэффициента прохождения антенной системы в зависимости от изменения относительной концентрации соли в растворе воды. При увеличении концентрации соли в воде резонанс становится гладким, что свидетельствует о возрастании тока проводимости, и как следствие, о снижении добротности системы.

Таким образом, экспериментально показана возможность измерения объемной концентрации жидких двухкомпонентных веществ с различающимися диэлектрическими проницаемостями. Выводы. Показана возможность измерения относительной концентрации сахара в растворе воды электродинамическим методом. Разработан аппаратно-программный комплекс, позволяющий оценивать относительное изменение объемной концентрации жидких двухкомпонентных веществ с различающимися диэлектрическими проницаемостями. Такой подход позволяет перенести измерения на биологическую ткань для дальнейших исследований в области глюкометрии.

Список литературы. 1 Шван Х.П., Фостер К.Р. Воздействие высокочастотных полей на биологические системы: Электрические свойства и биофизические механизмы // ТИИЭР. 1980. Т. 68, №1. С. 121–132. 2 Карпов А.И., Катрич В.А., Антоненко Е.А. Патентная заявка (Украина): а201011885. Антенная система ближнего поля. Дата: Октябрь 7, 2010. 3 Сканапи Г.И. Физика диэлектриков. М.: Гос. изд-во техн.-теор. лит-ры, 1949. 500 с.

МНОГОКАНАЛЬНЫЙ ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФ

Мустецов Т.Н., Антоненко Е. А.

Харьковский национальный университет имени В.Н. Каразина
Кафедра ФБЕ и КТ, ХНУ имени В.Н. Каразина, пл. Свободы, 4, г. Харьков, 61022,
Украина

Тел. 707 51 69, E-mail: eugeny_ua@mail.ru

A prototype of finger photoplethysmograph which provides control, visibility and preservation of hemodynamics on the computer is designed. The device is implemented basic calculation of time intervals the pulse wave.

Введение. В общеклинической практике все большее распространение находит методика измерения периферического капиллярного кровотока с помощью фотоплетизмографии - регистрации оптической плотности исследуемого участка ткани.

Фотоплетизмография имеет большую диагностическую ценность в оценке проходимости периферических сосудов, быстрой и точной оценки локального капиллярного кровотока и получать объективную информацию об изменениях параметров кровообращения при воздействии на организм различных физических факторов [1].

Фотоплетизмография позволяет получить важные сведения о работе сердца и состоянии системы кровообращения. Неинвазивно определять следующие показатели: частота сердечных сокращений, вариабельность ритма, наполнение, величина и форма пульсовой волны, численные значения артериального давления и др.

Однако, в Украине фотоплетизмографов не производится. Широкое внедрение метода требует решения ряда технических и методических задач. Поэтому разработка фотоплетизмографа на современной элементной базе является актуальной задачей.

Описание устройства. Структурная схема (рис. 1) фотоплетизмографа и внешний вид (рис. 2) макета представлены ниже. Датчик выполнен в виде специальной прищепки, содержащей инфракрасный излучатель - светодиод и приемник - фотодиод. Устройство базируется на 8-ми разрядном микроконтроллере с RISC архитектурой ATmega16. Выбор микроконтроллера (МК) обусловлен широкой функциональностью и приемлемой стоимостью. Фотодиод подключен к высокоомному входу дифференциального усилителя, что обеспечивает надежное подавление синфазной помехи, промышленной электросети.

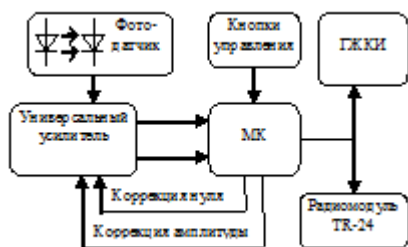


Рис 1. Структурная схема фотоплетизмографа

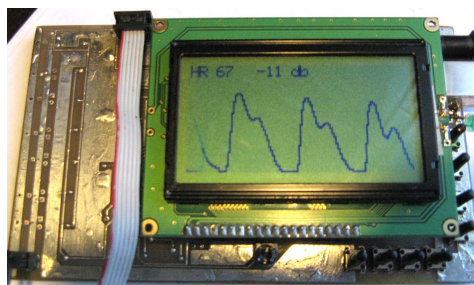


Рис. 2. Макет пальцевого фотоплетизмографа

Структурная схема усилителя показана на рис. 3. Первый каскад усилителя собран по дифференциальной схеме с высокоомным входом. Операционные усилители выбраны с низким значением дрейфа нуля, например - TL074. Контроль сбалансированности дифференциального усилителя осуществляется с помощью специальной электрической цепи, которая состоит из последовательного включения полосного фильтра (центральная частота - 50 Гц) и детектора. Вход этой вспомогательной цепи подключен к сигнальному выходу усилителя. Таким образом, осуществляется контроль уровня электрических помех на выходе усилителя. Напряжение с выхода детектора подается на один из мультиплексных входов аналоговый цифровой преобразователя (АЦП)

микроконтроллера. В зависимости от уровня помехи микроконтроллер подбирает оптимальное значение сопротивления R_x .

Данный прибор оснащен автоматической регулировкой усиления (АРУ) и смещения нуля (АРСН), так как уровень сигнала на фотодатчике зависит от индивидуальных особенностей пациента. АРУ и АРСН позволяют адаптировать уровень измеряемого сигнала под динамический диапазон входных напряжений АЦП МК. Адаптация подразумевает использование не менее 70% шкалы.

Визуализация графика пульсовой волны, варибельности и всех измеряемых и вычисляемых параметров производится с помощью графического жидкокристаллического индикатора (ГЖКИ) WG12864.

Устройство оснащено радиомодулем малого радиуса действия TR-24, для работы с которым разработаны программные библиотеки для микроконтроллера и для управляющего компьютера.

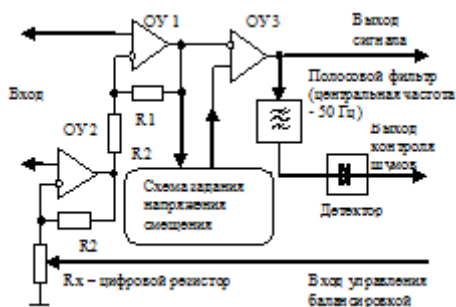


Рис. 3 Структурная схема усилителя с автоматической установкой смещения нуля и автоматической балансировкой входов.

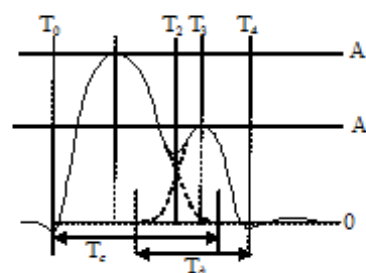


Рис. 4. Амплитудно-временные характеристики пульсовой волны

Программа микроконтроллера разработана в среде CodeVision AVR на языке C++ и состоит из следующих модулей:

- работы с АЦП, что позволяет менять частоту дискретизации и управлять скоростью развертки на ГЖКИ;
- работы с радиомодулем TR-24;
- работы со встроенным универсальным асинхронным приемо-передатчиком (UART), который обеспечивает непосредственную связь с ЭВМ через преобразователь интерфейсов USB-UART (CP2102);
- цифровой фильтр, реализующий алгоритм скользящего среднего по заданному количеству точек;
- вычисления амплитудно-временных показателей и нахождение минимумов, максимумов пульсовой волны;
- работы с ГЖКИ фирмы «WINSTAR» обеспечивающий вывод графической и символической информации (знакогенератор для функций печати строки.
- обработки кнопок управления и переключения режимов;
- автоматической коррекции амплитуды и смещения нуля.

Отладка программы осуществлялась на программаторе STK500.

В приборе реализовано вычисление основных временных интервалов пульсовой волны [2], которые отображены на рис. 4:

- длительность пульсовой волны, $T_{пв} = T_4 - T_0$;
- длительность диастолической фазы пульсовой волны, $T_{дф} = T_4 - T_2$;

- длительность анакротической фазы пульсовой волны, $T_{af} = T_2 - T_0$;
- индекс восходящей волны, $I_{ев} = 100 \frac{T_1 - T_0}{T_4 - T_0}$;
- время наполнения, $T_n = T_1 - T_0$;
- продолжительность систолической фазы сердечного цикла, $T_c \approx T_3 - T_0$;
- продолжительность диастолической фазы сердечного цикла, $T_d \approx T_4 - T_3$;
- частота сердечных сокращений.

В приборе реализовано вычисление следующих амплитудных показателей:

- относительная амплитуда дикротической волны, $A_{дв} = \frac{A_2}{A_1}$;

- артериальное давление.

Артериальное давление вычисляется по следующим формулам:

систолическое - $AD_c = k_1 \frac{A_1}{A_{1cp}}$,

диастолическое - $AD_d = k_2 \frac{A_2}{A_{2cp}}$, где k_1 и k_2 – калибровочные коэффициенты, A_{1cp} и

A_{2cp} – средние значения амплитуд систолической и диастолической волн:

$$A_{1cp} = \frac{\int_0^{T_c} A(t) dt}{2T_c}, \quad A_{2cp} = \frac{\int_0^{T_d} A(t) dt}{2T_d}.$$

Среди дополнительных функций есть функция отображения гистограммы variability сердечного ритма. Программное обеспечение для ПК разработано в среде Borland Builder C++ 6.

Выводы. Разработанный макет фотоплетизмографа при невысокой себестоимости, обеспечивает контроль, визуализацию и сохранение набора показателей гемодинамики на ЭВМ и может быть рекомендован для массового применения.

В отличие от существующих зарубежных образцов разработанный фотоплетизмограф позволяет выполнять следующие функции: формирование гистограммы variability сердечного ритма, вычисление артериального давления (при предварительной калибровке). Преимуществом устройства является возможность сопряжения с ПК по радиоканалу, который обеспечивает гальваническую развязку и снижает влияние шумов на полезный сигнал.

Список литературы. 1. Козіна О.А., Поворознюк А.І., Філатова Г.Є. Комп'ютерні системи медичної діагностики. Навч. посібник. Харків: НТУ «ХПІ», 2007, 227 с. 2. Жук М.І. Автоматизація обробки та аналізу медико-біологічної інформації: Навч. посібник. Харків: ХТУРЕ, 2010. - 160 с.

Секция 3

МОДЕЛИРОВАНИЕ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ В БИОМЕДИНЖЕНЕРИИ

МОДЕЛИРОВАНИЕ ОБЪЕМНОГО РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГЛОЩЕННЫХ ДОЗ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ РЕНТГЕНОВСКОМ ТОМОГРАФИЧЕСКОМ ИССЛЕДОВАНИИ

¹Гвай А.С., ^{1,2}Шалепа О.Ю., ¹Аверьянова Л.А.

¹Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: liandr@ukrpost.ua ; факс (057) 702-11-13

² ГУ «Институт медицинской радиологии им.С.П.Григорьева НАМН Украины»
61024, Харьков, ул. Пушкинская, 82, тел. (057) 7000-918

This work is devoted to the problem of simulation and theoretical calculation of radiation doses inside CT-phantom for doses definition in different anatomical areas of the body. The results of this work can be implemented in the offices of CT-studies and used to improve control block parameters of radiation X-ray tomography.

Введение. Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) является одним из наиболее информативных методов медицинской визуализации. Особенно широко РКТ используется в онкологии для первичной диагностики, планирования лучевой терапии и повторных исследований с целью контроля эффективности лечения. Однако, РКТ-исследование является методом визуализации с повышенной дозой нагрузкой на пациента. В отличие от рентгенографии, при которой доза облучения за последние 10 лет существенно уменьшилась, доза облучения при РКТ не снижается. Основной причиной этого являются технические принципы получения РКТ-изображений. Поскольку РКТ становится все более доступным методом клинических исследований, понятно, что его вклад в коллективную дозу облучения населения будет и дальше возрастать. При этом в нашей стране углубленных исследований в области РКТ-дозиметрии до сих пор не проводилось. Поэтому актуальной задачей является получение объективной информации о дозах облучения при РКТ-исследованиях путем моделирования процесса взаимодействия организма человека с рентгеновским излучением, экспериментального измерения доз, анализа полученных результатов и определения основных путей снижения и контроля доз облучения при РКТ-исследованиях.

Цель работы. Моделирование и расчет распределения поглощенных доз рентгеновского излучения в фантомном объекте при проведении РКТ-исследований.

Результаты исследования. Определение объемного распределения поглощенных доз ионизирующего излучения в теле человека при проведении диагностических и лечебных процедур является крайне сложной задачей ввиду недоступности прямых измерений доз внутри живого организма.

Применение дозиметрических антропоморфных фантомов человека – единственный способ прямого измерения поглощенных доз ионизирующей радиации в любых тканях и органах человека.

Для проведения непосредственных дозиметрических исследований при РКТ предварительно необходимо провести моделирование процесса взаимодействия рентгеновского излучения с телом человека с возможностью прогнозирования значений доз в конкретных анатомических зонах.

При моделировании дозного распределения необходимо рассмотреть некоторые сечения организма человека, которые попадают в зону облучения при РКТ. На этих срезах определяются конкретные опорные точки, в которых рассчитывается доза, при этом для каждого РКТ-исследования задается своя начальная интенсивность падающего рентгеновского излучения.

Предполагается, что при исследовании доз тело человека заменено его физической моделью – антропоморфным фантомом, причем показатели ослабления рентгеновского излучения материалами фантома эквивалентны таковым для соответствующих тканей организма человека. Геометрические и плотностные параметры «анатомических» компонентов фантома заранее известны. Благодаря этому возможно теоретически определить

ослабление интенсивности исходного излучения в каждой из зон интереса и предсказать дозное распределение внутри тела человека при РКТ.

Фантом – реалистичная модель тела взрослого мужчины со стандартными антропометрическими показателями (рост – 175см, вес – 75 кг). Фантом выполнен в послойном делении с шагом поперечных сечений (толщиной слоя) 2,5 см (рис.1). В каждом слое вмонтированы вставки из тканеэквивалентных пластмасс, моделирующих мягкую, костную, жировую и легочную ткани. Схема данного фантома включает 40 сечений с нанесенными на них контурами 22 органов и 255 анатомически обусловленных контрольных точек, в которых предусмотрены места для установки дозиметров. Такой дозиметрический антропоморфный фантом используется как модель тела человека в экспериментальных исследованиях формирования дозовых нагрузок внутри тела.

Для прогнозирования результатов дозиметрии необходимо теоретически получить значения доз в контрольных точках в зависимости от свойств тканей, сквозь которые прошло излучение. Пример РКТ-среза фантома приведен на рис.2, где изображены легкие, лопатки, ребра и тимус. Предполагается, что для мягкой ткани линейный коэффициент ослабления – μ_m , для кости – μ_k , для легких – μ_L , для жира – μ_g . Глубины залегания контрольных точек для расчета доз обозначаются x_k , x_m , x_L , x_g в кости, мягких тканях, легких и жира соответственно.



Рис.1. Антропоморфные фантомы для измерения глубинного распределения доз излучения



Рис.2. РКТ-срез фантома с обозначением опорных точек для размещения дозиметров

В соответствии с законом Бугера были теоретически рассчитаны дозы в точках фантома, соответствующих определенному органу, на нескольких срезах при РКТ головы и грудной клетки. Эти значения затем можно сопоставить с дозами, определенными экспериментально. Предполагается, что при сравнении с показаниями дозиметров возможны отклонения относительно теоретически рассчитанных значений доз. Это можно объяснить тем, что в фантоме используются тканеэквивалентные пластмассы, которые не в полной мере воспроизводят свойства живых тканей. Кроме того, возможны отклонения режимов экспозиции при РКТ на разных аппаратах.

Выводы. Впервые проведено моделирование глубинного распределения доз рентгеновского излучения в антропоморфном фантоме. Результаты работы позволяют оценить дозную нагрузку на отдельные органы и оптимизировать режим сканирования с целью снижения дозы облучения пациентов при РКТ.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОХОЖДЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ВОЛН ЧЕРЕЗ СТРУКТУРУ «КОЖА-МЫШЦА-КОСТЬ»

Зинвалюк А.В., Головенко В.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: magnuslex@gambler.ru; факс (057) 702-11-13

This work is devoted to the problem of developing a model ultrasound waves passing through biological layered structure. Feature of this model is to calculate the parameters of ultrasound propagation through bone with the definition of the angular distribution transparency of the system.

Введение. Исследование структуры костной ткани *in vivo* является одним из наиболее важных показателей при оценке функционирования опорно-двигательной системы человека. Принято, что основным методом визуализации костных структур является рентгенография. Однако этот метод базируется на использовании ионизирующего излучения. Усилия исследователей всего мира направлены на разработку более безопасных для человека методов визуализации костных структур, при этом особое внимание уделяется анализу условий применения диагностического ультразвука (УЗ). Известно, что на границах тканей с различными акустическими свойствами (например на границе мышцы и надкостницы, на поверхности полых органов и т.д.) наблюдается существенное отражение ультразвука. Это не позволяет установить внутренние особенности анализируемых плотных тканей. Вместе с тем, известны УЗ-изображения костных структур кисти, экспериментально полученные проф. Абдуллаевым Р.Я. (рис.1).

Цель работы. Теоретический анализ процесса прохождения УЗ-волн через слоистые биологические структуры с существенными различиями акустических импедансов и определение физических условий получения диагностических УЗ-изображений кости *in vivo*.

Результаты исследования. Рассмотрена задача прохождения ультразвуковой волны через идеализированную систему слоев тканей, соответствующую анатомическому строению ладони. В системе «кожа - мышца - кость - костный мозг» каждый слой описывается своей удельной плотностью и скоростью распространения ультразвуковой волны, а также толщиной слоя (рис.2). Следует заметить, что из всех рассматриваемых слоев поперечные колебания распространяются только в костном, причем скорость звука для различных типов колебаний также различна.

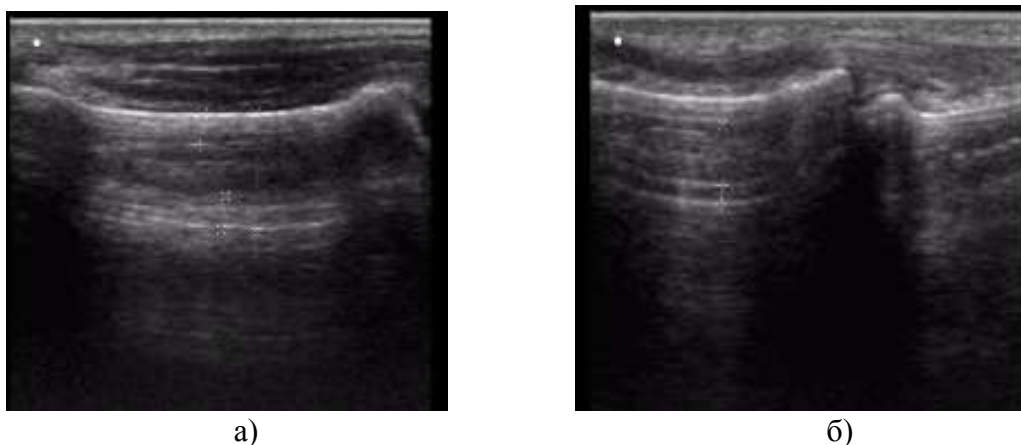


Рис.1. Результаты УЗ-визуализации коротких трубчатых костей и суставов кисти (получены проф. Абдуллаевым Р.Я.):
а - проксимальная фаланга безымянного пальца, б - дистальная фаланга

Анализ полученной модели был проведен с учетом следующих факторов УЗ-исследования: выбор ультразвукового датчика с определенной рабочей частотой; выбор угла инсонации; степень давления на мягкие ткани; место локализации датчика при проведении исследования. В соответствии с теорией дефектоскопии был получен коэффициент прозрачности кости, углы преломления определены с помощью закона Снеллиуса с учетом распространения продольной и поперечной составляющих УЗ-волн в рассматриваемых слоях.

Получено угловое распределение коэффициента прозрачности для упругой костной пластины толщиной 5 мм при частоте сканирования 5 МГц (рис.3). На примере данного распределения очень хорошо видны особенности, связанные с прохождением различных типов колебаний. У границы мышечной и костной ткани наблюдается два критических угла полного внутреннего отражения по причине различия в скоростях распространения продольных и поперечных колебаний: 20° для продольных волн и $45,8^\circ$ - для поперечных. Оба эти угла хорошо дифференцируются. Угол в 20° является характерной точкой для полученного распределения: в данной точке находится локальный минимум распределения, не зависящий от варьируемых параметров исследуемой системы. Он зависит исключительно от соотношения скоростей распространения колебаний в кости и

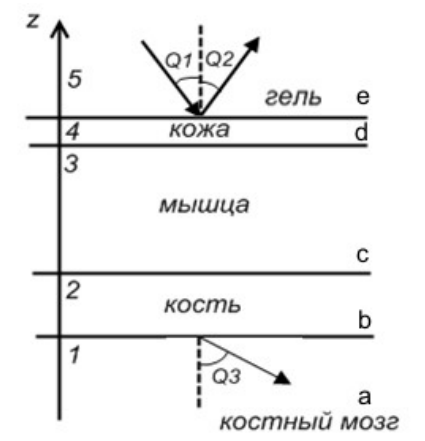


Рис. 2. Схема моделируемой структуры

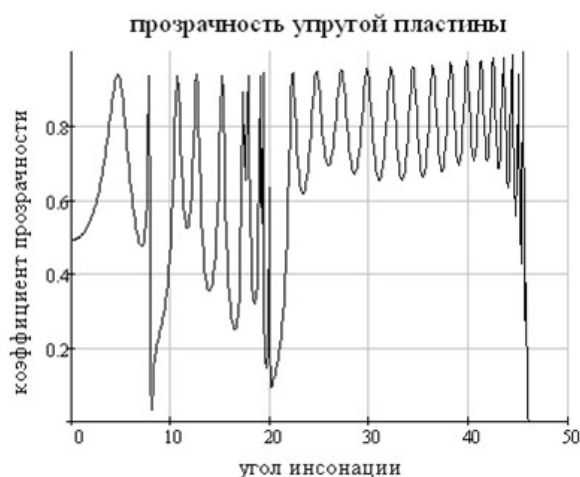


Рис.3. Угловое распределение зон акустической прозрачности костной пластины

входной по отношению к ней среде.

Сопоставив угловое распределение прозрачности для полной исследуемой системы и типичный рабочий диапазон для современной диагностической аппаратуры, можно прийти к следующему выводу. Существуют определенные области углового распределения УЗ-волны, в которых отражательные характеристики рассматриваемой модели адаптированы к нормальным условиям работы существующих УЗ-диагностических комплексов (достигают 94 % прозрачности, 6 % отражения), а, значит, возможна УЗ-визуализация *in vivo* внутренних структур, морфологически соответствующих данной модели.

Выводы. Результаты проведенного моделирования процесса прохождения УЗ через слоистые биологические структуры с существенными различиями акустических импедансов доказали существование «окон прозрачности» при строго определенных углах инсонации, что позволяет обеспечить физические условия для получения диагностических УЗ-изображений кости *in vivo*. Очевидно, что в случае попадания зондирующего пучка в подобное «окно прозрачности» становятся различимыми мягкие ткани, находя-

щиеся за упругим костным слоем, что наглядно иллюстрируют снимки, полученные проф. Абдуллаевым Р.Я.

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ, ГЕНЕРИРУЕМОГО СВЕТОИЗЛУЧАЮЩИМИ ДИОДАМИ, В КОЖНЫХ ПОКРОВАХ ЧЕЛОВЕКА

Сокол Е.И. Кипенский А.В. Куличенко В.В.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
61002, Харьков, ул. Фрунзе 21, каф. «Промышленная и биомедицинская электроника»
(057) 707-69-37, lexx_kv@mail.ru

The given work is devoted to determining the optical characteristics of the skin at its interaction with the radiation from the light-emitting diode. It provides basic expressions and simulation results based on the Monte Carlo method. The dependencies of reflection and absorption for each layer of the skin.

Введение. Темпы развития фототерапии с каждым годом позволяют охватывать все более новые области ее применения. Это приводит к созданию большого количества новых методик, не имеющих существенных различий в диапазонах регулирования параметров воздействия. В связи с этим медицинский персонал применяет одни и те же фототерапевтические аппараты для проведения процедур по разным методикам.

Однако, достижение выраженного терапевтического эффекта возможно лишь при правильном подборе параметров воздействия и точном определении путей доставки излучения к биологическому объекту подверженного воздействию. Большинство методик в фототерапии содержат указания осуществления воздействия на поверхностные участки тела человека (кожу), а через них на другие органы и ткани. При таком подходе часть ЭМИ рассеивается в коже за счет сильно взаимодействия с различными биологическими ее составляющими. Уменьшение интенсивности излучения в конечной точке воздействия, как правило, приводит к снижению или полному отсутствию терапевтического эффекта [1].

В качестве излучателей в современных фототерапевтических аппаратах, наиболее часто, используются единичные или сгруппированные светоизлучающие диоды (СИД) с одной или несколькими длинами волн электромагнитного излучения (ЭМИ).

Обеспечение необходимого терапевтического эффекта возможно только путем расчета необходимой дозы воздействия на основании оптических и физических свойств биологического объектов подверженных фототерапевтическому воздействию.

Цель данной работы состоит в определении отражающих, рассеивающих и поглощающих характеристик кожной ткани в спектральном диапазоне длин волн от 400 до 700 нм, при использовании в качестве источника ЭМИ светодиодов, что необходимо для расчета терапевтической дозы.

Сущность. Кожа человека представляет собой многокомпонентную мутную биологическую среду с весьма сложными оптическими характеристиками, которые в целом зависят от множества факторов. Толщина кожного покрова непостоянная и зависит от части тела, изменяясь в диапазоне от 1 до 4 мм. В строении кожи человека можно выделить три основных слоя: эпидермис, дерму и слой подкожной жировой клетчатки (ПЖК) (см. рис. 1). Внешним слоем кожи является эпидермис, представляющий собой многослойный эпителий, наружный слой которого содержит обезвоженные кератинизированные остатки клеток. Внутренний слой эпидермиса содержит основной пигмент кожи меланин и располагается на базальной мембране разделяющую эпидермис и дерму. Дерма – состоит из богатой волокнами и относительно бедной клетками соединительной ткани, являющейся опорой для придатков кожи и придающей коже прочность и упругость, а также многочисленные кровеносные и лимфатические сосуды, нервные сплетения и окончания нервных волокон. Волокнистые структуры дермы состоят из коллагеновых, эластических и ретикулярных волокон.

ПЖК состоит из рыхлой сети коллагеновых, эластических и ретикулярных

волокон, в петлях которых расположены скопления крупных жировых клеток. Толщина этого слоя различна и зависит от образа жизни человека, питания, обмена веществ.

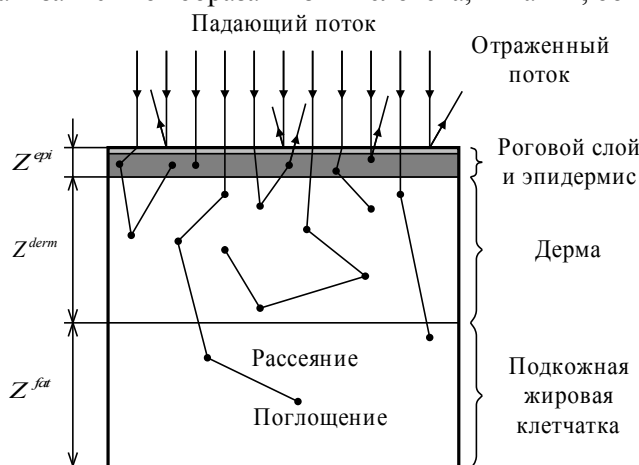


Рис. 1 Упрощенная схема распространения фотонов в коже

Задача определения оптических характеристик решалась путем математического моделирования процессов распределения излучения в кожной ткани.

Распределение крови, воды, меланина и других хромофоров кожи приводит к различию оптических свойств каждого слоя, описываемые тремя основными величинами:

- коэффициент поглощения μ_a ;
- коэффициент рассеяния μ_s ;
- фактор анизотропии рассеяния g .

В видимой части спектра поглощение каждого слоя определяется поглощением трех основных хромофоров кожи: крови, меланина и воды. Соответственно коэффициенты поглощения для слоев эпидермиса (*epi*), дермы (*derm*) и ПЖК (*fat*) будут определяться наличием и относительным количеством хромофоров в коже [2, 3]:

$$\begin{aligned} \mu_a^{epi}(\lambda) &= (1 - M - W^{epi}) \cdot \mu_a^{coll}(\lambda) + M \cdot \mu_a^{mel}(\lambda) + W^{epi} \cdot \mu_a^{wat}(\lambda); \\ \mu_a^{derm}(\lambda) &= (1 - W^{derm} - B) \cdot \mu_a^{coll} + B \cdot C(\lambda) \cdot \mu_a^{bl}(\lambda) + W^{derm} \cdot \mu_a^{wat}(\lambda); \\ \mu_a^{fat}(\lambda) &= (1 - W^{fat}) \cdot \mu_a^{lip} + W^{fat} \cdot \mu_a^{fat}(\lambda), \end{aligned}$$

где M – объемная доля меланина в слое эпидермиса;

B – объемная доля крови в дерме;

$C(\lambda)$ – коррекционный коэффициент, учитывающий расположение крови в сосудах;

W^{epi} , W^{derm} , W^{fat} – объемная доля воды в слое эпидермиса, дерме и ПЖК;

$\mu_a^{mel}(\lambda)$ – коэффициент поглощения меланина;

$\mu_a^{wat}(\lambda)$ – коэффициент поглощения воды;

$\mu_a^{coll}(\lambda)$ – коэффициент поглощения коллагена и ретикулярных волокон.

Коэффициенты рассеяния эпидермиса и дермы сходны между собой, так как имеют общий источник центров рассеяния, в качестве которых выступают коллаген и ретикулярные волокна обескровленной ткани. Отличие вносят структурные элементы крови эпидермиса, на которых так же происходит рассеяние [2]:

$$\begin{aligned} \mu_s^{epi}(\lambda) &= \mu_s^{bg}(\lambda); \\ \mu_s^{derm}(\lambda) &= (1 - B) \cdot \mu_s^{bg}(\lambda) + B \cdot C \cdot \mu_s^{bl}, \end{aligned}$$

где μ_s^{bg} – коэффициент рассеяния обескровленной ткани;

μ_s^{bl} – коэффициент рассеяния крови.

Коэффициент μ_s^{fat} рассеяния ПЖК определяется агрегатами жировых клеток, содержащих липиды в форме отдельных капель триглицеридов.

Для большинства непрозрачных биологических тканей значение фактора

анизотропии находится в диапазоне от 0,7 до 0,95. Зависимость фактора анизотропии дермы и эпидермиса от длины волны описываются эмпирическими соотношениями [3]:

$$g^{epi}(\lambda) = g^{bg}(\lambda) = 0,7645 + 0,2355 \cdot \left[1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 500}{729,1}\right) \right];$$

$$g^{derm}(\lambda) = \frac{B \cdot C \cdot \mu_s^{bl}(\lambda) \cdot g^{bl} + (1 - B) \cdot \mu_s^{bg}(\lambda) \cdot g^{bg}(\lambda)}{\mu_s^{derm}(\lambda)},$$

где g^{bl} – фактор анизотропии крови, численно равный 0,995.

Фактор анизотропии подкожной жировой клетчатки считается независимым от длины волны ЭМИ и принимается равным 0,9.

Основные параметры кожи, используемые в моделировании, приведены в табл. 1.

Таблица 1 – Основные параметры слоев кожи

Слой кожи	Показатель преломления	Z, см	W, %	B, %	M, %	d, см
Эпидермис	1,45	0,01	60	0	9	-
Дерма	1,36	0,2	75	1,5	0	0,0012
ПЖК	1,44	0,3	5	0	0	-

Моделирование распределения ЭМИ в кожных покровах осуществлялось с помощью ЭВМ на основе метода Монте-Карло. Это наиболее распространенный метод, позволяющий описать взаимодействие ЭМИ с мутными средами и заключающийся в компьютерном моделировании случайного прохождения N числа фотонов. Основной идеей метода является учет событий поглощения и рассеяния на всем пути следования фотона через непрозрачную среду. Расстояние, которое фотон преодолевает на пути между двумя взаимодействиями, выбирается из логарифмического распределения путем генерации случайного числа. Если при взаимодействии фотона имеет место рассеяние, определяется новое направление движения в соответствии с фазовой функцией и случайно сгенерированным числом. Эта процедура выполняется пока фотон не выйдет из рассматриваемой схемы или не будет поглощен.

В качестве источника при моделировании рассмотрен СИД с косинусоидальным изменением диаграммы направленности. Количество фотонов, в таком СИД, на единицу площади в центральной области засвечиваемой поверхности в два раза выше, чем на ее внешнем радиусе. Поэтому, для получения достоверных результатов, осуществляется расчет величины количества фотонов на каждом шаге моделирования (от 0 до α). Данные о взаимодействии фотонов помещались в трехмерный массив с указанием длины волны фотона, глубины проникновения и расстоянии от центра светового пятна.

По результатам моделирования определена зависимость количества отраженного излучения от его длины волны (см. рис. 2), при облучении кожи широкополосным лучом.

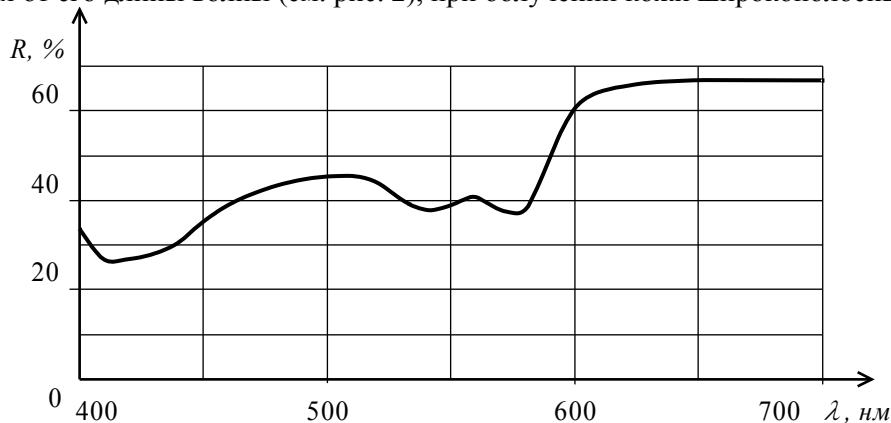


Рис. 2 Зависимость количества отраженного излучения от длины волны ЭМИ

Из полученных данных следует, что количество отраженного излучения сильно зависит от длины волны ЭМИ и имеет нелинейный характер. Величина этого излучения в большей степени зависит от диффузного отражения, формируемого рассеивающими центрами биологических компонентов кожи.

В области малых длин волн низкое значение коэффициента отражения обусловлено меланином, коэффициент поглощения которого экспоненциально возрастает с уменьшением длины волны. Существенные провалы на кривой на участках 415, 540 и 575 нм вызваны полосами поглощения гемоглобина и оксигемоглобина крови, расположенных в слое дермы.

Для получения более наглядного описания взаимодействия ЭМИ с кожными покровами определена зависимость поглощения фотонов по основным слоям кожных покровов человека, представленная на рис. 3.

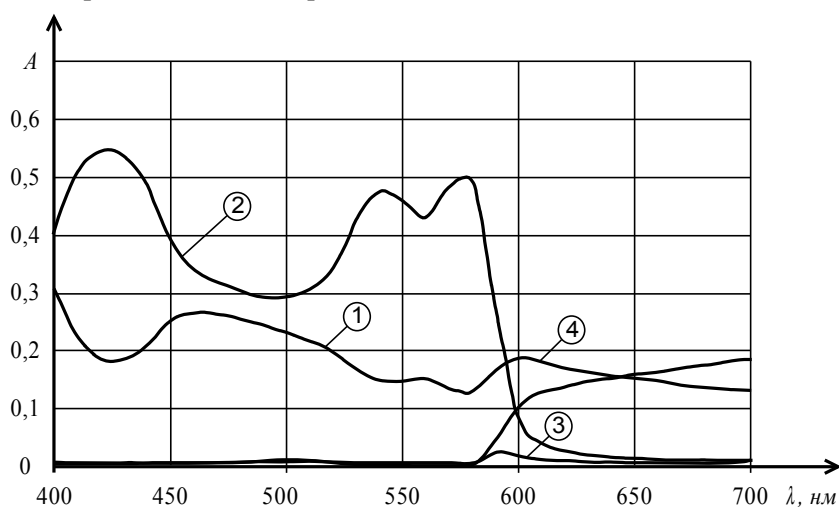


Рисунок 3 – Зависимость количества поглощенного излучения от длины волны ЭМИ

Представленная на рис. 3 зависимость позволяет оценить распределение излучения в биологических тканях при осуществлении фототерапевтических процедур. Большая часть излучения прошедшая в кожные покровы поглощается слоем дермы в диапазоне от 400 до 580 нм, а так же слоем эпидермиса. При этом подкожных тканей достигает лишь несколько процентов поданного излучения. В диапазоне от 580 до 700 нм. ЭМИ практически не поглощается кожей и проникает вглубь подкожных тканей, однако из-за высокого коэффициента отражения его количество не превышает 35 %.

Выводы. Полученные при моделировании данные позволяют утверждать, что определение терапевтической дозы является весьма сложным и важным процессом. Для получения необходимых терапевтических эффектов, медицинскому персоналу, следует с одной стороны выбирать излучатели с такими длинами волн, которые обеспечат доставку необходимого количества энергии в заданную область воздействия. С другой стороны, разработчики должны предусматривать возможность регулирования интенсивности излучения для обеспечения необходимой дозы воздействия с учетом возможных потерь в различных слоях кожи.

Литература. 1. Москвин С.В. Основы лазерной терапии / С.В.Москвин, В.А.Буйлин. -- Тверь: ООО «Издательство «Триада», 2006. -- 256 с. 2. Jacques S.L. Origins of Tissue Optical Properties in the UVA, Visible, and NIR Regions / S.L. Jacques // Advances in Optical Imaging and Photon Migration. – 1996. – V. 2. – P. 364-369. 3. Douven L.F.A. Retrieval of Optical Properties of Skin from Measurement and Modelling the Diffuse Reflectance/ L.F.A. Douven, G.W. Lucassen // Proc. SPIE. – 2000. – V. 3914. – P. 312-323.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Поспелов Л.А.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

Кафедра ПБМЭ, НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина

Тел./факс: (057)707-63-12, E-mail: leonid.pospelov@gmail.com

Work is devoted working out of a way of increase of accuracy of measurement of arterial pressure by known way by a method of more correct allocation from experimentally observed pulse waves of two it partial components – systolic and diastolic branches.

В известном способе [1, 2, 3, 4] определения артериального (систолического и диастолического) давления используется зависимость экспериментально измеряемой функции возбуждаемого артерией сигнала $\rho_e(\tau)$ от времени. τ При этом артериальное

давление P_{sd} определяют по следующей формуле:
$$P_{sd} = k_{sd} \frac{\rho_{sdm}}{\bar{\rho}_{sd}},$$
 где k_{sd} -

нормирующий коэффициент размерности давления, который принимается равным 90 мм рт. ст. для случая измерения систолического давления и 30 – для диастолического, ρ_{sdm} - максимальное значение в систолической и диастолической ветви сигнала соответственно, $\bar{\rho}_{sdm}$ - среднее значение величины систолического и диастолического сигнала соответственно. Величина $\bar{\rho}_{sdm}$ по определению средней величины вычисляется по

следующей формуле:
$$\bar{\rho}_{sdm} = \frac{1}{\theta} \int_0^{\theta} \rho_{sd}(\tau) d\tau,$$
 где θ - период парциальной

(систолической или диастолической) ветви пульсовой волны.

Автор работы общую экспериментально получаемую кривую пульсовой волны, имеющую два максимума и один минимум (между ними), разделяет так, что кривая слева от минимума принимается за систолическую, а справа от него – за диастолическую ветвь пульсовой волны. Такое разделение общей пульсовой волны на две ветви приводит к избыточно большой погрешности измерений. Это обусловило неприемлемость этого метода для практических медицинских применений. В то же время такой метод способен обеспечить ряд важных для практики свойств. Во-первых, с его использованием возникает принципиальная возможность, практически, непрерывного измерения артериального давления, что очень важно для контроля экстремальных состояний человека. К таким состояниям можно отнести режим гипертермического лечения, тренировки и испытания спортсменов, лётчиков и космонавтов. Во-вторых, такой метод существенно и в лучшую сторону отличается от широко применяемого манжетного метода Короткова по нескольким признакам. В частности, здесь не требуется обеспечивать силовое воздействие на органы пациента, что оказывается очень важным для случая тяжелобольных и пациентов, у которых доступ к пережимаемой артерии затруднён по тем или другим причинам. В рассматриваемом методе отсутствуют электромеханические элементы. Это обеспечивает ему существенно более высокую надёжность и долговечность, возникает принципиально новые возможности по его полной автоматизации и исключения на длительное время обслуживания медицинским персоналом. Отсюда следует актуальность исключения указанной выше избыточной погрешности путём более корректного разделения пульсовой волны на её составляющие. Именно этой задаче посвящена данная работа. В ней используются ряд новых утверждений, сформулированных далее как гипотезы. С опорой на них ниже проведен детальный анализ свойств пульсовой волны. При этом анализе установлено, что экспериментально наблюдаемая зависимость пульсовой волны может быть корректно и точно разделена на две её парциальные составляющие – систолическую и

диастолическую. В процессе анализа выявлен возбуждающий импульс, характеризующий непосредственно сердечную мышцу. Кроме того, показано, что крайняя правая ветвь пульсовой волны не характеризует не столько работу сердца, сколько состояние кровеносной системы обследуемого пациента. А непосредственно работу сердца больше характеризует возбуждающий импульс, выведенный теоретически из экспериментальной зависимости пульсовой волны и исследованный ниже в настоящей работе. В целом, настоящая работа посвящена доказательству следующих положений:

1. Экспериментально наблюдаемая пульсовая волна представляет собой наложение двух независимых волн: систолической и диастолической;
2. Систолическая и диастолическая волна функционально идентичны, а отличаются только величиной максимумов и положением их на временной оси;
3. Каждая парциальная волна (систолическая или диастолическая) удовлетворяет неоднородному линейному дифференциальному уравнению первого порядка;
4. Неоднородность в указанном уравнении можно толковать как исходный импульс сердечной мышцы, возбуждающий соответствующую парциальную пульсовую волну;
5. Возбуждающий импульс ограничен во времени, а после его действия пульсовая волна распространяется по типу диссипативного процесса.

В результате проведенных исследований найдено выражение для систолической и диастолической ветвей пульсовой волны во всем диапазоне их измерений через выражение экспериментально наблюдаемой зависимости. Эти выражения можно считать точными, если учесть влияние ветвей этих волн из предыдущих периодов. А это влияние проявляется в том, что экспериментальная кривая начинается не от нулевого значения, а от некоторой конечной величины. Если ограничиться учетом только одной предыдущей ветви, то это влияние можно учесть с помощью уже полученной в работе зависимости. Это будет добавка к левой ветви диастолической волны, обусловленной учетом бесконечного ряда экспоненциальных слагаемых в ее зависимости, но взятая в момент времени большей текущего значения t величину периода пульсации T .

Литература. 1. Патент США №3229685, кл. А 61 В 5/02, 1965. 2. Патент Франции №2267077, кл. С 06 F 15/42, 1975. 3. Авт. свид. SU 1804785 А1, кл. А 61 В 5/02, 1989. 4. Патент RU (11) 2003279 С1, кл. А61 В 5/021, 1991.

РОЗРОБКА МОДЕЛІ ЕКСПЕРТНОЇ СИСТЕМИ ПРОГНОЗУВАННЯ РОЗВИТКУ ЦУКРОВОГО ДІАБЕТУ

Злепко С.М.¹, Сурова Н.М.²

¹Вінницький національний технічний університет,

²Луцький біотехнічний інститут

43000, Луцьк, вул. Сагайдачного 6, тел. (0332) 75-14-42,

E-mail: smzlepko@rambler.ru

Using a large number of tests to determine the type of diabetes and its precondition requires careful handling and analyzing large numbers of incoming data, that affect the variability of laboratory parameters. Therefore, there was need for expert systems of integrated assessment of the human body, healthy and sick, in order to identify early signs of diabetes and to prevent invalidity and disability of patients on the basis of non-invasive research methods. Developed model of peer evaluation system of the human body can be used to determine the course and prognosis of diabetes on the basis of diagnostic tests and technologies for fotopletyzmohrafichnoyi noninvasive measurement of blood glucose level (without piercing the skin).

Використання великої кількості аналізів для визначення типу цукрового діабету та стану переддіабету вимагає ретельної обробки та аналізу великої кількості вхідних даних, які впливають на варіабельність лабораторних показників. У зв'язку із цим,

виникла необхідність створення експертних систем інтегральної оцінки стану організму здорових і хворих з метою виявлення ранніх ознак цукрового діабету, запобіганню інвалідності і непрацездатності пацієнтів на основі неінвазивних методів дослідження. Розроблена модель експертної системи оцінки стану організму може бути використана для визначення перебігу та прогнозування розвитку цукрового діабету на основі діагностичних тестів та фотоплетизмографічної технології для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові людини (без проколювання шкіри).

Експертні системи є одним з найбільш використовуваних типів систем штучного інтелекту. Основна область, де ведуться розробки і яка користується найбільшим попитом є медицина. Прогнозування перебігу захворювання та діагностика вважаються основними функціями експертної системи. Сучасна медицина вимагає ранньої діагностики такого захворювання як цукровий діабет, оскільки метаболічні порушення виникають набагато раніше перших клінічних проявів цукрового діабету.

Експертні системи – це інтелектуальні програмні засоби, здатні у ході діалогу з людиною одержувати, накопичувати та коригувати знання із заданої предметної галузі, виводити нові знання, розв’язувати на основі цих знань нові практичні задачі та пояснювати хід їх розв’язку [3].

При розробці моделі експертної системи прогнозування розвитку цукрового діабету використаємо систему прогнозування розвитку цукрового діабету на основі формули Байєса [2], а також структурну схему експертної системи розглянуту в [1] (Рис.1). Особливий акцент зробимо на використанні неінвазивних методів визначення рівня глюкози в крові, оскільки суттєвим недоліком інших методів діагностики цукрового діабету або оцінки ступеня його компенсації за допомогою лабораторних тестів є висока варіабельність даного показника від психоемоційного стану пацієнта під час взяття крові.

При розробленні моделі експертної системи потрібно враховувати наступні умови:

1. Користувач повинен мати можливість перевіряти рішення, прийняті експертною системою, на будь-якому кроці виконання програми, що забезпечить довіру до експертної системи.
2. Експертна система повинна мати засоби для додавання, видалення та зміни елементів бази знань, тобто її коригування, оскільки при дослідженні захворювання можуть виявитися нові аспекти, які впливають на протікання і виникнення захворювання.
3. Експертна система повинна функціонувати на рівні експерта.

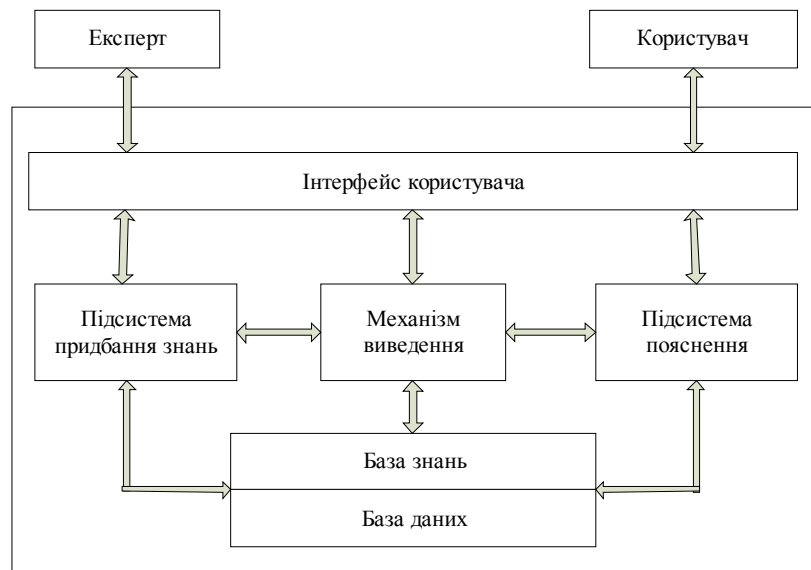


Рис.1. Структурна схема експертної системи

Основна складність таких систем полягає в отриманні і формалізації знань експертів. Досить часто експерт не може сформулювати свої знання або пояснити як саме він робить правильні висновки, саме тому при побудові моделі експертної системи ми будемо користуватися формалізованим математичним апаратом, представленим в [2].

Якість роботи експертної системи (рис. 1) залежить від якості знань включених до відповідної бази. База знань повинна забезпечувати зберігання знань експерта за допомогою однієї з моделей представлення знань: логічної, продукційної, фреймової, мережної [1].

Таким чином, модель бази знань повинна включати в себе чотири модулі аналізу стану пацієнтів. Модулі побудовані на основі даних, отриманих з діагностичних тестів і фотоплетизмографічної технології для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові людини. В їх основі лежать математичні моделі пацієнтів, які на протязі п'яти років можуть захворіти на цукровий діабет 1-го типу, 2-го типу, перебувають в стані переддіабету або здорові пацієнти, коли ймовірність захворювання мінімальна [2].

Для побудови бази знань можна використовувати фреймові моделі, оскільки вони, згідно [3], найкраще дозволяють структурувати дані, що призначені для опису типових ситуацій.

База даних повинна містити поточні дані, висновки і іншу інформацію, що має відношення до ситуації, яка аналізується системою [1], оскільки в даній підсистемі повинні зберігатися дані про користувача та перебіг захворювання, то база даних повинна містити формули для обчислення показників вище згадуваних математичних моделей, що характеризують стан пацієнта - користувача експертною системою.

Для побудови бази даних можна використати також і продукційні моделі, тому що база даних створюється на основі діагностичних тестів, які являють собою структуру «якщо - то».

Механізм виведення базується на використанні формули Байєса, включає в себе аналіз і визначення ймовірності захворювання на цукровий діабет 1-го , 2-го типів або можливість перебування в стані переддіабету на протязі останніх п'яти років, представлений в [2].

Підсистема придбання знань використовується з метою автоматизації процесу наповнення та корегування експертної системи знаннями [1].

Підсистема пояснення повинна дати змогу користувачеві з'ясувати яким чином отримано даний результат, тобто дати відповідь на питання, як система прийшла до цього висновку, отримати визначені ймовірності на основі яких був організований висновок.

Таким чином, експертна система, що побудована на основі діагностичних тестів та фотоплетизмографічної технології для неінвазивного вимірювання рівня глюкози в крові людини повинна:

1. обчислити ймовірність того чи не захворіє пацієнт протягом 5-ти років;
2. визначити ймовірність того чи захворіє пацієнт протягом 5-ти років;
3. якщо пацієнт попадає в групу ризику захворіти на цукровий діабет, обчислити ймовірність виникнення відповідного типу цукрового діабету;
4. на основі отриманих ймовірностей та встановлених інтервальних проміжків формулювати висновок про здоров'я пацієнта протягом майбутніх 5-ти років.

Результатом використання даної експертної системи є профілактика та своєчасність виявлення цукрового діабету.

Література. 1. Бондарев В.Н., Аде Ф.Г. Искусственный интеллект. Учебное пособие для вузов. – Севастополь, Изд-во СевНТУ, 2002. – 615 с. 2. Використання формули Байєса для прогнозування виникнення цукрового діабету / С. М. Злепко, Н. М. Сурова, П. Г. Прудіус, С. В. Павлов // Медична інформатика та інженерія. — 2010. — № 4. — С. 54—58. — ISSN 1996-1960. 3. Глибовець М.М., Олецький О.В. Штучний інтелект. Підручник для студентів вищих навчальних закладів, які навчаються за спеціальностями “Комп’ютерні науки” та “Прикладна математика” – К.:Вид.дім “Академія”, 2002. – 366 с.

ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФУНКЦИИ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ СПИРОМЕТРИЧЕСКОГО ТУРБИННОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ПОТОКА

Сокол Е.И., Кипенский А.В., Томашевский Р.С.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
кафедра «Промышленная и биомедицинская электроника»,
лаборатория биомедицинской электроники

НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина
Тел.: (057) 70-76-237, 70-76-937, E-mail: moemulo@meta.ua

In report the main moment of forces impacting to rotor are analyzed. The transformation function of is analyzed. Finally, the conclusions static error of measurement using of turbine flow converter are made.

В современных спирометрах в качестве преобразователя воздушного потока наиболее часто используются преобразователи турбинного типа. Особенно эффективно использование таких преобразователей в портативных спирометрах [1].

Одной из проблем при использовании турбинного преобразователя потока (ТПП) в спирометрах является сложность описания статической характеристики измерительной турбины (ИТ). В большинстве случаев статическая функция преобразования в упрощенном виде описывается линейной зависимостью. Такой подход приемлем в случае работы ТПП на больших расходах, так как при числах Рейнольдса более 2500, режим обтекания газа в полости ИТ становится турбулентным, и действительно описывается линейным законом. Однако, при использовании ТПП для нужд спирометрии диапазон измерения расхода составляет от 0,1 до 14 л/с и охватывает три участка статической характеристики ИТ: ламинарный, переходной и турбулентный [2]. В этом случае пренебрежение нелинейным участком функции преобразования приводит к возникновению значительной погрешности измерений на малых расходах.

Для решения этой проблемы был проведен анализ основных сил, действующих на ротор ИТ. К таким силам могут быть отнесены: давление воздушного потока на плоскость пластин ротора, трение оси ротора в опорах, трение воздуха о внутреннюю поверхность ИТ и его трение о поверхность направляющего аппарата.

С учетом проведенного анализа и соответствующих преобразований, статическая характеристика ИТ была записана в виде

$$Q = a_1 + \frac{a_2}{T} + \frac{a_3}{\sqrt{T}}, \quad (1)$$

где $T = 1/f = 2\pi/\omega$ – период вращения ротора; a_1, a_2, a_3 , – коэффициенты, зависящие от геометрии турбины и свойств потока. Данное аналитическое выражение позволяет учитывать влияние на процесс преобразования основных составляющих сил движения и сопротивления.

Для проведения исследований ТПП был разработан и изготовлен экспериментальный стенд, структурная схема которого приведена на рисунке 1.

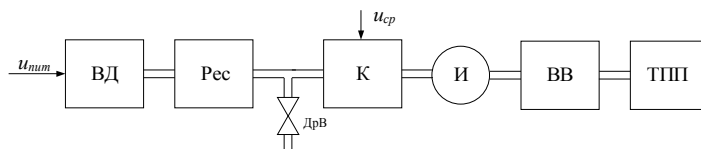


Рис. 1 Структурная схема экспериментального стенда

В качестве источника входного потока использована воздуходувка (ВД) турбинного типа, где регулирование расхода осуществлялось путем изменения напряжения питания u_{nim} . Для сглаживания пульсаций воздушного потока использовался ресивер (Рес) объемом 50 л. Коммутация воздушного потока к измерительной части стенда осуществлялась с помощью клапана (К) быстрого срабатывания с электрическим

управлением (сигнал управления u_{cp}). Дроссельный клапан (ДрВ) служил для стравливания воздуха и дополнительного регулирования расхода. В качестве измерителей (И) расхода использовались высокоточные ротаметры типа VA 40. Поскольку динамический диапазон измерения данных ротаметров составляет 10:1, то необходимый диапазон измерения в лабораторном стенде был достигнут за счет использования трех ротаметров (максимальные значения измерений 0,22, 2,22 и 19,4 л/с соответственно), подключаемых поочередно. Такая комбинация измерительных приборов позволила обеспечить погрешность измерения расхода не более 1 % во всем диапазоне его изменения (0,1-14 л/с).

Для определения коэффициентов статической характеристика (см. (1)) была проведена серия экспериментальных исследований ТПП с двухканальным оптическим тахометрическим устройством [3] и измерительными турбинами производства фирмы Medical International Research (Рим, Италия). Исследования проводились с использованием трех ИТ на постоянных расходах в диапазоне 0,1-14 л/с.

По результатам экспериментальных исследований были построены статические характеристики ТПП для прямого направления воздушного потока (условно направление «выдоха»). На рис. 2 кривая 1 соответствует статической характеристике турбины № 1, кривая 2 – характеристике турбины № 2, а кривая 3 – турбины № 3. Аналогичные характеристики получены и для обратного направления потока (условно «вдох»).

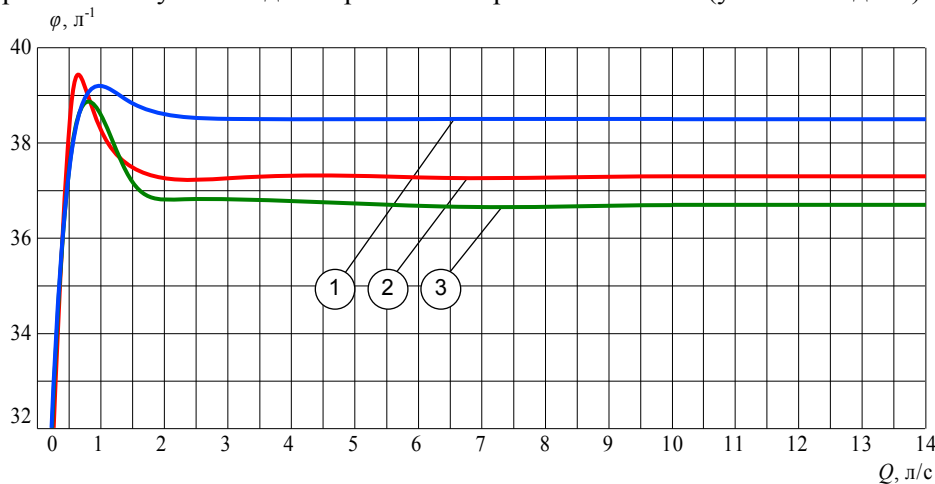


Рис. 2 Статические характеристики турбинных преобразователей MIR

Анализ полученных статических характеристик показал, что коэффициент передачи ϕ на большей части рабочего диапазона постоянен и у различных измерительных турбин не отличается более чем на 3 %. Зона переходного участка от ламинарного потока к турбулентному на характеристике находится в области точки $Q = 1$ л/с.

По полученным экспериментальным зависимостям в пакете MathCad были рассчитаны значения коэффициентов a_1 , a_2 , a_3 функции преобразования (1) и определена градуировочная характеристика.

Использование статической характеристики ТПП (см. выр.1) в опытных образцах спирометров, разработанных и изготовленных в НТУ «ХПИ» по заказу фирмы «РАДМИР» ДП АО НИИРИ оказалось возможным благодаря реализации системы обработки информации на базе микроконтроллера.

Дальнейшие экспериментальные исследования проводились с целью определения точности полученной градуировочной характеристики ТПП. На рис. 3 приведены относительные отклонения значений расхода, измеренных ротаметрами, от значений, полученных с помощью ТПП по градуировочной характеристике.

Полученная статическая функция преобразования (1) измерительных турбин данной конфигурации, позволяет измерять расходы с погрешностью, не превышающей 4,5 % в диапазоне измерения от 0,1 до 0,5 л/с, и не более 2 % – в диапазоне от 0,5 до 14 л/с.

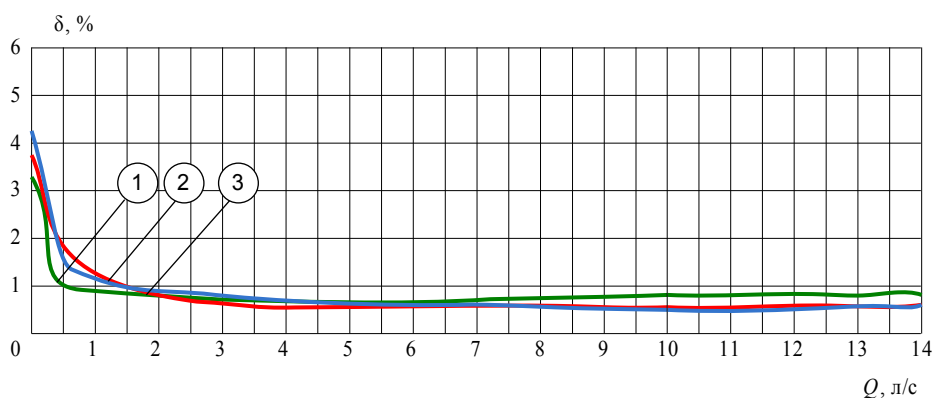


Рис. 3 Отклонения расчетных и экспериментальных данных

Полученные результаты позволяют сделать вывод о возможности использования ТПП с найденной функцией преобразования в портативных спирометрах, поскольку обеспечение измерений с указанной погрешностью соответствует требованиям стандартов [4].

Литература: 1. Спирометрия. Ее техническое обеспечение. Проблемы и перспективы / Сокол Е.И., Кипенский А.В., Король Е.И., Томашевский Р.С. // Технічна електродинаміка. – Київ: Інститут електродинаміки НАНУ, 2008. Тем. вип. Проблеми сучасної електротехніки. – Ч. 3 – С. 119-124. 2. Бобровников Г. Н. Теория и расчет турбинных расходомеров / Г. Н. Бобровников, Л. А. Камышев. - М.: Издательство стандартов, 1978. - 128с. 3 Пат. 55354 Україна, МПК (2009) G01F 3/00. Спирометричний турбінний перетворювач / Є.І.Сокол, А.В.Кіпенський, Є.І.Король, Р.С. Томашевський. – № u201007009; заявл. 07.06.2010; опубл. 10.12.2010, Бюл. №23. 4. Standartisation of spirometry / [M. R. Miller; R. Crapo; J. Hatkinson et al.] ; edited by V. Brusasco // Eur. Respiratory Journal. – 26'2005. – 319-338 pp.

СОСТОЯНИЕ РАЗРАБОТОК И ИССЛЕДОВАНИЙ В ОБЛАСТИ ВЫСОКОЧАСТОТНОЙ ГИПЕРТЕРМИИ

Сокол Е.И., Поспелов Л.А.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
Кафедра ПБМЭ, НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина
Тел./факс: (057)707-63-12, E-mail: leonid.pospelov@gmail.com

Когут А.Е.

Институт радиофизики и электроники им. академика А.Я. Усикова
НАН Украины, ул. Академика Проскуры, 12, г. Харьков, 61085, Украина.
Тел./факс: (057)320-34-57

The paper analyzes the status and prospects of research and development of high-frequency hyperthermia, initiated and conducted in Ukraine in accordance with the Cabinet of Ministers of Ukraine № 372 from 08.10.1993. Formulated the most important challenges and opportunities to resolve them in the way of substantial further modernization of the high-frequency hyperthermia complex "Ekstraterm - XXI».

В современной онкологии произошло крупное событие – в отдельную отрасль выделилась гипертермическая онкология. В связи с этим проводился в Риме Всемирный конгресс в 1998 году. Основной вывод конгресса, на котором были представлены более

500 докладов со всех стран мира, звучит так: более 80% излеченных на Западе больных получали курс гипертермической терапии. К этому можно добавить, что ни одна онкологическая клиника Запада не может считаться сейчас современной, если она не оснащена средствами для проведения гипертермии: гипертермическая процедура обязательна при страховом лечении онкозаболеваний в странах Запада.

Признанные лучшими гипертермические комплексы, предназначенные для лечения очагов заболевания сколь угодно глубокой локализации (включая печень, легкие, толстый кишечник, почки, предстательная, щитовидная и поджелудочная железы и другие органы), на мировом рынке стоят 870000 \$. Это, например, комплексы «GASMIN -3.1000» (Германия) и «TERMOTRON-RF - 8» (Япония).

Несмотря на высокую стоимость указанных комплексов и положительный лечебный эффект от их применения в медицинской практике, эти устройства не лишены существенных недостатков, обусловленных, в основном, недостаточной проработкой вопросов физической идеологии, заложенной в принцип их действия.

Так в научно-технической литературе, посвященной описанию указанных комплексов, отсутствуют сведения по обоснованию алгоритма управления гипертермической процедурой. В тоже время использование не оптимального закона изменения уровня мощности высокочастотного генератора или температуры охлаждающей жидкости на поверхности тела способны привести к травмам, или в лучшем случае – к болевым эффектам, что крайне нежелательно с учетом тяжёлого, как правило, состояния поступающего на лечение онкологического больного. В настоящей работе обсуждается возможность устранения этого недостатка использованием оптимального (в соответствии с Медико-техническими требованиями) индивидуализированного алгоритма управления гипертермической процедурой.

В Украине в течение двух последних десятилетий проводятся комплексные физико-математические исследования и технические разработки в области высокочастотной гипертермии. В настоящее время разработки и исследования продолжаются с целью развития и совершенствования этих результатов для обеспечения, в конечном счёте, условий успешной реализации промышленного образца модернизированного высокочастотного гипертермического комплекса «Экстратерм – XXI-М».

В результате проведенных разработок и исследований доказаны следующие важные для ВЧ гипертермии положения:

- в ВЧ гипертермии целесообразно использование полного набора рабочих частот, рекомендованного для медицинского применения: 1.695 МГц, 6.78 МГц, 13.56 МГц и 27.12 МГц, а не одной из них, как это было принято в известных работах;
- для высокочастотной гипертермии ламповый генераторы оказывается предпочтительным в силу его большей защищенности к возможным рассогласованиям с нагрузкой;
- с целью формирования оптимального распределения поля в теле пациента и исключения перегрева тканей на краях электродов целесообразна система электродов в виде двух сильно сплюснутых эллипсоидов;
- система согласования на основе двухконтурной конструкции ферроракторной модели с управляемым подмагничиванием, управляемыми токами позволяет обеспечить надежное симметрирование нагрузки и согласование с ней генератора с КСВ не более 1,15 для случая стационарного состояния нагрузки;
- при динамическом поведении нагрузки указанное согласование и симметрирование может быть обеспечено управлением токами намагничивания ферритов с помощью предложенной и реализованной на системном контроллере программы минимизации КСВ градиентным методом;

- предложен алгоритм термодатной термометрии в сочетании с широтно-импульсной модуляцией мощностью генератора и исключением из процесса измерения температуры тела пациента нагрева корпусов термодат высокочастотным полем;
- показано, что управление средним значением мощности генератора при оптимальной в указанном выше смысле широкоимпульсной модуляцией текущей мощности генератора целесообразно проводить варьированием шириной импульса при постоянной его высоте;
- предложен, разработан и реализован на комплексе «Экстратерм - XXI» оптимизированный персональный алгоритм проведения гипертермической процедуры, способный учитывать индивидуальные антропометрические особенности пациента.

Перегрев подкожного жира, обусловленный недостатком, присущим электродам ёмкостного типа, влечёт за собой требования использования высокочастотных генераторов и систем хладагента повышенной мощности, что приводит к избыточному воздействию полем на организм пациента. Кроме того, это ведёт к увеличению весов, габаритов и стоимости устройства. Увеличивается при этом и время выхода на лечебный режим, что увеличивает стоимость процедуры и создает дополнительные неудобства для пациента. Тогда как переход к электродам-аппликаторам излучательного типа, например, к полосковым антеннам, способен кардинально решить эту проблему. Эта возможность обсуждается ниже в настоящей работе.

Нельзя согласиться с тем, что инвазивная термометрия, приводящая к многочисленным травмам пациента (как правило, проколы делают по восьми каналам глубиной от поверхности тела до места локализации опухоли), может считаться оптимальной. Ниже рассматривается возможность безболезненной неинвазивной термометрии на основе использования ультразвуковой локации тела пациента, которая способна обеспечить непрерывный во времени и пространстве контроль температуры в теле пациента в момент проведения гипертермической процедуры.

В настоящей работе проводится анализ принципиальных проблем, стоящих на пути эффективного применения и совершенствования высокочастотной гипертермии, и исследуются новые возможности их преодоления. В частности, анализируется возможность повышения индивидуализации алгоритма управления гипертермической процедуры путём достаточно полного учёта антропометрических параметров отдельного пациента. Рассмотрена также возможность устранения расхождений прогнозируемых алгоритмов гипертермической процедуры с её практической реализацией. Для этих целей предложен алгоритм адаптации реализуемых показателей гипертермии и прогнозируемых на основе результатов теории. Преодоление проблемы инвазивной термометрии во время отпуска гипертермической процедуры предлагается осуществить использованием для этих целей ультразвуковой локации тела пациента. Проблема перегрева подкожного жирового слоя, возникающая при использовании ёмкостных электродов, может быть решена использованием электродов-аппликаторов типа полосковой антенны.

Проблему прерывистого контроля параметров, характеризующих состояние пациента (артериальное давление и пульс), намечено разрешить методом непрерывного анализа пульсовой волны методом оптоэлектронного анализа отражённого от артерии оптического сигнала. Рассмотрена также возможность использования в качестве системы хладагента устройства, основанного на использовании жидкого азота (криогенная техника).

В области высокочастотной гипертермии выполнен большой цикл исследований и разработок, закончившийся созданием гипертермического комплекса, пригодного для проведения медико-технических испытаний его в условиях клиники. Указанный комплекс поставлен в клинику с целью проведения этих испытаний, однако не был запущен по причине финансово-административных неурядиц в Украине.

В процессе разработок систем этого комплекса были проведены глубокие физико-математические исследования процессов распространения электромагнитных и тепловых полей в моделях тела пациента. А на их основе найдены новые перспективные технические решения реализации указанных систем и всего процесса гипертермии. К ним можно отнести найденный оптимизированный алгоритм проведения гипертермической процедуры, выбор оптимальной комплектации комплекса составляющими его системами, принцип инвазивной термометрии в сочетании с широкоимпульсной модуляции мощности генератора и ряд других достижений.

Последующие исследования и разработки направлены на дальнейшее качественное повышение свойств высокочастотной гипертермии на основе внедрения в неё новейших результатов по исследованию взаимодействия ВЧ электромагнитных, ультразвуковых и тепловых полей с телом пациента. Сюда входит:

- Индивидуализации алгоритма управления гипертермической процедуры методом внедрения ЯМР томографии в алгоритм управления процессом нагрева тканей.
- Преодоление проблемы инвазивной термометрии во время отпуска гипертермической процедуры использованием для этих целей ультразвуковой локации тела пациента.
- Проблема перегрева подкожного жирового слоя, возникающая при использовании «ёмкостных» электродов, решается использованием оригинальных электродов-аппликаторов типа полосковой антенны.
- Проблему прерывистого контроля параметров, характеризующих состояние пациента (артериальное давление, пульс), намечено разрешить методом непрерывного анализа пульсовой волны.
- Рассмотрена также возможность использования в качестве системы хладагента устройства, основанного на использовании жидкого азота (криогенная техника).
- Повышение конкурентоспособности полупроводникового генератора обеспечивается повышением чувствительности феррорезонансной системы согласования, что исключит нежелательный отражённый сигнал в момент настройки системы согласования.

В целом состояние разработки позволяет проводить создание опытного образца и организацию серийного производства этих изделий с соответствующей аттестацией их.

Частично результаты исследований опубликованы в следующих работах:

1. Гипертермический комплекс «ЭКСТРАТЕРМ – XXI» Поспелов Л.А. Доклад на Международной конференции: «СВЧ-техника и спутниковая связь», Севастополь, 1994
2. Аналитическая теория глубинной гипертермии на основе упрощённой модели. Поспелов Л.А., С.И. Мельник, Пашенко А.Г., Грицунов А.В.. Там же.
3. Автоматизированная система управления гипертермическим комплексом «ЭКСТРАТЕРМ – XXI». Зембинский С.А., Кубоша С.И., Поспелов Л.А.. Там же.
4. Система контроля состояния пациента. Маслов С.И., Поспелов Л.А., Халецкий В.А.. Там же.
5. Волоконно-оптический термометр для гипертермии. Поспелов Л.А., Дудкин Ю.А., Сухоиванов И.А. Там же.
6. Физико-технические проблемы ВЧ-гипертермии. Поспелов Л.А.. Доклад Международной конференции: «СВЧ-техника и спутниковая связь», Севастополь, 1995.
7. Приближённый расчёт ёмкостного излучателя для гипертермии глубокорасположенных опухолей. Мельник С.И., Поспелов Л.А. Доклад Международной конференции, посвящённой 100-летию со дня рождения Попова. Туапсе, 1995.
8. Способ гипертермического лечения опухолей. Поспелов Л.А., С.И. Мельник. Патент на изобретение. Украина, № 17233А, 1997.
9. Способ гипертермического лечения опухолей. Поспелов Л.А., С.И. Мельник. Патент на изобретение. Украина, № 17399А, 1997.

10. Фантомные исследования и разработки ВЧ-гипертермии. //Радиотехника. Всеукр. Межвед. Научн.-техн. сб. 2003. Вып.131. С. 202-204. Поспелов Л.А., Мельник С.И., Олейник И.В.
11. Вопросы теории гипертермии глубоко-локализованных опухолей./Поспелов Л.А., Мельник С. И..19 стр. – ДЕП. В ГНТБ Украины 17. 10. 94.№2014.
12. Динамические аспекты процедуры гипертермии глубоко-локализованных опухолей./Поспелов Л.А., Мельник С. И..10 стр. – ДЕП. В ГНТБ Украины 16. 02. 95.№358.
13. Программное обеспечение мониторинга ёмкостной гипертермии. Тезисы докладов Междун. н. конф. «Теория и техника передачи, приёма и обработки информации». 2003. С. 171-172. Олейник И.В., Дранищев Ф.Ю., Поспелов Л.А.
14. Метрология комплекса «ЭКСТРАТЕРМ XXI». Тезисы докладов Междун. научн. конфер. «Теория и техника передачи, приёма и обработки информации». 2003. С. 174-175.Криворучко В.И., Поспелов Л.А., Маслов.
15. Псевдостатическое приближение в электродинамической теории ВЧ-гипертермии. «Радиотехника», 2007. Вып. 149. стр. 140. Ф.Ю. Дранищев, Л.А. Поспелов.
16. К теории полосковой антенны для ВЧ-гипертермии. «Радиотехника», 2008. Сборник научных трудов. ХНУРЭ. Харьков-Судак. Том III. стр. 70. Л.А.Поспелов. 2008г.
17. Проблемы нагрева диссипативных сред высокочастотным полем. Международная конференция. СИЭТ. Одесса. 2009г. Поспелов Л.А. Дранищев Ф.Ю.
18. Разработка принципов конструирования излучательных электродов-аппликаторов на основе диэлектриков с высокой диэлектрической проницаемостью. СИЭТ. Одесса. 2009. Дранищев Ф.Ю., Поспелов Л.А.
19. Ферроракторная согласующая система для ВЧ-диапазона. Тезисы докладов Междун. н. конф. «Теория и техника передачи, приёма и обработки информации». 2003. С. 175-176. Олейник И.В., Дранищев Ф.Ю., Поспелов Л.А.

МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ГЕНЕРАТОРОВ СИНУСОИДАЛЬНЫХ МОДУЛИРОВАННЫХ СИГНАЛОВ

Сокол Е.И., Кипенский А.В., Верещак В.А., Король Е.И.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

кафедра «Промышленная и биомедицинская электроника»,

лаборатория биомедицинской электроники

НТУ «ХПИ», ул. Фрунзе 21, г. Харьков, 61002, Украина

Тел.: (057) 70-76-237, 70-76-937, E-mail: kavkpi@ukr.net

The therapeutic effect of the use of sinusoidal modulated currents is largely determined by their parameters, which can vary due to various disturbing factors. To determine the extent of the impact of the proposed mathematical model of the sinusoidal modulated signals that are implemented on different principles.

В медицинской практике синусоидальные модулированные сигналы (токи) с несущей частотой 5кГц используются для лечебного воздействия на организм и обладают нейромюстимулирующим, анальгетическим, сосудорасширяющим и трофическим эффектами. При этом, проявление того или иного лечебного эффекта от применения синусоидальных модулированных токов (СМТ) в существенной степени определяется их параметрами.

К основным параметрам сигнала, определяющим его терапевтическую эффективность, принято относить:

- частоты несущего и модулирующего колебаний, коэффициент амплитудной модуляции, которые позволяют оценить соответствие оказываемого воздействия рекомендуемой методике, где оговариваются данные параметры сигнала;
- гармонический состав, который определяет физиологическое воздействие сигнала на пациента;
 - амплитуда основной гармоники, позволяет оценить долю высших гармоник, а соответственно и их эффективность в формируемом сигнале;
 - действующее значение и амплитуда сигнала, позволяют оценить отклонение уровня оказываемого воздействия от установленного, при неискаженной форме сигнала.

Для терапии СМТ с различными значениями коэффициента модуляции используется простейший амплитудно-модулированный сигнал (АМ-сигнал), описываемый выражением:

$$u_{AM}(t) = U_m [1 + K_m \sin(\omega_m t)] \sin(\omega t), \quad (1)$$

где K_m – коэффициент модуляции;

ω_m – угловая частота модулирующего сигнала;

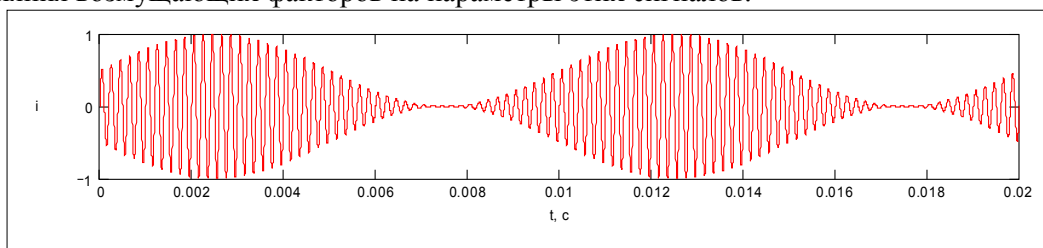
ω – угловая частота несущего сигнала.

Выражение (1) может быть также представлено как сумма трех простых гармонических колебаний с различными частотами

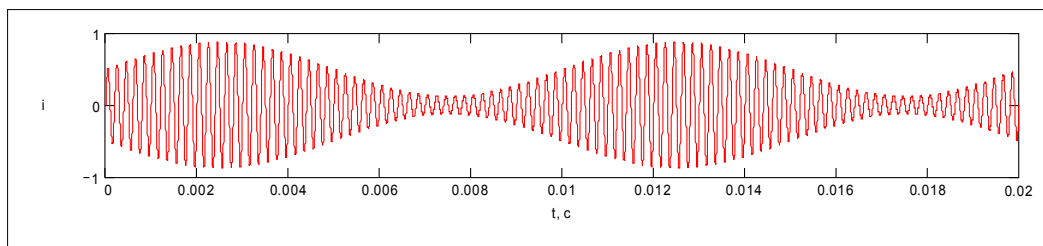
$$u_{AM}(t) = U_m \sin(\omega t) + \frac{U_m K_m}{2} \cos[(\omega - \omega_m)t] - \frac{U_m K_m}{2} \cos[(\omega + \omega_m)t]. \quad (2)$$

Следовательно, возможны и два варианта реализации генератора АМ-сигнала – на основе перемножения двух гармонических сигналов или на основе суммирования трех гармонических сигналов. При условии идеальности генераторов, АМ-сигналы в обоих случаях будут иметь одинаковую форму (см. рис. 1).

В реальных условиях параметры генераторов гармонических сигналов (ГГС) отличаются от расчетных значений, изменяются во времени и зависят от различных возмущающих факторов. Это, в свою очередь, оказывает влияние и на параметры формируемых АМ-сигналов. Для оценки влияния отклонений и возмущений были разработаны математические модели генераторов АМ-сигналов и произведен анализ влияния возмущающих факторов на параметры этих сигналов.



а



б

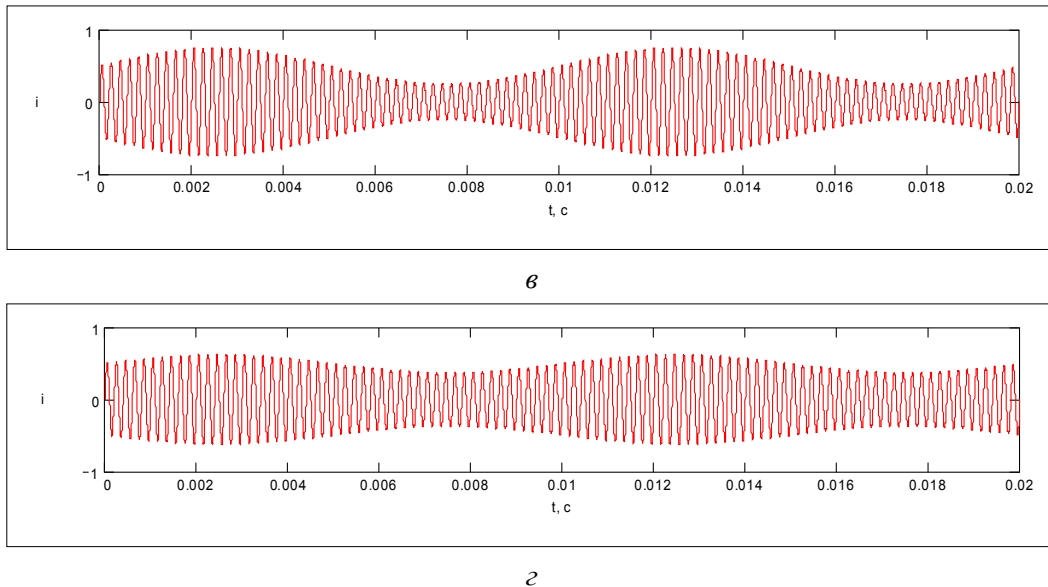


Рис. 1 АМ-сигналы при различных значениях коэффициента модуляции:
100 % (а); 75 % (б); 50 % (в); 25 % (г)

Учет отклонения параметров ГГС в математических моделях обеспечивался путем введения сигналов ошибки Δu для напряжений датчиков частоты $3f_{i,j}$ и амплитуды $3U_{m,i,j}$ выходного сигнала. При этом схема модели генератора АМ-сигналов на основе перемножителя сигналов будет иметь вид, показанный на рис. 2.

Модулирующий сигнал, формируемый ГГС1, в модели описывается выражением

$$u_{1.1}(t) = U_{m1.1} \sin(2\pi f_{1.1} t), \quad (3)$$

где $U_{m1.1} = k_{1.U1}(u_{1.U1} + \Delta u_{1.U1})$ – амплитуда выходного сигнала генератора ГГС1;

$f_{1.1} = k_{1.f1}(u_{1.f1} + \Delta u_{1.f1})$ – частота выходного сигнала генератора ГГС1;

$k_{1.U1}, k_{1.f1}$ – коэффициенты пропорциональности;

$\Delta u_{1.U1}$ – приращение напряжения датчика амплитуды выходного сигнала, определяющее изменения амплитуды выходного сигнала генератора ГГС1;

$\Delta u_{1.f1}$ – приращение напряжения датчика частоты выходного сигнала, определяющее изменения частоты выходного сигнала генератора ГГС1.

Несущий сигнал, формируемый ГГС2, описывается выражением

$$u_{1.2}(t) = U_{m1.2} \sin(2\pi f_{1.2} t), \quad (4)$$

где $U_{m1.2} = k_{1.U2}(u_{1.U2} + \Delta u_{1.U2})$ – амплитуда выходного сигнала генератора ГГС2;

$f_{1.2} = k_{1.f2}(u_{1.f2} + \Delta u_{1.f2})$ – частота выходного сигнала генератора ГГС2;

$k_{1.U2}, k_{1.f2}$ – коэффициенты пропорциональности;

$\Delta u_{1.U2}$ – приращение напряжения датчика амплитуды выходного сигнала, определяющее изменения амплитуды выходного сигнала генератора ГГС2;

$\Delta u_{1.f2}$ – приращение напряжения датчика частоты выходного сигнала, определяющее изменения частоты выходного сигнала генератора ГГС2.

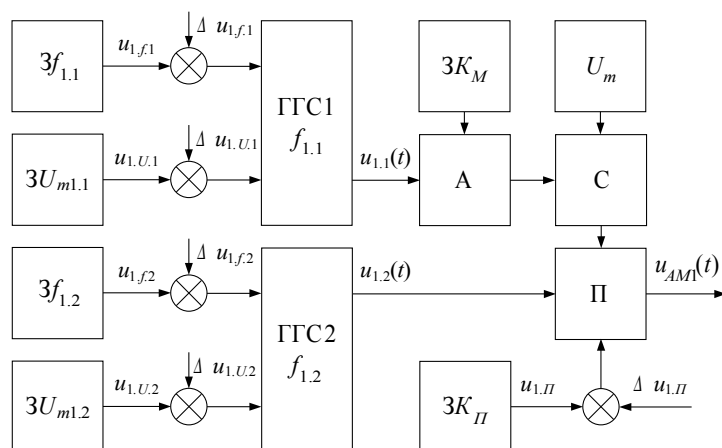


Рис. 2 Схема модели генератора АМ-сигнала на базе перемножителя, где $3K_M$ – задатчик коэффициента модуляции; А – аттенюатор; С – сумматор; П – перемножитель; $3K_{II}$ – задатчик коэффициента перемножения

С учетом выражений (3) и (4) выходной АМ-сигнал генератора на базе перемножителя может быть определен как

$$\begin{aligned}
 u_{AM1}(t) &= (u_{1,\Pi} + \Delta u_{1,\Pi}) \times \\
 &\times [U_m + K_M \cdot k_{1,U.1}(u_{1,U.1} + \Delta u_{1,U.1}) \sin(2\pi \cdot k_{1,f.1}(u_{1,f.1} + \Delta u_{1,f.1}) t)] \times \\
 &\times k_{1,U.2}(u_{1,U.2} + \Delta u_{1,U.2}) \sin(2\pi \cdot k_{1,f.2}(u_{1,f.2} + \Delta u_{1,f.2}) t),
 \end{aligned} \quad (5)$$

где $\Delta u_{1,\Pi}$ – приращение напряжения задатчика коэффициента перемножения, учитывающее ошибку перемножителя.

Схема модели генератора АМ-сигналов на основе сумматоров сигналов показана на рис. 3. В приведенной схеме выражения для выходных сигналов ГГС будут иметь вид:

- для ГГС1

$$u_{2.1}(t) = U_{m2.1} \sin(2\pi f_{2.1} t), \quad (6)$$

где $U_{m2.1} = k_{2,U.1}(u_{2,U.1} + \Delta u_{2,U.1})$ – амплитуда выходного сигнала генератора ГГС1;

$f_{2.1} = k_{2,f.1}(u_{2,f.1} + \Delta u_{2,f.1})$ – частота выходного сигнала генератора ГГС1;

$k_{2,U.1}, k_{2,f.1}$ – коэффициенты пропорциональности;

$\Delta u_{2,U.1}$ – приращение напряжения задатчика амплитуды выходного сигнала, определяющее изменения амплитуды выходного сигнала генератора ГГС1;

$\Delta u_{2,f.1}$ – приращение напряжения задатчика частоты выходного сигнала, определяющее изменения частоты выходного сигнала генератора ГГС1;

– для ГГС2

$$u_{2.2}(t) = U_{m2.2} \sin(2\pi f_{2.2} t), \quad (7)$$

где $U_{m2.2} = k_{2,U.2}(u_{2,U.2} + \Delta u_{2,U.2})$ – амплитуда выходного сигнала генератора ГГС2;

$f_{2.2} = k_{2,f.2}(u_{2,f.2} + \Delta u_{2,f.2})$ – частота выходного сигнала генератора ГГС2;

$k_{2,U.2}, k_{2,f.2}$ – коэффициенты пропорциональности;

$\Delta u_{2,U.2}$ – приращение напряжения задатчика амплитуды выходного сигнала, определяющее изменения амплитуды выходного сигнала генератора ГГС2;

$\Delta u_{2,f2}$ – приращение напряжения задатчика частоты выходного сигнала, определяющее изменения частоты выходного сигнала генератора ГГС2;
 – для ГГС3

$$u_{2,3}(t) = U_{m2,3} \sin(2\pi f_{2,3}t), \quad (8)$$

где $U_{m2,3} = k_{2,U3}(u_{2,U3} + \Delta u_{2,U3})$ – амплитуда выходного сигнала генератора ГГС3;

$f_{2,3} = k_{2,f3}(u_{2,f3} + \Delta u_{2,f3})$ – частота выходного сигнала генератора ГГС3;

$k_{2,U3}, k_{2,f3}$ – коэффициенты пропорциональности;

$\Delta u_{2,U3}$ – приращение напряжения задатчика амплитуды выходного сигнала, определяющее изменения амплитуды выходного сигнала генератора ГГС3;

$\Delta u_{2,f3}$ – приращение напряжения задатчика частоты выходного сигнала, определяющее изменения частоты выходного сигнала генератора ГГС3.

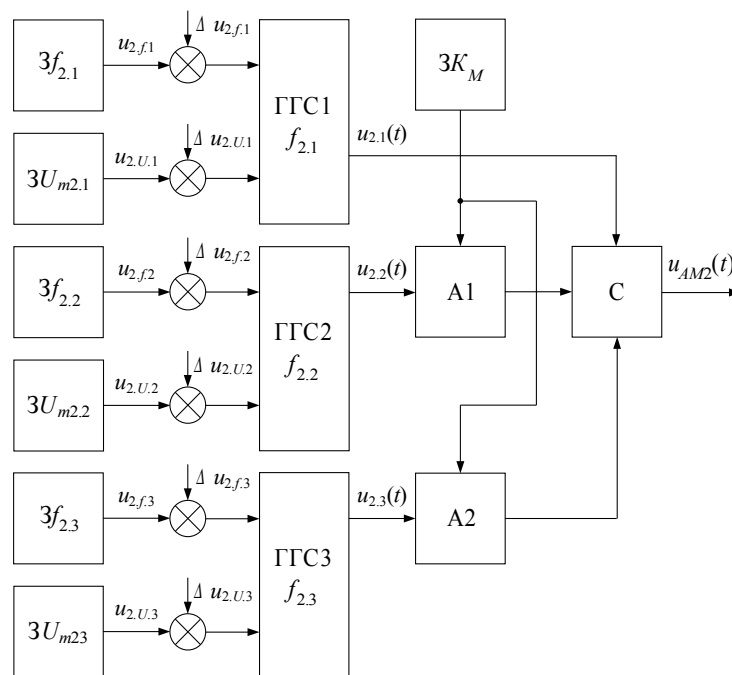


Рис. 3 Схема модели генератора АМ-сигнала на базе сумматоров
 где $3K_M$ – задатчик коэффициента модуляции; А1, А2 – аттенюаторы; С – сумматор

С учетом (6)-(8) выходной АМ-сигнал генератора на базе сумматоров будет определяться выражением

$$u_{AM2}(t) = k_{2,U1}(u_{2,U1} + \Delta u_{2,U1}) \sin(2\pi \cdot k_{2,f1}(u_{2,f1} + \Delta u_{2,f1})t) + \frac{k_{2,U2}(u_{2,U2} + \Delta u_{2,U2})K_M}{2} \cos[2\pi \cdot k_{2,f2}(u_{2,f2} + \Delta u_{2,f2})t] - \frac{k_{2,U3}(u_{2,U3} + \Delta u_{2,U3})K_M}{2} \cos[2\pi \cdot k_{2,f3}(u_{2,f3} + \Delta u_{2,f3})t]. \quad (9)$$

В докладе приведены результаты анализа влияния различных возмущающих факторов на параметры АМ-сигналов, полученные в пакете MatCad с помощью разработанных моделей генераторов (5) и (9).

МЕТОДИКА ОПРЕДЕЛЕНИЯ ДОЗНЫХ НАГРУЗОК НА ПАЦИЕНТОВ ПРИ КОМПЬЮТЕРНО-ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ

¹Л.Л. Стадник, ²А.С. Гвай, ²Л.А. Аверьянова

¹ГУ «Институт медицинской радиологии им.С.П.Григорьева НАМН Украины»
61024, Харьков, ул. Пушкинская, 82, тел. (057) 7000-918

²Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. биомедицинских электронных устройств и систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: liandr@ukrpost.ua ; факс (057) 702-11-13

This paper is devoted to creation of the methodology for determining radiation doses, as well as to experimental data control doses for patients with X-ray CT studies.

Введение. Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) является наиболее информативным методом лучевой диагностики, который, однако, отличается повышенной дозой нагрузкой на пациента. Разработка методик определения доз облучения пациентов и их контроля при РКТ является актуальной научной и практической задачей.

Цель работы. Получение объективной информации о дозах облучения при РКТ-исследованиях путем их измерения, нахождение основных способов снижения доз облучения при РКТ-исследованиях и разработка методики контроля данных доз облучения.

Результаты работы. Наиболее точным методом измерения дозы облучения при РКТ-исследованиях является глубинная термомюминисцентная дозиметрия (ТЛД). Для ее проведения используются антропоморфные фантомы, изготовленные из тканезквивалентных пластмасс. Для измерения дозы внутри фантома выбраны анатомически обусловленные точки, расположенные группами в каждом из поперечных срезов. В этих точках предусмотрены отверстия для размещения дозиметров, которые после исследования извлекаются для считывания информации о накопленной дозе. В результате становится возможным измерить органные поглощенные дозы, по которым возможно рассчитать эффективную дозу.

Экспериментальные фантомные исследования проводились в рамках исследовательских работ Центральной лаборатории радиационной гигиены медицинского персонала и пациентов Института медицинской радиологии им.С.П.Григорьева НАМН Украины. Для проведения исследования была определена конфигурация исследовательской системы (рис.1). Основными элементами данной системы являются рентгеновский компьютерный томограф, управляемый исследователем БО1 (рентгеновская трубка РТ, подсистема считывания ПС, компьютер К1), фантом человека ФЧ с дозиметрами, детекторы Д, а также установка считывания доз с блоком высвечивания В и компьютером К2, управляемая исследователем БО2.

Сканирование фантома проводилось на спиральном рентгеновском компьютерном томографе Toshiba Aquilion S16 в Медико-диагностическом центре «Эксперт», г.Харьков. В данной работе были использованы ТЛ-детекторы типа МТС-N, изготовленные на основе LiF в виде таблеток диаметром 4,5 мм и толщиной 0,8 мм. После проведения сканирования помещенные в фантом и облученные ТЛ-детекторы извлекали и высвечивали на дозиметрической установке «Автоматический ТЛД-считыватель PCL 3». Расчет эффективной дозы проводили с учетом калибровочных коэффициентов и индивидуальных коэффициентов чувствительности каждого детектора, а также коррекции на фон.

Можно выделить три группы параметров, влияющих на дозу облучения пациентов при РКТ-исследованиях: параметры протокола исследования; конструктивные особенности сканера; характеристики пациента.

Для спиральных томографов впервые были получены результаты дозных нагрузок на пациентов при четырех видах РКТ-исследований. Распределение эффективной дозы по органам, образовавшееся вследствие четырех РКТ-исследований, построено на рис.2.

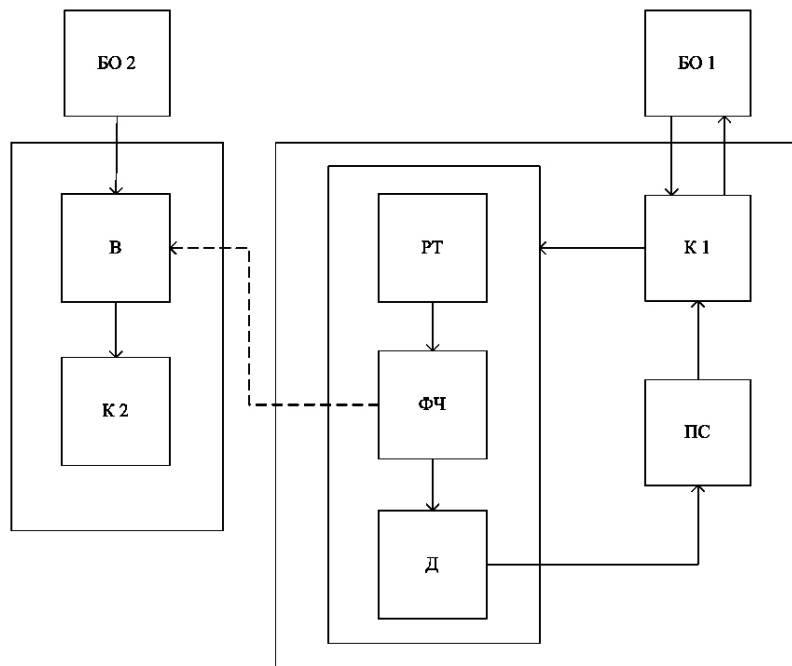


Рис.1 Структурная схема дозиметрической системы

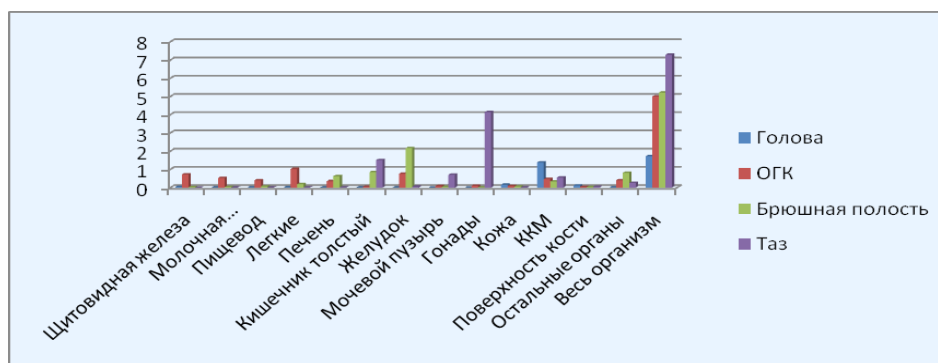


Рис.2. Гистограмма распределения эффективной дозы при четырех РКТ-исследованиях

В качестве диагностических контрольных уровней при РКТ-исследованиях обычно устанавливают два дозиметрических параметра – $CTDI_{vol}$ и DLP . Мониторинг значений $CTDI_{vol}$ обеспечивает контроль технических параметров сканирования, таких как mAs , а мониторинг значений DLP обеспечивает контроль длины сканируемой области и служит мерой дозы облучения за все исследование. Разработана методика и программное средство для определения оценочной дозы за каждое конкретное РКТ-исследование и сравнения его с диагностическим контрольным уровнем (DRL) для данного вида исследований. Это особенно полезно при обследованиях с выполнением нескольких сканирований.

Выводы. Разработанная методика позволит лаборанту и врачу оперативно оценить предельную дозу облучения при каждом конкретном РКТ-исследовании по отношению к рекомендуемому допустимому пределу.

СОСТАВНЫЕ ВЕКТОРНЫЕ МОДЕЛИ СЛУЧАЙНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ

Тихонов В.А., Филь И.О., Кудрявцева Н.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. РЭС тел. (057) 702-15-87,

E-mail: dragula@online.ua; (093) 477-01-97

The article considers a new class of complex stationary stochastic processes. Expressions are obtained to evaluate mean, variance, and correlation functions. The advantages of composite vector stochastic processes over conventional methods of statistical analysis are shown.

В рамках корреляционной теории для описания случайных последовательностей применяется гильбертово пространство [1]. Классический подход к построению гильбертовых пространств не позволяет в удобной форме строить модели некоторых классов сложных гауссовых и негауссовых сигналов и процессов. К таким классам относятся процессы, которые можно разбить на последовательность процессов меньшей длины, обладающих некоторыми общими свойствами. Например, ДНК последовательности, состоящие из кодонов, т.е. триплетов четырех возможных нуклеотидов. Предложенный в работе метод анализа подобных сигналов позволяет извлекать информацию, которую нельзя выявить обычными методами статистического анализа. Для получения и анализа, предложенных классов векторных коррелированных случайных процессов, использовались модели линейного предсказания [2, 3].

Был рассмотрен стационарный случайный процесс $X[t]$ в виде вектора $x[t]$ в линейном пространстве, который определяется своими координатами $x[1], x[2], \dots, x[N]$. Представим такой случайный процесс в виде последовательности подвекторов x_i одинаковой длины n с однородными статистическими свойствами. Таким образом, введено понятие «подвектора» x_i вектора $x^n[t]$, по аналогии с отсчетом $x[t]$ выборки $X[t]$. Такой стационарный случайный процесс назван «составным векторным случайным процессом» (СВСП) $x^n[t]$. СВСП является обобщением понятия случайного процесса, в котором его отсчет заменяется подвектором x_i длины n . При $n=1$ СВСП становится обычным стационарным процессом в виде вектора $x[t]$. Такое естественное обобщение позволяет определить выражения для оценок статистических характеристик СВСП и синтезировать статистические модели. Коррелированным СВСП $x^n[t]$ является процесс, в котором существуют статистические связи второго порядка между подвекторами x_i . Процесс $x^n[t]$ представлен в виде их последовательности

$$x^n[t] = \{x_1, x_2, \dots, x_{N/n}\}.$$

Каждый подвектор определяется n координатами вектора $x^n[t]$:

$$x_1 = \{x[1], x[2], \dots, x[n]\}, x_2 = \{x[n+1], x[n+2], \dots, x[2n]\}, \dots \\ \dots, x_i = \{x[(i-1)n+1], \dots, x[in]\}, \dots, x_{N/n} = \{x[N-n+1], \dots, x[N]\},$$

где i – номер подвектора, N – номер последнего отсчета последнего подвектора. Если количество отсчетов вектора некратно длине подвектора n , то в качестве N/n берется целая часть этого числа, т.е. $N/n \sim [N/n]$. Для получения статистик второго порядка СВСП необходимо произведения координат вектора заменить на скалярное произведение подвекторов

$$(x_i, x_{i+k}) = \sum_{j=1}^n (x[(i-1)n+j]x[(i-1)n+j+kn]),$$

где k – сдвиг векторов, равный $1, 2, \dots, \frac{N}{n} - 1$. Применяя усреднение скалярного произведения, получена формула оценки корреляционной функции СВСП

$$R^n[k] = \frac{1}{\frac{N}{n} - k} \sum_{i=1}^{\frac{N}{n} - k} \sum_{j=1}^n (x[(i-1)n + j]x[(i-1)n + j + kn]).$$

Отсюда видно, что корреляционная функция СВСП описывает статистическую связь первого порядка между подвекторами. Также для СВСП найдены выражения для оценки математического ожидания, дисперсии, спектральной плотности мощности коррелограммным методом.

Очевидны существенные отличия между корреляционными функциями СВСП и стационарного процесса. Т.к. спектры Фурье и параметрические оценки спектров СВСП определяются их корреляционными функциями, они будут также существенно отличаться от классических спектров случайных процессов. Различия корреляционных функций и спектров были исследованы на имитационных процессах СВСП, полученных по моделям линейного предсказания. Классы моделей линейного предсказания включают модель авторегрессии (АР), модель скользящего среднего и модель авторегрессии-скользящего среднего. Спектры второго порядка этих процессов полностью описываются параметрами этих моделей. Разностное уравнение АР СВСП имеет вид

$$\vec{x}_i = \sum_{s=1}^p \Phi^n[s] \vec{x}_{i-s} + \vec{a}_i$$

где $\Phi^n[s]$ – коэффициенты АР СВСП, p – порядок модели АР СВСП, \vec{a}_i – векторы длиной n отсчетов белого шума. Условие оптимальности модели АР СВСП состоит в статистической независимости подвекторов \vec{a}_i . Для модели АР СВСП ошибки \vec{a}_i должны быть некоррелированными, т.е. $E\{a_i a_{i-k}\} = 0$, при $k \neq 0$. Это условие эквивалентно минимуму дисперсии ошибки предсказания СВСП D_a^n . Теоретические положения модели АР СВСП проверялись методами статистического моделирования.

В работе рассмотрен новый класс сложных стационарных случайных процессов, названный СВСП. К этому классу можно отнести разные виды векторных случайных процессов, представимых в виде последовательности подвекторов. Для СВСП, состоящего из непересекающихся смежных подвекторов найдены выражения для оценки математического ожидания, корреляционной функции, спектральной плотности мощности коррелограммным методом. Показано, что при длине подвектора, равного единице, найденные оценки совпадают с известными выборочными оценками статистик первого и второго порядков стационарных процессов.

Предложены выражения для расчета параметров АР СВСП и параметрической спектральной оценки. Получены оценки корреляционной функции и СПМ АР СВСП. Показано, что использование предложенных статистик и модели АР СВСП позволяет исследовать статистические характеристики подвекторов СВСП. Применение классических статистических методов исследования СВСП не позволяет найти такие характеристики. Работа может быть полезна для исследования случайных процессов и последовательностей, в частности для решения ряда задач анализа ДНК.

Литература. 1. Френкс Л. Теория сигналов. – М.: Сов. радио, 1969. – 344 с. 2. Бокс Дж., Дженкинс Г. Анализ временных рядов: Пер. с. англ. – М.: Мир, 1974. – Вып.1. – 406 с. 3. Марпл.–мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения – М.: Мир, 1990. – 584 с.

ВИМІРЮВАННЯ, КОНТРОЛЬ ТА АНАЛІЗ ДІЇ УЛЬТРАЗВУКУ НА БІОЛОГІЧНИЙ ОБ'ЄКТ ТЕМПЕРАТУРНИМ МЕТОДОМ

Кирилова А.В., Терещенко М.Ф.,

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
Київ - 56, пр. Перемоги, 37, приладобудівний факультет, кафедра виробництва приладів,
корп. 1, к. 1-287-1, тел.: (+ 38044) 454-94-75

E-mail: a.v.kyrylova@yandex.ru ; моб.: (+38093) 775-00-38

The paper is devoted to problems associated with methods that control BO (biological objects) during physiotherapeutic procedure. Temperature method that controls interaction between parameters of ultrasound and BO can evaluate time of the effective and positive influence of ultrasound on biological tissues is proposed in this article.

Вступ

Температурний метод оцінювання впливу ультразвукового сигналу (УЗ) на біологічні об'єкти (БО) дає можливість аналізувати ефективність дії ультразвуку під час терапевтичної процедури (УЗТ) та контролювати процес взаємодії ультразвуку з біологічними структурами в реальному часі.

Для оцінки зміни температури біологічної тканини (БТ) при проведенні УЗТ приймається, що вся енергія, втрачена початковим пучком ультразвуку, йде на нагрівання БТ [1]. Найборгом [1] було показано, що різниця температур, яка встановлюється в стані теплової рівноваги, між центром добре поглинаючої сфери радіусу r (температурою T_0) і її оточенням (T_∞) дорівнює $\Delta T = T_0 - T_\infty = \frac{\mu \cdot I}{2 \cdot k} \cdot r^2$, де $Q = \mu \cdot I$ - швидкість виділення

тепла в одиничному об'ємі, μ - коефіцієнт згасання по інтенсивності [Нп/см], I - інтенсивність, k - коефіцієнт теплопровідності [Вт/(см·°C)].

Таким чином, між центром поглинаючої сфери радіусом r і її оточенням встановлюється різниця температур ΔT , причому $T_0 > T_\infty$. В результаті, контроль за зміною температури можна проводити неівазивно, ґрунтуючись лише на даних температури поверхні шкіри T_0 . В цьому випадку, оптимальним діапазоном термічного нагрівання для процедури ультразвукової терапії слід вважати діапазон температур від 37°C до 42°C. При даних температурах не відбувається ніяких особливих змін, тобто відсутнє суттєве пошкодження здорової клітини [2].

Температурний метод вимірювання реакції БО на УЗ сигнал

Виміри проводились за допомогою наступної апаратури: фізіотерапевтичні апарати УЗТ 1.01Ф та МИТ-11, інфрачервона камера MobilR® М3.

В якості критерію позитивної дії ультразвуку на мембрану клітини приймемо її потовщення: нормований час τ при якому потовщення буде максимальним, вважаємо найбільш ефективним [3].

Для роботи ланцюга зворотного зв'язку мікроконтролера (МК) апарату УЗТ розглянемо алгоритм його роботи. Початкові умови: $f = const$ Гц, $I = 1$ Вт/см², неперервний режим синусоїдальних коливань. Визначити: дозволений (не шкідливий для БО) ефективний час озвучування.

Крок 1. Упродовж першої хвилини процедури УЗТ мікроконтролер опитує та фіксує показання датчика температури (інфрачервона камера MobilR® М3), що дає в результаті 10 точок виміру (Таб.1), по яких після апроксимації, можна спрогнозувати момент настання термічного ушкодження ($T > 42^\circ\text{C}$) (рис.1 крива 1). В якості значення перших 10 точок взяті данні вимірів апарату для ультразвукової терапії УЗТ 1.01 Ф.

В даному випадку, по отриманій функції настання гіпертермії починається при $\tau = 3240$ с. При цьому, максимальне потовщення мембрани буде при $\tau = 810$ с (рис.2 крива 1).

Крок 2. Для постійної адаптації системи до змін температури тканин МК має бути запрограмований на фіксацію значення з датчика температури кожні 30 с (Таб.2), корегуючи прогнозовану небажану гіпертермію і момент настання максимального потовщення мембрани (рис.1 і рис.2 криві 2-7). Таким чином, для графіків на рис.1: крива 2 відповідає функції, що використовувала для апроксимації точки 1-11 і відображає прогноз на момент $\tau = 90$ с, крива 3 – 1-12 при $\tau = 120$ с, крива 4 – 1-13 при $\tau = 150$ с, крива 5 – 1-14 при $\tau = 180$ с, крива 6 – 1-15 при $\tau = 210$ с, крива 7 – 1-16 при $\tau = 240$ с відповідно.

Таблиця 1. Виміри температури

№ виміру	Час роботи випромінювача, с	Температура
1	0	32,31
2	5	32,327
3	10	32,345
4	15	32,362
5	20	32,38
6	25	32,397
7	30	32,415
8	40	32,449
9	50	32,484
10	60	32,519

Таблиця 2. Виміри температури

№ виміру	Час роботи випромінювача, с	Температура
11	90	32,7
12	120	32,9
13	150	33,1
14	180	33,5
15	210	34
16	240	35

При аналізі графіків (рис.1) зміни температури в часі видно, що чим довше триває процедура, тим більше вірогідність досягти негативного ефекту. Виходячи з цього, слід встановити перший контрольний параметр τ_{42} - момент часу, що відповідає досягненню температури 42°C.

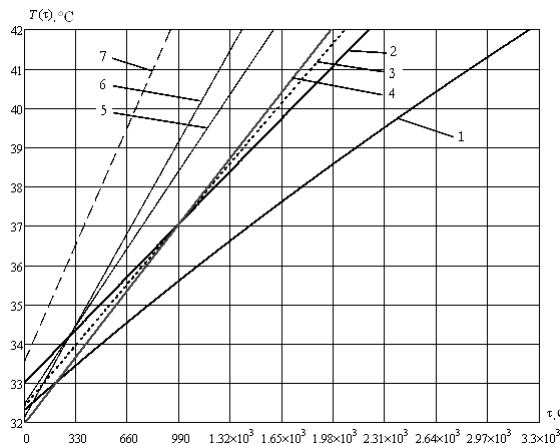


Рис.1. Прогнозована зміна температури в часі

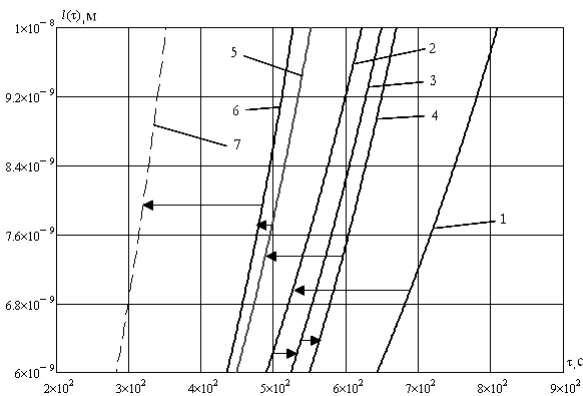


Рис.2. Прогнозована зміна товщини мембрани в часі

Як видно з графіків зміни товщини мембрани в часі (рис.2), при вимірах $l(t) \rightarrow \max$ зменшується, але не рівномірно. Цей метод контролю чутливий до скачків і плавних змін температури. Розглянемо, $\Delta T = \Delta T_n - \Delta T_{n-1}$, де $\Delta T_n = T_n - T_{n-1}$ (Таб.3).

Криві 2,5,6,7 (рис.2 стрілки вліво) відповідають зменшенню часу для $l(t) \rightarrow \max$ відносно попереднього прогнозу. При цьому ΔT в цих випадках перевищує значення

різниці температури $0,1^{\circ}\text{C}$: крива 2 - $0,146^{\circ}\text{C}$; крива 5 - $0,2^{\circ}\text{C}$; крива 6 - $0,1^{\circ}\text{C}$; крива 7 - $0,5^{\circ}\text{C}$. У випадку, коли ΔT менше $0,1^{\circ}\text{C}$ (рис.2 криві 3,4), то час досягнення максимально позитивного ефекту збільшується, проте не перевищує першого значення (рис.5 крива 1).

Крок 3. Для визначення часу дозволеного ефективного озвучування ланцюг зворотного зв'язку повинен постійно порівнювати поточний час з прогнозовано можливим згідно методики терапевтичної процедури.

Для продовження озвучування на кожній ітерації повинна виконуватися умова:

$$\begin{cases} \tau < \tau_{42} \\ \tau < \tau_{l_{\max}} \end{cases}, \text{ де } \tau_{42} - \text{значення часу настання гіпертермії, } \tau_{l_{\max}} - \text{значення часу, при якому}$$

мембрана має максимальне потовщення; інакше процедура закінчена.

Таблиця 3. Розрахункові значення та розрахункові критерії

№ кривої	Час роботи випромінювача, с	ΔT_n	ΔT
1	60	0,035	
2	90	0,181	0,146
3	120	0,2	0,019
4	150	0,2	0
5	180	0,4	0,2
6	210	0,5	0,1
7	240	1	0,5

Таблиця 4. Значення часу

№ ітерації	Час роботи випромінювача, с	τ_{42} , с	$\tau_{l_{\max}}$, с
1	60	3217	810
2	90	2245	620
3	120	2062	650
4	150	1975	660
5	180	1443	545
6	210	1361	525
7	240	908	350
8	270	406	145

Виходячи з даних (Таб.4), отриманих при ітераціях, на 8 ітерації умова не була виконана. В результаті, в першому випадку для УЗТ 1.01Ф реакції біологічного об'єкта у вигляді зміни температури ефективно позитивним буде час 4,5 хв. (270 с) при $f = const$ Гц, $I = 1\text{Vm}/\text{cm}^2$, неперервного синусоїдального режиму випромінювання.

Для порівняння промодельємо роботу МК на базі перших 10 точок, взятих при вимірах апарату для фізіотерапії комбінованого МИТ-11, $f = const$ Гц, імпульсний режим випромінювання зі скважністю 2 с: прогнозована зміна температури (рис.3) та прогнозована зміна товщини мембрани в часі (рис.4). Для графіків на рис.3: крива 1 відповідає функції, що використовувала для апроксимації точки 1-10 і відображає прогноз на момент $\tau = 60$ с, крива 2 - точки 1-11 при $\tau = 90$ с, крива 3 - 1-12 при $\tau = 120$ с, крива 4 - 1-13 при $\tau = 150$ с, крива 5 - 1-14 при $\tau = 180$ с, крива 6 - 1-15 при $\tau = 210$ с, крива 7 - 1-16 при $\tau = 240$ с відповідно.

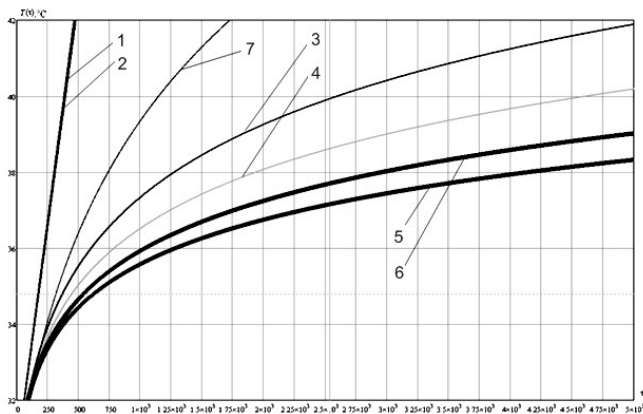


Рис. 3. Прогнозована зміна температури в часі

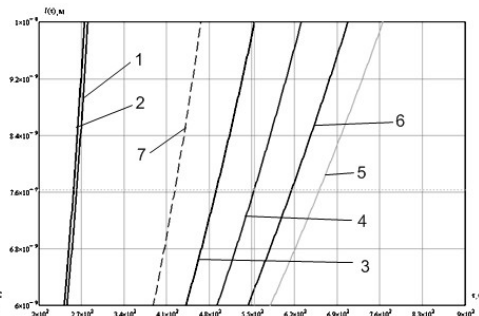


Рис. 4. Прогнозована зміна товщини мембрани в часі

Таблиця 5. Значення часу та розрахункові критерії

№ ітерації	Час роботи випромінювача, с	τ_{42} , с	τ_{\max} , с
1	60	475	282
2	90	470	272
3	120	5200	552
4	150	5300	630
5	180	5300	765
6	210	5300	695
7	240	1575	475
8	270	810	340
9	300	897	385
10	330	885	385
11	360	865	370
12	390		

Виходячи з даних (Таб.5), отриманих при ітераціях, на 12 ітерації умова не була виконана. В результаті, в другому випадку для МИТ-11 реакції біологічного об'єкта у вигляді зміни температури ефективно позитивним буде час 6 хв. 10 с. (370 с), що є більшою тривалістю процедури для одного і того ж БО, ніж в першому випадку.

Висновки

Температурний метод контролю ефективності впливу ультразвука на біологічні структури [4] дозволяє:

- підвищити ефективність терапевтичної процедури, а в ряді випадків, стимулювати терапевтичний ефект, запобігти неконтрольованій дії ультразвуку чи його відсутності під час проведення фізіотерапевтичної процедури (без акустичного контакту випромінювача і БО).
- забезпечити ефект ультразвукової терапії шляхом дії на органи і тканини нормованим сигналом, що корегується і контролюється в реальному часі згідно встановленої дози акустичного випромінювання під час процедури.
- порівняти промодельовані розрахунки для різних режимів озвучування під час УЗТ процедури для одного і того ж біологічного об'єкта та визначити, який з режимів має більшу позитивну тривалість ефективного озвучування.

Література. 1. Миллер Е., Хилл К. Применение ультразвука в медицине. Физические основы. – М.: Мир, 1989. – 568 с. 2. Junge D. Nerve and Muscle Excitation (2nd edition ed.). Sunderland, MA: Sinauer Associates.1981. - pp. 33–37. 3. Anastasiia Kyrylova, Nikolaj F. Tereshchenko. Estimation of ultrasound influence on biological tissue. – XIII International PhD Workshop OWD 2011 – Wisla. 4. Заявка на патент України у 201106659 від 27.05.11 Автоматизований багатофункціональний апарат ультразвукової терапії /Тимчик Г.С., Терещенко М.Ф., Кирилова А.В.

СУБСТАЦИОНАЛЬНЫЕ СТРУКТУРЫ В ПРОЦЕССОРНЫХ ЭЛЕМЕНТАХ

К.А. Сорудейкин

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Relevance Research & Development Corp.

Kirill.Sorudeykin@relvecorp.com

We are considering a new approach to design processors according to the properties of theoretical space being investigated. In this architecture we are uniting a traditional approach along with new principles of computational dynamics. Almost all periphery devices will stay unchanged which gives us more flexibility in deployment of our solution. The only means

which we need is innovatory field of tiny-scale devices or elements designed by man. But we believe that eventually will obtain suitable elementary particles to design our processor units.

1. Введение. Традиционные компьютерные (процессорные) архитектуры основаны на жесткой завязке вычислительных элементов, а так же элементов памяти на тех местах (позициях) и в тех ролях, к которым они были закреплены изначально. Можно сказать, что это некая «жесткая» регулярная структура, в которой до известной степени отсутствует приспособляемость и гибкость к различным особенностям решаемых задач. Так складывается, что эта особенность процессорных архитектур является в то же время их ограничением. И мы покажем, в чем, собственно состоит это препятствие, и что нам необходимо сделать (точнее, что возможно сделать) для его преодоления. Но, обо всем по-порядку. Начнем с анализа стоящей перед нами проблемы.

Процессорные устройства сегодняшнего мира являются в достаточной степени инертными. Это накладывает ограничения на все, что мы можем сделать с помощью этих устройств. Так же, процессорные устройства являются последовательными, поскольку они позволяют решать задачи лишь в первую очередь алгоритмически. Т.е. они, безусловно, содержат такие элементы, как упакованные числа, кэширование, конвейеризацию, гиперпоток и многоядерность. Но, тем не менее, все это – лишь симуляция некоторых возможностей, выходящих за рамки линейности, на базе всё тех же линейных архитектур, одной из характерных особенностей которых является необходимость буфера. Точно так же, как в операционных системах применяется квантование времени, здесь, в процессорных элементах, мы видим эмуляцию распределенности с помощью использования дополнительной памяти.

2. Анализ структуры вычислительного процесса. Но есть одна проблема. Память работает медленно. И она ненадежна. В том плане, что временная память теряет все свое содержимое после прекращения подачи электричества. Распределенность по многопоточности/многоядерности так же имеет те же самые ограничения. Мы имеем фактически несколько работающих вместе устройств, но являющихся в принципе независимыми друг от друга линейными автоматами. Поэтому-то и возникают часто сложности с распараллеливанием тех или иных алгоритмов, что данный тип распараллеливания идет вразрез с естественностью формулирования решаемых таким образом задач. И именно это – нарушение законов естественного формулирования – и ведет к проявляющейся сложности, ограничениям, порой которые обойти невозможно, что, соответственно, ведет к необходимости выделения дополнительных ресурсов, чтобы с помощью различных типов и форм буферизации обеспечить «обход» возникающих проблем. Как результат, мы имеем нарушение первичной «композиционной целостности» задач, полное порой изменение их формы, ввиду необходимости адаптации под различные особенности и специфику архитектуры вычислительных систем. Т.е. иными словами, мы получаем формулировки иных задач, которые, зачастую, могут уже не соответствовать задачам, бывшим в оригинале.

Все дело в той же самой регулярной структуре. Поток, как и ядро, являются однотипными структурами. Их форма не создается под необходимость некоторой задачи. Они существуют непосредственно и, фактически, «диктуют правила» о том, как нам необходимо производить вычисления, моделирование и т.п. В то время как сама задача может требовать чего-то иного, более для нее специфического. Что же мешает нам формировать аналоги тех потоков, которые имеются на сегодняшний день, но делать их более специфичными для решаемых задач? Ответ на этот вопрос ясен – необходимость более гибких структур, лежащих в основе процессора.

3. Динамическое формирование задач. Природная параллельность, которую можно скорее назвать одновременностью, имеет иную природу, нежели та жесткая архитектура, которую мы имеем в ядре процессора. Элементарные единицы вычислений, такие как ячейки памяти, буферы, потоки и т.п., являются слишком жесткими и слишком «грубыми», чтобы иметь возможность отразить природную структуру процессов и задач,

работа с которыми производится при помощи этого процессора. Эти элементарные единицы не отражают в достаточной мере структур и отношений, которые мы имеем в решаемых нами задачах, что ведет к необходимости синтезировать еще одну форму задачи, пригодную для процессора, но отличную от первоначальной, что ведет к утрате ее некоторых свойств.

Здесь возникает самая сложная и противоречивая задача. Дело в том, что естественные формы представления вопросов для компьютерных систем заслуживают очень детального изучения. Тот принцип, который принят сегодня – использование искусственных форм представления задач в форме симметричных блоков памяти, матричных структур, является для нас удобным (по причине своей привычности и, может быть, простоты), но, в то же время, является и громоздким. Готовые элементы вычисления в форме стационарных потоков не обладают той гибкостью, чтобы представить структурные единицы задач, полученные в результате их декомпозиции, что препятствует процессорам быть продуктивными в анализе настолько же, насколько и естественный интеллект. Потоки, если есть необходимость сохранять это название, должны выделяться со всеми характеристиками, соответствующими *конкретной задаче*. Но тогда и теряется смысл самих понятий «поток», «процесс» и т.п., так как мы получаем динамику работы процессора в форме взаимодействующих между собой объектов, что имеет сходство с идеей *квантового компьютера*.

Вот мы и приходим к тому, чтобы сформулировать требования к искомой функциональности процессоров для компьютеров нового поколения. *Каждая минимальная единица вычислительного процесса должна нести в себе максимум информации для своего независимого функционирования, и при этом набор этих «знаний» должен стремиться быть минимальным. При этом глобальные средства конфигурирования, подобно потокам и прочим должны быть по-возможности минимизированы*, поскольку они сами по себе ограничивают гибкость процессора, являясь регулярными и негибкими. Итак, каким же образом возможно это осуществить, т.е. реализовать подобную архитектуру?

Как мы знаем, существующие кремниевые структуры являются достаточно жесткими, поскольку формируются на кристаллах кремния (а некоторые современные – на кристаллах гафния, как более «устойчивого» материала, позволяющего уменьшить топологию и увеличить частоты), с использованием оксидов этих веществ в качестве изоляторов для проводников, а сами проводники изготавливаются из серебра, меди, или сплавов, достаточно легкоплавких, но в то же время выдерживающих заданную нагрузку внутри процессора. Полупроводниковые же элементы изготавливаются путем различных технологий, например «ионного внедрения» из нескольких слоёв, в том числе диэлектрики, металл, оксиды, различные примеси и т.п. Таким образом, эти элементы прочно закреплены на своих местах. А теперь проанализируем проблему этой структуры.

Одна из наиболее частых операций, проводимых компьютером – это копирование памяти. На процессоре, как топологически разделенной структуре, данные периодически переносятся по шинам из одной части процессора в другую – из ядра в алгоритмическое устройство, оттуда в регистры и кэш и т.п. Хотя все эти элементы и расположены определенным наиболее удобным способом, но все же они мешают друг другу, «заслоняют» пути передачи информации и усложняют структуру, делая процессор не таким эффективным, каким он мог бы быть. Такие технологии, как Cache Prediction позволяют «на лету» предполагать различные исходы элементарных операций внутри процессора, чтобы затем использовать подготовленные заранее данные, сохраненные в кэше и таким образом повышать эффективность процессора. Эта технология основывается на вероятностном подходе, но достаточно часто «даёт сбой», т.е. если программа написана не определенным образом, позволяющем компьютеру легко и правильно предугадывать переходы, то тогда компьютер начинает это делать неверно, и

вся выгода от этой технологии пропадает. Линейность (плоскостность) расположения (или любая другая «жесткая пространственность»), т.е. определенная упорядоченность во

взаимной организации и взаимном расположении элементов вычислительного процесса, будь-то расположение физических элементов на кристалле, или же расположение элементарных единиц вычислительного процесса в самом этом процессе, все равно сохраняет ту же самую черту, что и всегда – необходимость копирования и переноса данных из одного места в другое с использованием буферов, но без изменения самой, жесткой инфраструктуры процессора. Ограничением выступает необходимость затрат времени и ресурсов (вычислительных, памяти) для переноса этих данных.

Если же структура вычислительного процесса каким-то образом вдруг меняется (ввиду, например, изменения каких-либо ее начальных условий), это ведет к необходимости вследствие этого перестраивать всю структуру ее представления в памяти, доступ к которой так же осуществляется последовательно, по шинам, по отдельным ячейкам памяти, но никак не по значительным группам, представляющим сразу некоторые «куски» описания задач, которые могут быть оставлены без изменения даже при переформулировании задачи. Таким образом мы можем вовсе и не нарушать целостность, перенося сразу целые участки памяти, не выполняя даже при этом операции копирования, и, следовательно, не используя дополнительных ресурсов. Эта операция в большей степени похожа на естественное поведение мыслящей субстанции.

4. наброски архитектуры. Рассмотрим теперь архитектуру, которая могла бы реализовать задуманную нами идею функционирования процессоров. Очевидно, что для выбранной нами динамики подходят *мультиагентные системы*. Они обладают многокомпонентностью, гибкостью, их элементарные частицы просты и демонстрируют свойство *эмерджентного поведения* при работе совместно. Их, в принципе, можно настроить на возможность работать как ячейки памяти. А можно – и как вычислительные элементы. Но как же нам ввести их в микроскопическую структуру процессора? Здесь мы и должны обратить свой взор в сторону нанотехнологий.

Как известно, нанотехнологии направлены на то, чтобы создавать элементарные структуры и устройства из наиболее элементарных и миниатюрных частиц, доступных в нашем мире. Представители направления *нередуцируемой сложности и разумного замысла* обращают внимание на то, что биологические клетки даже нашего организма содержат сложнейший спроектированный инженерный механизм, включая трубки для транспортировки веществ, биологические микроскопические двигатели, включающие все требуемые для этого составные части, и прочие элементы инженерного мира. Специалисты в области нанотехнологий стараются повторить эти эксперименты в лабораторных условиях, чтобы сделать такие технологии доступными для общественности и для нашей бытовой, профессиональной и научной жизни. Они говорят так же и о самовоспроизводимости, но пока эти планы являются лишь задумками, но не стоят в графиках работ реальных лабораторий, как утверждают источники.

Одним из самых сложных прототипов наноробота является «DNA box», созданный в конце 2008 года международной группой под руководством Йоргена Кьемса [1]. Устройство имеет подвижную часть, управляемую с помощью добавления в среду специфических фрагментов ДНК. По мнению Кьемса, устройство может работать как «ДНК-компьютер», т.к. на его базе возможна реализация логических вентилях. Важной особенностью устройства является метод его сборки, так называемый ДНК оригами (англ.), благодаря которому устройство собирается в автоматическом режиме. В 2010 году были впервые продемонстрированы нанороботы на основе ДНК, способные перемещаться в пространстве. Кроме того, например, другим известным специалистом, Алексом Зеттлом, был продемонстрирован рабочий наномотор с размером ротора около 500 нанометров, но конструктивное исполнение мотора затрудняет его использование в нанотехнологиях. Мотор был изготовлен на основе кремниевой подложки и золотых электродов. В качестве оси для ротора исследователи использовали нанотрубку.

Конструктивные элементы таких устройств – молекулы и атомы, размер которых не превышает единиц нанометров. Из них строятся шестеренки, трубки и всевозможные

иные конструктивные части механизмов. Затем, с помощью реакций различного типа, а так же с помощью иных свойств среды могут быть построены *наномоторы* по примеру существующих моторов в природе. Пример такого мотора – кинезин. Этот белок участвует в транспортировке полезных веществ внутри клеток по специальным трубкам. Среди всех его конструктивных свойств и особенностей можно выделить то, что он является малым в размерах – размер «головки» 7.5x4.5x4.5 нм, длина вместе с «хвостом» - порядка 50 нм. Он делает шаг на длину 8 нм, в сутки может продвинуться вплоть до 500 нм. На каждый «шаг» головки при этом затрачивается энергия гидролиза одной молекулы АТФ и вырабатывается энергия бпН (достаточно высокий показатель). Все эти цифры вполне сопоставимы, например, с масштабами 32нм полупроводниковой производственной технологии, используемой компанией Интел при производстве процессоров.

5. Выводы. Для осуществления данной идеи нужно решить проблему «питания» такого типа процессоров, а так же отвод излишней мощности и температуры. Так же необходимо детально изучать их коллективную динамику, как динамику специального пространства с особыми свойствами, что делается, в частности, автором работы в его исследованиях Теории Взаимодействий [2]. Применяя модели, разработанные в рамках этой теории, а так же многих других теорий, связанных с изучением мультиагентного, коллективного поведения, самоорганизации, конкуренции и проч., можно выработать методы и дисциплину управления такими частицами, способы транслирования сигналов между ними, а, соответственно, и достичь управления процессорами, построенными на их основе, чтобы решать различного типа задачи с их помощью. В режиме светового или электронного функционирования скорость таких процессоров будет соответствовать или превосходить существующие на сегодняшний день, а в режиме реконfigurирования они так же будут работать быстро – сравнимо с биологическими компьютерами или естественным интеллектом, а так же микроконтроллерами. Разница между скоростями в первом и втором режиме для человека будет неощутима. Такие процессоры смогут коллективно переносить участки памяти из одного места в другое, решая пространственным образом те задачи, для которых в традиционных архитектурах требовалось бы линейное время.

Литература. 1 Kurt V. Gothelf & Jørgen Kjems et al. Self-assembly of a nanoscale DNA box with a controllable lid. The Nature Journal 459, 73-76 Accepted 6 March 2009.
2 Kirill Sorudeykin. "An Operational Analysis and the Degree of Inertia in Thinking Process Modeling". Proceedings of VI-th international conference "Science and Social Problems of Society: Informatization and Informational Technologies", KhNURE, 2011.

Секция 4

**ИНФОРМАЦИОННЫЕ И КОММУНИКАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И
СИСТЕМЫ В МЕДИЦИНЕ, ФАРМАКОЛОГИИ, ПСИХОЛОГИИ, ВАЛЕОЛОГИИ
И ЭКОЛОГИИ**

ПРИМЕНЕНИЕ СТРУКТУРНОЙ КОМПОЗИЦИИ ПРИ ПОСТРОЕНИИ ИЕРАРХИИ ДИАГНОЗОВ В КОМПЬЮТРНЫХ СИСТЕМАХ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ

Бурцев М.В., Поворознюк А.И.

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»
61002, Харьков, ул. Фрунзе, 21, каф. Вычислительной техники и программирования,
тел. (057) 707-61-65
e-mail: thur@insart.com

Diagnoses hierarchy building with structural composition method used by combined decision rule during refined diagnosis in the medical diagnostics computer systems was described. Proposed method advantages and disadvantages were detected. Formed diagnoses hierarchy storage as support decision-making system knowledge was described.

Для повышения эффективности процесса постановки диагноза разработано комбинированное решающее правило (КРП), объединяющее вероятностную и нечеткую составляющие. Рассчитанные значения условных вероятностей и функций принадлежности, взвешенные коэффициентами, задающими значимость признака в симптомокомплексе заболевания, используются при вычислении отношения правдоподобия

$$\Omega = \prod_{j=1}^m \frac{h(x_j / D_q)}{h(x_j / D_w)}, \quad (1)$$

где $h(x_j / D_k)$ – сумма оценок вероятностной и нечеткой составляющих, рассчитанная по выражению

$$h(x_j / D_k) = k_1 P(x_{ji} / D_k) + k_2 \mu_1(x_j / D_k), \quad (2)$$

где $P(x_{ji} / D_k)$ – значение вероятности наличия признака x_j , попадающего в интервал τ_i , при диагнозе D_k , рассчитанное по обучающей выборке, $\mu_1(x_j / D_k)$ – взвешенное значение функции принадлежности, описывающей признак x_j при диагнозе D_k

Так как разработанное КРП призвано реализовать процедуру постановки уточняемого диагноза, для его успешной работы необходимо наличие сформированной иерархической структуры диагнозов, представленной двоичным деревом, каждый простой узел которого содержит конечный диагноз, а составные – две группы диагнозов, относительно которых осуществляется диагностика, а также последовательности наборов диагностически значимых интервалов численных признаков. Интервалы формируются в ходе работы оптимизационной процедуры, выполняющей минимизацию интегральной ошибки аппроксимации теоретического закона распределения гистограммой, и вместе с группами диагнозов участвуют в вычислении априорных условных вероятностей, используемых решающим правилом совместно с функциями принадлежности, заданными экспертами. Сформированная иерархическая структура является фреймом знаний для системы поддержки принятия решений (СППР), от качества которой напрямую зависит качество работы КРП. Таким образом, актуальной видится проблема организации известных диагнозов таким образом, чтобы эффективность КРП была максимальной. При формировании иерархии диагнозов предлагается использовать метод структурной композиции, подразумевающий построение иерархической структуры, начиная с листьев, содержащих конкретные диагнозы (N уровень дерева), при этом состояние «практически здоров» исключается. Для построения $N-1$ уровня вычисляются вероятности попарных сочетаний диагнозов, представленных на N уровне. Наиболее вероятные пары участвуют в построении $N-1$ уровня (рис. 1). Аналогичным образом выполняется построение всех выше лежащих уровней дерева, путем попарной группировки узлов нижележащего

уровня, сочетание которых наиболее вероятно. Таким образом, первый уровень дерева будет включать один узел, содержащий все известные заболевания. Затем формируется нулевой уровень дерева, также включающий состояние «практически здоров», после чего первый уровень дерева представляет собой разделение состояний «здоров» и «болен». Данный подход позволяет установить множество наиболее вероятных состояний для диагностируемого объекта, в том случае, когда в ходе работы решающего правила для некоторого составного узла дерева рассчитанное значение отношения правдоподобия попадает в границы области неопределенности и не возможно установить один конкретный диагноз. Это особенно актуально, если у больного присутствует несколько диагнозов, что само по себе является типичной ситуацией.

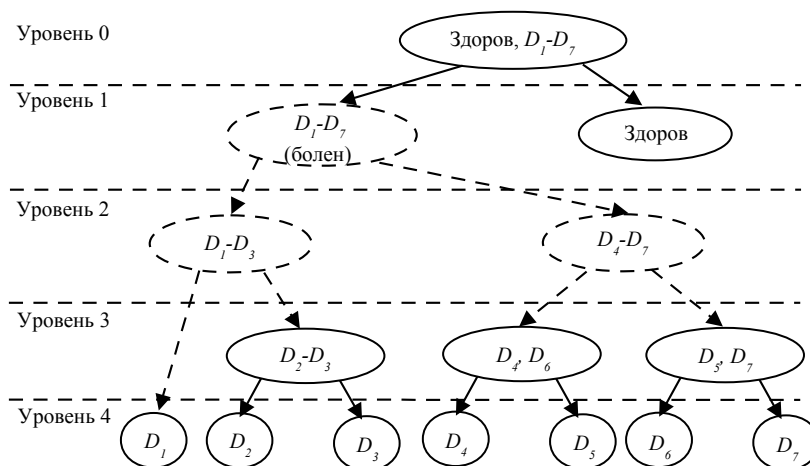


Рис. 1. Пример структурной композиции

Достоинством данного подхода можно считать простоту реализации, а также отсутствие лишних вычислений, связанных с построением последовательности интервалов для КРП. Недостатком является риск отнесения объектов, имеющих заболевания, симптомокомплекс которых близок к состоянию «практически здоров», к классу «здоров», либо отказ от диагностирования подобных объектов.

Полученная иерархическая структура является знаниями для системы поддержки принятия решений, ее можно сохранить в виде сериализованного объекта, который непосредственно используется КРП: с помощью стандартных средств данные могут быть преобразованы в поток байт и сохранены в виде файлов, или записей в таблице базы данных. Достоинством такого подхода является то, что необходимые знания после извлечения из базы передаются КРП без предварительной обработки. Недостатком является то, что в случае изменения класса-контейнера дерева, или любой из его зависимостей, десериализация объектов более старых версий будет невозможна. Альтернативой является хранение XML-описания сформированной структуры. В таком случае в БД сохраняется текстовая информация, содержащая метаданные, а процедуры записи/чтения БД должны сопровождаться маршалингом/демаршалингом, которые можно автоматизировать при помощи существующих библиотек (jaxb, simple-xml).

Таким образом, предложенный вариант построения иерархической структуры диагнозов, являющейся знаниями СППР, позволяет избежать дополнительных вычислений, а также сгруппировать диагнозы так, что узлы дерева содержат их наиболее вероятные сочетания. В случае, когда значение отношения правдоподобия попадает в область неопределенности и дальнейшее уточнение диагноза невозможно, то система предложит группу диагнозов, совместное наличие которых наиболее вероятно. Эффективность работы изложенного подхода проверена на реальных медицинских данных.

ИНФОРМАЦИОННАЯ СИСТЕМА УЧЕТА И ИНДИВИДУАЛЬНОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ СТУДЕНТОВ С ОСОБЕННЫМИ ПОТРЕБНОСТЯМИ

Высоцкая Е.В., Подпружников П.М., Порван А.П.
Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Леніна, каф. біомедицинських електронних пристроїв і систем, тел.
(057) 702-13-06, (057) 702-13-43 ,

E-mail: diagnost@kture.kharkov.ua, cntm@ukr.net

In this paper are present a block diagram of information system records and individual rehabilitation of students with special needs, which can significantly increase the efficiency and quality to ensure their training and rehabilitation conditions, differentiated to produce their records, to conduct comprehensive support of the rehabilitation process to suit the individual needs of each student with a disability.

На сегодняшний день одним из важных направлений социальной политики государства являются вопросы защиты конституционных прав и свобод граждан. Особое внимание уделяется незащищенным слоям населения, в том числе людям с инвалидностью, которые составляют около 5% населения Украины. При этом инвалидизация населения растет с каждым годом. Чрезвычайно актуальной в современных социально-экономических условиях становится проблема интеграции данной категории населения в социум. Недостаточно развита информационно-диагностическая составляющая индивидуальной программы реабилитации инвалида, являющаяся основным звеном, определяющим виды и объемы необходимой социальной защиты человека с особыми потребностями. В настоящее время учет студентов-инвалидов в учебных заведениях происходит не дифференцированно, без учета их индивидуальных особенностей. Для их интеграции в общество необходимо создание условий для получения ими общих и профессиональных знаний.

Основой для интегрированного обучения должны стать информационные подходы, методы и технологии, направленные на создание специальных учебно-реабилитационных условий и комплексное сопровождение студентов с особыми потребностями (СОП).

Высокоэффективное информационное обеспечение процесса интегрированного обучения должны выполнить информационно-аналитические системы, позволяющие осуществлять сбор, обработку и анализ данных, прогнозирование, планирование, адресное предоставление специальных учебно-реабилитационных условий каждому студенту, имеющему инвалидность, с учетом его индивидуальных потребностей.

Целью работы является разработка информационной системы учета и индивидуальной реабилитации СОП.

Основной составляющей предлагаемой информационной системы является база данных, которая содержит следующую информацию: индивидуальную программу реабилитации СОП, рекомендованную медико-социальной экспертной комиссией, паспортные, антропометрические данные о пациенте, его психоэмоциональном и функциональном состоянии и др.

Данные о пациенте, полученные в результате обследования с помощью диагностической аппаратуры, осмотра и опроса, посредством подсистемы ввода и вывода информации, заносятся в базу данных, после чего эти сведения поступают в подсистему обработки и анализа диагностической информации, в которой производится оценка психоэмоционального состояния СОП на основе специально разработанного комплекса психологических тестов, анализ результатов экспресс-диагностики состояния организма по методам Кирлиан, Накатани и цитоморфологобиофизической диагностики параметров клеток букального эпителия. Также проводится анализ состояния сердечно-сосудистой (ССС), центральной нервной (ЦНС) и дыхательной систем. Затем формируется заключение, результат посредством блока вывода информации поступает врачу (рис. 1).

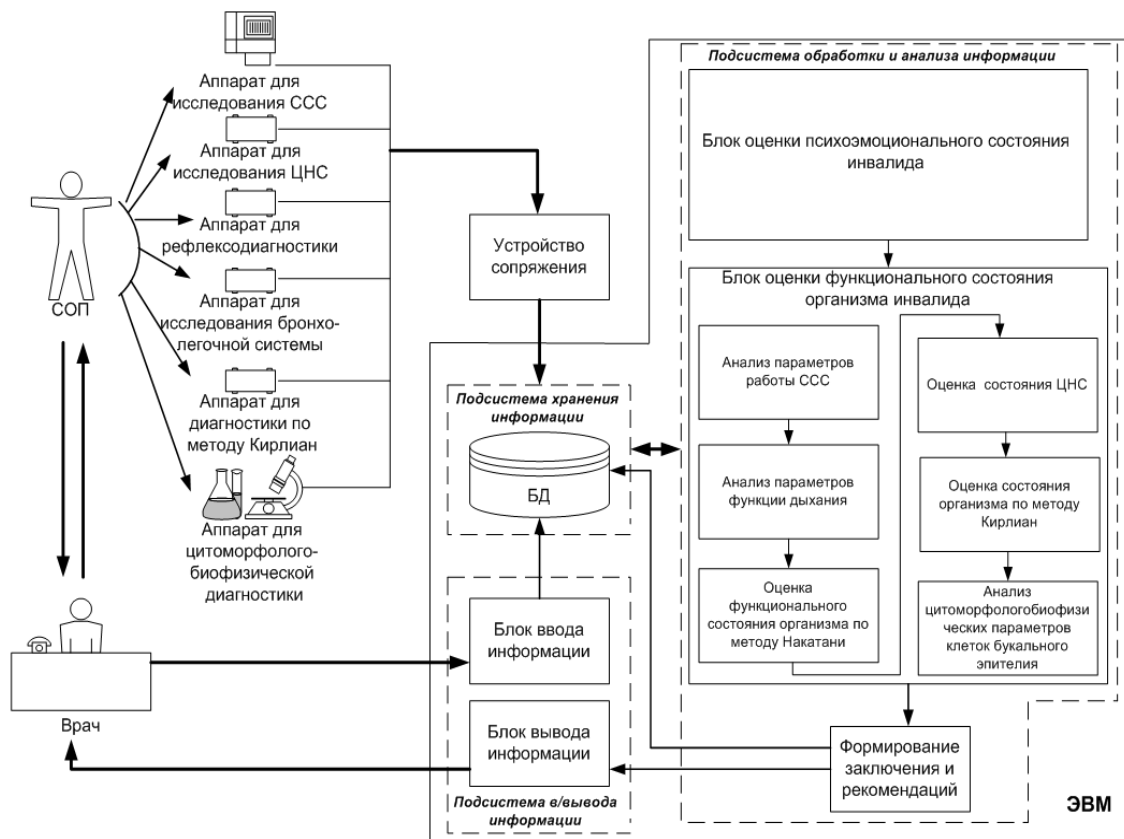


Рис. 1. Схема информационной системы учета и индивидуальной реабилитации студентов с особыми потребностями

Таким образом, разработанная информационная система позволяет значительно повысить эффективность и качество обеспечения учебно-реабилитационных условий СОП, дифференцированно производить их учет, проводить комплексное сопровождение процесса реабилитации с учетом индивидуальных потребностей каждого студента с инвалидностью.

Список літератури. 1. Закон України «Про основи соціальної захищеності інвалідів в Україні» (Введен в дію постановою ВР № 876–ХІІ від 21.03.1991, ВВР, 1991, № 21, С.253. 2. Указ Президента України № 519 «Про національну програму професійної реабілітації та зайнятості осіб з обмеженими фізичними можливостями на 2001-2005 рр.», від 12.07.2001 р. 3. Рекомендація Комітету Міністрів Ради Європи «Послідовна політика реабілітації інвалідів». - № 6 (92), від 9.04.1992. 4. Коломінський Н.Л. Соціально-психологічні проблеми підготовки фахівців до професійної діяльності // Наука і освіта. - №3, 2004. – С. 5. Богданов С. Соціальний захист інвалідів. Український та польський досвід / Наук.ред. канд.екон.н. Олена Палій – К.: Вид-во Соломії Павличко «Основи», 2002. – 93 с.

ПРИМЕНЕНИЕ ЭКСПЕРНО-АНАЛИТИЧЕСКОГО ПОДХОДА ПРИ ОЦЕНКЕ СТЕПЕНИ ТЯЖЕСТИ СОСТОЯНИЯ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

Порван А.П.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, кафедра биомедицинских электронных устройств и систем, тел.: (057) 70-21-364,
E-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

In this work considered one of possible variants assessment of the severity of the condition of the human organism. using expert analytical approach to the quantify the degree of severity of the state body allow enough easy complex wide variety of different levels indicators of the subjects divided by severity into 6 major groups.

Специфика оценки степени тяжести состояния организма человека состоит в том, что данное понятие относится к классу так называемых латентных переменных. Основная трудность при измерении данной переменной заключается в необходимости количественного перехода от измеренной эмпирической переменной к изучаемой латентной [1]. На сегодняшний день законы связи эмпирических и латентных переменных еще мало изучены, поэтому на практике данный переход осуществляется экспертом интуитивно. При этом оценка функционального состояния систем организма человека носит качественный характер и зависит от опыта эксперта [2].

Для оценки степени тяжести состояния организма человека предлагается использовать экспертно-аналитический подход построения функции качества, который основан на принципах квалиметрии. Применение данного подхода предполагает осуществление следующих шагов:

выбор комплекса информативных эмпирических переменных, характеризующих состояние системы организма;

определение направления шкал исходных показателей и их приоритетность в структуре комплексного показателя;

построение одномерной нормативно-оценочной шкалы;

построение комплексного показателя на основе интеграции частных.

Для оценки степени тяжести общего состояния организма были обследованы 106 пациентов с различной степенью тяжести состояния организма, вызванной хроническим пиелонефритом в стадии обострения. Динамическое наблюдение за больными включало клинические, лабораторно-химические и бактериологические исследования, а также стандартный осмотр лечащего врача.

Выбор комплекса информативных показателей для каждой из систем осуществлялся на основании проведенного анализа функционирования каждой из 15 систем организма человека согласно Международного классификатора болезней десятого пересмотра (МКБ X). В качестве информативных показателей были выбраны данные следующих клинических, лабораторно-биохимических, бактериологических и иммунологических исследований: скорость оседания эритроцитов (СОЭ), лейкоциты крови, лейкоциты мочи, показатели, бактерии мочи, наличие болей в поясничной области.

Затем проводилось определение приоритетности частных показателей относительно каждой из систем. Для определения приоритетности частных показателей был выбран критерий согласия Кандела W. В результате расчета была получена следующая приоритетность: лейкоциты крови > лейкоциты мочи > СОЭ > боли в поясничной области > бактерии мочи.

На следующем этапе проводилось построение одномерной нормативно-оценочной шкалы, позволяющей преобразовать исходные показатели в частные оценки степени тяжести состояния организма человека. Для такого преобразования использовали S-образные логистические кривые (шкалы). Особенностью данных

кривых является то, что они могут быть получены по двум реперным точкам, соответствующих местам перегиба кривой - w'_{icc}, w''_{icc} . Расчет реперных точек осуществлялся по формуле:

$$(w'_{icc}, w''_{icc}) = \left(\frac{W_i(w_{imax})}{2} \right) \cdot \left(\frac{\ln[(W_i(w_{imax})/W_i(w_{imin})) - 1]}{\theta} \right) \cdot \left(1 - \frac{W_i(w_i)}{W_i(w_{imax})} \right),$$

где w_i - показатель функционального состояния системы организма пациента; $W_i(w_i)$ - величина, характеризующая выраженность состояния системы; $W_i(w_{imax}), W_i(w_{imin})$ - максимальное и минимальное значение величин, характеризующих выраженность состояния каждой системы.

В нашем случае расчетные значения реперных точек w'_{icc}, w''_{icc} составили 0,327 и 0,819 единиц, соответственно.

Построение комплексных показателей функционального состояния сводится к преобразованию полученных значений частных оценок к комплексным [3].

На основании полученного комплексного показателя были рассчитаны диапазоны изменения численного значения коэффициента степени тяжести организма пациента для 6 состояний: B0 – условно здоров, B1 – начальные изменения, B2 – легкая степень тяжести, B3 – средняя степень тяжести, B4 – тяжелое состояние, B5 – крайне тяжелое состояние (табл. 1). Для состояние B6 (летальный исход), коэффициент степени тяжести не определялся.

Таблица 1

Диапазоны изменения коэффициента степени тяжести организма пациента

Степень тяжести состояния организма пациента	B0	B1	B2
Диапазон изменения коэффициента степени тяжести организма пациента	0,989 – 0,999	0,865 – 0,988	0,525 – 0,864
Степень тяжести состояния организма пациента	B3	B4	B5
Диапазон изменения коэффициента степени тяжести организма пациента	0,487 – 0,524	0,211 – 0,486	0,001 – 0,210

Оценив степень тяжести состояния организма каждого пациента из обследуемой группы было проведено количественное их разделение.

Таким образом использование экспертно-аналитического подхода при количественной оценке степени тяжести состояния организма позволяет достаточно легко комплексировать большое количество разнообразных и разноуровневых показателей и разделить группы обследуемых по степени тяжести на 6 основных групп.

Список литературы: 1. Славин М. Б. Методы системного анализа в медицинских исследованиях / М. Б. Славин. – М.: Медицина, 1989. – 304 с. 2. Косачев В.Е. Квалиметрические аспекты оценки функционального состояния человека-оператора / В.Е. Косачев, В.М. Усов, Н.А. Осипова // Медицинские информационные системы. - 1988. - Выпуск I (VIII). - С. 100-105. 3. Волкова В. Н. Основы теории систем и системного анализа / В. Н. Волкова, А. А. Денисов. – СПб.: Изд-во СПбГТУ, 1997. – 167 с.

**ПСИХОЛОГИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА СТУДЕНТОВ С ОСОБЫМИ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫМИ
ПОТРЕБНОСТЯМИ В ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ
«РЕАБИЛИТАЦИЯ».**

Коробкина Т.В., Высоцкая Е.В., Подпужников П.М.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, каф. философии, тел.(057)702-14-65, каф.БМЭ,
тел. (057)7021364,

Научно-учебно-методический отдел по работе с СООП, тел (057) 702-13-43,

E-mail: tankorobkina@mail.ru

In present time methods of theoretical description and practical receipt of concrete data on psychological potentials (possibilities) of students with special educational needs are not well developed. Now the actual task is revealing of psychological portraits of students with special educational needs and also explanation of their genesis, reasons and consequences.

Psychological module of information system "Rehabilitation" allows to evaluate psychological potentials of personality as cognitive, characteristic, emotional, volitional also potential of steadiness to special conditions of studying, work and life, to intensive activity and mental activity. Specialists suggests individual plan of rehabilitation, consultations, recommendations according to results of diagnostics.

На сегодняшний день недостаточно разработаны методы теоретического описания и практического получения конкретных данных о психологических потенциалах (возможностях) студентов с особыми образовательными потребностями (далее СООП).

Актуальной задачей на сегодняшний день является выявление психологических портретов СООП, а также объяснение их генеза, причин и следствий

Студенты-инвалиды в настоящее время составляют около 1,5% учащейся молодежи. У 50% студентов-инвалидов болезнь связана с нарушениями деятельности нервной системы. Студенты с особыми образовательными потребностями и отклонениями от нормального состояния здоровья – это более чем 50% от общего числа студентов.

Практически все СООП требуют психологической помощи, особенно на начальных этапах обучения. Наиболее важный этап – это первый год обучения, когда происходят активные процессы интеграции СООП в студенческое сообщество. По данным исследователей этой проблемы, именно на этом этапе чаще всего происходят негативные изменения в психологическом состоянии таких студентов, сопровождающиеся нервными срывами, приводящие к депрессивным расстройствам. Как показывает опыт, это может вызывать потерю интереса к учебе, а иногда и к принятию решения о прекращении обучения.

Подобные трудности чаще всего связаны с особенностями школьной подготовки СООП (индивидуальное обучение или обучение в специализированных образовательных учреждениях). Такая подготовка, как известно, часто не соответствует требованиям, предъявляемым к современному среднему образованию.

Среда, в которой пребывает инвалид в школьном возрасте, как правило, создает ограничения в общении со сверстниками. Это влечет за собой изменения в личностной сфере ребенка, приводит к замкнутости, низким коммуникативным способностям, повышенной агрессивности и другим отклонениям в поведении. Студенческая среда коренным образом отличается от привычного образа жизни таких людей, сложившего в их детском и юношеском возрасте.

Актуальной задачей на сегодняшний день является выявление психологических портретов СООП, а также объяснение их генеза, причин и следствий

Социально-педагогические и психологические подходы к проблеме профессиональной адаптации, социальной интеграции людей с особыми

образовательными потребностями в социум отражены в трудах А. Батовой, Д. Быкова, Е. Гилилова и Г. Никулиной, В. Денискиной, В. Ермакова, В. Кантора, Л. Кошелевой, Э. Леонгард, Н. Малофеева, Н. Назаровой, Л. Солнцевой, Н. Шматко и др.

Организацию доступного процесса обучения студентов с особыми потребностями в украинских вузах раскрывают Т. Гребенюк, В. Засенко, И. Иванова, Е. Кольченко, С. Литовченко, П. Таланчук, А. Шевцов, М. Чайковский и др.

Важное место в задаче социальной адаптации СООП занимает изучение их психологических потенциалов. В данном случае под психологическими потенциалами целесообразно понимать определенный круг и уровень развития психологических функций, обуславливающих способности и возможности человека с особыми образовательными потребностями реализовать себя в различных сферах жизни и деятельности с высокой эффективностью.

Психологическая диагностика необходима в данном случае для того, чтобы получить наиболее достоверные, объективные данные о психическом состоянии человека, его личностных особенностях и способах реагирования в различных ситуациях.

Разработанный психологический модуль информационной системы «Реабилитация» позволяет оценить следующие психологические потенциалы: когнитивный, характерологический, эмоционально-волевой, потенциал устойчивости к особым экстремальным условиям жизни, работы и учебы, к напряженной деятельности и интенсивной умственной работе. В состав структурной схемы взаимодействия функциональных узлов модуля психологического анализа личности СООП входят 5 взаимосвязанных между собой узлов (рис.1).

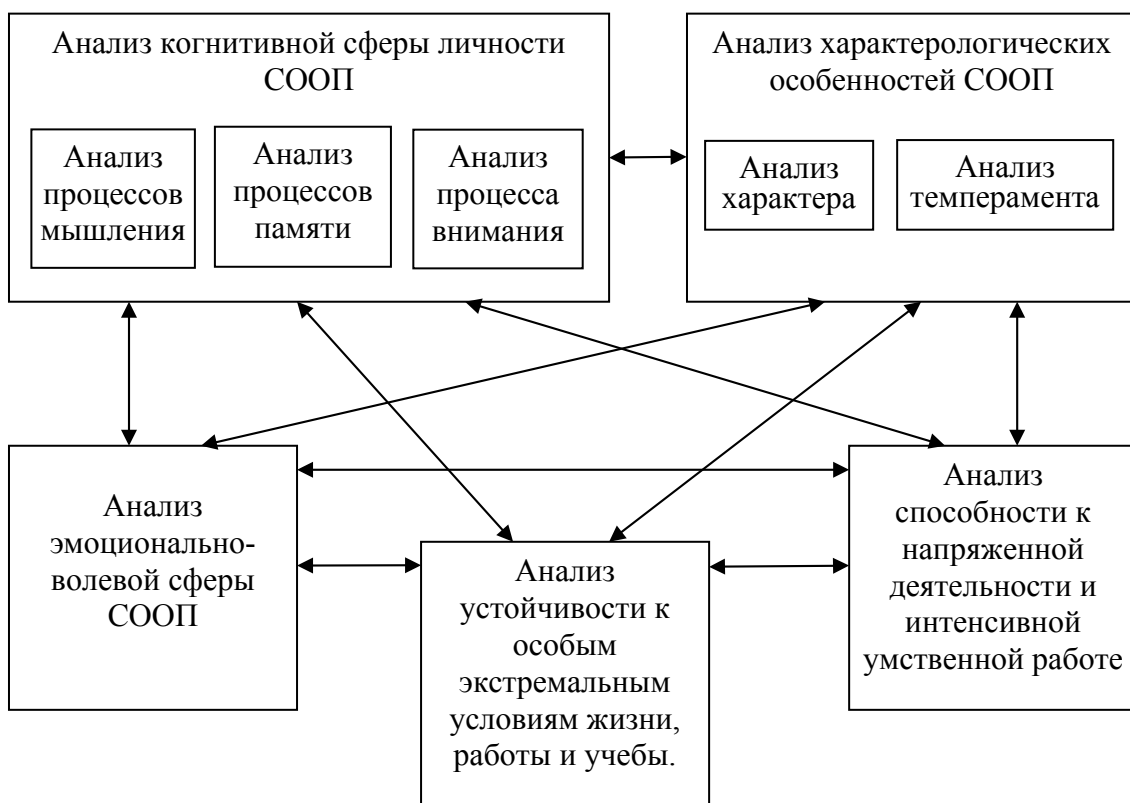


Рис.1. Схема взаимодействия функциональных узлов модуля психологического анализа личности СООП

Учет результатов использования психологического модуля информационной системы «Реабилитация» способствует адаптации человека с ограниченными

возможностями к социальному окружению, формированию адекватного отношения к своему заболеванию, развитию способности к решению собственных проблем, повышению самооценки, выработке установки на независимый образ жизни, активизации жизненной позиции.

Особенностью психодиагностики СООП является большая глубина проникновения в изучаемый предмет и необходимость строго индивидуальной работы, исключая одновременное тестирование группы лиц. Разработанный психологический модуль информационной системы «Реабилитация» дает возможность анализировать результаты исследования вербального, невербального и общего интеллекта, особенностей памяти и внимания, с целью улучшения качества обучения студентов с ограниченными возможностями.

Обследуемый студент набирает определенную сумму баллов, которые пересчитываются в системе различных шкал. С учетом результатов проведенного исследования строится персональный профиль личности СООП.

Таким образом, разработанный психологический модуль информационной системы «Реабилитация» дает возможность построить психологический профиль СООП, что позволяет специалистам предложить индивидуальный план реабилитации, провести консультации студентов, психологические тренинги и разработать индивидуальные рекомендации.

ПРИМЕНЕНИЕ ЦИТОМОРФОЛОГОБИОФИЗИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ И ДИАГНОСТИКИ ПО МЕТОДУ НАКАТАНИ В ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ РЕАБИЛИТАЦИИ СТУДЕНТОВ С ОСОБЕННЫМИ ПОТРЕБНОСТЯМИ

Высоцкая Е.В., Подпружников П.М., Щукин Н.А.

Харьковский национальный университет радиотехники
61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, кафедра биомедицинских электронных
устройств и систем, тел.: (057) 70-21-364,

E-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

In this work proposed use of cytomorphologobiophysical diagnostic and method of Nakatani diagnostics in the information system of rehabilitation of students with special needs, thus improving the quality of diagnostic and therapeutic rehabilitation.

Проблема медико-социальной реабилитации молодых людей с особыми потребностями занимает особое место в современном обществе. Она требует глубокого и всестороннего подхода со стороны медицинских, социальных работников, педагогов, специалистов в области трудоустройства и т. д.

В связи с особенностями психофизиологического состояния студентов-инвалидов необходимо учитывать особые требования, предъявляемые к проведению диагностических мероприятий. Необходимо выполнение этих мероприятий за кратчайший период времени с использованием безболезненных, неинвазивных методов, с возможностью получения полной информации о состоянии организма студента-инвалида.

Существующие на сегодняшний день методы и средства экспресс-анализа функционального состояния органов и систем организма пациентов (исследование психоэмоционального состояния, сердечнососудистой деятельности, ЦНС) не полностью удовлетворяют потребностям при обследовании большого контингента студентов с особыми потребностями.

Одним из перспективных направлений по работе со студентами-инвалидами является использование цитоморфологобиофизической и электропунктурной диагностики Накатани, которые позволяют за кратчайший период времени получить полную информацию о состоянии организма студента-инвалида.

Использование цитоморфологобиофизической диагностики, которая, в отличие от методов, основанных на оценке клеточного материала, полученного инвазивным путем из патологического очага, позволяет по здоровым, не участвующим в патологическом

процессе, популяциям клеток букального эпителия установить связь между больными органами и цитоморфологобиофизическими показателями этих клеток. Специфика реакции клетки на изменение функции органа выражается через изменение морфологии элементов клетки. Установление связи между больным органом и морфологическим следом этого заболевания на здоровой клетке является предметом цитоморфологобиофизической диагностики. С помощью цитоморфологобиофизической диагностики можно определять патологическую микрофлору, проводить исследования у инвалидов с утраченными конечностями. Однако она не позволяет проводить функциональные скрининговые исследования организма пациента.

Электропунктурная диагностика Накатани относится к методам функциональных скрининговых исследований. С ее помощью можно проводить: интегральную оценку функционального состояния акупунктурных меридианов, органов и систем организма; динамическое наблюдения за состоянием здоровья пациента; составление индивидуального плана рефлекторного лечения и оценки эффективности лечения.

Нами разработана структурная схема подсистемы цитоморфологобиофизической диагностики и диагностики по методу Накатани информационной системы реабилитации студентов с особенными потребностями (рис.1), которая выполняет следующие функции:

- обеспечение комплексного анализа данных диагностических исследований;
- оперативный доступ ко всем данным, хранящимся в базе данных системы;
- возможность одновременной визуализации на одном рабочем месте результатов исследований полученных в разное время, с целью динамического обследования.

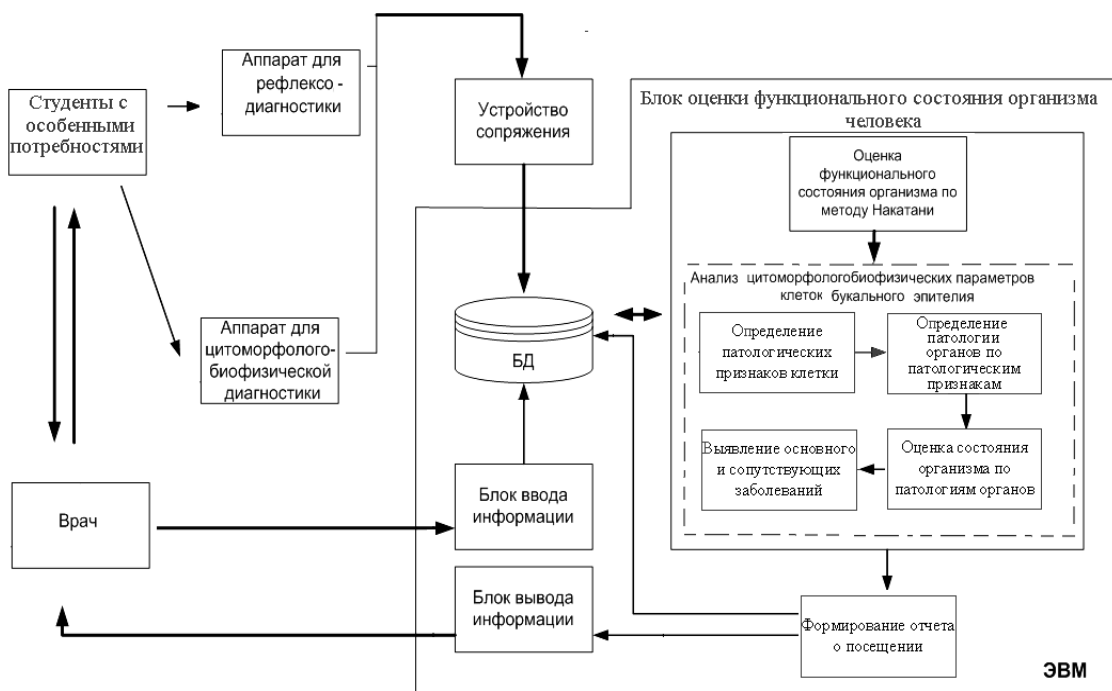


Рис.1. — Структурная схема подсистемы цитоморфологобиофизической диагностики и диагностики по методу Накатани системы реабилитации студентов с особенными потребностями

В модуле оценки функционального состояния организма по методу Накатани проводится оценка результатов комплексной экспресс-диагностики организма пациента по 24 репрезентативным точкам 12-ти основных меридиан.

В модуле анализ цитоморфологобиофизических параметров клеток букального эпителия производится определение формы ядер, их плотности, прозрачности, наличия значимых вкраплений, паразитологии ядра, формы клеток, их расположение, плотность и окрас цитоплазмы клеток, наличие инфекционного фона, гранулирование плазмы (всего 34-е параметра). Сравнение этих параметров с образцами, полученными из базы данных, дает возможность классифицировать присутствие и глубину патологии клетки, соответствующую изменению функций определенного органа. В блоке определения патологии органов каждому из патологических признаков формируются балы по глубине следа патологического воздействия органа согласно 12 бальной шкалы, которые определяют ее функциональную составляющую конкретного органа. Комплекс этих оценок представляет собой общее функциональное состояние организма. Далее определяется основное и сопутствующее заболевание и формируется отчет о посещении.

Были проанализированы результаты работы подсистемы цитоморфологобиофизической и меридианной диагностики информационной системы реабилитации студентов с особыми потребностями, проведенной у 20 студентов с ограниченными возможностями. У 17 обследованных пациентов были определены различные отклонения от нормы, которые не были выявлены при стандартном их диагностировании.

Таким образом применение цитоморфологобиофизической диагностики и диагностики по методу Накатани в информационной системе реабилитации студентов с особыми потребностями позволяет повысить качество лечебно-диагностических и реабилитационных мероприятий.

ОПТИМІЗАЦІЯ АРМ ЛІКАРЯ НА ОСНОВІ ЇХ АТЕСТАЦІЇ

Злепко С.М.¹, Тимчик С.В.¹, Костішин С.В.¹, Азархов О.Ю.²

¹Вінницький національний технічний університет,

²ПП Санаторій «Металург»

21021, м. Вінниця, вул. Хмельницьке шосе, 95, тел. (0432) 598-122,

E-mail: smzlepko@rambler.ru

The algorithm of doctors automation equipped working place certification is presented in this paper. It will increase of their functionality and improve their efficiency. The proposed certification criteria provide the gradation of AEWP into 3 groups. Therefore, the decision of their further use can be taken.

Основна мета оптимізації АРМ- лікаря на основі їх атестації полягає в підвищенні якості а ефективності лікувально-діагностичного процесу; інформативності, тонкості і надійності діагностування функціонального стану людини; адекватності вибору медикаментозної терапії поставленому діагнозу; оптимізації структури баз даних та управління ними.

Атестація АРМ лікаря здійснюється за трьома рівнями: технічним, організаційним і за умовами праці та безпеки.

Оцінювання автоматизованого робочого місця лікаря за технічним рівнем включає наступні елементи: оснащеність робочого місця медичною, комп'ютерною і телекомунікаційною апаратурою; технічний стан зазначеної апаратури повинен відповідати існуючим стандартам; вимірювальні канали повинні бути сертифіковані і пройти метрологічну експертизу; повинен бути забезпечений оперативний доступ до баз даних, локальної мережі лікарні; канали передачі біомедичної інформації повинні бути захищені від несанкціонованого доступу.

Організаційний рівень АРМ лікаря рекомендується оцінювати за такими елементами:

- відповідність площі, яку займає АРМ, характеру та обсягу робіт, що виконуються;
- забезпеченість АРМ меблями згідно ергономічних вимог;

- забезпеченість АРМ загальним та місцевим освітленням згідно існуючих нормативів;
- забезпеченість, при необхідності, АРМ спеціальними медичними меблями;
- забезпеченість приміщення, де знаходиться АРМ лікаря, водою, теплоносіями, вентиляцією, допоміжними ми та витратними матеріалами згідно діючих норм;
- наявність трудового стажу медпрацівника, який працює на АРМ лікаря;
- якість професійної освіти і підготовка медпрацівника та її відповідність посадовій інструкції та складності виконуваних робіт.

Оцінювання умов праці і техніка безпеки на АРМ лікаря проводилося за наступними елементами:

- наявність журналів з ТБ і ПБ з відповідними записами;
- експлуатаційний стан приміщення;
- мікроклімат;
- електробезпека як лікаря, так і пацієнта;
- вибухо- і пожежна безпека;
- наявність шкідливих випромінювань;
- наявність і стан робочого одягу;
- санітарно-побутові умови.

В процесі атестації автоматизоване робоче місце отримувало комплексну оцінку, яка визначалась як середнє арифметичне трьох групових коефіцієнтів:

$$K_k = \frac{K_T + K_O + K_{УТБ}}{3}, \quad (1)$$

де $K_T, K_O, K_{УТБ}$ – відповідно оцінки кожного із рівнів: технічного, організаційного, умов праці і техніки безпеки.

Кожен із зазначених рівнів, в свою чергу, визначається також як середнє арифметичне оцінок по кожному із елементів, що складають цей рівень, тобто:

$$K_T = \frac{K_{T1} + K_{T2} + \dots + K_{Tn}}{n}, \quad (2)$$

$$K_O = \frac{K_{O1} + K_{O2} + \dots + K_{Om}}{m}, \quad (3)$$

$$K_{УТБ} = \frac{K_{УТБ1} + K_{УТБ2} + \dots + K_{УТБp}}{p}, \quad (4)$$

де n, m, p – кількість елементів по кожному із рівнів.

Кожний елемент робочого місця отримував, в свою чергу, такі оцінки:

- відповідає МТВ і нормативному рівню – $0,76 \div 1$;
- відповідає не в повній мірі, але може бути доведений до необхідного нормативного рівня – $0,5 \div 0,75$;
- не відповідає і не може бути доведений до нормативного рівня – $< 0,5$.

Якщо в підсумковій оцінці будь-якого із рівнів була наявна хоча б одна оцінка « $< 0,5$ », то таке АРМ лікаря вважається не атестованим і отримує адміністративну заборону на його експлуатацію у даному лікувальному закладі.

Діапазони оцінок кожного із рівнів визначались експериментальним шляхом групою експертів із 9-ти осіб, професійний рівень яких визначався за допомогою відповідних методик.

За результатами атестації автоматизованих робочих місць лікарів, кожне робоче місце було віднесено до однієї з трьох категорій:

- атестовані – АРМ, елементи яких повністю відповідають або перевищують вимоги і нормативи і мають комплексний коефіцієнт $K_k = 0,76 \div 1$;

- умовно атестовані – робочі місця, деякі елементи яких не відповідають встановленим вимогам і нормативам, але можуть бути доведені до них у визначений атестаційною комісією термін. $K_k=0,5\div 0,75$;

- не атестовані – АРМ, деякі елементи яких не відповідають встановленим вимогам і нормам і не можуть бути до них доведені. $K_k < 0,5$. Експлуатація таких АРМ лікаря категорично забороняється відповідним наказом головного лікаря.

Схематично, проведення робіт по оптимізації та атестації автоматизованих робочих місць лікарів можна представити наступним чином (рис.1).

Узагальнені результати атестації дозволяють отримувати на єдиній метрологічній основі систематизовану інформацію про використання АРМ лікарів в будь-якій клінічній установі, оптимізувати їх структуру, функціональні та експлуатаційні можливості.

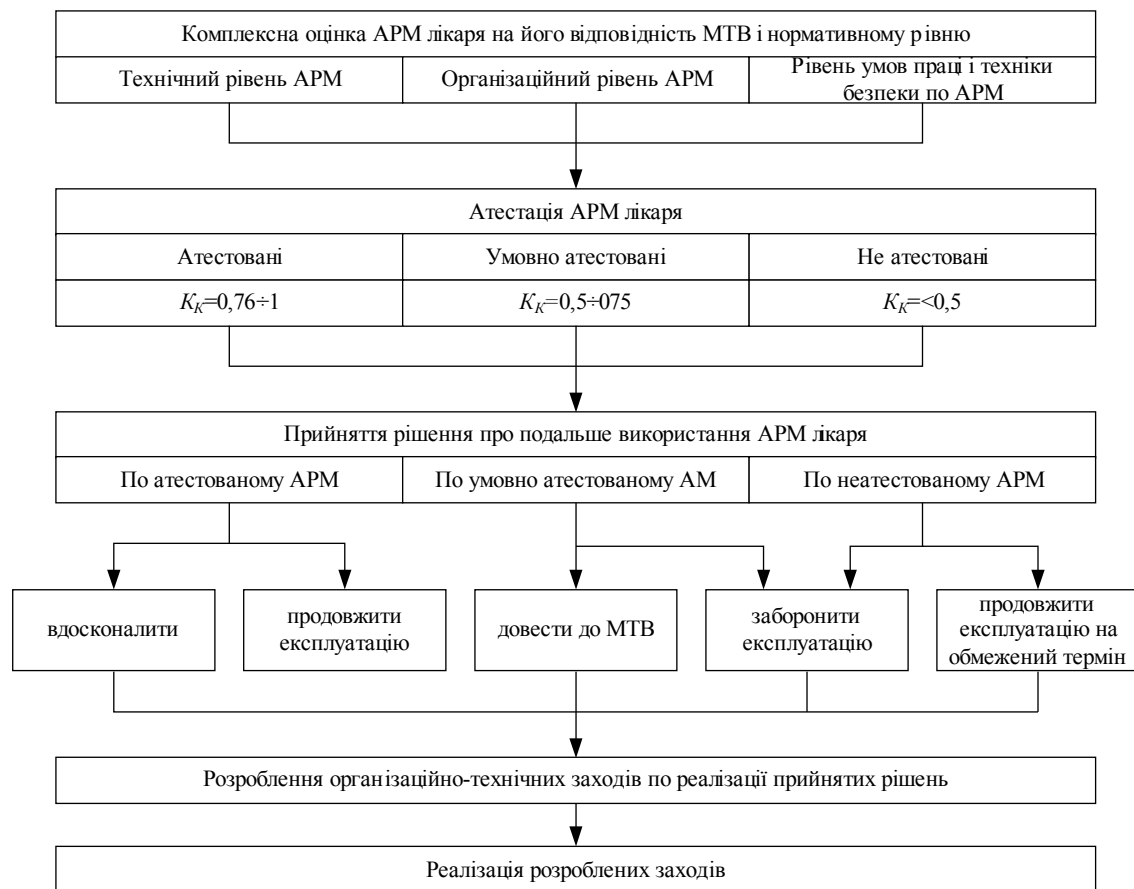


Рис. 1 Схема проведення робіт по оптимізації та атестації АРМ лікаря.

БАЗА ДАННЫХ ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЫ ДИАГНОСТИКИ ГЛАУКОМЫ

Высоцкая Е.В., Страшненко А.Н., Синенко С.А.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, Харьков, пр. Ленина, 14, каф. БМЭ, тел. (057) 702-13-64

E-mail: trashnenko4ka@rambler.ru, eyedocsa8@gmail.com

The given work is devoted the developing of a database information systems diagnostics of glaucoma, which is designed for storage and processing of diagnostic information in

determining the glaucomatous process using automation tools, as well as support for patient monitoring.

Сложнейшей проблемой современной офтальмологии является глаукома, занимающая одно из ведущих мест среди причин слепоты и слабовидения во всем мире. В подавляющем большинстве случаев (около 80%) население страдает открытоугольной формой заболевания. Глаукома вызывает типичные дефекты поля зрения, при ней происходит снижение зрения и атрофия зрительного нерва. Если глаукому не лечить, она может привести к полной потере зрения.

Для медицинских исследований, проводимых врачом-офтальмологом, характерно наличие большого количества диагностической информации, получаемой о пациенте, что усложняет процесс постановки верного диагноза. Автоматизация процесса ранней диагностики глаукомы позволяет обнаружить доклинические функциональные нарушения у больных глаукомой и является актуальной задачей.

В медицинской практике все чаще разрабатываются и внедряются информационные системы. Их использование повышает производительность работы врача и лечебного учреждения в целом за счет уменьшения времени на: заполнение амбулаторных карт; поиск информации об анамнезе жизни, заболевания и другой информации о пациенте; формирование периодической отчетности, полной автоматизации ведения дополнительной документации (журналов, справок, выписок и т.п.).

Одним из аспектов разработки информационных систем в медицине является создание и ведение баз данных (БД), позволяющих хранить данные как о пациенте, так и о медицинских исследованиях.

Для поддержания работы БД используют такие серверные системы управления базой данных (СУБД) как MySQL, MS SQL, Oracle, PostgreSQL, SQLite и др.

SQLite использует более общую систему типизации — динамическую, когда тип данных значения связан с самим значением, а не с его контейнером. Динамическая система SQLite имеет обратную совместимость со статическими системами других СУБД, т.е. SQL-запросы статически типизированных БД могут работать также и с SQLite. Однако, динамическая типизация в SQLite позволяет выполнять операции, невозможные в традиционных, жестко типизированных БД.

Ядро SQLite и интерфейс реализованы в одной библиотеке (такой сервер называют встроенным), что увеличивает скорость выполнения запросов. Встроенный сервер имеется и у других БД, например, у MySQL, но его использование требует лицензионных отчислений. SQLite же не требует никаких специальных прав доступа. Кроме того, для большинства типичных задач разработанное на основе SQLite приложение работает в 2-3 раза быстрее, чем при использовании MySQL, и в 10-20 раз — при использовании PostgreSQL.

Таким образом, разработка БД на основе реляционной СУБД SQLite, которая по сравнению с другими обладает рядом преимуществ, актуальна.

Целью работы является разработка БД информационной системы диагностики глаукомы, необходимой для хранения данных о пациенте и его диагностических исследованиях.

Нами разработана БД информационной системы диагностики глаукомы, которая содержит в себе текстовые и числовые данные, описывающие полную информацию о диагностических исследованиях, общую информацию о пациенте, о данных его диагностического обследования и результатах их обработки.

Данная БД позволяет:

- хранить необходимый набор текстовых и числовых данных;
- представлять их в удобном, структурированном виде;
- производить быстрый поиск и сортировку записей;
- производить коррекцию внесенной информации;
- резко сократить бумажный документооборот за счет преимуществ использования ЭВМ.

Информация, содержащаяся в БД, хранится во взаимосвязанных таблицах. Между таблицами БД установлены связи различных типов: один к одному, один ко многим, много к одному. На этапе логического проектирования БД информационной системы диагностики глаукомы была разработана физическая модель схемы данных, основанная на реляционной СУБД SQLite (рис. 1), не использующая парадигму клиент-сервер, что позволяет в качестве протокола обмена использовать вызовы функций библиотеки SQLite. Такой подход уменьшает накладные расходы, время отклика системы и упрощает программу.

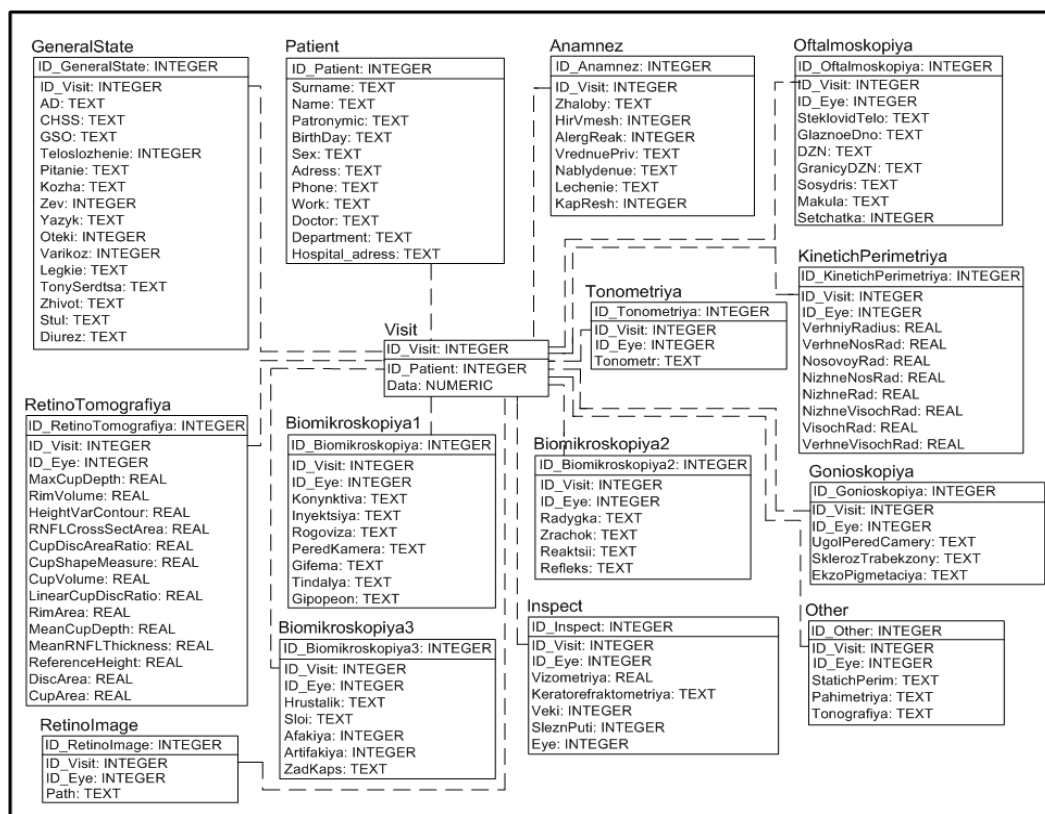


Рис. 1 Физическая модель БД

Таким образом, предложена БД информационной системы диагностики глаукомы, разработанная на основе реляционной СУБД SQLite. Она позволяет хранить необходимый набор текстовых и числовых данных о пациенте и его диагностических исследованиях.

Применение информационной системы в офтальмологической практике значительно повысит качество диагностики первичной открытоугольной глаукомы, что способствует своевременному эффективному лечению.

КРИТЕРІЇ ФОРМУВАННЯ ОСТЕОАРТРОЗУ ТА АЛГОРИТМ ПРОГНОЗУ ЙОГО РОЗВИТКУ НА ТЛІ ЗАПАЛЬНИХ УРАЖЕНЬ СУГЛОБІВ У ПІДЛІТКІВ

Шевченко Н.С.

ДУ «Інститут охорони здоров'я дітей та підлітків НАМН України», м.Харків

In order to improve the prevention of osteoarthritis in adolescents, the clinic manifestations and anomalies in basic pathogenetic links of reactive and rheumatoid arthritis have been analyzed. The used methods were: clinical, immunological, biochemical, affected articulations radiography, ultrasonography and retrospective analysis of case histories. The

prognostic significance of several factors of secondary osteoarthrosis formation in adolescents with reactive and rheumatoid arthritis has been examined. It has been established that negative evidences of degenerative changes development in articulations of such patients were: inflammatory process duration, the degree of its intensity, etiological factor, abnormalities in immune homeostasis, an activation of proteolytic enzymes and a decrease in their inhibitors activities. It has been developed a algorithm of prognosis of osteoarthrosis formation against the background of inflammatory articular lesions in adolescents.

Незважаючи на цілий ряд фундаментальних досліджень щодо проблеми дегенеративно-дистрофічних захворювань опорно-рухового апарату, їх діагностика та лікування залишаються складними та далеко невирішеними питаннями. Патологія суглобів незапального характеру широко розповсюджена, такі пацієнти складають суттєвий контингент серед загального числа хворих, що звертаються до фахівців різного профілю, в тому числі і у дитячому віці. Однак, внаслідок недосконалої діагностики та якості знань щодо перебігу та факторів розвитку дегенеративних процесів в молодому віці, зокрема остеоартрозу (ОА), відсутності діагностичних та прогностичних критеріїв, ефективність лікувальних заходів, що застосовуються в наш час при даному патологічному стані, є недостатньою. Як відомо, однією з причин, що сприяє порушенню внутрішньосуглобового гомеостазу із зривом компенсаторних можливостей хрящової тканини в доволі молодому віці, є запальні ураження суглобів. Для запобігання формування ОА в таких випадках, а також вирішення питання щодо необхідності проведення профілактичних заходів, важливе значення має діагностика ОА з урахуванням прогностичних критеріїв щодо його розвитку при захворюванні підлітками на реактивний (РеА) та ревматоїдний (РА) артрити.

Для визначення впливу тих чи інших характеристик запального процесу на формування дегенеративних змін у суглобах був використаний ретроспективний аналіз 442 історій хвороб дітей та підлітків із запальними та дегенеративними захворюваннями суглобів, серед яких у розробку було включено 119 хворих, яким при першому надходженні до клініки інституту виповнилося не менше 10 років. За діагнозом хворі розподілилися наступним чином: 75 – РеА та 44 – РА. Серед хворих з артритами (РА і РеА окремо) виділено осіб, у яких на різних етапах еволюції основного патологічного процесу з'явилися ознаки ОА (одна підгрупа) та без проявів ОА (друга підгрупа). Проспективні дослідження включали 41 хворих: ОА – 30, РеА – 11. Для встановлення діагнозу керувалися сучасною Міжнародною класифікацією ревматичних захворювань (РЗ). У діагностиці захворювання використовували критерії РЗ згідно протоколам діагностики та лікування, затверджених Асоціацією ревматологів України. У всіх хворих вивчена клінічна симптоматика з ретельним обстеженням опорно-рухового апарату, яке включало огляд, пальпацію суглобів, оцінку їх функціональної спроможності, визначення ступеня та стадії розвитку запального процесу. Оцінювались рентгенологічна та ультразвукова характеристика суглобових структур, враховувались показники обміну сполучної тканини, клітинного, гуморального, моноцитарно-фагоцитарної ланок імунітету та вмісту цитокінів (ІЛ-1 β , ІЛ-6, ФНП- α).

Для розробки критеріїв розвитку ОА на тлі РеА та РА було використано методику послідовної процедури Вальда-Генкіна з визначенням інформативності ознак за допомогою критерію Кульбака, який дозволяє виразити діагностичну значущість кожного показника. При розробці алгоритму за допустиму помилку в діагностиці захворювань прийнято 0,5 %. Діагностичний поріг визначено сумою балів діагностичних коефіцієнтів (ДК), що дорівнює ± 23 . Складено таблиці альтернативної диференціальної діагностики, причому ознаки в ній розташовано в порядку убутання інформативності, що дозволяло використати, насамперед, найбільш значущі. Таблиці подано так, що ознаки, характерні для одного захворювання (ОА), були позитивними (+), а для іншого, що диференціюється (відсутність ОА) – негативними (-). Внаслідок диференціальна діагностика захворювання у конкретного хворого при наявності у нього перехресних

симптомів зводилася до алгебраїчного підсумовування ДК. При виборі +/- або -/- порогової суми коефіцієнтів діагноз вважався достовірним. Потрібно відзначити, що величина показника інформативності могла не відповідати вираженості ознаки у відносному обсязі, тобто найбільш виражена ознака не завжди була самою інформативною, і навпаки.

Для розробки критеріїв прогнозу розвитку ОА на тлі запальних уражень суглобового апарату було проаналізовано 88 клінічних і параклінічних ознак, серед яких з найбільш інформативні, що увійшли в діагностичні таблиці.

Таблиця 1

Критерії розвитку остеоартрозу та його відсутності на тлі РеА

Ознаки	Градації	ДК	Інформативність
Підвищення колагенази	є	+ 19,03	10,26
	немає	- 6,95	
Тривала активність РеА (більш трьох тижнів)	є	+18,58	8,56
	немає	- 5,50	
Колінні суглоби	є	+ 18,29	7,68
	немає	- 4,83	
Підвищення загальних ХС	є	+ 17,78	6,41
	немає	- 3,94	
Моноартрит	є	- 16,89	4,72
	немає	+ 2,87	
Тривалість РеА більше трьох років	є	+ 9,41	2,06
	немає	- 2,06	
Наявність хламідії	є	+ 13,21	1,41
	немає	- 0,98	
Рецидивуючий перебіг захворювання	є	+ 3,03	0,90
	немає	- 2,67	
Підвищення уронових кислот	є	+ 3,01	0,82
	немає	- 2,43	
Примітка: «+» – реактивний артрит з формуванням остеоартрозу; «-» – реактивний артрит без формування остеоартрозу			

Встановлено, що при РеА негативними щодо розвитку ОА є наступні клініко-лабораторні ознаки у порядку зменшення їх інформативності: підвищення колагенази, тривале зберігання активності запального процесу, РеА колінних суглобів в анамнезі, тривалість РеА більше трьох років, наявність хламідійної інфекції, рецидивуючий перебіг захворювання, підвищення екскреції уронових кислот. Сприятливою ознакою щодо відсутності розвитку ОА є моноартритичний варіант РеА.

Для ОА, що розвивався на тлі найбільш інформативними були наступні ознаки основного захворювання: четверта рентгенологічна стадія РА, швидкопрогресуючий перебіг, торпідність перебігу захворювання незважаючи на його лікування, наявність поліартритичного варіанту РА, серопозитивність. Поданий список ознак в таблицях не є чітко окресленим – його можна доповнювати новими показниками і не застосовувати всі перелічені.

Таблиця 2

Критерії прогнозу розвитку остеоартрозу та його відсутності на тлі РА

Ознаки	Градації	ДК	Інформа-ти-вність
Початок хвороби в 15-18 років	є	+ 9,43	5,15
	немає	- 5,84	
3 та 4 рентгенологічні стадії	є	+ 4,77	2,39
	немає	- 3,51	
Швидкопрогресуючий перебіг	є	+ 14,16	1,94
	немає	- 1,27	
Резистентність до терапії	є	+ 4,20	1,21
	немає	- 2,62	
Серопозитивність	є	+ 11,15	0,82
	немає	- 0,56	
Поліартрит	є	+ 1,63	0,45
	немає	- 1,51	
Примітка: «+» – ревматоїдний артрит з формуванням остеоартрозу, «-» – ревматоїдний артрит без формування остеоартрозу			

Для практичного використання даних критеріїв створено алгоритм прогнозування розвитку ОА на тлі запальних уражень суглобів. Кожному клінічно-діагностичному параметру було надано бальну оцінку, яка відображає експертне знання фахівця і математичну значущість показників. Зазначений алгоритм представлено у вигляді схем і може бути рекомендований у роботі лікарів, що здійснюють медичний нагляд дітей і підлітків із захворюваннями суглобів для вчасної діагностики ОА і призначення відповідних медико-профілактичних заходів.

Алгоритм прогнозу розвитку остеоартрозу у підлітків при реактивному артриті.

Оцінка клінічних проявів (I етап)

Ознаки	Характеристика	Бали
агальна тривалість захворювання	До одного року	1
	Два – три роки	2
	Більше трьох років	3
Тривале зберігання активності запального процесу	Так	5
	Ні	2
Варіант артриту	Моноартрит	1
	Ураження двох і більше суглобів	5
Локалізація артриту	Гоніт	7
	Інша	1
Перебіг артриту	Гострий	0
	Рецидивуючий	2

Лабораторне обстеження (II етап)

Біохімічні показники	Підвищення колагенази	4
	Підвищення загальних хондроїтинсульфатів	3
	Підвищення уронових кислот	1
Етіологія артриту	Хламідійна (моно- або мікс-інфекція)	2
	Інша	1
При сумі балів більше 10 можливо думати про визначений ОА; від 6 до 10 балів – про вірогідний ОА; 5 балів і менше – про сумнівний ОА, що формується на тлі РеА.		

Алгоритм прогнозу розвитку остеоартрозу у підлітків при ревматоїдному артриті

Оцінка клінічних проявів (I етап)

Ознаки	Характеристика	Бали
Початок хвороби в 15 – 18 років	Так	3
	Ні	5
Активність патологічного процесу	Перша	1
	Друга та третя	5
Варіант артриту	Моноартрит	1
	Олігоартрит	3
	Поліартрит	2
Перебіг артриту	Швидкопрогресуючий	3
	Повільнопрогресуючий	1
Резистентність до лікування	Так	2

Лабораторне обстеження (II етап)

Рентгенологічна стадія захворювання	Перша стадія	1
	Друга стадія	5
	Третя стадія	4
Серопозитивність	Так	2
	Ні	1
При сумі балів більше 10 можливо думати про визначений ОА; від 6 до 10 балів – про вірогідний ОА; балів і менше – про сумнівний ОА, що формується на тлі РА.		

Література: 1. Коваленко В.Н., Борткевич О.П. Остеоартроз: практ. рук.. – К.: Морион, 2003. – 448 с. 2. Артроз: классификация, эпидемиология, клиника, диагностика и лечение /А.А. Корж, В.А. Филипенко, Н.В. Де дух и др. // Междунар. мед. журн. – 2002. – № 1-2. – С.127-133. 3. Лебець І.С., Шевченко Н.С., Матвиенко Е.В. Особливості суглобового синдрому в підлітків з початковими проявами остеоартрозу // Укр. ревматол. журн. – 2006. – Т. 23, № 1. — С. 69-72. 4. Лебець І.С., Шевченко Н.С. До питання формування дистрофічних змін у суглобах у підлітків // Врачебная практика. – 2007. – № 2. – С. 27 – 31. 5. Ллойд Э., Лидерман У. Справочник по прикладной статистике – М.: Финансы и статистика, 1989. – 525 с.

**ПРИМЕНЕНИЕ МЕТОДА АНАЛИЗА ИЕРАРХИЙ ПРИ ОПРЕДЕЛЕНИИ
АДЕКВАТНОСТИ РЕАКЦИИ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ
ПОДРОСТКОВ НА ФИЗИЧЕСКУЮ НАГРУЗКУ**

Сватенко О.А., Порван А.П., Рак Л.И., Высоцкая Е.В.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники
61166, г. Харьков, пр. Ленина, 14, кафедра Биомедицинских электронных
устройств и систем, тел.: (057)7021364
e-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

The paper was further developed the analytic hierarchy process for decision-making problems in diagnosing the human body, namely the determination of the adequacy of cardiovascular response of adolescents to exercise on a set of prognostic significance of the diagnostic features of specialist physicians.

Для оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы в кардиологии широко используются пробы с физической нагрузкой, которые позволяют определить толерантность пациента к физической нагрузке, дифференцировать уровень физической подготовки подростков и оценивать эффективность проводимых лечебных мероприятий. Реакция сердечно-сосудистой системы на физическую нагрузку является одним из главных критериев диагностики скрытой систолической дисфункции миокарда (СД) при различных заболеваниях сердца. В то же время появление неадекватной реакции сердца в ответ на пробу у практически здоровых детей нередко затрудняет клинициста в диагностике, в связи с чем необходима экспертная оценка результатов исследования.

В рамках решения задачи диагностики формы СД необходимо учитывать большое количество качественных и количественных факторов, оказывающих влияние на процесс принятия решения. В ряде случаев врач-эксперт - лицо, принимающее решение (ЛПР), осуществляет выбор диагностических мероприятий интуитивно, полагаясь только на свой собственный опыт. Однако, решение таких задач требует научной поддержки. В таком случае, выбор наилучшего решения становится возможным с применением методов многокритериального сравнения (эвристических, методов многокритериального ранжирования, метод анализа иерархий (МАИ)).

Основным недостатком применения таких методов является отсутствие строгого научного обоснования, изменчивость весовых коэффициентов критериев от ЛПР, качественное, а не количественное, описание взаимосвязей между критериями и альтернативами. Учесть данные недостатки позволяет МАИ. Также, применение данного метода позволяет учесть весовые коэффициенты влияния факторов на выбор решения и является методологической основой для решения задач выбора альтернатив посредством их многокритериального рейтингования.

Целью работы является применение МАИ при принятии решения о диагностировании СД, который позволит с высокой степенью обоснованности определить адекватность реакции сердечно-сосудистой системы (ССС) на физическую нагрузку по набору прогностически значимых диагностических признаков врачом-экспертом.

Для выявления наличия СД у подростков были взяты данные 137 историй болезней подростков в возрасте 10-18 лет.

Проблема заключается в определении адекватности реакции ССС подростков на физическую нагрузку (т.е. в выборе одного состояния из двух имеющихся альтернатив). Таким образом, задача принятия решения о диагностировании СД может быть представлена в следующем виде. Пусть имеется такие формы диагностируемого состояния (альтернативы): D1 - адекватная реакция ССС на физическую нагрузку и D2 - неадекватная реакция. Каждая из форм может быть диагностирована с помощью S1, S2, ..., S12 наборов показателей (критериев). В качестве критерия предполагается

использовать показатели нейрогуморальной регуляции в крови пациентов (фактор некроза опухолей – S1, СД-95 – S2, циклический 3, 5-аденозинмонофосфат – S3, ренин – S4, ангиотензин-II – S5, простаглицлин – S6, суточная экскреция норадреналина с мочой – S7), поверхность тела – S8, толщину правого желудочка – S9, скорость трансаортального кровотока – S10, показатель сократимости левого желудочка – S11, индекс конечного систолического объема левого желудочка – S12.

Применяя метод МАИ структурировали проблему в виде иерархии. Трехуровневая иерархическая модель определения адекватности реакции ССС на физическую нагрузку представлена на рис. 1.

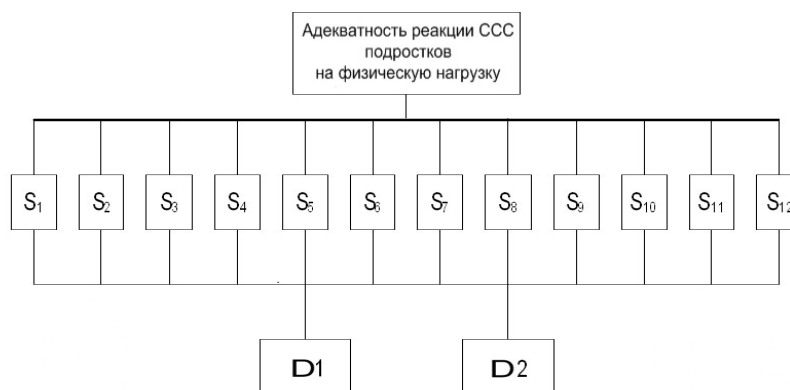


Рисунок 1 - Иерархическая модель определения адекватности реакции ССС на физическую нагрузку

В начале провели предварительное ранжирование критериев, с дальнейшим их расположением в порядке убывания важности:

$$S7 > S8 > S11 > S2 > S2 > S5 > S4 > S1 > S3 > S12 > S10 > S6 > S9$$

Затем, элементы второго уровня иерархии записывали в матрицу, которая заполнялась суждениями врачей-экспертов об относительной важности элементов в свете главной цели. Приоритеты, выведенные на основе суждений, измерялись в относительной шкале и показывали относительную важность показателей. Суждения выражались вербальными оценками: одинаково, умеренно, сильно, очень сильно и чрезвычайно сильно. Этим оценкам соответствовали конкретные числа: 1, 3, 5, 7, 9. Промежуточные значения 2, 4, 6, 8 использовались как компромисс между соседними вербальными оценками. Для представления «обратных» предпочтений применялись обратные величины, т.е. 1/2, 1/3, ..., 1/9.

Выполнив парные сравнения получили нормализованный вектор приоритетов (НВП) для 12 критериев оценки альтернатив.

Далее определили обобщенный показатель случайной согласованности (ОПСС) для двух альтернатив. Для состояния D1 ОПСС= 0,722, для состояния D2 ОПСС= 0,278.

Отношение данных значений (0,722>0,278) позволяет говорить о том, что выбранный набор показателей будет правильно диагностировать СД у подростков. Так как ОПСС для D1 более чем в 2 раза больше ОПСС для D2, то можно говорить о высокой степени согласованности мнений экспертов по поводу выбора диагностических показателей для оценки адекватности реакции ССС подростков на физическую нагрузку.

Таким образом, использование МАИ при принятии решения о диагностировании СД позволяет с высокой степенью обоснованности определить по набору показателей нейрогуморальной регуляции в крови пациентов, поверхности тела, толщине правого желудочка, скорости трансаортального кровотока, показателю сократимости левого желудочка, индексу конечному систолическому объему левого желудочка адекватность реакции ССС на физическую нагрузку.

МЕТОД ОБНАРУЖЕНИЯ И ИЗМЕРЕНИЯ ВРЕМЕННОГО ПОЛОЖЕНИЯ R-ПИКОВ ЭКГ-СИГНАЛА В УСЛОВИЯХ НИЗКИХ ОТНОШЕНИЙ СИГНАЛ-ШУМ.

Задержин А.К., Шульгин В.И.

Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «Харьковский авиационный институт»

Кафедра проектирования радиоэлектронных систем летательных аппаратов ул. Чкалова, 17, г. Харьков, 61070, Украина Тел.: +38 057 7 199 188; e-mail: AlexZus@ukr.net,
Vyacheslav.Shulgin@gmail.com

New method of ECG R-peaks detecting based on realistic model of ECG signals and estimation theory is proposed. The method is developed for abdominal fetal electrocardiography with low signal to noise ratio.

Введение. Данная работа посвящена решению задачи обнаружения и определения временного положения электрокардиографических комплексов (R-пиков ЭКГ сигнала) в условиях низких отношений сигнал-шум. Одним из приложений, в которых является актуальным решение этой задачи, является так называемая абдоминальная электрокардиография плода, при которой в ходе протекания беременности регистрируется электрокардиограмма плода (ЭКГП) с поверхности тела матери. В связи с тем, что сердце плода имеет очень малые размеры, а также в силу ряда причин физиологического характера, ЭКГ плода имеет чрезвычайно малую амплитуду (особенно на ранних сроках беременности). В регистрируемом сигнале, кроме этого, присутствует ряд помех различной природы, а также значительно большая по амплитуде материнская ЭКГ (ЭКГМ). В результате, отношение сигнал-помеха по мощности, как правило, оказывается существенно меньше единицы. Используемые при обработке электрокардиографических сигналов стандартные методы [] обнаружения и определения временного положения сердечных сокращений абсолютно неэффективны в условиях низких отношений сигнал-помеха, характерных для задач абдоминальной электрокардиографии.

Целью данной работы является разработка метода обнаружения и определения временного положения сердечных сокращений, основанного на теории оптимального оценивания и реалистичной модели ЭКГП, учитывающей ее квазипериодический характер и особенности формы.

Математическая модель ЭКГ сигнала. Регистрируемый в результате измерения на абдоминальной поверхности тела матери сигнал содержит ЭКГП, несущую информацию об электрической активности сердечной мышцы плода. Форма ЭКГП зависит от расположения электродов, положения плода и строения тела матери, поэтому заранее неизвестна. Однако, при фиксированном расположении электродов форма ЭКГП, соответствующая нормальным сокращениям, остается практически неизменной и обладает характерным спектрально-временным распределением мощности независимо от расположения электродов по отношению к плоду и строения тела пациентки. При регулярном сердцебиении ЭКГ сигнал можно приближенно считать периодическим. Однако в норме имеет место изменчивость сердечного ритма (именно она несет большую часть информации о функциональном состоянии плода). При этом период сердечных сокращений изменяется с течением времени достаточно медленно. Эти основные свойства электрокардиографического сигнала плода – неизвестная, но практически неизменная во времени форма ЭКГП, неизвестная и медленно изменяющаяся во времени частота сердечных сокращений (ЧСС), характерное и достаточно устойчивое спектрально-временное распределение мощности электрокардиографического сигнала плода, положены в основу предлагаемого метода обнаружения и измерения временного положения R-пиков ЭКГ сигнала в условиях низкого отношения сигнал-шум.

Полагаем, что регистрируемый ЭКГ сигнал дискретизован по времени с периодом дискретизации $T_s = t_k - t_{k-1}$. Введем математическое описание регистрируемого ЭКГ

сигнала $U_k = U(t_k)$. Так как отдельные сердечные сокращения на ЭКГ сигнале близки по форме, представим регистрируемый сигнал в виде суммы:

$$U_k = S_k + \eta_k,$$

где S_k – идеализированный ЭКГ сигнал с одинаковыми по форме ЭКГ комплексами, на котором отсутствуют шумы; η_k – сигнал, содержащий шумы и помехи, а также определяющий вариации формы сердечных сокращений. Поскольку рассматриваются ЭКГ сигналы с низким отношением сигнал-помеха, то вариации формы сердечных сокращений на сигнале η_k можно считать сравнимыми с шумами и помехами. Далее сигнал η_k считаем нормальным случайным процессом с нулевым средним.

Идеализированный сигнал S_k можно представить как свертку:

$$S_k = J(t_k) \prod_{l=-L}^L A_l = e^{J(t_k - l\tau_s) \psi A_l}, \quad J(t) = e^{\sum_{r=1}^R \delta(\tau_r - t)},$$

где A_l – параметры несущие информацию о форме сердечных сокращений (PQRST-комплексов) на ЭКГ сигнале; $l = -L, \dots, -1, 0, 1, \dots, L$; $J(t)$ – сигнал несущий информацию о положении сердечных сокращений во времени, и представляющий собой набор δ -функций, положение во времени τ_r которых соответствует положению сердечных сокращений; R – количество R-пиков; L выбирается в зависимости от среднего периода следования сердечных сокращений.

Положение R-пиков во времени τ_r определим через зависимость периода ЭКГ сигнала от времени. Для этого будем рассматривать не весь ЭКГ сигнал U_k , а отдельные участки $U_{\rho m}$, взятые в окрестности точки t_m и обозначим положение R-пиков на m -ом участке τ_{mr} . Чтобы реализовать связь между временным положением τ_{mr} и зависимостью периода от времени воспользуемся подходом, который предложен в работе [1]. Этот подход предполагает, что положения во времени сердечных сокращений определяются некоторой непрерывной функцией $T_{CC}(t)$. При этом ЭКГ сигнал рассматривается как частотно-импульсно модулированный сигнал, а функция $T_{CC}(t)$ – как модулирующий сигнал. При использовании такого подхода положения во времени сердечных сокращений τ_{mr} будут связаны с порядковым номером сердечного сокращения r следующей интегральной моделью:

$$r = \int_{t_m + \Delta \tau_m}^{\tau_{mr}} \frac{1}{T_{CC}(t)} dt = \int_{t_m + \Delta \tau_m}^{\tau_{mr}} f_{CC}(t) dt,$$

где $T_{CC}(t)$ имеет смысл динамически изменяющегося периода сердечных сокращений, а $f_{CC}(t) = 1/T_{CC}(t)$ – частоты сердечных сокращений; $\Delta \tau_m$ – интервал времени между точкой t_m и ближайшим к ней R-пиком.

Принимая во внимание, что период повторения сердечных сокращений изменяется достаточно медленно, удобно функцию $f_{CC}(t)$ представить в виде разложения в ряд в окрестности точки t_m , ограничиваясь первыми $P+1$ членами ряда:

$$f_{CC}(t) = f_{CC}(t_m) + \sum_{k=1}^P \frac{1}{k!} f_{CC}^{(k)}(t_m) \psi^k (t - t_m)^k + \dots + \frac{1}{P!} f_{CC}^{(P)}(t_m) \psi^P (t - t_m)^P,$$

Здесь, функцию $f_{CC}(t)$ мы представили в виде набора параметров, определяющих динамику изменения частоты сердечных сокращений в момент времени t_m . Для удобства выберем эти параметры $\underline{\mu}_m = (\mu_{m0} \ \mu_{m1} \ \dots \ \mu_{mP})^T$, следующим образом:

$$\mu_{m0} = T_{CC}(t_m), \ \mu_{m1} = T_{CC}(t_m) \psi T_{CC}'(t_m), \ \dots, \ \mu_{mP} = T_{CC}^P(t_m) \psi T_{CC}^{(P)}(t_m),$$

тогда μ_{m0} – определяет среднюю величину периода сердечных сокращений в точке t_m и выражается в секундах; μ_{m1} – определяет скорость изменения периода сердечных сокращений в точке t_m и выражается в секундах на один RR-интервал и т.д.

Таким образом, положение R-пиков $\tau_{mr}(\mu_m, \Delta\tau_m)$ в окрестности точки t_m будет определяться параметрами μ_m и $\Delta\tau_m$, а математическая модель участка ЭКГ сигнала S_{mk} примет следующий вид:

$$U_{mk} = S_{mk} + \eta_{mk}, S_{mk} = \int_{l=-L}^L J_m(t_k - l) \psi_{A_{ml}} dt, J_m(t) = \int_{r=-R_{0.5}}^{R_{0.5}} \delta(\tau_{mr}(\mu_m, \Delta\tau_m) - t) dt,$$

Чтобы осуществлять одновременное определение положения R-пиков на участке ЭКГ сигнала, необходимо осуществить оценку параметров μ_m и $\Delta\tau_m$. Для этого воспользуемся теорией статистически оптимальных оценок и фильтрации Калмана [1].

Метод определения R-пиков на основе теории статистически оптимальных оценок. Фильтр Калмана максимизирует финальную апостериорную плотность вероятности, запишем ее в следующем виде:

$$p(\rho_m / U_{\rho m}, U_{\rho m-1}, U_{\rho m-2}, \dots) = C \psi p(U_{\rho m} / \rho_m) \psi p(\rho_m / U_{\rho m-1}, U_{\rho m-2}, \dots),$$

где $U_{\rho m}$ – участок ЭКГ сигнала, взятый в окрестности точки t_m ; $\rho_m = \{\mu_m, \Delta\tau_m\}$ – параметры подлежащие оценке; $p(U_{\rho m} / \rho_m)$ – функция правдоподобия; $p(\rho_m / U_{\rho m-1}, U_{\rho m-2}, \dots)$ – априорная плотность вероятности, полученная с учетом предыдущих наблюдений (плотность прогнозируемых значений).

На выходе фильтра Калмана на m -ом шаге получаем оценку параметров ρ_m по следующему алгоритму:

$$\tilde{\rho}_m = \arg \max_{\rho_m} \ln p(\tilde{\rho}_m / U_{\rho m}, U_{\rho m-1}, \dots, U_{\rho 1})$$

Из-за того, что плотность вероятности имеет множество локальных максимумов, поиск абсолютного максимума необходимо производить путем непосредственного вычисления логарифма этой плотности вероятности для определенного диапазона параметров ρ_m выбираемых с некоторым шагом.

В работе показано, что параметры A_{ml} при известных положениях R-пиков τ_{mr} могут быть оценены по методу максимального правдоподобия, при этом оценка параметров A_{ml} находится путем усреднения всех PQRS-комплексов m -ого участка ЭКГ сигнала.

Для того чтобы использовать априорное знание о временном распределении мощности на ЭКГ сигнале введена следующая ограничивающая модель:

$$A_{ml} = P_{ml} \psi_{A_{ml}} + \gamma_l,$$

где γ_l – независимые нормальные случайные величины с нулевым средним; P_{ml} – параметр, определяющий априорное знание о распределении во времени мощности ЭКГ сигнала на одном периоде. Параметр P_{ml} принимает значения в интервале (0; 1).

Функция правдоподобия и априорная плотность вероятности были факторизованы по параметрам μ_m и $\Delta\tau_m$. Множители финальной апостериорной плотности вероятности определены как гауссовы плотности вероятностей. При этом чтобы определить функцию правдоподобия для параметров μ_m была использована модель , а чтобы определить функцию правдоподобия для параметра $\Delta\tau_m$ – модель .

Поскольку при разложении в ряд зависимости частоты сердечных сокращений от времени взяты в рассмотрение только первые члены ряда, модель упрощается. Но при этом положение сердечных сокращений во времени $\tilde{\tau}_r$ алгоритмом определяется с некоторой ошибкой. Эта ошибка обусловлена отличием мгновенной частоты сердечных

сокращений от предсказанных моделью значений. Для уменьшения ошибки производится уточнение положения R-пиков по методу максимума апостериорной плотности вероятности.

Исследование алгоритма. Для исследования разработанного метода, был реализован алгоритм в математической среде программирования MATLAB.

Разработанный алгоритм сравнивался со стандартным алгоритмом обнаружения R-пиков, основанный на цифровых фильтрах. Этот алгоритм выбран в связи с тем, что по исследованиям, опубликованным в работе [], подобные алгоритмы дают наилучшую эффективность в условии смешанных помех. Заключается этот алгоритм в пороговой обработке, которая применяется к сигналу, пропущенному последовательно через полосовой фильтр, дифференциатор, звено, возводящее в квадрат и через интегрирующий фильтр нижних частот.

Исследование проводилось на модельных ЭКГ сигналах, которые были синтезированы с использованием метода, который предложен в работе []. Алгоритм тестировался на 10-ти ЭКГ сигналах длительностью 600 секунд. На вход алгоритма подавалась смесь чистого ЭКГ сигнала и шума с изменяющейся амплитудой. При этом рассматривалось поведение алгоритма в условиях белого шума и в условиях реалистичного шума, спектральное распределение мощности которого соответствует шумам, наблюдаемым на реальных ЭКГ сигналах (рис. 1).

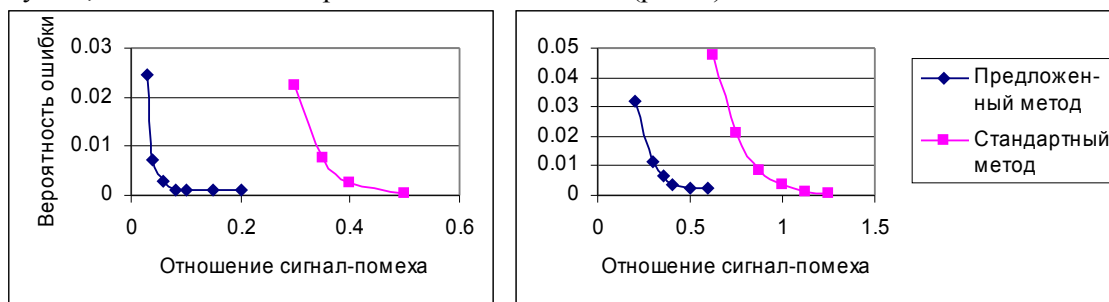


Рис. 1. Зависимости вероятности ошибки определения положения R-пиков от отношения сигнал-помеха по мощности на входе в условия белого шума (слева) и в условиях реалистичной помехи (справа).

Выводы. Предлагаемый метод обнаружения и определения временного положения R-пиков ЭКГ существенно превосходит по качеству стандартные методы в условиях низких отношений сигнал-помеха, которые характерны для абдоминальной электрокардиографии. Для достижения примерно одинаковой величины ошибок определения положения R-пиков он требует в 3-10 раз меньшего отношения сигнал-помеха на входе по сравнению со стандартными методами.

Список использованных источников. 1. A Real-Time QRS Detection Algorithm. Jiaru Pan, Willis J. Tompkins, IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. BME-32, No. 3, March 1985. 2. Improved Heart Rate Variability Signal Analysis from the Beat Occurrence Times According to the IPFM Model. Javier Mateo, Pablo Laguna, IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 47, No. 8, August 2000. 3. Синицын И. Н. Фильтры Калмана и Пугачева: Учеб. Пособие. – М.: Университетская книга, Логос, 2006. – 640с. 4. A Comparison of the Noise Sensitivity of Nine QRS Detection Algorithms. Gary M. Friesen, Thomas C. Jannett, Manal Afify Jadallah, Stanford L. Yates, Stephen R. Quint, H. Troy Nagle, IEEE Transactions on biomedical engineering, vol. 37, No. 1, January 1990. 5. Clifford GD. Model-based filtering, compression and classification of the ECG / GD Clifford, A Shoeb, PE McSharry, BA Janz // IJBEM. – 2005. – vol. 7, No. 1.

ПРИМЕНЕНИЕ ЭКСПРЕСС-ДИАГНОСТИКИ НА ОСНОВЕ ЭФФЕКТА КИРЛИАН В ИНФОРМАЦИОННОЙ СИСТЕМЕ РЕАБИЛИТАЦИИ СТУДЕНТОВ С ОСОБЕННЫМИ ПОТРЕБНОСТЯМИ

Семенец В.В., Подпружников П.М., Левенец А.С., Кучук Н.Г.*
Харьковский национальный университет радиоэлектроники
(61166, Харьков, пр. Ленина, 14, ПНИЛ ИТТ, тел. (050) 403-10-01),
*Харьковский национальный университет им. В.Н.Каразина
(Харьков – 087, Площадь Свободы 4, тел. (057) 707-56-33)
e-mail: gps_hnure@rambler.ru

Now more and more actual there are the questions connected with use of modern computer systems of diagnostics of functional infringements in a human body which lead to various diseases. Methods existing by the current moment and means of the express analysis of conditions of bodies and human body systems not completely satisfy research of a psychomotility, warm activity to requirements at inspection of the big contingent of people and necessity of reception of fast results. It forces to search for new technical decisions of hardware and program diagnostics. One of modern ways of such analysis is the method of gas-discharge visualization (GDV).

В настоящее время все более актуальными становятся вопросы, связанные с использованием современных компьютерных систем диагностики функциональных нарушений в организме человека, которые приводят к различным заболеваниям.

Существующие на текущий момент методы и средства экспресс-анализа состояний органов и систем организма человека (исследование психомоторики, сердечной деятельности и др.) не полностью удовлетворяют потребностям при обследовании большого контингента людей и необходимости получения быстрых результатов. Это заставляет искать новые технические решения аппаратной и программной диагностики. Одним из современных способов такого анализа является метод газоразрядной визуализации (ГРВ) [1, 2]. В этой области перспективным направлением является разработка программного комплекса анализа изображений, полученных при применении метода газоразрядной визуализации (кирлианографии), позволяющего проводить компьютерную экспресс-диагностику состояния человека.

Целью данной работы является разработка методов экспресс-диагностики и аппаратно-программного комплекса (АПК) на основе эффекта Кирлиан для исследования состояния здоровья студентов с особенными потребностями (СОП).

Объектом исследования является процесс мониторинга состояния здоровья студентов СОП. Предметом исследования является экспресс-диагностика состояния здоровья студентов СОП на основе эффекта Кирлиан.

Для проведения экспресс-диагностики был разработан прибор ГРВ, структурная схема которого приведена на рисунке 1.

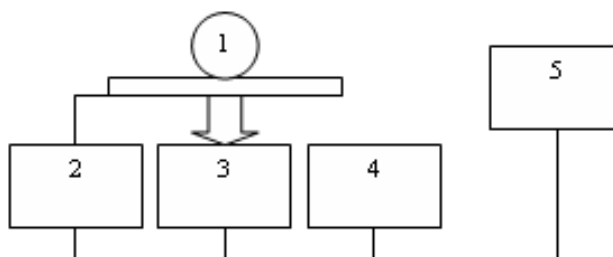


Рис.1. Структурная схема прибора ГРВ

Исследуемый объект (палец пациента) (1) помещается на поверхности диэлектрической прозрачной пластины, на которую подаются импульсы от генератора

(2), для чего на обратную сторону пластины нанесено прозрачное токопроводящее покрытие. При высокой напряженности поля в газовой среде пространства контакта объекта (1) и пластины развивается газовый разряд, параметры которого определяются свойствами объекта. Свечение разряда с помощью оптической системы и камеры (3) преобразуется в видеосигналы, которые поступают в виде одиночных кадров или серии кадров в компьютер (5). Микроконтроллер (4) служит для управления генератором и связи прибора с ПК. Специализированное программное обеспечение (ПО) позволяет провести обработку изображений (ГРВ-грамм), представляющих собой пространственное распределение освещенности на ПЗС-матрице, зависящее от состояния исследуемого объекта. Первичным процессом является процесс взаимодействия электромагнитного поля (ЭМП) с объектом исследования, в результате которого при определенной напряженности ЭМП с поверхности объекта эмитируются заряженные частицы и фотоны, участвующие в инициировании начальных фаз газового разряда. Основная информация извлекается из характеристик свечения.

Обработка полученных ГРВ-грамм производится с использованием оригинальной разработанной авторами компьютерной программы.

В процессе обработки ГРВ-граммы рассчитываются следующие параметры [3]: 1) площадь свечения – количество точек изображения с ненулевой интенсивностью, не удаленных при фильтрации шума; 2) нормализованная площадь - отношение площади свечения к площади вписанного эллипса (устраняет зависимость площади от физического размера пальца испытуемого); 3) средняя интенсивность свечения – средняя интенсивность рассчитанная по всем точкам изображения с ненулевой интенсивностью, не удаленных при фильтрации шума; 4) количество фрагментов – количество восьмисвязных фрагментов свечения, площадь которых превышает минимальную площадь фрагмента; 5) коэффициент формы; 6) средний радиус изолинии; 7) нормализованное СКО радиуса изолинии; 8) длина изолинии; 9) энтропия по изолинии; 10) фрактальность по изолинии; 11) радиус вписанного круга.

При обработке полученных данных выделяются существенные признаки, присущие конкретному человеку, и сравниваются с нормальными статистическими показателями. Определенные категории людей (например, инвалиды, молодёжь из группы риска, к которым относятся и студенты СОП) в зависимости от нозологии имеют существенные отклонения от нормы в определенных фрагментах. Программа ПК выделяет и регистрирует существенные отклонения и заносит их в базу данных. В дальнейшем при проведении экспресс-диагностики проводится не всё обследование, а часть его, дающая информацию о зонах рисках данного пациента (печень, позвоночник, желудок и т.д.).

Сравнение диагностических параметров, полученных в результате обработки ГРВ-изображений, снятых в различные дни и в различных условиях, показало стабильность для практически здорового человека и существенных отклонений при изменении состояния органов и систем организма человека при первых признаках заболевания.

Использование разработанного АПК и методики экспресс-диагностики позволяет ускорить процесс диагностики студентов СОП, сократить время необходимое для коррекции их состояния, улучшить систему реабилитации, приблизив её к реальному времени.

Разработанный АПК входит в информационно-аналитическую систему учёта и реабилитации студентов СОП университета.

Список литературы: 1. Коротков К.Г. Эффект Кирлиан / СПб., 1995. - 218 с. 2. Коротков К.Г. Основы ГРВ биоэлектрографии / СПб.: СПбГИТМО, 2001. - 360 с. 3. Муромцев Д.И. Автоматизированная система обработки и анализа динамических ГРВ грамм биологических объектов: автореф. дис. канд. техн. наук: 05.12.06/ СПб., СПбГУИТМО, 2003. - 18 с.

МОЖЛИВОСТІ СУЧАСНОГО ІНФОРМАЦІЙНО-КОМП'ЮТЕРНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ПРОМЕНЕВОЇ ТЕРАПІЇ

^{1,2}В.П. Старенький, ^{1,2}Л.Л. Васильєв, ²Л.О. Авер'янова

¹ ДУ «Інститут медичної радіології ім. С.П. Григор'єва НАМН України»
61024, Харків, вул. Пушкінська, 82, тел. (057) 704-14-61

²Харківський національний університет радіоелектроніки
61166, Харків, пр. Леніна, 14, каф. біомедичних електронних пристроїв та систем,
тел. (057) 702-13-64, E-mail: liandr@ukrpost.ua ; факс (057) 702-11-13

This paper is devoted to discussion of the problem of innovative treatment equipment installation. The use of capabilities of up-to-date computing & communications environment and specialized oncology information systems allows essentially improve the treatment plan management and realization and increase staff practice efficiency.

Вступ. Значне зростання рівня захворюваності та смертності від онкологічних захворювань є глобальною медико-соціальною проблемою суспільства. Відомо, що лікування онкозахворювань у всьому світі належить до категорії найбільш складних та високовартісних медичних технологій.

Серед визнаних у світі сучасних методів лікування онкозахворювань найбільш перспективною є променева терапія (ПТ), яка застосовується у понад 60 % випадків самостійно і поєднано з іншими методами.

Одним з найбільш актуальних завдань сучасної онкології є удосконалення технологічного забезпечення променевої терапії шляхом застосування новітніх комп'ютерно-комунікаційних засобів.

Мета роботи. Аналіз функціональних можливостей та шляхів удосконалення сучасного інформаційно-комп'ютерного забезпечення променевої терапії.

Результати дослідження. Сучасний процес передпроменевої підготовки та самої ПТ є багатоетапним і технологічно насиченим. Радіотерапевтичні комплекси останньої генерації неможливо уявити без потужного інформаційно-комп'ютерного забезпечення. Завдяки його застосуванню у радіотерапії забезпечуються такі унікальні технічні можливості:

- повна інформаційна інтеграція систем діагностики, передпроменевої підготовки та ПТ;
- функціональна сумісність комп'ютерно-комунікаційного обладнання та апаратних засобів радіотерапії;
- швидкісний обмін даними між окремими компонентами радіотерапевтичного комплексу в режимі on-line;
- інтелектуалізація процесу обробки та аналізу клінічної інформації;
- високий рівень автоматизації управління радіотерапевтичним обладнанням.

Всі ці нові інформаційні та технічні можливості дозволяють створити у радіотерапевтичному відділенні якісно нове робоче середовище – віртуальний інтелектуальний простір. Він реалізується як мережева комп'ютерно-інтегрована організаційна структура, яка складається з неоднорідних агентів, розташованих та взаємодіючих на відстані один від одного.

У реальних клінічних умовах ця структура передбачає інтенсивну взаємодію спеціалістів та підрозділів клінік (відділень) у віртуальному просторі за допомогою найновіших інформаційних та комунікаційних технологій. Ця взаємодія забезпечує високий рівень співробітництва та координації дій медичного персоналу, що врешті-решт підвищує клінічну та економічну ефективність сучасних медичних технологій.

Основою побудови віртуального інтелектуального середовища є **інформаційні управляючі системи (ІУС)**. Для центрів радіотерапії розробляються спеціалізовані онкологічні ІУС, які зосереджують у собі всі функціональні можливості окремих підрозділів та організують повний цикл операцій з підготовки та проведення радіотерапії.

Сучасна онкологічна ІУС є спеціалізованою комп'ютерною системою, яка базується на архітектурі «клієнт-сервер». До апаратної складової цієї системи входять сервери, робочі станції та мережеве комунікаційне обладнання.

Інформаційна складова онкологічної ІУС містить адміністративні, діагностичні та клінічні дані, а також дані топографії, дозиметрії, дані про режими роботи радіотерапевтичного апарата тощо.

Сучасні ІУС, які працюють на базі швидкодіючих інформаційно-комунікаційних засобів, здатні забезпечити медикам зручний доступ до службової інформації, яка може бути опрацьована та проаналізована в режимі реального часу. Проте при роботі в межах онкологічної ІУС медичний та технічний персонал має обмежений доступ до інформації відповідно до службової та професійної ієрархії. Інформація, розміщена в ІУС, захищена від несанкціонованого доступу, увійти до неї можна тільки за допомогою спеціальних особистих паролів.

Важливу роль у структурі ІУС відіграє **система електронного медичного документування**, функцією якої є консолідація медичної інформації (текст, зображення) у єдиний керований потік даних у межах локальної комп'ютерної мережі відділення.

Застосування електронної медичної документації докорінно змінює характер праці персоналу радіотерапевтичного відділення: скорочується кількість «паперових» документів, зменшується частка рутинних операцій та вірогідність випадкових похибок, зростає швидкість обміну інформацією між окремими підрозділами відділення.

Електронний формат даних дозволяє вносити до історії хвороби не тільки текстову, але і графічну (візуальну) інформацію: фотографії пацієнта, його укладки, цифрові діагностичні зображення, плани лікування, індивідуальні карти ізодоз тощо.

Онкологічні ІУС нового покоління реалізують не тільки задачу глобального управління адміністративною та клінічною інформацією, але й надають можливість інтелектуального аналізу цієї інформації.

Як бачимо, застосування більш сучасної ІУС значно змінює підходи до організації роботи радіотерапевтичного відділення та клініки в цілому. На жаль, за нинішніх умов важко відразу реалізувати на практиці всі доступні можливості сучасних онкологічних ІУС, адже, як правило, у нас вони інсталиються у найбільш економній конфігурації. Очевидно, що слід поступово нарощувати технічні можливості відділення – підключати до ІУС нові робочі станції, діагностичні апарати тощо.

Перелік доступних опцій ІУС показує, що ними мають оволодіти не тільки лікарі, фізики та інженери, але й середній медичний та технічний персонал. Отже, необхідно організувати навчання та стажування персоналу, забезпечити високий рівень його комп'ютерної грамотності.

Висновки. Застосування радіотерапевтичної техніки нової генерації докорінно змінює принципи організації та забезпечення радіотерапевтичної допомоги завдяки впровадженню спеціалізованих онкологічних інформаційних управляючих систем.

Забезпечення сучасного рівня радіотерапії відповідно до світових стандартів потребує постійної модернізації організаційно-технічної інфраструктури радіотерапевтичних центрів.

До роботи у радіотерапевтичних відділеннях необхідно широко залучати спеціалістів з комп'ютерної обробки інформації, комунікаційних технологій та системного адміністрування.

SPEECH ENHANCEMENT IN DIGITAL HEARING AIDS FOR PATIENTS WITH SENSORINEURAL HEARING LOSS

Nechyporenko A.S., Prasol I.V.

Kharkiv National University of Radio Electronics

61166, Kharkiv, 14, Lenin Av., Dep. of Biotech. el. dev. and syst., tel. (057) 702-13-64,

E-mail: alinanechiporenko@gmail.com, nkc@kture.kharkov.ua

The current work is devoted to the problem of improving speech intelligibility in digital hearing aids for patients with sensorineural hearing loss. The auditory filter of hearing impaired is wider than that of normal hearing people. The representation of cochlear frequency resolution is achieved in terms of auditory filter equivalent rectangular bandwidths (ERB). Proposed algorithm formulation based on compression along the frequency axis using calculation ERB.

Introduction. A patients with sensorineural hearing loss may retain the ability to communicate one-to-one in a quiet low-reverberation environment and benefit from: the considerable redundancy in speech; the presence of many contextual cues; in the case of an elderly person, a lifetimes auditory pattern recognition and language interpretation experience; knowledge of the location of the speaker by visual or other non-acoustic means; the ability to exploit “spectral contrast” and to perform a degree of monaural lateralisation in those with unilateral hearing deficiency; the likelihood that many sufferers may be able to use binaural lateralisation through access to low frequency signals. Individuals with sensorineural hearing loss have more difficulty understanding speech compared to those with normal hearing [1]. This effect is compounded in diverse environments that may contain time varying cues/signals or multiple competing speakers. This increased difficulty in understanding speech in noise. Hearing aids incorporate different strategies to compensate for reduced audibility and for suprathreshold processing deficits. These strategies include frequency-dependent amplification, compression, and directional microphones. Hearing aids based on digital signal processing may also include algorithms for feedback cancellation and active noise reduction. Thus, signal processing algorithms have received increasing attention in recent years for improving the design of hearing devices and for evaluating acoustic theories of peripheral auditory system.

The main point of work. One of well-known methods to improve speech intelligibility in digital hearing aids is the frequency compression of critical bands. In this method each of critical bands was compressed along the frequency axis in light of the shape of the auditory filters hearing-impaired people [2]. Authors measured the shapes of critical bands of subjects with the notched-noise method [3]. An input speech signal was divided into frames with a frame length of 512 samples, a frame shift of 128 samples and windowed by the Hamming window. Next, the signal for each frame was transformed from the time domain to the frequency domain by FFT. After the amplitude and phase spectra of the FFT were calculated, a compressed amplitude spectrum was computed for each band. The compression was done for the amplitude spectrum toward the center of each critical band along the frequency axis. The compression rate ranged from 10% to 90%. Next, the amplitude spectrum after piece-wise compression was multiplied by the original phase spectrum. Finally, the overlap-add (OLA) technique was applied to the IFFT of the product from the previous step to obtain the final signal. The stimuli were normalized by the RMS. Figure 1 shows the block-diagram of this technique.

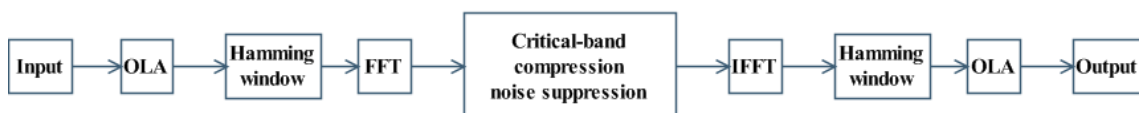


Fig. 1. Block diagram of the FFT-based approach

Proposed compression strategy is effective for individual subject, when the compression rate is adjusted properly and improved the quality and intelligibility of speech sounds for

hearing impaired subjects. However, present-day experimental studies estimating degraded frequency resolution in listeners with sensorineural hearing loss have used the ERB scale and not the critical band scale [3, 4]. In this work we propose to use the ERB scale in enhancement algorithm exactly, because it takes into account individual peculiarities of hearing losses (broadening of the auditory filters) of the patients with sensorineural hearing loss. Thus, proposed algorithm formulation consists of three basic phases: calculation the auditory filter bandwidth in impaired ears, frequency compression in each band and noise suppression. For noise reduction, for example, it is reasonable to use GMMSE-AMT[ERB] algorithm [4], because this study describes a new noise suppression scheme for hearing aid applications based on the auditory masking threshold (AMT) for individual subjects with hearing loss.

Experiment and results. Ten sensorineural hearing impaired subjects (5 males, 5 females; aged 42–83 years) participated in the experiment. The speech audiometric tests are used to achieve these aims. The subjects showed different types and degrees of sensorineural hearing loss. The experiment was controlled by a personal computer and was conducted in a soundproof room. Patients made pair-wise subjective comparison between the original sounds and processed sounds, and they could play each sound as many times as needed. Results are presented in a table 1.

Table 1

Intelligibility of speech

Degree of hearing loss	Compression rate (%)	Intelligibility (initial)	Intelligibility (after listening of processed sounds)
IV	0	50	50
IV	10	45	50
IV	20	40	55
III	30	45	55
IV	40	45	65
IV	50	40	45
III	60	50	55
III	70	55	60
IV	80	40	40
III	90	50	55

Table 1 shows that the best scores for intelligibility are in range from 20% to 40% compression rate. Experiment results have shown that most of listeners consistently preferred the processed speech to the original one. According to this results, the compression along the frequency axis using calculation ERB and FFT-based approach improved the intelligibility of speech sounds for sensorineural hearing impaired subjects. The study will be used to develop processing algorithms audio signals in hearing instruments.

Reference. 1. Moore B.C.J. An Introduction to the Psychology of Hearing. – San Diego:- Academic Press. – 2003. – 346 p. 2. K. Yasu, K. Kobayashi, K. Shinohara, M. Hishitani, T. Arai and Y. Murahara Critical-band compression method for digital hearing aids. - Proc. Forum Acusticum, Sevilla – 2002, p. 159-162. 3. A. Natarajan, J. H. L. Hansen, K. H. Arehart, J. Rossi-Katz An Auditory-Masking-Threshold-Based Noise Suppression Algorithm GMMSE-AMT [ERB] for listeners with Sensorineural Hearing Loss. – EURASIP Journal on Applied Signal Processing 2005:18, p. 2938–2953 4. Irino T. A dynamic compressive Gammachirp auditory filterbank / T. Irino, R.D. Peterson // IEEE Transactions on audio, speech, and language processing, № 14, 2006, p.347-360.

**АНАЛИЗ МЕДИКО-СОЦИАЛЬНОЙ ИНФОРМАЦИИ ДЕТЕЙ С
ОГРАНИЧЕННЫМИ ВОЗМОЖНОСТЯМИ С ЗАБОЛЕВАНИЯМИ
ОРГАНОВ КРОВООБРАЩЕНИЯ**

Толмачева С.Р.

ГУ «Институт охраны здоровья детей и подростков АМН Украины»

61153, г.Харьков, пр. 50-летия ВЛКСМ 52-А, тел.: (057) 62-80-03,

e-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

Clinical peculiarities in the diseases course and the state of different organs and systems were studied in 115 disabled children aged 7 to 18 with diseases of circulation organs. It was established that in children disorders related to CNS (90,0%) were more frequent. Families with disabled children experience combined harmful influence of negative factors such as medico demographic, psychological, and socio-hygienic. There was revealed a low medical activity in the families. The necessity of intensifying parental medical activity for prevention of maladjustment in children has been proved. In the families from the group under study, especially in the families with disabled children, there were revealed a significant number of negative factors having medico-demographic, socioeconomic, and psychological character.

Болезни сердечно-сосудистой системы в Украине занимают первое ранговое место по распространенности, в 65,2 % случаев они являются причиной смерти больных и составляют третью часть причин инвалидности. Настораживает тот факт, что у каждого третьего пациента с заболеваниями органов кровообращения устанавливают первичную инвалидность, 20,0% из них – больные трудоспособного возраста. Поэтому одной из актуальных проблем современной медицины является своевременная диагностика и проведение реабилитационных мероприятий у детей с патологией сердечно-сосудистой системы с целью предупреждения развития хронической сердечной недостаточности, сосудистых катастроф, т.е. инвалидизации ребенка.

На базе отделения кардиоревматологии института проведено комплексное клинико-социологическое обследование 115 детей-инвалидов в возрасте 7-18 лет с заболеваниями органов кровообращения (сложные нарушения ритма и проводимости, кардиомиопатии, врожденные пороки сердца) с целью верификации основного диагноза и выявления изменений со стороны других органов и систем. Для раннего выявления изменений со стороны нервной системы детям проводили электроэнцефало-, эхоэнцефало- и реоэнцефалографию с последующей консультацией психоневролога, для установления типа отношения к своему заболеванию использовали «Личностный опросник Бехтеревского института» (ЛОБИ), уровня личностной адаптированности к внутреннему и внешнему миру методику А.В. Фурмана «Насколько ты адаптирован к жизни?», уровень эмоционального стресса определяли по данным теста Люшера. В социологическом исследовании принимали участие 327 городских семей, имеющих детей с заболеваниями органов кровообращения, из них 120 семей с детьми-инвалидами (основная группа). Контрольную группу составили 151 семья, воспитывающая здорового ребенка. Анализ условий и образа жизни семей проводили по данным анкеты, разработанной автором и методом интервьюирования.

Статистическая обработка данных проведена с помощью прикладных программ в системе Excel на ПК IBM PC.

Согласно современной концепции ВОЗ, условием для назначения инвалидности является не сама болезнь, а ее последствия. В соответствии с Международной классификацией нарушений, ограничений жизнедеятельности и социальной недостаточности у детей-инвалидов с патологией органов кровообращения происходят сложные висцеральные, метаболические, психологические и двигательные нарушения, расстройства питания, которые формируют различные ограничения жизнедеятельности. Это снижение способности передвигаться, владеть телом при решении некоторых бытовых задач, ухаживать за собой и общаться с окружающими. Социальная

недостаточность детей, в значительной мере, обусловлена ограничением физической независимости, получении образования и способности к интеграции в общество.

В результате проведенного клинико-инструментального обследования установлено, что кроме изменений в сердечно-сосудистой системе, приведшей к инвалидизации ребенка, выявлены нарушения со стороны других органов и систем.

Практически у всех детей-инвалидов с заболеваниями органов кровообращения (90,0%) диагностируются различные изменения со стороны нервной системы – от неспецифических астенических до оформленных психопатологических синдромов. В 54,2% случаев отмечалось органическое поражение центральной нервной системы, это связано с тяжестью патологии с развитием сердечно-сосудистой недостаточности, в результате которой развивается гипоксия, нарушения гемодинамики с дисциркуляторными и дисметаболическими расстройствами в системе сосудов головного мозга, которые приводят к органическим изменениям.

Особую значимость приобретают вопросы, касающиеся причин психической дезадаптации, определения путей и средств ее своевременного выявления и коррекции.

У 27,5% детей-инвалидов с патологией органов кровообращения выявлен высокий уровень эмоционального стресса, который способствует формированию соматопсихических нарушений.

Отношение к своему заболеванию, особенно хроническому, является важным образованием самосознания больного и может оказывать существенное влияние на клинические проявления, течение и прогноз заболевания. Содержательная сторона отношения к болезни может выступать в качестве источника дополнительных психотравмирующих переживаний, влиять на формирование неврозоподобных расстройств и изменять общий уровень адаптации больного. При анализе данных установлено, что у детей-инвалидов с заболеваниями органов кровообращения чаще (60,9%) встречаются типы отношения к болезни, относящиеся к первому блоку шкал (гармоничное, эргопатическое и анозогнозическое). В 27,7% случаев диагностируются типы с интрапсихической направленностью, а в 6,2% - интерпсихической, которые свидетельствуют о наличии личностной дезадаптации больного в связи с заболеванием.

У 28,5% детей школьного возраста выявлена дезадаптированность к внешнему и внутреннему миру, а у 31,1% - неадаптированность. Рассматривая содержательно различные факторы социальной адаптации, представленные в самооценке опрошенных, можно отметить, что факторами дезадаптации для больных детей является школа и внесемейное окружение.

В педиатрии важная роль принадлежит семье больного ребенка в выполнении индивидуальных программ реабилитации. Известно, что наличие ребенка-инвалида в семье, является фактором высокого социального риска и предопределяет его замкнутость, нарушение процесса адаптации и дальнейшей интеграции в общество. Нашими исследованиями установлено, что только 29,3% родителей в полном объеме выполняют рекомендации специалистов по продолжению лечения в домашних условиях. Это свидетельствует о пессимизме родителей и их крайне низкой медицинской активности.

При анализе анкет респондентов выявлены негативные социальные факторы: высокий удельный вес (6,0%) юных первородящих матерей (до 18 лет) в семьях с детьми-инвалидами (1,5% - в группе сравнения $p < 0,05$); превалирование неполных семей (мать одна воспитывает ребенка с ограниченными возможностями-30,0% и 17,9 %, $p < 0,02$); дисгармоничные отношения в семьях с детьми-инвалидами ((13,6 % против 5,9 %, $p < 0,05$). Показательна цифра неработающих матерей – 36,5 % в основной группе ($p < 0,01$), 22,0 % - сравнения и 20,0 % - контрольной. Причем половина из них относится к домохозяйкам, часть из них не работает, так как ухаживает за ребенком-инвалидом, а другая - состоит на учете биржи труда. Семьи, воспитывающие детей с заболеваниями органов кровообращения, находятся в трудном материальном положении: у 72,5 % семей основной группы и 40,5 % сравнения уровень материального благосостояния достоверно

($p < 0,001$) ниже среднего, чем в группе контроля (33,7 %). Несмотря на все действующие законы и юридические права в отношении данного контингента, многие семьи находятся в тяжелом материальном положении и более половины, стремясь повысить свой экономический уровень, вынуждены трудиться в должности, не соответствующей полученному образованию. На формирование здоровья ребенка и психологический климат в семье огромное влияние оказывают вредные привычки родителей (табакокурение и злоупотребление алкоголем). Установлена высокая распространенность вредных привычек у родителей изучаемых групп – 98,7 % среди родителей здоровых подростков и 68,4 % - с заболеваниями органов кровообращения. Известно, что поведение детей в семье тесно связано со стилем поведения их родителей. Выявлено, что больные подростки достоверно ($p < 0,001$) чаще имеют вредную привычку – курение табака, чем их здоровые сверстники (11,7 % против 3,3 %). Но, выявленные цифры табакокурения здоровыми подростками не отображают истинной картины, так как известно, что в популяции эта цифра составляет от 20 до 40 %. Сложности, испытываемые при уходе за больным ребенком, трудное материальное положение, замкнутость в общении с окружающими людьми, злоупотребление алкоголем накладывает отпечаток на микроклимат и отношение между членами семьи. Дети-инвалиды с патологией сердечно-сосудистой системы чаще испытывают трудности в общении с окружающими, чем их сверстники: только 71,7 % детей основной группы не отмечали трудностей в общении с родителями и их сверстниками, в то время, как в группе сравнения 88,7 % обследованных ($p < 0,001$), а контрольной – 82,1 % ($p < 0,05$).

Определены критерии прогноза неблагоприятных психологических и социальных факторов в исследуемых группах с использованием неоднородной последовательной процедуры А. Вальда и А.А. Генкина. Высокую прогностическую информативность (И) имеют: средний уровень стресса у детей (И=1,38), их дезадаптированность (И=1,04) и неадаптированность (И=0,88), профессиональная занятость родителей (работают не по специальности отец – И=9,10 и мать – И=5,71), вредные привычки матери – табакокурение (И=5,37), неполные семьи (мать одна воспитывает больного ребенка; И=4,62), возраст матери при рождении ребенка 26-30 лет (И=1,69), низкое материальное благосостояние семьи (И=0,94) и др.

Таким образом, семьи, воспитывающие детей с патологией сердечно-сосудистой системы и тем более инвалидов, испытывают множество негативных факторов медико-демографического, социально-экономического и психологического характера. Наличие ребенка с ограниченными возможностями является фактором высокого социального риска и предопределяет его замкнутость, нарушение процессов адаптации и дальнейшей интеграции в общество. Большинство факторов риска является управляемыми и устранимыми. Следовательно, при активном и своевременном их выявлении и устранении, а также согласованной работе всех заинтересованных служб, можно снизить уровень инвалидизации среди детей с заболеваниями органов кровообращения.

ИССЛЕДОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЭТИОЛОГИЧЕСКОГО ФАКТОРА НА СОСТОЯНИЕ СИСТОЛИЧЕСКОЙ ФУНКЦИИ СЕРДЦА У ДЕТЕЙ С ПАТОЛОГИЕЙ МИОКАРДА

Порван А.П., Рак Л.И., Высоцкая Е.В., Сватенко О.А.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр. Леніна, каф. біомедицинських електронних пристроїв і систем, тел.

(057) 702-13-06, (057) 702-13-43 ,

E-mail: diagnost@kture.kharkov.ua

This paper investigates the influence of etiology on the state of systolic cardiac function in children with pathology of the myocardium. As a result of it was found that the inflammatory nature of the pathology of the myocardium did not significantly affect the reduction of pump and contractile function of heart disease in adolescents, which develops against the background

of non-inflammatory pathology of myocardial origin as well as on the background and transferred myocarditis.

Приоритетным направлением исследований в кардиологии в последние годы является ранняя, доклиническая диагностика хронической сердечной недостаточности (ХСН). Это связано как с тяжелыми последствиями ХСН (такими, как высокая летальность, утрата трудоспособности и низкое качество жизни больных, большие материальные затраты на лечение), так и с патогенетическими особенностями формирования и прогрессирования данной патологии. Основными причинами, обуславливающими развитие вначале дисфункции сердца, а затем и сердечной недостаточности, являются: 1) потеря числа нормально функционирующих клеток миокарда, к чему чаще всего приводят воспалительные заболевания сердца и токсические влияния; 2) перегрузка сердца объемом или давлением, которая в детском возрасте возникает преимущественно на фоне врожденных пороков сердца. Между тем, патогенетические механизмы, считается, едины и представляют собой взаимосвязанную систему нейрогуморальной активации, процессов ремоделирования миокарда, активации системы цитокинов и свободнорадикальных процессов. В связи с этим представляется интересным и важным проанализировать состояние насосной и сократительной функции миокарда у детей в зависимости от наличия воспалительного фактора в генезе заболевания.

Целью исследования является статистическое доказательство влияния этиологического фактора заболевания на систолическую функцию сердца (фракцию выброса, минутный и ударный объемы левого желудочка) у детей с патологией миокарда воспалительного и невоспалительного генеза.

Были обследованы две группы детей 12-18 лет с патологией миокарда. 59 из них перенесли острый миокардит в среднем $4,65 \pm 0,15$ года назад и составили группу детей с миокардиофиброзом. 150 пациентов имели врожденные малые структурные аномалии сердца, что позволило констатировать у них синдром дисплазии соединительной ткани сердца (ДСТС). С помощью эхокардиографии оценивались структурно-функциональные характеристики сердца: конечно-диастолические и конечно-систолические размеры и объемы левого желудочка (КДР, КДО, ИКДО; КСР, КСО, ИКСО ЛЖ), толщина миокарда задней стенки ЛЖ и межжелудочковой перегородки, диаметр правого желудочка, левого предсердия, фракция выброса (ФВ) ЛЖ, ударный и минутный объемы сердца (УО, МО), рассчитывалось общее периферическое сосудистое сопротивление.

Таким образом, дети с миокардитом в анамнезе и имеющие врожденную ДСТС составили две выборки для решения вопроса: влияет ли этиология патологии миокарда (в первую очередь, наличие воспалительного фактора) на формирование систолической дисфункции и ХСН. В обеих группах часто (в 68,42 % и 80,33 % случаях, соответственно) имел место хронический тонзиллит в стадии ремиссии, дети с другими очагами инфекции исключались из исследования. Лабораторные маркеры воспаления отсутствовали у всех больных (показатели клинического анализа крови и острофазовые белки были в норме), что позволило считать, что у детей с ДСТС отсутствуют клинико-лабораторные признаки воспаления.

Для исследования влияния этиологического фактора на состояние систолической функции сердца у детей с патологией миокарда применили дисперсионный анализ по традиционному «классическому» методу Фишера.

Исследуемым фактором А (независимой переменной) является заболевание, а уровнями фактора: А1 — миокардит в анамнезе, А2 — ДСТС.

Откликом на этиологический фактор заболевания (зависимая переменная) являются показатели систолической функции левого желудочка (фракция выброса, ударный и минутный объемы).

Задача проверки влияния фактора А на значения генеральной совокупности сводится к проверке значимости различий выборочных средних, найденных по выборкам, которые соответствуют уровням фактора А.

Пусть верна нулевая гипотеза о незначимости различий выборочных средних, тогда рассматриваемый фактор не влияет на значение выборочных средних, и факторная и остаточная дисперсии являются несмещенными оценками одной и той же генеральной дисперсии и оказываются приближенно равными.

Вычисления параметров, определяющих влияния независимой переменной на зависимую, были проведены с помощью программы статистической обработки информации SPSS 17.0. Результаты представлены в табл. 1.

Таблица 1.

Результаты дисперсионного анализа.

Источник вариации		Сумма квадратов	Число степеней свободы	Средний квадрат	F набл.	Уровень значимости α
УО	Между группами	137,629	1	137,629	0,557	0,460
	Внутри групп	9890,135	40	247,253		
	Итого	10027,764	41			
МО	Между группами	1,547	1	1,547	0,841	0,365
	Внутри групп	73,569	40	1,839		
	Итого	75,116	41			
ФВ	Между группами	41187,275	1	41187,275	0,942	0,338
	Внутри групп	1748813,669	40	43720,342		
	Итого	1790000,944	41			

Значение критерия Фишера F наблюдаемое оказалось меньше чем F критическое, при уровне значимости α , т.е. наблюдаемое значение критерия не попало в критическую область и, следовательно, нулевую гипотезу о равенстве групповых средних нужно принять.

Таким образом, воспалительная природа патологии миокарда существенно не влияет на снижение насосной и сократительной функции сердца у подростков, которое развивается на фоне патологии миокарда невоспалительного генеза так же, как и на фоне перенесенного миокардита. Патогенетическая терапия препаратами, блокирующими нейроуморальную активацию, показана детям с систолической дисфункцией независимо от фонового заболевания сердца.

Секция 5

НАНОТЕХНОЛОГИИ В БИМЕДИНЖЕНЕРИИ

ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ НАДШВИДКОГО ПОТЕНЦІОСТАТА ДЛЯ ВИРІШЕННЯ ЗАДАЧ БІОМЕДИНЖЕНЕРІЇ

Сніжко Д.В., Рожицький М.М.

Лаборатория аналитической оптоэлектроники,
кафедра біомедичних електронних пристроїв та систем,
Харьковский национальный университет радиоэлектроники,
пр. Ленина 14, Харьков, 61166, Украина; <http://electrohim.kture.kharkov.ua>
E-mail: rzh@kture.kharkov.ua; тел./факс (057) 702-03-69

The paper is devoted to application potential of ultra fast potentiostat utilization in biomedical engineering. Ultra fast potentiostat construction is proposed to resolve tasks of nanoelectrochemistry that it's closely to problem of electrochemical investigation of biological probes at cell level. Increasing electrochemical measurements resolution stay is possible by high sweep voltage mode of ultra fast potentiostat. The ultra fast potentiostat realization opens new possibilities for investigation of biological object and application in different fields of health and biology science.

Вступ

Все більший інтерес у медицині звернено до клітинних технологій. Враховуючи факт роботи клітини як електрохімічної систем де відбуваються багато електрохімічних явищ, дослідження відповідно таких систем особливо інформативно є методами електрохімії. Однак необхідність у зменшенні інструментарію, робота з живими культурами та інші ставлять принципово нові задачі перед аналітичною електрохімією. Їх вирішення відбувається з залученням та розвитком апарату наноелектрохімії – області що займається дослідження нанорозмірних структур, та залученням нанотехнологій у вирішенні задач електрохімії, включаючи її аналітичні використання. Отже, розглядаючи клітину як складну нанопорядковану електрохімічну систему, стає актуальним розробка та впровадження електрохімічної технології, що дозволить проводити дослідження на рівні клітинної організації. Це, безумовно, дозволить вирішити важливі питання біомедичної інженерії у проведенні досліджень функції елементів мембрани, механізмів іонного транспорту та процесів метаболізму клітини. Враховуючи зазначене актуальним стають роботи з теоретичного та прикладного дослідження та розробки відповідно технічного інструментарію для реалізації електрохімічних досліджень на рівні однієї клітини.

Робота присвячена огляду проблеми електрохімічних досліджень на клітинному рівні, та оцінки перспектив використання надшвидкого потенціостату, що розроблено авторами, як інструментарію, який дозволяє реалізувати принципи наноелектрохімії та зменшити розміри області електрохімічних досліджень у пробі до нанорівнів. Вирішуються задачі практичного застосування надшвидкого потенціостату для цілей біомедичної інженерії при дослідженні різноманітних об'єктів у рідкому середовищі та вивчення процесів функціонування систем, що супроводжуються електрохімічними явищами.

Метод надшвидкої потенціометрії

Хоча проблема дослідження клітин як електрохімічних систем була поставлена достатньо давно, однак дослідження в цій області остаються обмеженим інструментарієм, що використовується. Для електрохімічних методів це проблема не тільки розмірів електродів, що використовуються при дослідженнях, а також проблема розмірів проби, що встигає залучитися до процесів транспорту речовин під час електролізу та відповідно електрохімічного експерименту. Оскільки на результати електрохімічних досліджень впливають зміни, що трапляються у так званій дифузійній приелектродній області, отже підвищення роздільної здатності та відповідно зменшення області що залучена до електрохімічного експерименту можливо за умови зменшення дифузійного шару. Залучення швидкісних вимірів та відповідно використання надшвидкого потенціостату

необхідно для введення розмірних обмеження на приелектродну дифузійну область, що формується під час електрохімічних процесів на електроді.

Оцінка ефективного розміру щільного дифузійного шару може бути проведена за виразом $2(D_0t)^{1/2}$, де D_0 – коефіцієнт дифузії окисленої (чи відновленої) форми речовини на електроді, t – час експерименту, тобто час за який здійснюється транспорт окисленої (чи відновленої) форми речовини, що утворилась на електроді. Відповідно для зменшення області дифузійного шару що залучається до експерименту можна контролювати за допомогою двох факторів. Перший - це склад середовища, будова розчинника, які використовуються при дослідженні, його зміна звісно обмежена для біологічних проб, це примусово водні розчини для яких коефіцієнт дифузії мало змінюється та складає величину $D_0=5 \times 10^{-6}$ см²/с. Отже іншим фактором впливу є час експерименту. Для його зменшення необхідно використовувати достатньо швидкі виміри, а отже застосовувати нестационарні методи електрохімічних досліджень. Розвиток останніх для області мікро- та нанорозмірних електродів є відкритою задачею, що потребує побудови не тільки теоретичного апарату відповідних процесів, що мають місце у електрохімічних композиціях, а й розробка принципово нової інструментальної бази, перш за все, надшвидкого потенціостату, конструкція якого запропонована в роботі.

Виходячи з розрахунків щодо підвищення роздільної здатності електрохімічних методів аналізу можна зазначити, що для досягнення нанорозмірного рівня дифузійного шару необхідно забезпечувати час проведення електрохімічного експерименту аналізу не довше ніж декілька мікросекунд. Відповідно для таких методик як вольтамперометрія необхідно здійснювати лінійну розгортку потенціала зі швидкістю мегавольт за секунду, що є складною технічною задачею за умови необхідності водночас проводити потенціостатування електрохімічної системи, що досліджується. Враховуючи факт відсутності подібної техніки на ринку та майже відсутності розробок в цьому напрямку на тлі зростання наукового інтересу та появи все більшого числа наукових робіт присвячених наноелектрохімії та можливості реалізації надшвидкого вольтамперометричного методу електрохімічних досліджень свідчить високою потенціалі та перспективності робіт з розробки та використання надшвидкого потенціостату.

Проведені моделювання роботи надшвидкого потенціостата, запропонованої конструкції на сучасній елементній базі в прикладному пакеті Multisim 13.0 продемонстрували можливість використання потенціостату в режимі розгортки потенціалу з швидкістю до 20 МВ/с при цьому забезпечується струм поляризації протиелектрода у 100 мА амплітудою у ± 15 В, точність визначення потенціалу електроду порівняння складає ± 1 мВ, діапазон виміру струму через робочий електрод – від 100 пА до 1 мА. Працездатність запропонованої технології побудови надшвидкого потенціостату також перевірена на дослідному зразку при проведенні досліджень електрохімічної композиції що складалася з 0,5 моль/л тетрабутіламонію перхлорату та 0,01 моль/л 9,10-діфенілантрацену в ацетонітрилі.

Висновки

Запропонований інструментарій та відповідний метод над швидкої вольтамперометрії може бути особливо корисним при проведенні досліджень механізмів розповсюдження нервових збуджень у нервових тканинах та виникнення мембранних потенціалів у клітині, вплив препаратів та різноманітних чинників на ці процеси, роль структурних елементів клітини на наведені процеси. Вивчення принципів функціонування та факторів впливу на ці процеси дозволить отримати знання, що допоможуть при вирішенні питань лікування хвороб, пошуку нових лікарських препаратів та вдосконалення існуючих. Поєднання надшвидкого потенціостату з скануючи ми методиками з використанням нанорозмірних електродів надасть змоги значно підвищити роздільність електрохімічного скануючого мікроскопу відкривши принципово нові технічні можливості для наукових та прикладних дослідницьких робіт в області біоінженерії.

Роботоспроможності запропонованої у роботі схеми надшвидкого потенціостата

доведена за допомогою теоретичні та експериментальні дослідження, що підтвердили стабільність його роботи в широкому діапазоні параметрів електрохімічного експерименту. Роботи проведені в рамках міжнародних проектів Українського науково-технологічного центра №№ 4495, 5067 (керівник д.ф.-м.н., проф. Рожицький М.М.).

НАНОТЕХНОЛОГИЧНЫЙ МЕТОД КОНЦЕНТРИРОВАНИЯ ОПРЕДЕЛЯЕМЫХ В ЭЛЕКТРОХЕМИЛЮМИНЕСЦЕНТНОМ АНАЛИЗЕ ВЕЩЕСТВ

Кукоба Е.А., Рожицкий Н.Н.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

61166, Харьков, пр. Ленина, 14, лаб. Аналитической оптоэлектроники,

каф. БМЭ, тел. (057) 702-03-69,

e-mail: rzh@kture.kharkov.ua

In this work we have discussed a method of analytes preconcentrating for electrochemiluminescent assay technology. The method is based on the use of Langmuir-Blodgett technology for nanoordered molecular films formation.

Введение

Электрохемилюминесцентный (ЭХЛ) метод определения органических соединений, объединивший в себе достоинства люминесцентного и электрохимического методов, является одним из самых чувствительных. Для уменьшения количества определяемого вещества (объема пробы) от объемных ЭХЛ-ячеек перешли к тонкослойным ячейкам, в которых расстояние между рабочим и вспомогательным электродами составляет сотни и даже десятки микрометров. Однако такое техническое решение сделало невозможным использование режима потенциостатирования рабочего электрода, требующего размещения между двумя имеющимися электродами третьего электрода сравнения, миниатюризация которого оказалась крайне сложной задачей. Использование тонкослойного ЭХЛ-сенсора в двухэлектродном варианте резко снизило точность управления потенциалом рабочего электрода и, как следствие, избирательность определения. Другим существенным недостатком традиционного подхода является применение апротонных растворителей вместо доступной дистиллированной воды, в которой далеко не все определяемые соединения растворимы.

Использование технологии Ленгмюра-Блоджетт (ЛБ) позволяет усовершенствовать ЭХЛ метод за счет перевода определяемых веществ из анализируемого объема в ЛБ монослой на поверхности электрода-сенсора и проведения анализа исключительно в водной фазе.

Предлагаемая технология может быть использована, например, для определения содержания в окружающей среде полиаценов, большинство из которых являются канцерогенными веществами. Полиацены образуются в процессе сжигания различных видов топлив (автомобили, коксохимическое производство и т.д.) Определение полиаценов затрудняет то обстоятельство, что они не растворяются в воде, а пребывают в ней в виде наноразмерных частиц. Предлагаемая методика предполагает экстрагирование полиаценов из водной пробы несмешивающимся с водой летучим растворителем (например, хлороформом). Для уменьшения количества растворителя может быть использована технология ультразвукового эмульгирования. В полученный экстракт добавляется необходимое количество амфифильного вещества, способного создавать ЛБ-слои. Полученный раствор наносят на водную поверхность ЛБ-ванны и с помощью подвижного барьера формируют монослой, состоящий из упорядоченных молекул амфифильного вещества, между которыми зажаты молекулы полиаценов. При необходимом давлении сжатия полученный монослой переносят на поверхность электрода-сенсора, который помещается в качестве рабочего электрода в трехэлектродную ЭХЛ-ячейку. Ячейка заполняется водным раствором фоновой электролита, в который добавлено необходимое количество сорбента (например,

трипропиламина). К рабочему электроду прикладывается заданная потенциальная программа и измеряется интенсивность ЭХЛ определяемых полиаценов.

Для определения оптимальных условий проведения предлагаемой аналитической процедуры были проведены исследования модельной системы, в которой использовались полиацены рубрен и 9,10-дифенилантрацен (ДФА), а лангмюровым веществом являлся полиметилметакрилат (ПММА).

Сущность работы

Для формирования монослоев на поверхности электродов-сенсоров использовалась ЛБ-ванна типа LT-102 (рис. 1). Поверхностная структура полученных монослоев контролировалась на наноуровне атомно-силовым микроскопом NT-206. Аналитические исследования проводились при помощи ЭХЛ-анализатора ЭЛАН-3Д (рис. 2).

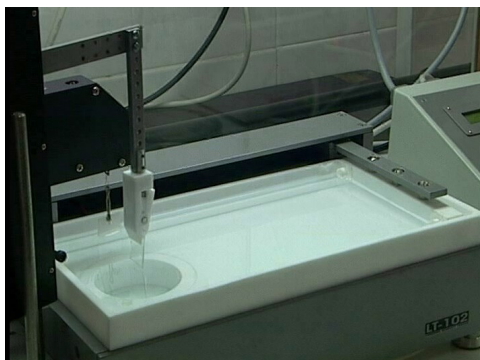


Рис. 1

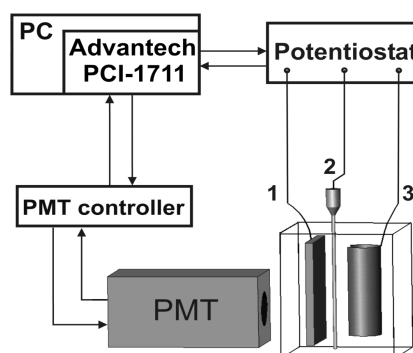


Рис. 2

Проведенные нами ЭХЛ-исследования ЛБ-монослоев на основе ПММА с включенными в них модельными полиаценами (рубрен, ДФА) [1] продемонстрировали возможность включения до $(1\div 2) \cdot 10^{14}$ см⁻² молекул полиаценов в матрицу из ПММА без нарушения ее упорядоченности. Такое предельное количество соответствует $(1,7\div 3,3) \cdot 10^{10}$ молекул полиаценов в анализируемой пробе. Зависимости полученного для данного количества полиаценов аналитического сигнала от приложенного потенциала приведены на рис. 3. При таких условиях аналитический сигнал (фототок ЭХЛ) превышал шум в 16 тысяч раз, что позволяет адекватно уменьшить количество полиаценов в пробе.

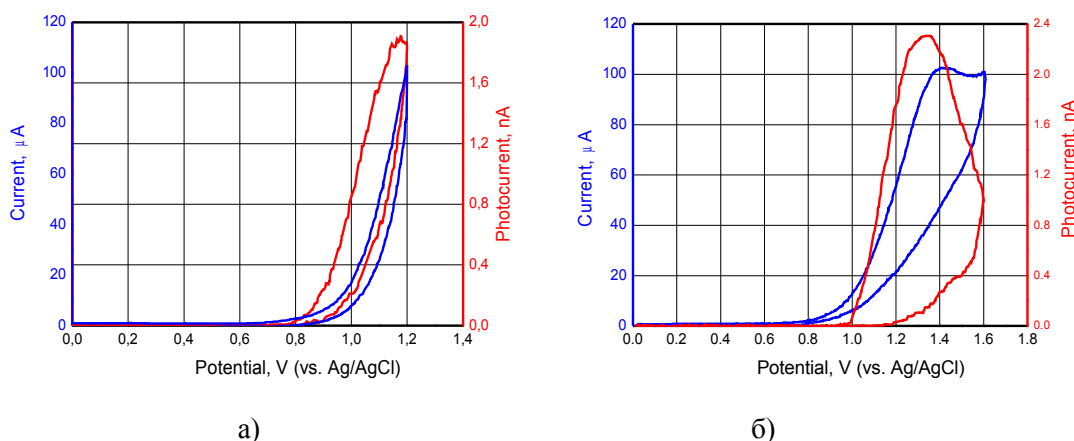


Рис. 3 — Анодные вольтамперограммы (ток) и соответствующая эмиссия ЭХЛ (фототок) ИТО электрода ($S=75\text{мм}^2$), модифицированного ЛБ-пленками ПММА с инкорпорированным рубреном (а) и 9,10-ДФА (б). Растворитель - H_2O ; сорреагент – 10мМ трипропиламин; фоновый электролит - 0,1М LiClO_4 ; $V=100\text{мВ/с}$; $U_{\text{PMT}}=1400\text{В}$

Как видно из приведенной на рис. 4 зависимости аналитического сигнала от количества ЛБ-слоев для модельной системы на основе рубрена, максимальная чувствительность достигается при количестве ЛБ слоев - от одного до трех. Проведенные на модельных системах исследования позволили определить оптимальные условия определения полиаценов: материал электрода-сенсора – ИТО с удельным сопротивлением не более 30 Ом/см²; поверхностное давление при нанесении монослоев - 14÷16 мН/м; сореагент – 10мМ трипропиламин (см. рис. 5) или тетрафенилборат натрия; фоновый электролит – 0,1М перхлорат натрия.

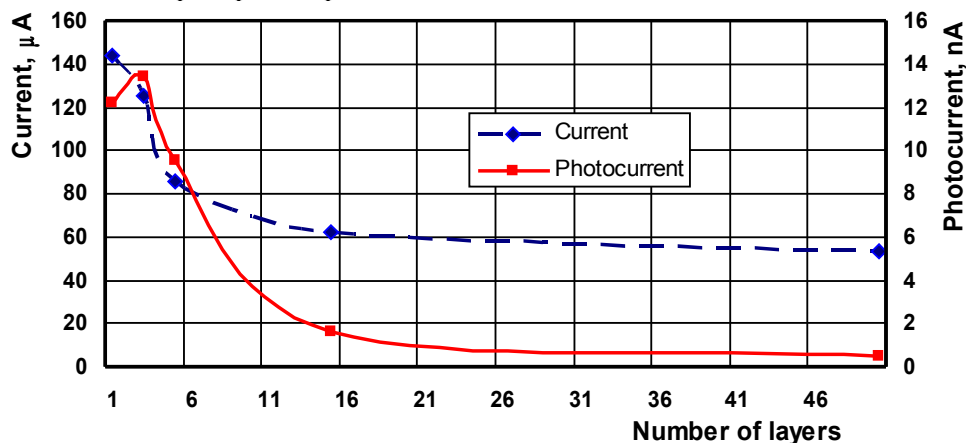


Рис. 4 Зависимости максимумов токов электролиза и соответствующей эмиссии ЭХЛ (фототок) неподвижного электрода из ИТО ($S_{\text{ИТО}}=75\text{мм}^2$), покрытого ЛБ-монослоями с инкорпорированным рубреном, от количества монослоев. Растворитель - H_2O ; сореагент – 10мМ трипропиламин; фоновый электролит - 0,1М LiClO_4 ; $V=100\text{мВ/с}$; $U_{\text{ФЭУ}}=1400\text{В}$.

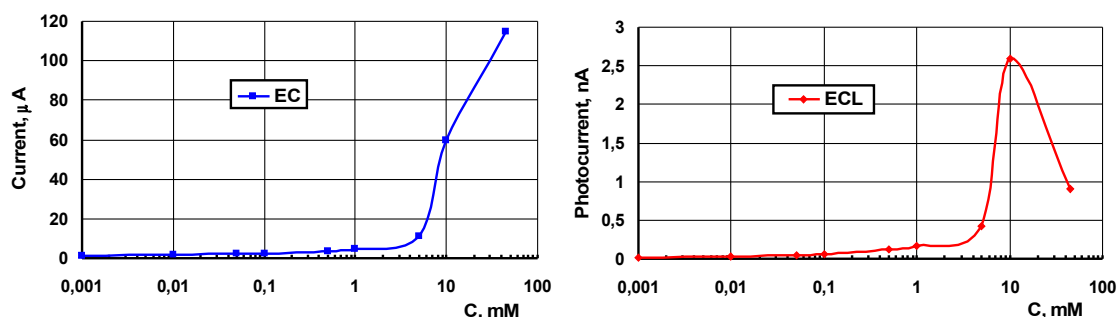


Рис. 5 Зависимость максимального тока поляризации (ток) и максимальной интенсивности ЭХЛ (фототок) неподвижного ИТО электрода ($S=75\text{мм}^2$), модифицированного ЛБ-пленкой ПММА с инкорпорированным рубреном, от концентрации сореагента трипропиламина в H_2O . Фоновый электролит - 0,1М LiClO_4 ; $V=100\text{мВ/с}$; $U_{\text{РМТ}}=1400\text{В}$.

Выводы

Полученные на модельных системах экспериментальные результаты подтверждают значительное увеличение чувствительности электрохемилюминесцентного определения полиаценов за счет использования предложенной микросенсорной лэнгмюровской технологии. Исследованная технология может быть использована в высокочувствительных ЭХЛ-сенсорах, позволяющих определять полиацены при их содержании в анализируемой пробе в интервале 10^{-10} - 10^{-13} молей. Предложен вариант конструкции такого сенсора с использованием модифицированной проводящим алмазоподобным покрытием вспомогательного электрода.

Данная работа выполнена по программам международных проектов 4495 и 5067 Украинского научно-технологического центра, руководитель – проф. Рожицкий Н.Н.

Список литературы

1. Zholudov, Y.; Snizhko, D.; Kukoba, A.; Bilash, H.; Rozhitskii, M. *Electrochimica Acta* 2008, 54, 360.

ADVANCED NANOBIMATERIALS FOR NANO ELECTRONIC IN MEDICINE

*Vitaliy Maksymenko, Oksana Grypych, Elizaveta Pekur Olena Punshchykova
Intercollegiate Medical Engineering Faculty NTUU “KPI”*

Abstract – This article reviews the recent nanobiomaterials development for medical electronics.

Keywords – biological systems, nanostructure, nanoelectronic for medicine, composite powders, magnetic iron based materials, test systems, identification of tumour-associated antigens, skin equivalents, gene therapy.

I. INTRODUCTION

Biological systems are grooving up and existing because of precise functioning of natural nanostructures. Modeling and creation of artificial nanostructures open new era for diagnostic, treatment and preventing incurable diseases of human and nature. The key point for proper application of artificial nanotechnologies and devices for biological processes restoration is a concept of a real and artificial systems isomorphism. This theoretical background was put in to program of new nanotechnologies selection for medical needs.

II. MAIN PART

Our education and scientific activity cover wide area of engineering and health sciences because of permanent partnership programs with prominent institutions of the National Academy of Sciences of Ukraine.

Wide spectrum of such connections and mutual scientific interests lead us to following scientific topics. Composite powders of high purity with controlled particle size, morphology and phase composition using special catalysts and gas media as well as mechanical activation that decrease the temperature for the formation of nitrides, carbides, silicides, magnetic iron based materials and so on. Powders of borides, carbides, nitrides and silicides are used for producing functional, structural, tool, abrasive refractory ceramics, and materials for electronics. Magnetic iron based materials are used for controlled delivery of a drug to the place of its action with optimal rate and in the most efficient way as well as for ferromagnetic therapy of iron-deficient anemia. Test systems for gene diagnostics of severe hereditary diseases and hereditary susceptibility to mass pathologies. Large-scale search for biomarkers of epithelial tumors with unique NotI-microarrays. The complex molecular diagnostics of chronic myelogenous and acute lymphoblastic leukemias using PCR and specific polyclonal antibodies. Identification of tumour-associated antigens for the development of modern immunological approaches of cancer diagnostics and treatment. The development of skin equivalents on the basis of human stem cells cultivated on special carriers in vitro for treatment of massive burns. Gene therapy of insulin-dependent diabetes mellitus and atherosclerosis. Bacterial inoculant KLEPS[®], Microbial community to grow plants on rocks.

III. CONCLUSION

The development of biosensors for environmental control, medicine, food industry, biotechnology according to the specific needs. In these fields, when the stages of certain analytes are estimated or monitored, biosensors are used for these purposes. There is no need of any living organisms or molecules during the routine physical analysis of the biological data. For the purpose of physical analysis using biosensors, cells or small molecules are used. If some of mentioned topics will attract your professional interest, we will be happy to create the project of mutual scientific cooperation.

REFERENCES. 1. Jeffrey N. Roe. Biosensor Development // *Pharmaceutical Research*. — 1992.— V.9.— N.7. — P. 835-844. 2 Sergej V. Dzyadevych, Alexey P. Soldatkin, Yaroslav I.

Korpan, Valentyna N. Arkhypova, Anna V. El'skaya, Jean-Marc Chovelon, Claude Martelet and Nicole Jaffrezic-Renault. Biosensors based on enzyme field-effect transistors for determination of some substrates and inhibitors // *Analytical and Bioanalytical Chemistry*. — 2003. — V. 377. — N.3. — P. 496-506. 3 Iu. Krivoshein, L. Berzhanskaia, O.Postnikova. Biosensors in biotechnology and medicine // *Mikrobiologicheskii zhurnal*. — 55 (1).— P. 101-111.

TETRAPHENYLBORATE ION COREACTANT FOR ELECTROCHEMILUMINESCENT ASSAY

Zholudov Yu.T., Bilash O.M., Kukoba A.V., Rozhitskii M.M.

Kharkiv National University of Radioelectronics

61166, Kharkov, Lenin Ave. 14, BME dept., Laboratory of Analytical Optochemotronics
phone./fax (057) 702-03-69, E-mail: yurets_z@rambler.ru, rzh@kture.kharkov.ua

The work is devoted to electrochemical and electrochemiluminescent investigation of tetraphenylborate ion as a powerful coreactant for electrochemiluminescent assay in biology and medicine. Aspects of analytical application of the studied system are discussed.

Introduction

Since its discovery in 1949 by Witting et al. [1] sodium tetraphenylborate (NaTPB) became a valuable analytical reagent for different assays. It is especially useful for determination of potassium, NH_4^+ and certain heavy metal cations such as Cs, Rb, Tl in water due to precipitation of their reaction products with TPB anion. The chemical properties of TPB are studied rather well whereas only several works are devoted to its electrochemical investigation. At the same time the occurrence of electrochemiluminescent (ECL) emission from certain luminophors such as pyrazoline derivatives during their oxidation in dimethylformamide solution in the presence of NaTPB used as a supporting electrolyte was first reported in 1978 [2]. Some later works [3] of the same authors have disproved conclusions about ECL reaction mechanism published previously. The works were conducted in nonaqueous mediums and did not attract much attention since ECL reactions with coreactants were not yet known.

The purpose of present work is to summarize properties of TPB as an ECL coreactant in aqueous and nonaqueous media and potential of its application for ECL analysis.

Experimental

After the discovery of aqueous ECL of ruthenium tris-bipyridine ($\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$) with oxalate coreactant in 1981 by Rubinstein and Bard the area of analytical application of such systems is steadily growing. The key role in such reactions is played by water soluble luminophor or luminescent label and ECL coreactant. Currently there exist a number of ECL coreactants that are used either as analytes themselves or as an energy source for efficient light generation from the luminescent labels. The properties of coreactants often determine the assay procedure and its applicability limits. Thus introduction of new efficient coreactants is of great importance for application of ECL assay methods.

Presence of TPB ion in solution gives rise of ECL emission during oxidation of luminophor, so the reaction scheme involved is of oxidative reduction type. Electrochemical oxidation of TPB at the electrode is totally irreversible, has two-electron nature and does not lead to ECL emission. In high concentrations it also leads to electrode fouling. TPB works efficiently as an ECL coreactant both in aqueous and nonaqueous (e.g. dimethylformamide, acetonitrile) mediums. The mechanism of ECL reaction with TPB ion involves its homogeneous oxidation by radical cation of luminophor leading to formation of products containing strong reducer. The later reacts with other oxidized molecule of luminophor leading to its excitation and emission of light quantum.

Curve 1, Fig. 1a shows cyclic voltammetry current-voltage curve of 0.7 mM $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ oxidation on glassy carbon electrode in water. A weak wave of $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ oxidation masked by background current is seen at 1.1 V vs. Ag/AgCl reference. Corresponding background ECL

emission (Fig.1b, curve 1) in water is usually attributed to reduction of oxidized $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{3+}$ by OH^- ions. Addition of NaTPB (0.75 mM) into the same solution leads to change of both electrochemistry and ECL of the system. An irreversible wave of TPB oxidation appears at about 0.7 V (Fig. 1a, curve 2) and is not accompanied by ECL emission (Fig. 2a, curve 2). Only when $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{3+}$ is oxidized an ECL raise is observed.

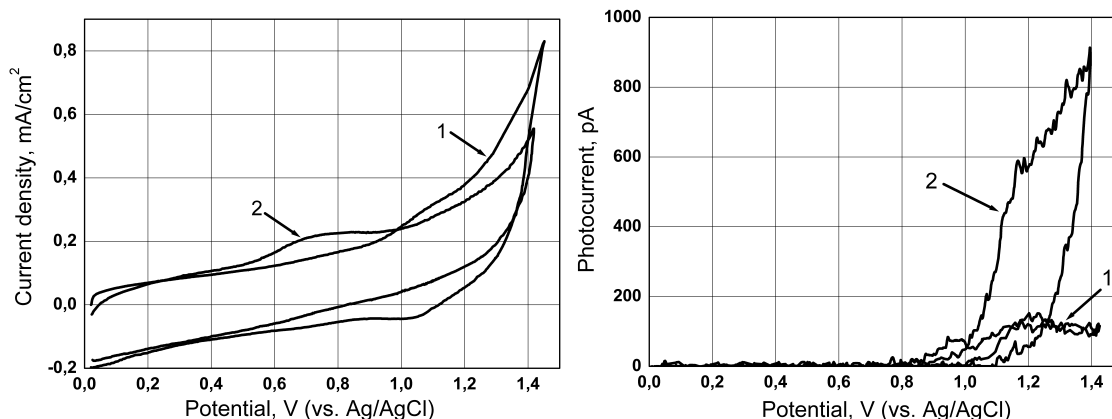


Figure 1 – Electrochemistry (a) and ECL (b) of 0.7 mM $\text{Ru}(\text{bpy})_3^{2+}$ in water: 1 – without TPB; 2 – in the presence of 0.75 mM TPB ion.

Conclusion

Comparing to popular tripropylamine (TPA) coreactant TPB salts are nonvolatile that considerably simplifies ECL experiments when solution bubbling with inert atmosphere is required. It is also much less irritating to skin and eyes and it not flammable. In certain conditions the efficiency of ECL in systems with TPB is comparable to that with TPA. Considering possible analytical applications of TPB its sensitive ECL detection can find vast analytical application.

All works were supported by Science and Technology Center in Ukraine projects № 4495 and №5067 (Project manager – Prof. Mykola Rozhitskii)

References. 1. Witting G., Keicher G., Ruckert A., Raff P. Über Bor-alkalimetallorganische Komplexverbindungen. *Liebigs Ann. Chem.* 1949; **563**: 110 - 126. 2. Rozhitskii N. N., Bykh A. I., Kukoba A. V., Shitov V. M. Steady-state electrochemiluminescence in solutions with organometallic electrolytes, *J. of Appl. Spectroscopy* 1978; **28**: 197-202. 3. Belash E.M., Rozhitskii N.N. The application of electrochemiluminescence method for studying the mechanism of electrode reactions complicated by subsequent chemical stages. *Russ. J. Electrochem.* 1996; **32**:1263-1271.

ЕЛЕКТРОХЕМІЛЮМІНЕСЦЕНТНА НАНОАНАЛІТИКА – СУЧАСНИЙ СТАН

Музика К.М., Білаш О.М., Рожицький М.М.

Харківський національний університет радіоелектроніки

61166, Харків, пр.Леніна, каф. біомедичних електронних пристроїв та систем, лаб. аналітичної оптохемотроніки, тел. (057)7020369

E-mail: mkm@kture.kharkov.ua

Possibilities of the newest materials using (in particular, nanomaterials) in electrochemiluminescent (ECL) analysis conducted in laboratory of Analytical Optochemotronics are described. The nanoparticles types, specificity of their physical and chemical behavior, and a number of the unique properties providing perspectives of their application in ECL sensor are considered.

Keywords: electrochemiluminescence, nanomaterials, multiwall carbon nanotubes, diamond-like carbon, quantum dots

Електрохемілюмінесцентний (ЕХЛ) аналіз відноситься до одного з найчутливіших методів аналізу, межа виявлення якого становить фемтомолі. Подальший процес у розвитку ЕХЛ-методу пов'язаний з поліпшенням його аналітичних характеристик за рахунок освоєння й використання нових типів електродних матеріалів і реагентів. Досить перспективні електроди з алмазоподібних матеріалів. Їхні переваги в ЕХЛ-аналізі в порівнянні з електродами зі склоуглецю або платини обумовлені стабільністю, відтворюваністю стану поверхні (часто без регулярної регенеруючої обробки), широкою областю ідеальної поляризації, низькою величиною фонових струмів електролізу.

Ще одна з тенденцій розвитку ЕХЛ-аналізу – іммобілізація електрохемілюмінофорів на поверхні електродів (створення твердотілих “solid-state” пристроїв). Це дозволяє заощаджувати дорогі реагенти, багаторазово використовувати електрод, спростити конструкцію системи й мініатюризувати її, розширити коло аналітів за рахунок використання нерозчинних у воді електрохемілюмінофорів. Перша робота з іммобілізації триспіридил рутенію (ТБР) опублікована ще в 1980 р., цей напрямок активно розвивається й понині, а стрімкий розвиток мікро- і нанотехнологій сприяє зміцненню тенденції “solid-state” детекторів. Прогрес розвитку цього напрямку бачиться в розмаїтості використовуваних матриць, електрохемілюмінофорів-реагентів, а також методик іммобілізації.

Використання нанорозмірних структур (зокрема, наночасток (НЧ), нанокристалів, нанокластерів і квантових точок), як альтернативи традиційним електрохемілюмінофорам, – ще один крок до поліпшення аналітичних характеристик ЕХЛ-детектування. Для цього використовують такі нанотехнології, як виготовлення масивів НЧ або квантових точок, електродів на основі нанотрубок, стрижнів, стрічок, різних композиційних наноматеріалів, одержання нанорозмірних плівок методом Ленгмюра-Блоджетт, полііонна збірка.

Наноелектроди, наноелектродні масиви (nanoelectrode arrays) та наноелектродні ансамблі (nanoelectrode ensembles) – це природний наступний крок до використання квантоворозмірних структур та мініатюризації електрода після використання ультра- та мікроелектродів та їх масивів. Зменшення ємнісних струмів при зменшенні розмірів дає можливість підвищити співвідношення сигнал/шум, а, отже, і корисний аналітичний сигнал на виході. Створити такі електроди можливо за рахунок іммобілізації нульмірних матеріалів у матрицю з високим електроопором на струмопровідній підкладці за умови, що наноелектроди знаходяться на відстані, яка перевищує товщину дифузійного шару.

Дана робота виконана за підтримки Українського науково-технічного центру (проекти №4495, 5067). Керівник проєктів – проф. Рожицький М.М.

АЛФАВИТНЫЙ СПИСОК

	F			Є	
Farouk H.		22	Ємченко В.І.		38
	G			Ж	
Grynych O.		176	Жолудов Ю.Т.		177
	M			З	
Maksymenko V.		176	Задерей Ю.Н.		82
	N		Задерихин А.К.		154
Naumeyko I.V.		68	Зинвалюк А.В.		98
Nechyporenko A.S.		162	Злепко С.М.		105, 143
	P			К	
PeKur E.		176	Калашник Ю.М.		14
Prasol I.V.		162	Кам'янський В.В.		28
Punshchykova O.		176	Карамышев В.Д.		48
	R		Карпенко Т.А.		30
Razi J. Shgeeth		68	Карпов А.И.		87
	A		Катрич В.А.		87
Аверьянова Л.А.		96, 119, 160	Качер В.С		82
Аврунин О.Г.		14, 20, 22, 23, 26, 30, 31, 33, 35, 40	Кипенский А.В.		100, 108, 114
Азархов О.Ю.		143	Кирилова А.В.		123
Антоненко Е. А.		87, 91	Книгавко Ю.В		35
	Б		Коробкина Т.В.		139
Бакурін М. Г		54	Король Е.И.		114
Баланюк Ю.В.		16	Костин Д.А.		80
Белецкий Н.И.		58	Костішин С.В.		143
Билаш Е.М.		177, 178	Красникова С.А.		46
Бойчук Я.Н.		61	Кудрявцева Н.В.		121
Бондаревський М.М.		28	Кукоба А.В.		177
Бурцев М.В.		133	Кукоба Е.А.		173
Бых А.И.,		82	Куличенко В.В.		100
	В		Кулиш С.Н		69, 78
Василенко И.Н.		82	Кухаренко Д.В.		38
Василюк В.Я.		16	Кучук Н.Г		158
Васильев Л.Л.		160		Л	
Верещак В.А.		114	Левенец А.С		158
Высоцкая Е.В.		135, 139, 141, 145, 152, 166	Лищенко Р.И.		33
	Г			М	
Гадяцкий А.В.		82	Максименко В.Б		7
Гвай А.С		96, 119	Масловский С.Ю		14
Гелетко А.А.		42	Матієшин Ю.М.		16
Глассмахер Б.		20	Мешков О. Ю.		54
Головенко В.М.		98	Мосъпан В.О.		38
Гудзь Б.В.		16	Музыка К.М.		178
	Д		Мустецов Н.П.		87
Дацок О.М.		46, 65	Мустецов Т.Н.		91
Домнышев С.П.		75		Н	
			Настенко Е.А.		7

Новиков А. А.	54, 61		
Носова Т.В.	14		
Носова Я.В.	23		
	О		
Овчаренко Г.Р.	7		
Олейник В.П.	69, 78		
	П		
Павленко Д.В.	58, 65		
Павлова Н.В.	48		
Пащенко А.А.	40		
Педан А.Д.	16		
Петровский А. Н.	71		
Поворознюк А.И.	133		
Подпружников П.М.	135, 141, 149, 158		
Половенко К.Г.	42		
Порван А.П.	135, 152, 166	137,	
Поспелов Л.А.	104, 110		
Прудиус I.Н.	16		
Пятикоп В.А.	26		
	Р		
Рак Л.И.	152, 166		
Рожицкий Н.Н.	171, 177, 178	173,	
Роман Л.К.,	82		
	С		
Сватенко О.А.	152, 166		
Семенец В.В.	31, 158		
Синенко С.А.	145		
Скляр О.И.	131		
Смердов А.А.	71		
Снежко Д.В.	171		
Сокол Е.И.	100, 110, 114	108,	
Сорудейкин К.А.	126		
Стадник Л.Л.	119		
Старенький В.П.	160		
Сун Х.	20		
Сурова Н.М.	105		
	Т		
Терещенко М.Ф.	123		
Тимчик С.В.	143		
Тихонов В.А.	121		
Толмачева С.Р.	164		
Томашевский Р.С.	108		
Тымкович М.Ю.	31		
	Ф		
Федотов Д.А.	80		
Федотов П.Д.	75		
Филь И.О.	121		
	Х		
Хоружная А.В.	58, 65		
		Ш	
		Шалепя О.Ю.	96
		Шевченко Н.С.	147
		Шклярський В.І.	16
		Шульгин В.И.	154
		Щукин Н.А.	141

СОДЕРЖАНИЕ

Пленарное заседание конференции «Актуальные проблемы биомедицины»	5-11
Максименко В.Б. Сучасний стан та перспективи освітнянського напрямку «Біомедична інженерія». (проблемний доповідь)	7
Секція 1	
Получение и анализ изображений и сигналов в биомедицине	12-52
Аврунин О.Г., Носова Т.В., Масловский С.Ю., Калашник Ю.М. Разработка современных систем цифровой оптической микроскопии	14
Прудис И.Н., Шклярський В.І., Педан А.Д.	
Матієшин Ю.М., Балажук Ю.В., Василюк В.Я., Гудзь Б.В. Сканувальний телевізійний оптичний мікроскоп високої роздільної здатності.	16
Аврунин О., Сун Х., Гласмакер Б. Методи автоматизованого аналізу криомікроскопічних препаратів.	20
Avrunin O. G., Farouk H. Analysis data for development of Multifunctional computer-aided rhinomanometer.	22
Аврунин О.Г., Носова Я.В. Разработка виртуального УЗ-сканера как имитационной обучающей системы.	23
Аврунин О.Г., Пятикоп В.А. Автоматизированный анализ ангиосцинтиграфических данных для диагностики функциональных нарушений головного мозга.	26
Яценко І.В., Бондаревський М.М., Кам'янський В.В., Авер'янова Л.О. Рентгенівська морфоденситометрія при дослідженні вікових особливостей кісток кінцівок великої рогатої худоби.	28
Карпенко Т.А., Аврун О.Г. Автоматическое определение плотности яичников коровы по данным УЗИ.	30
Тымкович М.Ю., Аврун О.Г., Семенец В.В. Применение технологии OpenCL при обработке серий томографических изображений в планирующей системе.	31
Лищенко Р.И., Аврун О.Г. Современные методы обработки гистологических изображений.	33
Книгавко Ю.В., Аврун О.Г. Методи візуалізації томографічних даних при плануванні хірургічних втручань на обличчя людини.	35
Кухаренко Д.В., Моспан В.О., Ємченко В.І. Практичне використання комп'ютерної системи доопераційного планування хірургічної корекції очорухового апарату людини.	38
Пашенко А.А., Аврун О.Г. Определение контуров внутреннего уха человека на томографических срезах.	40
Половенко К.Г., Гелетко А.А. Анализ диагностических характеристик методов игольчатой и поверхностной электромиограмм человека при диагностике гиперкинеза.	42
Красникова С.А., Дацок О.М. Возможности медицинской техники при диагностике гемодинамики беременных.	46
Павлова Н.В., Карамышев В.Д. Компьютерная система аудиовизуальной диагностики и терапии.	48

Секция 2

Биомедицинские приборы, аппараты, системы и комплексы	52-93
Новіков О. О., Бакурін М. Г., Мсшков О. Ю. Стан ринку індивідуальних медичних пристроїв в Україні на прикладі міста Херсона	54
Белецкий Н.И., Павленко Д.В., Хоружная А.В. Определение эквивалентных параметров ёмкостных электродов биомедицинского назначения	58
Бойчук Я.Н. Новиков А.А. Концептуальное решение модульности систем прикроватного мониторинга с удалённой трансляцией параметров здоровья человека, адаптированные для домашнего использования..	61
Дацок О.М., Павленко Д.В., Хоружная А.В. Средства и методы диагностики состояния сердечно-сосудистой системы по пульсовой волне	65
Naumeyko I.V., Razi J. Shgeeth A direct simulation of solutions for nonlinear rate equations of directly modulated semiconductor laser	68
Олейник В.П., Кулиш С.Н. Оценка параметров энергетического воздействия аппаратных средств информационно-волновой терапии.	69
Смердов А.А. Петровский А. Н. Аппарат УВЧ облучения семян сельскохозяйственных культур.	71
Домнышев С.П., Федотов П.Д. Анализ схем входных каскадов усилителей биопотенциалов.	75
Кулиш С.Н., Олейник В.П. Радиометрический СВЧ комплекс для измерения собственного излучения тканей биообъекта.	78
Костин Д.А., Федотов Д.А. Немедикаментозное угнетение активности болезнетворных микроорганизмов	80
Качер В.С., Гадяцкий А.В., Бых А.И., Роман Л.К., Василенко И.Н., Задерей Ю.Н. Компьютерная оптическая система оценки геометрических параметров нижних конечностей.	82
Скляр О.И. Светодиодный тренажёр косых мышц глаза	85
Антоненко Е.А., Мустецов Н.П., Катрич В.А., Карпов А.И. Система для исследования диэлектрической проницаемости биологических тканей.	87
Мустецов Т.Н., Антоненко Е. А. Многоканальный фотоплетизмограф.	91
Секция 3	
Моделирование и методы исследования в биомедицинженерии	94-130
Гвай А.С., Шалепа О.Ю., Аверьянова Л.А. Моделирование объёмного распределения поглощённых доз ионизирующего излучения при рентгеновском томографическом исследовании	96
Зинвалюк А.В., Головенко В.М. Моделирование прохождения ультразвуковых волн через структуру «кожа-мышца-кость».	98
Сокол Е.И. Кипенский А.В. Куличенко В.В. Распределение излучения генерируемого светоизлучающими диодами, в кожных покровах человека	100
Поспелов Л.А. Теоретический анализ артериальной пульсовой волны.	104
Злепко С.М., Сурова Н.М. Розробка моделі експертної системи прогнозування розвитку цукрового діабету	105
Сокол Е.И., Кипенский А.В., Томашевский Р.С. Определение функции	

преобразования спирометрического турбинного преобразователя потока.	108
Сокол Е.И., Поспелов Л.А. Состояние разработок и исследований в области высокочастотной гипертермии.	110
Сокол Е.И., Кипенский А.В., Верещак В.А., Король Е.И. Математические модели генераторов модулированных сигналов	114
Стадник Л.Л., Гвай А.С., Аверьянова Л.А. Методика определения дозных нагрузок на пациентов при компьютерно-томографических исследованиях. . . .	119
Тихонов В.А., Филь И.О., Кудрявцева Н.В. Составные векторные модели случайных последовательностей.	121
Кирилова А.В., Терещенко М.Ф. Вимірювання, контроль та аналіз дії ультразвуку на біологічний об'єкт температурним методом	123
Сорудейкин К.А. Субстациональные структуры в процессорных элементах	126
Секция 4	
Информационные и коммуникационные технологии и системы в медицине, фармакологии, психологии, валеологии и экологии.	131-168
Бурцев М.В., Поворознюк А.И. Применение структурной композиции при построении иерархии диагнозов в компьютерных системах медицинской диагностики.	133
Высоцкая Е.В., Подпружников П.М., Порван А.П. Информационная система учёта и индивидуальной реабилитации студентов с особыми потребностями.	135
Порван А.П. Применение экспертно-аналитического подхода при оценке степени тяжести состояния организма	137
Коробкина Т.В., Высоцкая Е.В., Подпружников П.М. Психологическая диагностика студентов с особыми образовательными потребностями в информационной системе «Реабилитация»	139
Высоцкая Е.В., Подпружников П.М., Щукин Н.А. Применение цитоморфологобиофизической диагностики и диагностики по методу Накатани в информационной системе реабилитации студентов с особыми потребностями	141
Злепко С.М., Тимчик С.В., Костішин С.В., Азархов О.Ю. Оптимізація АРМ лікаря на основі їх атестації	143
Высоцкая Е.В., Страшненко А.Н., Синенко С.А. База данных информационной системы диагностики глаукомы	145
Шевченко Н.С. Критерії формування остеоартрозу та алгоритм прогнозу його розвитку на тлі запальних уражень суглобів у підлітків.	147
Сватенко О.А., Порван А.П., Рак Л.И., Высоцкая Е.В. Применение метода анализа иерархий при определении адекватности реакции сердечно-сосудистой системы подростков на физическую нагрузку.	152
Задержин А.К., Шульгин В.И. Метод обнаружения и измерения временного положения R-пиков ЭКГ-сигнала в условиях низких отношений сигнал-шум	154
Семенец В.В., Подпружников П.М., Левенец А.С., Кучук Н.Г. Применение экспресс-диагностики на основе эффекта Кирлиан в информационной системе реабилитации студентов с особыми потребностями.	158
Старенький В.П., Васильев Л.Л., Авер'янова Л.О. Возможности сучасного	160

інформаційно-комп'ютерного забезпечення променевої терапії	
Nechyporenko A.S., Prasol I.V. Speech enhancement in digital hearing aids for patients with sensorineural hearing loss	162
Толмачева С.Р. Анализ медико-социальной информации детей с ограниченными возможностями с заболеваниями органов кровообращения. . .	164
Порван А.П., Рак Л.И., Высоцкая Е.В., Сватенко О.А. Исследование влияния этиологического фактора на состояние систолической функции сердца у детей с патологией миокарда	166
Секция 5	
Нанотехнологии в биомедицине	169-179
Сніжко Д.В., Рожицький М.М. Перспективи використання надшвидкого потенціостата для вирішення задач біомедицини	171
Кукоба Е.А., Рожицкий Н.Н. Нанотехнологичный метод концентрирования определяемых в электрохемилюминесцентном анализе веществ.	173
Maksymenko V., Grynych O., Pekur E., Punshchykova O. Advanced nanobiomaterials for nanoelectronic in medicine.	176
Zholudov Yu.T., Bilash O.M., Kukoba A.V., Rozhitskii M.M. Tetraphenylborate ion coreactant for electrochemiluminescent assay.	177
Музыка К.М., Білаш О.М., Рожицький М.М. Електрохемилюмінісцентна наноаналітика – сучасний стан	178
Алфавитный список	180
Содержание	182

СБОРНИК НАУЧНЫХ ТРУДОВ

4-го Международного радиоэлектронного форума
«Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития»
(МРФ'2011)

Том III

КОНФЕРЕНЦИЯ

«АКТУАЛЬНЫЕ ПРОБЛЕМЫ БИОМЕДИНЖЕНЕРИИ»
(АПБ'2011)

Ответственные за выпуск

Дохов А.И.

Зарицкий В.И.

Булавина Е.С.

Бых А.И.

Компьютерная верстка Нечипоренко А.С.

Материалы сборника публикуются в авторском варианте
без редактирования

Подписано к печати 11.09.2011. Формат 60×82 1/8. Бумага офсетная.

Усл. печ. л. 40,7 Тираж 220 экз. Заказ № . Цена договорная.

61166 Украина, Харьков, просп. Ленина, 14

Отпечатано в учебно- научном издательско-полиграфическом центре ХНУРЭ

61166 Украина, Харьков, просп. Ленина, 14