

# БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ

№5, травень 2017

науково-практичний журнал



Creating the Next...  
**Bioengineer**

**Засновники:**

ГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів»

ГО «Всеукраїнська асоціація клінічної хімії і лабораторної медицини»

**Головний редактор:**

В.Б. Максименко

**Заступник головного редактора:**

А.Б. Хейломський

**Керівник проекту:**

Н.Г. Гноєва

**Технічний редактор:**

О.К. Білошицька

**Секретаріат:**

М.Ю. Гльоза

**Партнери журналу:**

- Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
- Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона НАН України
- Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України
- Національне агентство з акредитації України
- Підкомітет 09 «Медицина» Технічного комітету з акредитації НААУ
- Технічний комітет №166 «Клінічні лабораторні дослідження і системи для діагностики in vitro»
- Міжвідомчий науко-навчальний центр серцево-судинної інженерії

**Редакційна колегія:**

- А.І. Бих, д. фіз-мат. н., проф.
- В.М. Горицький, д. тех. н., проф.
- В.А. Деєв, к. мед. н.
- О.М. Дуган, д. біол. н., проф.
- В.Я. Жуйков, д. тех. н., проф.
- С.М. Злепко, д. тех. н., проф.
- С.В. Клименко, д. мед. н., проф.
- Л.М. Козак, д. біол. н. проф.
- В.І. Коржов, д. мед. н., проф.
- А.Г. Лунева, д. мед. н., проф.
- Л.Л. Лукаш, д. біол. н., проф.
- В.Б. Максименко, д. мед. н., проф.
- В.П. Манойлов, д. тех. н., проф.
- Є.А. Настенко, д. біол. н.
- О.О. Новіков, д. хім. н., проф.
- В.Н. Проценко, к. мед.н., доц.
- Г.С. Стеценко, д. мед. н., проф.
- В.П. Яценко, д. мед. н., проф.
- Г.С. Тимчик, д. тех. н. проф.
- Б.І. Яворський, д. тех. н. ст.н.с.

**Адреса для листування:**

biomedconf@gmail.com

Журнал «Біомедична інженерія»

Зареєстрований Міністерством юстиції України, свідоцтво про реєстрацію

КВ № 17522-6272Р від 04.03.2011

Дизайн, оформлення та опубліковані матеріали є об'єктом авторського права та охороняються відповідно до законодавства України. Використання яких-небудь опублікованих у виданні матеріалів або їх фрагментів допускається лише з письмового дозволу редакції.

Відповідальність за достовірність досліджень, фактів, власних імен та інших відомостей несуть автори публікацій. Редакція не завжди розділяє думку авторів.



## ГРОМАДСЬКА ОРГАНІЗАЦІЯ «ВСЕУКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ ІНЖЕНЕРІВ І ТЕХНОЛОГІВ»

**А**СОЦІАЦІЯ біомедичних інженерів та технологів – це неприбуткова організація, консолідація зусиль працівників і студентів у галузі біомедичної інженерії і технології, інженерно-технічних наук, біології і медицини у напрямку розвитку, розробки і застосування біологічної і медичної техніки, матеріалів і виробів медичного призначення, технологій їх застосування, а також захисту професійних і соціальних інтересів членів.

### **Мета Асоціації:**

- сприяння реалізації творчого потенціалу та ініціативи за напрямками розвитку біо- та медико-інженерної науки і освіти, медичної промисловості, технологій охорони здоров'я, біотехнологій, задоволення та захисту професійних і соціальних інтересів членів Асоціації;
- об'єднання та удосконалення досвіду членів Асоціації для оптималь-

ного використання потенціалу їх можливостей у сфері захисту здоров'я населення шляхом сприяння профілактиці, діагностиці та лікуванню захворювань людини, відновлення її фізіологічного стану та усунення анатомічних і фізичних вад з використанням технічних засобів та інженерних знань; в тому числі захисту, стимулювання, відновлення, тимчасової та повної заміни органів і їх частин за допомогою медичної техніки, біоматеріалів, штучно створених матеріалів біологічного походження, технологій репродукції організмів і біологічних об'єктів;

- сприяння проведенню наукових досліджень і розвитку навчання за напрямками біомедичної інженерії в різних галузях науки, техніки, охорони здоров'я, створення сприятливих умов для розвитку наукових інтересів, забезпечення безперервної освіти, послідовного професійного зростання членів асоціації, із відповідною сертифікацією їх наукового, освітнього і професійного рівня.

## ЗМІСТ

Громадська організація «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів» .....	3
Програма конференції .....	7
<i>Yanovska A., Nahorny D., Bolshanina S., Stanislavov A.</i> Hydroxyapatite Coatings For Dental Implants.....	15
<i>Аврунін О.Г., Носова Я.В., Шушляпіна Н.О.</i> До аналізу методів дослідження нюху в оториноларингології.....	17
<i>Азархов О.Ю., Сорочан О.М., Кривонос В.Є., Шайко-Шайковський О.Г., Данилков С.О.</i> Математичне обґрунтування конструктивних параметрів накісткових фіксуючих конструкцій для остеосинтезу .....	19
<i>Антонова-Рафі Ю.В., Позднякова А.С.</i> Автоматизована система аналізу даних УЗД щитовидної залози.....	20
<i>Барановський Д.М.</i> Оцінка ризику падінь та реалізація блоку детектування падінь .....	23
<i>Бачинський М.В.</i> Аналіз змісту бази даних біомедичних досліджень впливу на біооб'єкт низькоінтенсивного подразнення світлом.....	24
<i>Білий Р.І., Московко М.В.</i> Сучасний стан розвитку біонічних технологій в протезуванні .....	26
<i>Богомолів М.Ф., Троць А.А., Реутська Ю.Ю.</i> Аналізатор кисню .....	27
<i>Богомолів М.Ф., Троць А.А., Реутська Ю.Ю.</i> Високотемпературний твердоелектролітний генератор кисню високої концентрації.....	28
<i>Бордун О.М., Семен Б.В., Кухарський І.Й.</i> Люмінесценція сухих залишків сечі спортсменів при різних фізичних навантаженнях .....	30
<i>Воронцов П.М., Сльота О.М., Гусак В.С., Воронцова М.П.</i> Особливості способу виготовлення біоматеріалу із дегідратованої кісткової тканини у вигляді порошку.....	32
<i>Гарматюк Д.В., Селезньов І.В.</i> Модульний реєстратор біосигналів .....	33
<i>Даценко К.В., Беспалова О.Я.</i> Полімерні системи доставки лікарських речовин .....	35
<i>Домашенко Д.В., Крашений І.Е., Манько М.П., Попов А.О.</i> Методи виділення та вибору ознак зображень магніто-резонансної томографії для діагностики хвороби Альцгеймера.....	36
<i>Дубко А.Г., Жовтенко Є.Д.</i> Прилад для інфрачервоної обробки біологічних тканин .....	38
<i>Жук А.І., Беспалова О.Я.</i> Системи та апарати для культивування клітин.....	40
<i>Зінченко А.Д., Богомолів М.Ф.</i> Кардіохірургічний інфрачервоний термометр і безконтактний зарядний пристрій до нього .....	41
<i>Зубчук В.І., Левінський Д.О., Панчук О.С., Мельник А.М.</i> Імітатор для перевірки засобів інвазивного вимірювання кров'яного тиску.....	43

<i>Зубчук В.І., Пухова М.О., Шатохіна К.С.</i> Сучасний стан та перспективи фотодинамічної лазерної терапії.....	44
<i>Зубчук В.І., Шатохіна К.С., Пухова М.О., Якимчук В.С., Орел В.Е.</i> Дослідження порушень обміну речовин в експіраторному повітрі онкологічних хворих.....	46
<i>Іванько К.О., Іванушкіна Н.Г., Карплюк Є.С., Матюк Р.Ю.</i> Виявлення альтернації Т зубця ЕКГ.....	48
<i>Каурковська О.О., Беспалова О.Я., Соломін А.В.</i> Сучасні технології стентування коронарних судин.....	49
<i>Клименко Т.А., Білошицька О.К.</i> Використання показника Херста для прогнозування епілептичного нападу за даними електроенцефалограми .....	51
<i>Костішин С.В., Тимчик С.В., Криворучко І.О.</i> Методика оцінювання якості медичної інформаційної системи.....	53
<i>Крушець О.О., Богомолів М.Ф.</i> Сучасні аспекти вимірювання швидкості кровотоку.....	54
<i>Любаренко Н.С., Білошицька О.К.</i> Застосування імітатора серцевого викиду методом болюсної термодилуції для тестування приладів моніторингу стану пацієнта.....	56
<i>Макеєнко О.Л., Скачкова О.В., Храновська Н.М., Іномістова М.В., Вовянко С.І., Орел В.Е.</i> Комп'ютерний аналіз зображень дендритних клітин з магнітними наночастинками .....	58
<i>Максименко В.Б., Гльоза М.Ю.</i> Моделювання безкаркасного біопротезу тристулкового клапана із біологічного матеріалу.....	60
<i>Максименко В.Б., Гльоза М.Ю.</i> Дослідження гідродинамічних характеристик матеріалу для внутрішньосерцевих імплантів.....	61
<i>Матвієнко Л.В., Беспалова О.Я.</i> Діагностика за допомогою мікрочіпів.....	63
<i>Навроцька К.С., Штофель Д.Х., Козоріз О.С.</i> Оцінювання норми простої зорово-моторної реакції для осіб, діяльність яких пов'язана з умовами підвищеної складності.....	64
<i>Півень О.О., Терещук О.П.</i> Експресія мікро-РНК як потенційний маркер серцево-судинних розладів .....	68
<i>Савчук А.В., Попов А.О., Іванушкіна Н.Г.</i> Дослідження безконтактних електродів різної площі для вимірювання біосигналів.....	69
<i>Сагумбаєв І.А., Попов А.О., Іванушкіна Н.Г.</i> Принципи побудови та застосування реконфігурованих систем у біомедицині.....	71
<i>Скринська О.С., Беспалова О.Я.</i> Використання імпульсних електричних полів в біотехнології та медицині.....	73
<i>Собко А.В., Білошицька О.К.</i> Розпізнавання патологічних ділянок на електроенцефалограмі методами нелінійної динаміки.....	74
<i>Стасюк Ю.П., Максименко В.Б.</i> Математична модель радіочастотного коагуляційного впливу при операціях на відкритому серці .....	76
<i>Сторчун Є.В., Яковенко Є.І.</i> Зв'язок сигналів електросну з біоритмами мозку людини .....	78

<i>Терещенко І.А., Скалецька А.О.</i> Інформаційна система для визначення патології в місці біфуркації судин з використанням градієнтного методу і багатошарової нейронної мережі.....	79
<i>Файнзільберг Л.С., Поморська Д.В.</i> Інформаційна технологія навчання навиків правильного дихання в домашніх умовах.....	81
<i>Федорюк Д.О.</i> Сучасний стан і перспективи розвитку імплантатів для остеопластики.....	83
<i>Шпакович Ю.С., Жемчужкіна Т.В., Носова Т.В.</i> Щодо застосовності методів аналізу електроміографічних сигналів.....	85
<i>Яворська Є.Б.</i> Використання критерію оптимальності при прийнятті рішень у медичних експертних системах.....	86

## ПРОГРАМА КОНФЕРЕНЦІЇ

**26 квітня**

**Національний медичний університет імені О.О. Богомольця  
Морфологічний корпус  
проспект Перемоги, 34  
Аудиторія №2**

09:00 – 10:00 – реєстрація учасників Конференції та гостей

10:00 – 10:15

### УРОЧИСТЕ ВІДКРИТТЯ КОНФЕРЕНЦІЇ

**Вітальне слово ректора КПШ ім. Ігоря Сікорського  
ЗГУРОВСЬКОГО Михайла Захаровича  
Вітальне слово ректора НМУ ім. О.О. Богомольця  
АМОСОВОЇ Катерини Миколаївни**

### ПЛЕНАРНЕ ЗАСІДАННЯ №1

**присвячене 15-ій річниці заснування  
Міжуніверситетського медико-інженерного факультету**

Головуючі: Цехмістер Я.В., Котовський В.Й., Максименко В.Б.

<b>10:15 – 10:35</b>	<b>Історія заснування Міжуніверситетського медико-інженерного факультету та перші кроки телемедицини</b> <p style="text-align: right;"><i>Яценко В.П.</i></p>
<b>10:35 – 10:55</b>	<b>Історія біомедичної інженерії в Україні</b> <p style="text-align: right;"><i>Злепко С.М., Бих А.І., Новіков О.О., Яворський Б.І.</i></p>
<b>10:55 – 11:15</b>	<b>Співпраця лікарів та інженерів – змагання і партнерство</b> <p style="text-align: right;"><i>Максименко В.Б.</i></p>

11:15 – 11:20 – Обговорення

11:20 – 11:30 – Перерва

11:30 – 15:30

**ПЛЕНАРНЕ ЗАСІДАННЯ №2**  
**КЛІНІЧНА ІНЖЕНЕРІЯ**

Ведучі: Аврунін О.В., Злепко С.М., Черенько Т.М.

<b>11:30 – 11:50</b>	<b>Гіпотези вихрової гемодинаміки. Pro et Contra.</b> <i>Настенко Є.А., м. Київ</i>
<b>11:50 – 12:10</b>	<b>Дослідження гідродинамічних характеристик матеріалу для внутрішньо серцевих імплантів та моделювання безкаркасного біопротезу тристулкового клапана</b> <i>Ємець І.М., Гльоза М.Ю., Максименко В.Б., м. Київ</i>
<b>12:10 – 12:30</b>	<b>Математичне моделювання для прийняття рішень в ортопедії і травматології</b> <i>Лазарев В.А., м. Київ</i>
<b>12:30 – 12:50</b>	<b>Комп'ютерне моделювання та CAD/CAM технології у лікуванні та реабілітації хворих з дефектами і деформаціями кісток обличчя</b> <i>Копчак А.В., Чепурний Ю.В., Черногорський Д.М., Буртин О.В., м. Київ</i>
<b>12:50 – 13:10</b>	<b>Клітинні технології та тканинна інженерія. Біотехнологічні дослідження та можливості застосування в медицині</b> <i>Зубов Д.О., Васильєв Р.Г., м. Київ</i>

13:10 – 13:40 – Перерва

<b>13:40 – 14:00</b>	<b>Проблеми формування вимог до засобів індивідуального захисту та забезпечення ними збройних сил України</b> <i>Чернозубенко О.В., Бісик С.П., Логвін О.А., Куликовський О.М., м. Київ</i>
<b>14:00 – 14:20</b>	<b>Сучасний стан та перспективи термохірургічних технологій</b> <i>Кривцун І.В., Худецький І.Ю., Сухін І.А., Опарін С.А., м. Київ</i>
<b>14:20 – 14:40</b>	<b>Математична модель радіочастотного коагуляційного впливу при операціях на відкритому серці</b> <i>Стасюк Ю.П., Максименко В.Б., м. Київ</i>
<b>14:40 – 15:00</b>	<b>Дистанційна інфрачервона термографія в оцінці ефективності лікарських засобів</b> <i>Ковальчук І.С., Дунаєвський В.І., Маслов В.П., Назарчук С.С., Котовський В.Й., Тимофєєв В.І., м. Київ</i>

15:00 – 15:20 - Обговорення

15:20 – 15:30

**Закриття першого дня конференції**

---

**26 квітня**

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
Факультет біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського  
вул. Академіка Янгеля, 16/2**

16:00 – 17:30

**РОЗШИРЕНЕ ЗАСІДАННЯ ПІДКОМІСІЇ 163 НМК №9 МОН України  
Обговорення ДСВО магістрів і докторів філософії спеціальності 163 «Біомедична інжене-  
рія»**

**27 квітня**

**Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
проспект Перемоги, 37  
Науково-технічна бібліотека ім. Г.І. Денисенка**

09:00 – 10:00 – реєстрація учасників Конференції та гостей

10:00-13:00

**Читальний зал №1  
Секційне засідання №1**

### **МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І ТЕХНОЛОГІЇ ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ**

Ведучі: Бачинський М.В., Лебедев О.В., Яворський Б.І.

<b>10:00 – 10:10</b>	<b>Дослідження безконтактних електродів різної площі для вимірювання біосигналів</b>  <i>Савчук А.В., Попов А.О., Іванушкіна Н.Г., м. Київ</i>
<b>10:10 – 10:20</b>	<b>Виявлення альтернації Т зубця ЕКГ</b>  <i>Іванько К.О., Іванушкіна Н.Г., Карплюк Є.С., Матюк Р.Ю., м. Київ</i>
<b>10:20 – 10:30</b>	<b>Методи детектування епілептичних нападів на основі варіабельності серцевого ритму</b>  <i>Смірнов Я.С., м. Київ</i>

<b>10:30 – 10:40</b>	<b>Зв'язок сигналів електросну з біоритмами мозку людини</b> <i>Сторчун Є.В., Яковенко Є.І., м. Львів</i>
<b>10:40 – 10:50</b>	<b>Пошук оптимального алгоритму нейростимуляції</b> <i>Богайчук І.В., Зубков С.В., м. Київ</i>
<b>10:50 – 11:00</b>	<b>Фотоплетизмограф з виділенням патерну дихання</b> <i>Михайлова П.О., Зубков С.В., м. Київ</i>
<b>11:00 – 11:10</b>	<b>Щодо застосовності методів аналізу електроміографічних сигналів</b> <i>Шпакович Ю.С., Жемчужкіна Т.В., Носова Т.В., м. Харків</i>
<b>11:10 – 11:20</b>	<b>Біофізичні особливості застосування методів інфрачервоної термографії в кардіохірургії</b> <i>Шликов В.В., м. Київ</i>
<b>11:20 – 11:30</b>	<b>До аналізу методів дослідження нюху в оториноларингології</b> <i>Аврунін О.Г., Носова Я.В., Шушлягіна Н.О., м. Харків</i>
<b>11:30 – 11:40</b>	<b>Ефективність методу ультразвукового зрошення для лікування захворювань зовнішнього вуха</b> <i>Калашнікова Л.Є., Бобрулько А.В., м. Київ</i>
<b>11:40 – 11:50</b>	<b>Засоби адаптивної лазерної терапії</b> <i>Зубчук В.І., Соломін А.В., Каушніян А.І., Штанічева М.В., Борозинець Д.А., м. Київ</i>
<b>11:50 – 12:00</b>	<b>Автоматизований комплекс для дослідження електричних параметрів біологічно-активної зони</b> <i>Зубчук В.І., Соломін А.В., Штанічева М.В., Каушніян А.І., м. Київ</i>

12:00 – 12:30 – Обговорення

12:30 – 13:10 – Перерва

13:10-15:20

**Читальний зал №1**

**Секційне засідання №2**

## МЕДИЧНІ ПРИЛАДИ І ТЕХНОЛОГІЇ ЇХ ЗАСТОСУВАННЯ

Ведучі: Уварова І.В., Худецький І.Ю.

<b>13:10 – 13:20</b>	<b>Пристрій для синтезу протиухлинного наноконплексу з фіксованими магнітними властивостями</b> <i>Орел В.Е., Рихальський О.Ю., Мельник А.В., Шевчук А.В., Романов А.В., Шевченко А.Д., Лукін С.М., Бурлака А.П., м. Київ</i>
<b>13:20 – 13:30</b>	<b>Високотемпературний твердоелектролітний генератор кисню високої концентрації</b> <i>Богомолів М.Ф., Троць А.А., Реутська Ю.Ю. м. Київ</i>
<b>13:30 – 13:40</b>	<b>Біоматеріали на основі хітозану для реконструктивно-відновлювальної хірургії та тканинної інженерії</b> <i>Калінкевич О.В., Калінкевич О.М., Данильченко С.М., Погорєлов М.В., Дейнека В.М., Васильєв Р.Г., Скляр А.М., м. Суми</i>
<b>13:40 – 13:50</b>	<b>Ефективність низькочастотного ультразвукового впливу для отримання стійких суспензій нанокарбонової присадки багатофункціонального дії</b> <i>Калашнікова Л.Є. Козаченко Е.С., м. Київ</i>
<b>13:50 – 14:00</b>	<b>Hydroxyapatite Coatings for Dental Implants</b> <i>A. Yanovska, D. Nahornyj, S. Bolshanina, A. Stanislavov, Sumy</i>
<b>14:00 – 14:10</b>	<b>Особливості способу виготовлення біоматеріалу із дегідратованої кісткової тканини у вигляді порошку</b> <i>Воронцов П.М., Сльота О.М., Гусак В.С., Воронцова М.П., м. Харків</i>
<b>14:10 – 14:20</b>	<b>Нові полімерні матеріали медичного призначення з лізоцимом</b> <i>Карпенко О.С., Сташенко К.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., Кісельова Т.О., м. Харків</i>
<b>14:20 – 14:30</b>	<b>Дослідження біосумісності полімерних імплантаційних матеріалів з фолат-похідним фероцену для медицини</b> <i>Кулик Л.В., Кулеш Д.В., Рожнова Р.А., Галатенко Н.А., м. Київ</i>
<b>14:30 – 14:40</b>	<b>Біоматеріали з тіамулінфумаратом на основі поліуретансечовин з фрагментами кополімеру N-вінілпіролідону з вініловим спиртом у їх структурі</b> <i>Руденчик Т.В., Рожнова Р.А., Наражайко Л.Ф., Руденко А.В., м. Київ</i>

14:40 – 15:00 – Обговорення

**27 квітня**  
**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**проспект Перемоги, 37**  
**Науково-технічна бібліотека ім. Г.І. Денисенка**

10:00-12:30

**Читальний зал №12**  
**Секційне засідання №3**

**БІОКІБЕРНЕТИКА ТА ІНФОРМАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ**

Ведучі: Коваленко О.С., Настенко Є.А., Павлов В.А.

10:00 – 10:10	<b>Використання критерію оптимальності при прийнятті рішень у медичних експертних системах</b> <i>Яворська Є.Б., м. Тернопіль</i>
10:10 – 10:20	<b>Post-Processing 4D MRI Images in Order to Visualize the Unsteady Blood Flow in Large Vessels and Ventricles</b> <i>I. Nesteruk, A. Redaelli, I. Kudybyn, F. Piatti, F. Sturla, E. Votta, S. Siryk, O. Chertov, Kyiv, Milan</i>
10:20 – 10:30	<b>Сучасні можливості та перспективи застосування CAD/CAM технології в лікуванні хворих із дефектами орбіти</b> <i>Чепурний Ю.В., Черногогородський Д.М., Копчак А.В., м. Київ</i>
10:30 – 10:40	<b>Визначення зміни об'єму та щільності кісткових аутотрансплантатів на етапах ремоделювання з використання методів комп'ютерної симуляції у пацієнтів з дефектами та деформаціями кісток лицевого черепа</b> <i>Рибак В.А., Копчак А.В., Павличук Т.О., м. Київ</i>
10:40 – 10:50	<b>Особливості напруженого-деформірованого стану системи фіксатор-кістка при остеосинтезі нижньої щелепи пластинами з В-TI-ZR-NB сплаву</b> <i>Романова А.Ю., Копчак А.В., Скиба І.А., Чепурний Ю.В., м. Київ</i>
10:50 – 11:00	<b>Алгоритм розрахунку необхідної кількості інсуліну</b> <i>Щербина Д.А., Яворська Є.Б., м. Тернопіль</i>
11:00 – 11:10	<b>Задача створення класифікаційних моделей визначення патологічних станів організму людини</b> <i>Якимчук В.С., Носовець О.К., м. Київ</i>
11:10 – 11:20	<b>Мобільні інформаційні технології для комплексного оцінювання та стабілізації показників ментального здоров'я</b> <i>Дорош О.І., Степанюк О.Ю., Дорош Н.В., м. Київ</i>
11:20 – 11:30	<b>Роль мобільних додатків при наданні невідкладної допомоги</b> <i>Хоменко В.О., Аверьянова О.А., м. Київ</i>
11:30 – 11:40	<b>Аналіз змісту бази даних біомедичних досліджень впливу на біооб'єкт низькоінтенсивного подразнення світлом</b> <i>Бачинський М.В., м. Тернопіль</i>

<b>11:40 – 11:50</b>	<b>Методика оцінювання якості медичної інформаційної системи</b> <i>Костішин С.В., Тимчик С.В., Криворучко І.О., м. Вінниця</i>
<b>11:50 – 12:00</b>	<b>Комп'ютерний аналіз зображень дендритних клітин з магнітними наночастинками</b> <i>Макеєнко О.Л., Скачкова О.В., Храновська Н.М., Іномістова М.В., Вовянюк С.І., Орел В.Е., м. Київ</i>
<b>12:00 – 12:10</b>	<b>Автоматизована система аналізу даних УЗД щитовидної залози</b> <i>Антонова-Рафі Ю.В., Позднякова Г.С., м. Київ</i>
<b>12:10 – 12:20</b>	<b>Інформаційна технологія навчання навиків правильного дихання в домашніх умовах</b> <i>Файнзільберг Л.С., Поморська Д.В., м. Київ</i>

12:20 – 12:30 – Обговорення

12:30 – 13:00 – Перерва

13:00 -14:45

**Читальний зал №12**

**Секційне засідання №4**

## **НАШ ПЕРШИЙ КУРС – ГАРМОНІЗАЦІЯ ОСОБИСТОСТІ. ЗДОРОВИЙ СПОСІБ ЖИТТЯ**

Ведучі: Азархов О.Ю., Бойко Г.Л., Яценко В.П.

<b>13:00 – 13:10</b>	<b>Використання інформаційних технологій для визначення груп ризику на заняттях з фізичного виховання з урахуванням особливостей регуляції системи кровообігу</b> <i>Бойко Г.Л., Настенко Є.А., Павлов В.А., Носовець О.К., м. Київ</i>
<b>13:10 – 13:20</b>	<b>Вдосконалення мотиваційної сфери і реалізаційної ефективності рухових дій студентів у процесі підготовки та проведення тестування їх фізичної підготовленості</b> <i>Смолякова І.Д., м. Одеса</i>
<b>13:20 – 13:30</b>	<b>Люмінесценція сухих залишків сечі спортсменів при різних фізичних навантаженнях</b> <i>Бордун О.М., Семен Б.В., Кухарський І.Й., м. Львів</i>
<b>13:30 – 13:40</b>	<b>The Automated System of Neuromuscular Pathologies Diagnostic and Building Rehabilitation Programs for Patients After Their Treatment</b> <i>К. Chorny, I. Khudetsky, Kyiv</i>

<b>13:40 – 13:50</b>	<b>Формалізація вибору індивідуальних програм реабілітації</b> <i>Интелегатор Д.О., Худецький І.Ю., м. Київ</i>
<b>13:50 – 14:00</b>	<b>Оцінювання норми простої зорово-моторної реакції для осіб, діяльність яких пов'язана з умовами підвищеної складності</b> <i>Навроцька К.С., Штофель Д.Х., Козоріз О.С., м. Вінниця</i>
<b>14:00 – 14:10</b>	<b>Порівняльний аналіз інформативних показників гендерних особливостей виховання студентської молоді у сім'ї</b> <i>Яценко В.П., Яценко О.В., Фурдига Х.В.</i>
<b>14:10 – 14:20</b>	<b>Технічні засоби модифікації зображень незабарвлених еритроцитів спортсменів та алгоритм системної кількісної характеристики еритроциту</b> <i>Яценко О.О., Яценко В.П.</i>
<b>14:20 – 14:30</b>	<b>Проблеми здорового способу життя у програмі «Наш перший курс. Гармонізація особистості»</b> <i>Яценко В.П., Фурдига Х.В., Волосина Н.В.</i>

14:30 – 14:45 – Обговорення

**15:00 – 15:30**

**Читальний зал №1**

**Закриття конференції  
Затвердження резолюції конференції**

*\* В програмі можливі зміни*

UDC 542.86

## HYDROXYAPATITE COATINGS FOR DENTAL IMPLANTS

Yanovska A.<sup>1,2</sup>, Nahorni D.<sup>1</sup>, Bolshanina S.<sup>2</sup>, Stanislavov A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institute of Applied Physics National Academy of Sciences of Ukraine, Sumy

<sup>2</sup>Sumy State University, Sumy

**Abstract.** The dental implants typically made of titanium or titanium based alloy, is a safe and proven effective replacement for the tooth root. Advantages of such implants are a relatively low price, technological effectiveness, mechanical strength, and chemical inertness. It is biocompatible but has a lack of bioactivity that leads, in some cases, to insufficient level of the osteoconductivity. Formation of bioactive intermediate layers in the implant-bone tissue interface and deposition of bioactive calcium phosphate coatings provides bioactivity and osteoconductivity of obtained implant material.

In our work new method Low Temperature Eddy Current Deposition (LTECD) is proposed for deposition of hydroxyapatite coatings from aqueous solutions. The main principle of this method is the decrease of hydroxyapatite solubility with the increase of substrate temperature. By varying of Ca/P relation, pH of the initial solution, substrate temperatures, substrate composition and modification, coatings with required morphology, phase composition, microstructure and mechanical properties could be obtained.

**Keywords:** hydroxyapatite, coatings, implant, calcium-phosphates, biomolecules.

**Резюме.** Сучасні дентальні імплантати повинні бути остеокондуктивними та біосуміними. Перевагами металевих імплантатів є відносно низька ціна, технологічна ефективність, механічна міцність та хімічна інертність. Титанові сплави широко використовуються для виробництва імплантатів в стоматології. Найбільш популярним матеріалом імплантатів є сплав Ti-6Al-4V що є біосумісним але недостатньо біоактивним. Утворення біоактивних проміжних шарів в інтерфейсі імплантат – кісткова тканина та осадження біоактивних кальцій-фосфатних покриттів забезпечує біоактивність та остеокондуктивність отриманого матеріалу імплантату. В нашій роботі запропоновано новий метод низькотемпературного осадження за допомогою вихрових токів (LTECD) для отримання покриттів гідроксиапатиту з водних розчинів. Основним принципом цього методу є зменшення розчинності гідроксиапатиту зі збільшенням температури субстрату. Варіюючи відношення Ca/P, pH вихідного розчину, температури субстратів, модифікування поверхні та складу субстратів можна отримати покриття заданої морфології, фазового складу, мікроструктури з певними механічними характеристиками.

**Ключові слова:** гідроксиапатит, покриття, імплантат, фосфати кальцію, біомолекули.

**Introduction.** Metallic materials are widely used as dental implants, however, problems associated with metal implants caused some undesired side effects and limitation of their uses. The most abundant problem is metal release from implant surface and not sufficient bioactivity [1]. It may be improved by various methods of surface modification: chemical treatment of substrates, deposition of composite calcium-phosphate coatings combined with various biomolecules: alginate, chitosan, gelatine [2]. Hydroxyapatite (HA) is the main mineral component of bone tissue so it is widely used as a coating material [3]. Deposition of HA coatings onto metal substrates is performed by several techniques. Plasma spraying, thermal spraying, magnetron sputtering, ion beam assisted deposition, pulsed laser deposition, ion deposition, ion implantation [4]. All above mentioned methods require high temperatures of coatings deposition. Low-temperature methods include sol-gel method, electrophoretic method, electrochemical deposition, hydrothermal deposition, electrical sputtering. Any of the mentioned methods has its advantages and disadvantages related to physical-chemical and structural parameters of layers and mechanical properties [4]. Among a large amount of calcium phosphate coatings deposition techniques only few methods allow obtaining multifunctional organic-inorganic

coatings. One of them is LTECD method. It is based on principle of thermal activation near a substrate surface, immersed in an aqueous solution, containing components for hydroxyapatite synthesis and coating deposition due to the decrease of HA solubility with increasing substrate temperature. Change of the experimental conditions (time of deposition, pH of the initial solution, ionic composition, surface modification, polymer addition) allows obtaining coatings with various crystallinity, phase composition (single-phase or two-phase), porosity, surface morphology, and properties [5].

**Materials and Methods.** Ti-6Al-4V dental implant screws (d=3.5 mm, length 14 mm) were used as substrate materials. They were ultrasonically washed in organic solvent, ethanol and triple washed in distilled water. Solution for hydroxyapatite deposition was prepared in following way: CaCl<sub>2</sub> solution with concentration 0.1 mol/L and Na<sub>2</sub>HPO<sub>4</sub> solution with concentration 0.06 mol/L were mixed and used as an initial solution. 250 mL of the initial solution was taken for the experiment. Solution pH was adjusted to 7.5 by NaOH addition. The LTECD method is a one-step technique for deposition of organic and inorganic components directly on the implant surface from aqueous solutions.

**Results and discussion.** The cooling was used for maintaining a temperature gradient between substrate surface and aqueous solution. It is important to control ion concentrations, pH in the initial solution, and substrate temperature because these factors affect the degree of supersaturation near substrate surface. SEM micrograph of the uncoated sample is given on Fig 1a. Hydroxyapatite coating was obtained on Ti-6Al-4V substrate (Fig 1b) under following conditions: solution pH=7-7.5, Ca/P relation – 1.67 at. %, substrate temperature was 100°C.

Variation of deposition time allows obtaining coatings of various thicknesses. By controlling ionic composition, ion concentration, pH of the initial solution, substrate temperature, heating time, surface roughness the coatings with various characteristics could be obtained. Low temperatures of coating deposition give possibility to get coatings with natural biopolymers (gelatine, alginate, chitosan) or drugs that are unstable at high temperatures.

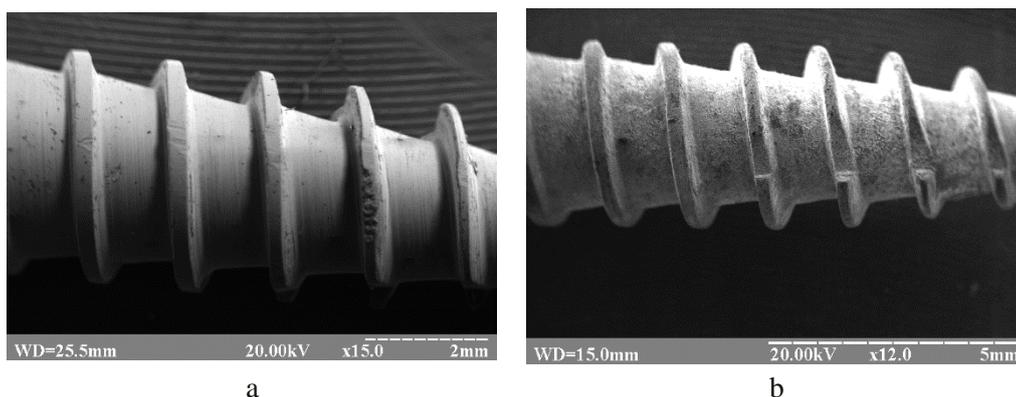


Figure 1 – Ti-6Al-4V implant without coating and surface modification (a) and unmodified substrate with HA coating (b)

**Conclusions.** The LTECD method allows obtaining calcium-phosphate coatings with precise phase and chemical composition, definite crystallinity, morphology, porosity, and thickness. This method is excellent for deposition of coatings with biomolecules (chitosan, collagen, gelatine, alginate) and inorganic components (Ag, Cu, Fe, Zn). Additions of mentioned substances provide coatings with new features like antibacterial activity and bioactivity.

The main advantages of LTECD method are following:

- 1) coating formation on implant materials of various composition and shape;
- 2) hydroxyapatite is deposited from aqueous solutions directly on implant surface;
- 3) fast deposition rate (10-60 minutes);
- 4) composite coatings formation based on biopolymers, drugs, antibacterial compounds due to the low temperatures of deposition;
- 5) obtaining coatings with required porosity, morphology and composition.

#### References

1. León B., Jansen J.A. Thin Calcium Phosphate Coatings for Medical Implants. Springer Science: Business Media, LLC. 2009. 328 p.

2. Sukhodub L.F., Yanovska G.O., Sukhodub L.B., Kuznetsov V.M., Stanislavov O.S. Nanocomposite Apatite-biopolymer Materials and Coatings for Biomedical Applications. J. of Nano- and Electronic physics. 2014. Vol. 6, № 1. P. 01001(16pp).

3. Dorozhkin S.V. Calcium orthophosphate coatings, films and layers. Progress in Biomaterials 2012 [http://www.progressbiomaterials.com/content/1/1/1]. V. 1(1). P.1-40.

4. Yanovska A., Danilchenko S., Sukhodub L. Fabrication of Nanocomposite Calcium-Phosphate Coatings by Thermal Substrate Method. Comprehensive guide for nanocoatings technology. Volume 4. Application and commercialization. Edited by Mahmood Aliofkhazraei. Nova Science Publishers. Inc.: New York, 2015. P. 157-183.

5. Yanovska A., Kuznetsov V., Stanislavov A., Danilchenko S., Sukhodub L. Synthesis and characterization of hydroxyapatite-based coatings for medical implants obtained on chemically modified Ti6Al4V substrates. J. Surface & Coatings Technology. 2011. V. 205. P. 5324-5329.

УДК 615.47

## ДО АНАЛІЗУ МЕТОДІВ ДОСЛІДЖЕННЯ НЮХУ В ОТОРИНОЛАРИНГОЛОГІЇ

**Аврунін О.Г.<sup>1</sup>, Носова Я.В.<sup>1</sup>, Шушляпіна Н.О.<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Харківський національний університет радіоелектроніки

<sup>2</sup> Харківський національний медичний університет  
м. Харків, Україна

**Резюме.** Проведена робота по дослідженню сучасних методик тестування функції нюху людини, в зв'язку з оториноларингологічною діагностикою.

**Ключові слова:** тестування нюху, речовини пахучі, оториноларингологія

**Abstract.** The work was carried out of the study of modern techniques for testing the function of human olfaction, in connection with otorhinolaryngological diagnosis.

**Key words:** olfactory testing, odorous substances, otorhinolaryngology

**Вступ.** Нюх відіграє важливу роль в нашій взаємодії з навколишнім середовищем. Нюхова система діє не тільки для виявлення потенційних небезпек в навколишньому середовищі, таких як дим, газ або пил, але і впливає на наше харчування, соціальну поведінку, і загальне самопочуття [1]. Будова нюхового аналізатора є складною анатомо-фізіологічною структурою. Порушення нюхової функції може бути, як внаслідок, психічних розладів так і захворювань вражаючих нервову систему, а також оториноларингологічних захворювань. Блокування проходження повітряного потоку з одорівектором в порожнині носа внаслідок різних порушень є дуже складною проблемою сучасної лор-діагностики.

**Мета дослідження.** Метою роботи є аналіз сучасних методів тестування функції нюху людини для з'ясування потенційних можливостей і їх діагностичної значущості при виявленні нюхових порушень.

**Матеріали і методи.** Для проведення аналізу сучасних методик, які широко використовуються у медично-лікувальній роботі практикуючих фахівців оториноларингологів, необхідно опрацювати літературні джерела провідних наукових видань світу.

**Результати та обговорення.** Для загальної клінічної оцінки стану носа інформація про стан нюху є необхідною складовою. Адекватним подразником для органа нюху є молекули різноманітних пахучих речовин (одорівектори) [1]. На сьогоднішній день немає єдиного загальноприйнятого універсального методу тестування функції нюху. Відомо багато методик, але одоранти, які використовуються для тестування унеможливають винахід універсального методу, бо люди на різних континентах та в різних країнах відчувають запахи по-різному. Наприклад, аромат імбиру (або інших спецій) є нормальним для жителів Азії, а для України він

занадто різкий, та може бути сприйнятим як «неприємний», що буде підставою для підозри на захворювання какосмія (приємні запахи, ілюзорно приймають різко огидний характер). Більшість проаналізованих методів ґрунтуються на суб'єктивних відповідях пацієнта. Методи відрізняються кількістю одорантів, часом проведення тестування та обладнанням. Проаналізовано 25 найбільш розповсюджених методик тестування порушення функції нюху, далі наведені найпопулярніші з них.

Нюховий ідентифікаційний тест університету Пенсільванії (University of Pennsylvania Smell Identification Test (UPSIT)) містить сорок різних запахів, які виділяються при дряпанні графітовим олівцем панелі з мікрокапсулами, які містять одоранти. Для кожного з сорока запахів, учасники повинні вибрати відповідне відповідь з чотирьох можливих варіантів; тільки один є правильним. Буклети, які містять запахи надаються в запечатаних конвертах з олівцем (їх чотири), кожен містить десять запахів. Говорячи про цей тест іноді мають на увазі американський культурний ухил. Однак існують різні версії даного тестування, такі як британський, китайський, французький, німецький, італійський, корейський і іспанський UPSIT тести. Час дослідження – 15 хвилин, відтворюваність результатів тестування  $r=0,981$ . Країна – США [2].

Нюховий дисплей заснований на методі, який використовується в струменевому принтері. Струм розбивається на краплі через невеликі отвори в резервуарі для чорнил. У дисплеї можна встановлювати насадку для розбрикування одоранту. Ця насадка може містити три невеликих резервуара і один великий, таким чином, дисплей може містити максимум 4 види ароматів. Таким чином, імпульсний викид заданого запаху здатний звести до мінімуму вивітрювання одоранту. Алгоритм вимірювання використовує двійковий пошук. Отже, можна виміряти значення порога виявлення в цілому при

192 рівнях порівняння за допомогою зміни числа одночасних упорскувань і часу упорскування. Тобто результат вимірювання являє собою кількісну оцінку порога виявлення. Час дослідження – 5 хвилин. Країна – Японія [3].

Наступний нюховий тест застосовується з використанням восьми різних ароматних дискет (кава, ваніль, дим, персик, ананас, троянда, кокосовий горіх, оцет). Ці дискети (5x6 см) широко використовуються у парфумерії та ароматній промисловості в якості аплікаторів для ароматів, які використовуються у надпороговій концентрації. Тест був розроблений в якості потрійного примусового тесту множинного вибору, в результаті чого оцінка може коливатись від 0 до 8 правильних відповідей. Відповіді необхідно давати у письмовому вигляді в спеціальному буклеті із запитаннями, який містить ілюстрації. Час дослідження – 5 хвилин, відтворюваність результатів тестування  $r=0,99$ . Країна – Швейцарія [4].

Нюховий тест Барселони спрямований для клінічного використання іспанського населення та країн Середземномор'я. Використовується двадцять чотири запахи, двадцять з них (банан, бензин, лимон, троянда, цибуля, дим, аніс, кокосовий горіх, ваніль, диня, мандарин, гіркий мигдаль, ананас, сир, полуниця, гриби, евкаліпт, гвоздика, скипидар і персик) для оцінки роботи 1-го черепного нерва і 4 неприємні запахи (оцет, формалін, гірчиця, аміаку) для 5-го черепного нерва. Одоранти знаходяться у герметичних контейнерах у напівтвердому стані. Час дослідження – 20 хвилин. Країна – Іспанія [5].

Сніффінг Стікс-тест (Sniffing sticks test). На першому етапі для визначення порогу нюху використовується n-бутанол в 16 розчинах (апельсин, шкіра, кориця, м'ята, банан, лимон, лакриця, скипидар, часник, кава, яблуко, гвоздика, ананас, троянда, аніс, риба). При оцінці здатності розрізняти запахи використовуються триплети пахучих речовин в надпороговому розведенні, при цьому пацієнту пропонують вибрати, який запах відрізняється від двох інших. Час дослідження – 25 хвилин, відтворюваність результатів тестування  $r=0,73$ . Країна – США Німеччина [6].

**Висновки.** Більшість проаналізованих методів мають високий показник відтворюваності отриманих результатів  $r$  (test-retest reliability) [6], що можна віднести до переваг розглянутих методів. Однак у своїй більшості тестування нюху носить суб'єктивний характер, тобто результати тестування залежать від суб'єктивного сприйняття учасників дослідження. Також більшість методів оцінки ступеня порушення нюху мають широкий спектр застосування для діагностики різних захворювань, включаючи психічні розлади, пошкодження мозку і нервової системи. Однак, в рамках нашого завдання необхідно розглядати дисфункцію нюху в зв'язку з проблемою проходження повітря в нюховий аналізатор.

**Перспективи подальших досліджень.** Доцільно розробити вузькоспеціалізований метод оцінки порушення нюхово-респіраторних порушень, який би володів високим ступенем об'єктивності для застосування в клінічній практиці оториноларингологів.

#### Література

1. Huart C., Rombaux P., Hummel T. Plasticity of the Human Olfactory System: The Olfactory Bulb. *Molecules*. 2013. № 18, P. 11586-11600; doi:10.3390/molecules180911586
2. Muirhead N., Benjamin E., Saleh H. Is The University Of Pennsylvania Smell Identification Test (UPSIT) Valid for the UK Population? *Rila Publications Ltd. The Otorhinolaryngologist*. 2013. 6(2), P. 99–103
3. Fukasawa, A., Okada K. Olfactory Measurement Method at Health checkup with Olfactory Display using Pulse Ejection. *International Journal of Informatics Society*. 2013. 5, P.13-19
4. Briner HR, Simmen D: Smell diskettes as screening test of olfaction. *Rhinology* 1999, 37(4):145-8.
5. Guilemany JM, Garcia-Pinero A, Alobid I, Cardelus S, Centellas S, Bartra J, et al: Persistent allergic rhinitis has a moderate impact on the sense of smell, depending on both nasal congestion and inflammation. *Laryngoscope* 2009, 119(2):233-8.
6. Scadding, G., P. Hellings, I. Alobid, C. Bachert, W. Fokkens et al. Diagnostic tools in Rhinology EAACI position paper. *Clinical and Translational Allergy*. 2011. 1:2, P. 1-39

УДК 616.71–001.5–089. 84:669.295

## МАТЕМАТИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ КОНСТРУКТИВНИХ ПАРАМЕТРІВ НАКІСТКОВИХ ФІКСУЮЧИХ КОНСТРУКЦІЙ ДЛЯ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Азархов О.Ю.<sup>1</sup>, Сорочан О.М.<sup>1</sup>, Кривонос В.Є.<sup>1</sup>,  
Шайко-Шайковський О.Г.<sup>2</sup>, Данилков С.О.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ДВНЗ «ПДТУ», м. Маріуполь

<sup>2</sup> ЧНУ ім. Ю. Федьковича, м. Чернівці

<sup>3</sup> Управління охорони здоров'я м. Маріуполя

**Резюме.** Розвиток промисловості, виробництва, науково-технічний прогрес обумовив на межі XIX –XX ст. появу нових технологій та механізмів в машинобудуванні, транспорті, побутових умовах, що призвело до підвищення відсотку травматизму, змінення характеру травм. При цьому досить різко змінився також і характер травм, помітно зросло число хворих та постраждалих з множинними та поєднаними травмами, пошкодженнями опорно-рухової системи. Це, у свою чергу, викликало змінення методів, технологій та інструментарію, що використовуються для лікування переломів та пошкоджень кісток, оскільки старі методи та засоби вже не створювали необхідних умов, які висував час, вимоги до якісного та досить швидкого загоєння переломів, повернення постраждалих до активного способу життя, нормальної працездатності. Проблема набула ще більшої гостроти, не тільки медичного, але – також і соціального, економічного значення, оскільки в умовах військових дій в зоні АТО ще більш актуальною та важливою стала проблема якнайшвидшої реабілітації хворих, повернення їх до працездатного стану, пошуку методів лікування, які якнайшвидше та ефективніше допомогли б повернути поранених та постраждалих до нормального фізичного стану. Все це спонукає науковців та інженерів, травматологів до пошуку нових методів, підходів і конструкцій для лікування переломів та пошкоджень кінцівок і їх наслідків. Одним з таких напрямків розробок та сучасних досягнень став накістковий остеосинтез, - один з найдешевших та доступніших методів остеосинтезу.

**Ключові слова:** остеосинтез, накістковий фіксатор, перелом, травматизм, опорно-руховий апарат.

**Abstract.** The development of industry, production, scientific and technological progress led to at the turn of the XIX –XX centuries the emergence of new technologies and mechanisms in machine building, transport, domestic environment, which has led to the increase in the percentage of injuries that change the nature of the injuries. It is pretty drastically changed also the nature of injuries, has significantly increased the number of patients and survivors with multiple injuries, injuries of the musculoskeletal system. This, in turn, caused a change in methods, technologies and tools used for the treatment of fractures and injuries of the bones, as the old methods and tools do not create the necessary conditions, put forth the time requirements for qualitative and rapid healing of fractures, the return of victims to their active way of life, normal health. The problem became even more acute, not only medical, but also social, economic values, as the conditions of hostilities in the ATO zone more relevant and important was the problem of early rehabilitation of patients, to return them to a healthy state, the search for treatment methods that are faster and more efficient would help restore the wounded to normal physical condition. All this encourages scientists and engineers, trauma to the search for new methods, approaches and structures for the treatment of fractures and injuries of the limbs and their consequences. One of such directions of modern development and achievements was plate osteosynthesis is one of the cheapest and affordable methods of osteosynthesis.

**Key words:** osteosynthesis, plate retainer, fracture, injuries, musculoskeletal system.

**Вступ.** За даними ВООЗ, на сьогоднішній день травматизм посідає 3-4 місце у світі за частотою захворюваності населення. Тільки в результаті ДТП у світі щорічно гинуть біля 250 тис. людей, близько 10 млн. постраждалих залишаються інвалідами. Для надійного та стабільного остеосинтезу (фіксації відламків кісток з подальшим створенням чинників для їх надійного зрощення) необхідно створити декілька необхідних умов: основними з них є достатня репозиція та надійна, жорстка фіксація. Традиційні, консервативні методи лікування переломів (гіпсові пов'язки, скелетне витягання) мають цілу низку суттєвих недоліків: до них належать, перш за все, неможливість повного знерухомилення відламків пошкодженої кістки, порушення трофіки, обміну речовин, що призводить до суттєвих, а інколи – незворотних змін системи, дихальної системи, а також – тривалого обмеження руху у м'язах та суглобах, розвитку різного роду ускладнень з

боку серцево-судинної активності хворого впродовж одного, а інколи – навіть і декількох місяців в особливо тяжких випадках.

**Мета дослідження.** Розробка, розвиток та вдосконалення методів лікування пошкоджень та переломів довгих кісток, створення нових технологій та конструкцій фіксаторів для остеосинтезу довгих кісток.

**Матеріал і методи.** Накістковий остеосинтез, як і інші методи остеосинтезу, постійно змінюється. Вдосконалюється та поповнюється новим технічним арсеналом фіксаторів, засобів для їх встановлення. З'являються нові моделі накісткових фіксаторів, кожна з яких має свої, притаманні переваги та недоліки. Саме наявність недоліків і спонукають інженерів-конструкторів нової медичної техніки разом із спеціалістами-медиками створювати і розробляти нові, більш досконалі моделі та конструкції фіксаторів.

**Результати дослідження та їх обговорення.** В роботі запропонована методика визначення розмірів окремих ділянок демпфуючих елементів накісткових фіксаторів залежно від заданої величини деформативності, яка залежить від анатомічних особливостей потерпілого. Результати розрахунків дозволяють визначати довжину і ширину демпфуючих ділянок накісткових фіксаторів залежно від поперечного перерізу пластини, загального числа демпфуючих ділянок та їх геометричних параметрів.

**Висновки.** Отримані результати розрахунку комп'ютерного моделювання дозволили сформулювати технічні умови і розробити технічну документацію для виготовлення промислового зразка накісткових конструкцій.

**Перспективи подальших досліджень.** Практичні рекомендації, розроблені та сформульовані в роботі, плануються впровадити у медичну лікувальну практику ортопедо-травматологічних відділень з метою скорочення строків одужання постраждалих.

#### **Література.**

1. Анкин, Л. Н. Пластины с минимальным контактом для биологического стабильно-функционального остеосинтеза / Л. Н. Анкин, Н. Л. Анкин // Травматология и ортопедия России. – 2006. – № 3. – С. 45–48.
2. Экспериментально-биомеханические испытания накостного остеосинтеза при переломах диафиза большеберцовой кости / Н. Л. Анкин, Л. Н. Анкин, Н. С. Шидловский, Н. М. Сатышев // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011. – № 1. – С. 68–75.
3. Білик, С. В. Динаміка загоєння діафізарного перелому в умовах застосування подвійної де-

ротаційної пластини / С. В. Білик // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004. – Т. 40, № 1. – С. 35–39.

4. Билинский, П. И. Сравнительный теоретический анализ биомеханических аспектов остеосинтеза при поперечных переломах большеберцовой кости контактными и малоcontactными пластинами / П. И. Билинский, В. И. Чаплинский, Е. А. Андрейчан // Травма. – 2013. – Т. 14, № 2. – С. 63–72.

5. Діафізарні переломи в структурі травм опорно-рухової системи у населення України / Г. В. Гайко [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2006. – № 1. – С. 84–87.

6. Порівняльний біомеханічний аналіз накісткових фіксаторів для остеосинтезу переломів довгих кісток / О. Г. Дудко [та ін.] // Матеріали XVII з'їзду ортопедів-травматологів України. – К., 2016. – С. 240.

7. Механико-математическая модель системы металлоостеосинтеза и расчёт её напряжённостедеформированного состояния / Р. Р. Никифоров [и др.] // Травма. – 2013. – Т. 14, № 3. – С. 43–52.

8. Функции и виды пластин и винтов в современном остеосинтезе / К. К. Романенко [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 1. – С. 68–75.

9. Експериментальні шляхи оцінки ефективності біотехнічних систем остеосинтезу / І. М. Рубленік [та ін.] // Травма. – 2006. – Т. 7, № 3. – С. 411–415.

10. Тяжелов, О. А. Сучасні тенденції остеосинтезу метафізарних та метадіафізарних переломів довгих кісток : (огляд літератури) / О. А. Тяжелов, Н. Ю. Полетаева // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – № 2. – С. 96–102.

УДК 004.622:004.658

## **АВТОМАТИЗОВАНА СИСТЕМА АНАЛІЗУ ДАНИХ УЗД ЩИТОВИДНОЇ ЗАЛОЗИ**

**Антонова-Рафі Ю.В., Позднякова А.С.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Факультет біомедичної інженерії

**Резюме.** За останні два десятиліття відбулися зміни в структурі захворювань ЩЗ, крім того, кардинально вдосконалені лабораторні методи, що застосовуються для їх виявлення. У зв'язку з цим змінилися і підходи до вибору оптимальної стратегії діагностики. Авторами розроблено алгоритм автоматизованого аналізу даних, на його основі створено власну програму, яка дозволяє одночасно проаналізувати всі клінічні дані пацієнта та вивести зручний підсумковий результат, що допомагає при виборі тактики лікування.

**Ключові слова:** щитовидна залоза, площа поверхні тіла, ультразвукова діагностика.

**Abstract.** Over the past two decades there have been changes in the structure of thyroid disease also dramatically improved laboratory methods used to detect them. In connection with this change and approaches to choosing optimal diagnostic strategies. The authors have developed an algorithm for automated data analysis, based on it created its own program, which allows simultaneous analysis of all clinical data and patient outcome comfortable lead, which helps in choosing the treatment.

**Keywords:** thyroid, body surface area, ultrasound diagnostics.

**Вступ.** Серед усього розмаїття завдань, що виникають перед практичними лікарями, гостро стоїть питання про якісну і своєчасну діагностику захворювань щитовидної залози (ІДж), оскільки вони серед хвороб ендокринних органів за частотою поступаються тільки цукровому діабету. Частота ендемічного зобу в деяких регіонах України становить 20-40%, помітно збільшення кількості злоякісних пухлин і хворих на аутоімунний тиреоїдит. Дослідження, що здійснювалися в 2001-2006 рр., засвідчили, що дефіцит йоду спостерігається в більшості областей України.

За визнанням спеціалістів Всесвітньої організації охорони здоров'я, йододефіцитні захворювання та їх ліквідація є одним з найбільш важливих завдань охорони здоров'я наприкінці другого та на початку третього тисячоліття. Усунення захворювань, пов'язаних з дефіцитом йоду, вітаміну А, заліза в організмі, на думку спеціалістів, своєю значимістю перевершує таке досягнення медицини як ліквідація віспи.

За останні два десятиліття відбулися зміни в структурі захворювань ЩЗ, крім того, кардинально вдосконалені лабораторні методи, що застосовуються для їх виявлення. У зв'язку з цим змінилися і підходи до вибору оптимальної стратегії діагностики. Разом з тим ускладнення діагностичних методів породило цілий ряд проблем, пов'язаних з інтерпретацією результатів лабораторних показників. Таким чином, виникає гостра необхідність у створенні удосконалених алгоритмів виявлення захворювань ЩЗ з метою оптимізації лікувально-діагностичного процесу в зазначеній галузі.

**Матеріали і методи дослідження.** У роботі використана методологія системного підходу, технологія розробки систем штучного інтелекту, концептуального (логічного) моделювання, теорія фреймів, методи експертних оцінок.

Останнім часом у зв'язку з реальною можливістю масового оснащення закладів охорони здоров'я персональними комп'ютерами стали з'являтися програмно-аналітичні комплекси, частково автоматизують трудомісткий і інтелектуально складний процес прийняття рішень лікарем при постановці діагнозу і веденні хворого. Сучасний рівень розвитку інформаційних технологій робить можливим

створення спеціалізованих систем підтримки прийняття рішень лікаря (СППРВ), за допомогою яких лікар на основі наявного в системі програмно-алгоритмічного забезпечення зуміє в режимі реального часу вирішити діагностичні питання, по глибині і широті доступні лише консиліуму маститих фахівців.

Перспективність проектів подібного роду не викликає сумнівів, проте їх практична реалізація дуже складна. Ефективна робота в цьому напрямку можлива тільки на основі єдиної методології, взаємопов'язаних всі аспекти процесу створення СППРВ, починаючи від принципів організації діяльності залучених фахівців і закінчуючи розробкою екранних форм, що забезпечують спілкування лікаря-користувача з готовою системою. Центральне місце в такій методології повинні займати принципи і конкретні способи приведення наявних медичних знань до формального виду, оскільки саме відсутність системи формалізації знань, здатної з мінімальними спотвореннями відобразити лікарське мислення, є обмежуючим фактором, що не дозволяє в повній мірі використовувати можливості сучасних інформаційних технологій для підвищення якості надання медичної допомоги.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Авторами розроблено алгоритм автоматизованого аналізу даних, на його основі створено власну програму, яка дозволяє одночасно проаналізувати всі клінічні дані пацієнта та вивести зручний підсумковий результат, що допомагає при виборі тактики лікування.

Наявність електронного реєстру пацієнтів у клініці Інституту ендокринології та обміну речовин імені В.П. Комісаренка НАМН України (далі — Інститут) теоретично надає змогу провести одночасний аналіз великої кількості випадків та віддалених результатів лікування, але практичне забезпечення цієї можливості вимагає створення спеціального програмного коду (окремої програми) та ставить низку конкретних питань, зокрема щодо класифікування тих чи інших протоколів сонографічного дослідження, цитологічних та патогістологічних висновків. Саме це стало предметом нашого дослідження, метою якого була розробка програмного забезпечення для одночасного аналізу великої кількості

кості випадків патологій ЩЗ, відокремлення подібних та зручне подання підсумку цих даних лікарю як додаткового джерела інформації на етапі прийняття рішення.

Методами дослідження обрано загальноклінічне обстеження, сонографічне дослідження ЩЗ та цитологічне дослідження пунктатів, що виконувалось у відділенні ультразвукової діагностики (УЗД).

Авторами розроблено алгоритм автоматизованого аналізу даних, на його основі створено програму, що дозволяє зробити одночасний аналіз усіх наявних даних та вивести зручний підсумковий результат.

У вікні, що відкривається, автоматично аналізуються та відображуються такі дані:

- Стать
- Зріст
- Вага
- Товщина правої і лівої долі щитовидної залози
- Довжина правої і лівої долі щитовидної залози
- Ширина правої і лівої долі щитовидної залози
- ППТ (площа поверхні тіла)
- Сумарний об'єм щитовидної залози

За всіма вищевказаними даними проводиться автоматичний розрахунок об'єму ЩЗ та ППТ. Для даного ППТ знаходиться показник норми об'єму ЩЗ в таблицях, рекомендованих ВОЗ.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

1. Провести аналіз стану і особливостей застосування автоматизованих систем аналізу в галузі ендокринології.
2. Розробити концептуальну модель процесу діагностики ЩЗ.
3. Розробити діагностичні алгоритми підтримки прийняття рішень лікаря-ендокринолога:
  - Розробити програмний додаток розрахунку площі поверхні тіла
  - Розробити програмний додаток розрахунку обсягу щитовидної залози і порівняння результатів з таблицями норм.

**Висновки.** Практичну цінність роботи складають:

1. Нові алгоритми диференціальної діагностики захворювань ЩЗ на основі вирішальних правил.
2. Система підтримки прийняття рішень, що забезпечує підвищення ефективності процесу діаг-

ностики захворювань ЩЗ в поєднанні з інформаційною підтримкою діяльності медичних фахівців в галузі ендокринології. Використання даної системи дозволяє: підвищити якість медичної допомоги в ендокринологічних центрах шляхом надання лікаря-ендокринолога можливості використання інформації, що відображає сучасні досягнення в діагностиці захворювань ЩЗ; полегшити діяльність лікаря-ендокринолога за рахунок автоматизації способів внесення діагностичної інформації про пацієнта; накопичувати великі обсяги формалізованих клінічних даних, які в подальшому можуть служити основою для проведення наукових досліджень.

**Перспективи подальших досліджень.** Імовірно, що отримані дані допоможуть лікарю обрати правильну тактику лікування пацієнта та швидкість обслідування, що може покращити якість життя пацієнтів.

#### Література

1. Management guidelines for patients with thyroid nodules and differentiated thyroid cancer the American Thyroid Association guidelines taskforce: D.S. Cooper, G.M. Doherty, B.R. Haugen, R.T. Kloos, S.L. Lee, S.J. Mandel, E.L. Mazzaferri, S.I. Sherman // Thyroid. — 2006. — Vol. 16, № 2. — P. 1-33.
2. American Association of Clinical Endocrinologists medical guidelines for clinical practice for the diagnosis and management of thyroid nodules // AACE/AME task force on thyroid nodules // Endocr. Pract.— 2006. — Vol. 12. — P. 63-102.
3. Клинические рекомендации Российской ассоциации эндокринологов (РАЭ) по диагностике и лечению узлового зоба / Под ред. И.И. Дедова и др. // Клини. тиреологическая. — 2004. — Т. 2, № 4. — С. 47-52.
4. Болгов М.Ю., Комиссаренко И.В., Богданова Т.И. и др. Характеристика результатов тонкоигольной аспирационной биопсии и экспресс-гистологического исследования при хирургическом лечении узловой патологии щитовидной железы // Эндокринология. — 1999. — Т. 4, № 2. — С. 146-158.
5. Йододефіцитні захворювання: алгоритми діагностики, профілактики, лікування – Режим доступу: <https://www.health-ua.org/faq/endokrinologiya-saharnyj-diabet/2773.html> - Дата доступу: 06.03.2017.
6. Editorial Biomedical Information Technology: Medicine and Health Care in the Digital Future IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE. VOL. 1, NO. 1. March 2007

УДК 373.147.036

## ОЦІНКА РИЗИКУ ПАДІНЬ ТА РЕАЛІЗАЦІЯ БЛОКУ ДЕТЕКТУВАННЯ ПАДІНЬ

**Барановський Д.М.**

Вінницький національний технічний університет

**Резюме:** у тезах розглянуто методи оцінювання ризику падінь та реалізацію блоку для детектування падінь. Найбільшого поширення серед медичних установ для оцінки ризику падінь отримали: шкала падінь Морзе та модель ризику падінь Хендріка II. Детектор падіння побудований на основі акселерометра MMA7361, завдяки спеціальним алгоритмам обробки даних визначає, чи відбулося падіння, далі цю інформацію буде надано мед. службі.

**Ключові слова:** падіння, детектування, акселерометр, шкала оцінки падінь, MMA7361.

**Summary:** The methods in theses falls risk assessment and implementation unit for detecting falls. Most common among medical institutions to measure the risk of falls were: Scale model falls Morse and risk falling Hendrich II. Fall detector is based on the accelerometer MMA7361, through special processing algorithms determine whether there was a drop, then this information will be given honey. service.

**Keywords:** drop, detection, accelerometer rating scale falls, MMA7361.

**Вступ:** Аналіз результатів експериментальних досліджень показує, що для пацієнта не настільки небезпечні травми, викликані падінням, як несвоєчасно надана медична допомога. Наслідки травмування можуть бути зведені до мінімуму, якщо медична допомога буде надана вчасно. Особливо це важливо для осіб похилого віку.

**Мета:** Вибір методу оцінки ризику падінь пацієнтів та створення блоку детектування падінь для уникнення нещасних випадків і надання швидкої медичної допомоги вчасно.

**Виклад основного матеріалу.** В даний час не існує єдиної точки зору щодо використання того чи іншого методу оцінки ризику падінь. Найбільшого поширення серед медичних установ отримали такі методи оцінки ризику падінь: шкала падінь Морзе (Morse Fall Scale); модель ризику падінь Хендріка II (Hendrich II Fall Risk Model) [1]. У мета аналізі, виконаному L. Harrington і співавт. (2010), вказується, що чутливість і специфічність шкали падінь Морзе кращі за STRATIFY [2].

Шкали Морзе і Хендріка II використовуються для виявлення пацієнтів з високим ризиком падіння за наявності спадкових або набутих факторів ризику. Дані шкали, як правило, заповнюються середнім медичним персоналом в момент госпіталізації літніх хворих і оновлюються щодня або щотижня в залежності від стану пацієнта [2].

Пацієнтів з високим ризиком падінь, можна оснащувати блоками детектування падінь, які будуть реалізовані на основі акселерометра MMA7361, він живиться напругою 3,3 В, а його ти-

пове споживання струму 400 мкА. Також є можливість налаштування сили падіння (перевантаження) (1,5 або 6 g). Відмінною рисою цього акселерометра від інших є вбудована функція детекції падіння (g0).

Детектор падіння побудований на основі тривісного MMA7361 акселерометра, визначає напрямок руху і положення тіла людини в тривимірному просторі. Завдяки спеціальним алгоритмам обробки даних такого сенсора можна визначити, чи відбулося падіння. Також використання блоку детектування падінь можливе в телеметричному моніторі життєвих функцій людини, що оснащується GPS-вузлом, це дозволяє швидко інформувати мед. службу про нещасний випадок (падіння) [3]. Сенсор відрізняється високою надійністю, адже алгоритм його роботи дозволяє з високим ступенем ймовірності зафіксувати падіння.

Мале споживання енергії дає можливість постійно підтримувати детектор падіння в активному режимі. Вбудований контролер може перебувати в режимі зниженого енергоспоживання до надходження сигналу переривання, викликаного струшуванням приладу. Акселерометр може бути повністю виключений на час, коли пацієнт знаходиться в стані спокою [4].

**Висновок:** таким чином падіння – це серйозна медико-соціальна проблема, для пацієнтів. Більшість падінь може бути зафіксовано блоком детектування падінь, який створено на основі тривісного акселерометра MMA7361, далі інформацію про падіння буде надано мед. службі, що дозволить уникнути нещасного випадку.

### Література

1. Ann Hendrich Fall Risk Assessment for Older Adults: The Hendrich II Fall Risk Model. From The Best Practices in Nursing Care to Older Adults general assessment series 8, 2016. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://consultgeri.org/try-this/general-assessment/issue-8.pdf>

2. Матвеева Л. Падения у пожилых людей \ Костно-мышечная система и возраст : исследование молодых специалистов, [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://www.health-ua.com/pics/pdf/ZU\\_2012\\_02/56-59.pdf](http://www.health-ua.com/pics/pdf/ZU_2012_02/56-59.pdf)

3. Барановський Д. М., Московко М. В., Злепко О. С., Павлов В. С. / Аналіз медичних додатків для діагностики і моніторингу роботи серця в домашніх умовах // Вісник Хмельницького національного технічного університету, серія: технічні науки, №5, 2016, с. 184-187.

4. ИМС для портативных медицинских приборов / пер. с англ. В. Романова, № 1, 2013, с. 9, [Електронний ресурс]. – Режим доступу: [http://www.ekis.kiev.ua/UserFiles/Image/pdfArticles/AD\\_bul\\_EKIS\\_1\\_2013-2.pdf](http://www.ekis.kiev.ua/UserFiles/Image/pdfArticles/AD_bul_EKIS_1_2013-2.pdf)

УДК 007+621.32:61

## АНАЛІЗ ЗМІСТУ БАЗИ ДАНИХ БІОМЕДИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ ВПЛИВУ НА БІООБ'ЄКТ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО ПОДРАЗНЕННЯ СВІТЛОМ

**Бачинський М.В.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя  
м. Тернопіль

**Резюме.** Наведено результат вирішення проблеми зменшення складності оцінювання оптимального значення інформаційного впливу світлом на біооб'єкт який знаходиться в біосередовищі та характеру опромінення (часово- просторових параметрів, спектру тощо). Побудовано, обґрунтовано вибір: математичних моделей засобів низькоінтенсивного впливу світлом на біооб'єкт та відгуку цього біооб'єкту; засобів та методів аналітики; типів даних для процесів обробки їх в базі даних.

**Ключові слова:** світло, біооб'єкт, база відгуків, аналіз.

**Abstracts.** The results of solving the problem of reducing the complexity of evaluating the optimum value of information influence on biological objects with light which is in the nature of biological media and radiation (time- spatial parameters, spectrum, etc.). Built substantiates choice of mathematical models of low-impact means of light on biological objects and the response of biological objects; means and methods of intelligence; data types for processing them in a database.

**Key words:** light, biological objects, database, response, analysis.

**Вступ.** В медичних застосуваннях електромагнітного опромінення використання інформаційного рівня його інтенсивності набуває все більшої значимості [1]. Необхідне для цього зниження інтенсивності енергії опромінення відповідної структури біооб'єкту спричинило «зсув» концептуальних засад формулювання задач розроблення технічних засобів опромінення світлом у бік хвилевих та квантових концепцій. Встановлено технології, зв'язки, характер та параметри, зокрема часових, просторових, спектральних, та структурних (когерентність, поляризованість тощо) характеристик опромінення в інформаційних активних дослідженнях. Використання серійних напівпровідникових джерел світла дає змогу отримати інтегральну потужність випромінювання порядку  $10^{-7}$  Вт·м<sup>2</sup> [1, 2]. Загалом, запропоновано квантово-електродинамічну концепцію системного поєднання низки за-

дач для вирішення та розроблення апаратно-програмних засобів та сформульовано вимоги інформаційної технології застосування опромінення світлом.

Проблемною виявилась задача забезпечення і оцінювання оптимального значення інформаційного впливу, яке отримує безпосередньо об'єкт опромінювання що знаходиться в біосередовищі, та характеру опромінення (часово- просторових параметрів, спектру тощо). Для вирішення цієї проблеми необхідно розв'язати низку задач обробки даних значної кількості, що спричиняє велику складність.

**Мета дослідження.** Побудова, обґрунтування вибору: математичних моделей засобів низькоінтенсивного впливу світлом на біооб'єкт та відгуку цього біооб'єкту; засобів та методів аналітики; типів даних для процесів обробки їх в базі даних (БД).

**Матеріал і методи.** За джерело світла використано світлодіод. Моделювання побудовано на результатах хвильової теорії світла та методі ейконалу в радіометричній трактовці [3]. Аналітику для виявлення в шумах відгуку біооб'єкту, оцінювання та верифікації результату виявлення базовано на результатах теорії стохастичних нестационарних (періодично) процесів. Вибір або побудова типів даних для оброблення їх в БД визначалися за результатами моделювання та аналітики з одного боку, та структурою і функціями БД з іншого, за аналогією з системами, наведеними в [4]. Оптимізацію системи першого наближення та подальших результатів було покладено виконувати комп'ютерним моделюванням за складним критерієм, який включає часову складність, та, зокрема, вартість відомих та створення нових програмно-апаратних засобів.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Досліджено на платформі з ОС Windows програмну (імітаційну) модель системи активних досліджень (САД) біооб'єктів з: програмними моделями світлодіодного джерела впливу (фізична модель — хвильова теорія світла) та відгуків біооб'єкту з шумом як стохастичних циклічних процесів (Matlab); базою даних MySQL; програмами трансляції в SQL коду моделей та завантаження бібліотек обробки даних в простір обробки БД (як вбудованих в цей простір UDF); бібліотек виводу написані в SQL операторах та зареєстрованих в БД як вбудовані UDF.

**Висновки.** Отримано: а) засоби для локальних (лабораторних, наукових) біомедичних досліджень впливу низькоінтенсивних світлових подразнень

біооб'єктів (наприклад, в ретинографії) та використання в навчальному процесі за напрямом біомедичної інженерії; б) значне зменшення складності за рахунок уникнення необхідності повторення досліджень, збільшення масштабів досліджень за віковими, часовими, географічними та параметричними ознаками; в) автоматизацію рутинних операцій, комунікаційність.

**Перспективи подальших досліджень** – використання Cloud (Fog, Mist) технологій, Micro (Nano) Services, технологій Docker (Container) для Platforms розширень. Побудова метрологічного забезпечення та його сертифікація. Використання в біомедичних корпоративних мережах.

#### Література

1. Бачинський М.В. Тимків П. Визначення та контроль параметрів низькоінтенсивної світлової стимуляції у квантовій електроретинографії. Біомедична інженерія. 2016. Квітень. С. 87-88.
2. Бачинський М., Яворський Б. Інженерія джерел опромінення світлом в медицині базована на моделюванні. Матеріали V МНТК «Світлотехніка й електроенергетика: історія, проблеми, перспективи». Тернопіль-Яремче. 2015. С. 37-38.
3. Bachynskyy M., Stoyanov Y., Yavorsky B.. Mathematical modeling of LED radiation in the system of medical diagnostics. Digest of the Ternopil National Technical University. 2016. №4.
4. Georgieva P., Mihaylova L., Jain L. C.. Advances in intelligent signal processing and data mining: theory and applications. 2013. Berlin, Springer. 358 p.

УДК 617.57-77

## СУЧАСНИЙ СТАН РОЗВИТКУ БІОНІЧНИХ ТЕХНОЛОГІЙ В ПРОТЕЗУВАННІ

**Білий Р. І., Московко М. В.**

Вінницький національний технічний університет

**Резюме.** В даній роботі проведено огляд сфери використання біонічних протезів. Описано їх основні можливості, переваги та недоліки. Запропоновано подальші шляхи розвитку.

**Ключові слова:** біоніка, протези, технологія.

**Abstract.** In this review paper a scope of bionic prostheses is held. We described their main features, advantages and disadvantages. Further ways of development is suggested.

**Key words:** bionics, prosthesis, technology.

**Вступ.** Поява кібернетики, що розглядає загальні принципи управління і зв'язку в живих організмах та машинах стала стимулом для глибокого вивчення будови та функцій живих систем з метою з'ясування певного роду технічних процесів. Одним з успіхів біоніки дотепер є розробка брудодіодовідштовхувальних покриттів. Перспективними є дослідження механізмів польоту птахів та комах. В області інформатики методи біоніки привели до розробки штучних нейронів, штучних нейронних мереж, інтелекту натовпу і генетичних алгоритмів. Останні імітують власне процес еволюції, просуваючи ідеї біоніки далі, ніж імітація наявних біологічних систем. В області протезування все більше набирають популярності біонічні багатофункціональні та високонадійні протези, які допомагають виконувати необхідні повсякденних дій [1-3].

**Мета дослідження.** Провести огляд сучасного стану розвитку біонічних технологій в галузі протезування.

**Матеріали і методи.** При дослідженні були проаналізовані дані компаній «Страдивари» та RSLSteerer, які проводять розробку біопротезів за останні 5 років. При аналізі даних були встановлені характеристики біопротезів та подальшу перспективу розвитку в даному напрямку.

**Результати досліджень та їх обговорення.** Один з перших біонічних протезів кисті руки для дорослого мав тільки чотири функціональних захоплення, але вже дозволяв їсти, пити, друкувати, повертати ключ у замку, використовувати банкомат і тримати маленькі предмети. Сучасний протез для дорослих може важити близько 390 грамів і здатний тримати до 45 кілограмів, маючи при цьому 14 захоплення, а розробка Університету Вандербільта, дає хворому змогу пройти відстань понад 14 км, хоча основною проблемою є чутливість протезу. Для збільшення швидкодії та чутливості викорис-

товують біоелектричні протези, сенсори яких безпосередньо підключаються до нервових закінчень. Біонічний протез нижніх кінцівок повинен бути автономним пристроєм, який оснащено досить потужним комп'ютером і не менш потужним програмним забезпеченням. Основним завданням для створення нижньої кінцівки є створення колінного двигуна і двигуна близько ступні, які будуть виконувати основну роль керування. [3]. Також розробляють дитячі тягові протези, які дозволяють виконувати прості побутові маніпуляції та утримувати різні предмети, але з обмеженнями у вазі. Функція захоплення в таких протезах здійснюється за допомогою натягу тросу при русі ліктьового суглобу, що є не дуже комфортним, але значно кращим ніж відсутність кінцівки.

**Висновки.** Сучасний рівень технологій дозволяє розробляти протези, що дають можливість функціонального і косметичного відновлення пошкодженої або відсутньої кінцівки людини [3]. На сьогодні біопротези дорогі, тому розвивається 3D-друк в протезуванні, який дозволяє значно здешевити технологію [2]. Технічний прогрес, розвиток науки і технологій, комп'ютеризація сприяли розвитку в області протезування. Тому все більша кількість людей прагне використовувати останні новітні протези верхніх і нижніх кінцівок для можливості виконання основних функцій. Вчені поступово підходять до створення штучних біонічних структур органів і тканин, які дозволять відновлювати або навіть покращувати людський організм [3].

**Перспективи подальших досліджень.** Сучасні розробки функціонального протезування, дають змогу створення високотехнологічного пристрою, що розширить можливості людини [3]. В даний час розвиваються два напрямки технологій біонічних протезів: зворотний зв'язок, що дозволяє

власнику протеза отримувати інформацію про якість об'єкта лише торкаючись до нього; вживлення всіх елементів, включаючи каркас і датчик.

### Література

1) Мигаль С. П. Біоніка в дизайні просторово-предметного середовища : навч. посіб. / С. П. Мигаль, І. А. Дида, Т. Є. Казанцева. – Львів : Вид-во Львів. політехніки, 2014. – 228 с.

2) Сычев И. Бионические руки: история, будущее и реальность / И. Сычев // Geektimes. – Режим доступа: <https://geektimes.ru/post/276638/>

3) Васильков Г. В. Эволюционная теория жизненного цикла механических систем // Г. В. Васильков / Теория сооружений. – М.: Издательство ЛКИ, 2008. 320 с.

УДК 621.317; 621.35

## АНАЛІЗАТОР КИСНЮ

**Богомолов М.Ф.<sup>1</sup>, Троц А.А.<sup>2</sup>, Реутська Ю.Ю.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

<sup>2</sup> Національний університет біоресурсів і природокористування України  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Проблема аналізу вмісту кисню поширюється, крім спеціальних технологічних процесів, ще й на побутовий рівень споживача. Найбільш поширеним методом контролю вмісту кисню є електрохімічний метод, який базується на використанні в якості чутливих елементів твердих оксидних електролітів.

Процес виміру вмісту кисню на базі твердих електролітів в поєднанні з передовими технологіями полягає в оперативному визначенні величини е.р.с. електрохімічної чарунки в процесі доступу до її активної електрохімічної частини молекул кисню вимірювального середовища.

Метою вимірювання є отримання інформації на дисплеї вторинного приладу у цифровому вигляді, що є адекватною інформацією чутливого елемента.

**Ключові слова:** аналіз кисню, газоаналізатор, мікроконтролер, система виміру.

**Abstract.** The problem of analyzing the oxygen content is distributed, except for special processes, also at household level consumer and fully meets the limits of household electronic devices. The most common method of monitoring oxygen is an electrochemical method based on the use of sensitive items as solid oxide electrolytes.

The process of measuring the oxygen content based on solid electrolytes in combination with advanced technologies is operational determining the value of emf electrochemical cell in the access to its active electrochemical measurement of oxygen molecules environment.

The purpose of measurement is to obtain information on the display device in the second digital form that adequate information is sensitive element.

**Key words:** analysis of oxygen analyzer, microcontroller, the system of measurement.

**Вступ.** Проблема аналізу вмісту кисню поширюється, крім спеціальних технологічних процесів, ще й на побутовий рівень споживача і повністю відповідає межах дисципліни побутової електроніки апарати. Найбільш поширеним методом контролю вмісту кисню є електрохімічний метод, який базується на використанні в якості чутливих елементів твердих оксидних електролітів.

Процес виміру вмісту кисню на базі твердих електролітів в поєднанні з передовими технологіями полягає в оперативному визначенні величини е.р.с. електрохімічної чарунки в процесі доступу до

її активної електрохімічної частини молекул кисню вимірювального середовища [1].

**Мета.** Вимірювання та отримання інформації на дисплеї вторинного приладу у цифровому вигляді, що є адекватною інформацією чутливого елемента.

**Матеріали і методи.** Вторинний прилад являє собою закінчений інформаційно-обчислювальний блок з можливістю цифрової індикації, який відтворює сигнал, що поступає на його вхід, від попереднього перетвореного інформативного сигналу, що надходить від чутливого елемента.

Таким чином прилад складається з: голівки чувливого елемента; вторинного блоку обробки інформації і перехідного мініблоку контролера.

#### **Результати дослідження та їх обговорення.**

Метою доповіді є постановка задачі досліджень по створенню універсального блоку перетворення аналогового сигналу з параметрами: по струму 0-0,3А; по напрузі 0-1,9В, в кодований цифровий сигнал, який надходить у вторинний обчислюючий блок, що являє собою типовий науковий калькулятор.

Багатофункціональний контролер вводу/виводу аналогових і дискретних сигналів з інтерфейсом RS-485/RS-232, далі по тексту контролери, призначені для збирання та обробки даних, формування керуючих аналогових і дискретних сигналів.

Контролер має аналогові виходи для виміру як нормованих, так і ненормованих сигналів постійної і змінної напруги або струму, для підключення датчиків термоопору, твердоелектролітних датчиків. На аналогових виходах контролера формуються нормовані сигнали постійного струму або напруги. Дискретні виходи “відкритий контролер” або “релейний вихід” призначені для управління зовнішнім дискретно-керованими пристроями [2]. Видача команд управління і зачитування результатів виміру здійснюється через цифровий інтерфейс передачі даних RS-485 або RS-232.

В залежності від вимог програмне забезпечення контролеру дозволить йому виконувати достатньо широкий спектр функцій, а саме: перетво-

рення та масштабування вихідних сигналів в заданому діапазоні; зачитування імпульсів і вимір частоти наслідування імпульсів; логіка, що задається програмою, роботи дискретних виходів (більше макс., менше мин., між мін. і макс., поза зоною мін. і макс.); вимірювача-регулятора по ПВД закону.

Останні розробки в цьому напрямку проводяться всебічно з метою формалізації вхідних параметрів для забезпечення наукової оснащеності подальших досліджень

**Висновки.** Таким чином вимірювання кисню в умовах широкого користувача є вивірною проблемою, поряд з вимірюванням інших важливих компонент, в умовах сучасного науково-технічного прогресу, на базі типових стаціонарних блоків, що дозволяють розширити їх можливості впровадження в апаратурі портативного призначення для потреб побуту.

**Перспективи подальших досліджень.** Тенденцією приладобудування є комплексна конфігурація типових систем в оптимально побудованих аналітично-обчислювальних мінікомплексах з можливістю подальшої інформаційно-технічної обробки.

#### **Література**

1. Таланчук П.М., Голубков С.П., Троц А.А. Патент України №13376 від 28.02.97 р.
2. Лобов П.П., Троц А.А. Контролер переносного аналізатора кисню. / Актуальні проблеми навчання та виховання людей з особливими потребами : зб.наукових праць. - № 7. – К.: Університет „Україна”, 2009. – С 78 – 80.

УДК 541.13; 621.35

## **ВИСОКОТЕМПЕРАТУРНИЙ ТВЕРДОЕЛЕКТРОЛІТНИЙ ГЕНЕРАТОР КИСНЮ ВИСОКОЇ КОНЦЕНТРАЦІЇ**

**Богомолов М.Ф.<sup>1</sup>, Троц А.А.<sup>2</sup>, Реутська Ю.Ю.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

<sup>2</sup> Національний університет біоресурсів і природокористування України  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Висока точність електрохімічних методів аналізу визначається тим, що вони засновані на дуже точних закономірностях – законах Нернста і Фарадея. Останній закон і покладено в основу теорії електрохімічного електролізу.

Запропоновано технічний проект отримання кисню високої концентрації (99,9%) безпосередньо із повітря методом високотемпературного електрохімічного електролізу з використанням високотемпературних твердих електролітів. Проект дозволяє отримувати медично-чистий кисень в необхідних кількостях, безпосередньо при його потребі, забезпечує повну вибухонебезпечність та не потребує в разі необхідності засобів накопичення та подальшого збереження отриманого кисню.

**Ключові слова:** твердий електроліт, електроліз, генератор кисню, надчистий кисень.

**Abstract.** High precision electrochemical methods of analysis determined that they are based on very precise laws - the laws of Faraday and Nernst. Last law and the basis of the theory of electrochemical electrolysis.

A technical design of a high concentration of oxygen (99.9%) directly from the atmosphere by high-temperature electrochemical electrolysis using high-temperature solid electrolyte. The project can receive medical and pure oxygen in adequate quantities, directly at their needs, provides full explosiveness and requires appropriate tools to preserve and accumulate the resulting oxygen.

**Keywords:** solid electrolyte, electrolysis, oxygen generator, ultra-pure oxygen.

**Вступ.** На всіх етапах розвитку електрохімії розробка теоретичних уявлень була тісно пов'язана із вирішенням питань практичного використання електрохімічних процесів і явищ.

Одним із напрямків практичного використання досягнень в області теоретичної електрохімії є електрохімічний електроліз необхідних компонентів максимальної концентрації із середовищ довільного складу [1].

**Мета.** Отримувати медично-чистий кисень в необхідних кількостях, безпосередньо при його потребі, забезпечує повну вибухонебезпечність та не потребує в разі необхідності засобів накопичення та подальшого збереження отриманого кисню.

**Матеріали і методи.** Висока точність електрохімічних методів аналізу визначається тим, що вони засновані на дуже точних закономірностях – законах Нернста і Фарадея. Останній закон і покладено в основу теорії електрохімічного електролізу

Запропоновано технічний проект отримання кисню високої концентрації (99,9%) безпосередньо із повітря методом високотемпературного електрохімічного електролізу з використанням високотемпературних твердих електролітів. Проект дозволяє отримувати медично-чистий кисень в необхідних кількостях, безпосередньо при його потребі, забезпечує повну вибухонебезпечність та не потребує в разі необхідності засобів накопичення та подальшого збереження отриманого кисню [2,3].

**Призначення.** Отримання чистого кисню із атмосферного повітря або від помпування його із газових сумішей електрохімічною чарункою.

**Сфери вжитку.** *Медична техніка* (пункти швидкої допомоги на периферії; родильні будинки і акушерські пункти; польова хірургія; пристрої для обробки медичних інструментів; автомати „чистого повітря”; машини швидкої допомоги; пристрої „гірське повітря”; пристрої для консервації крові і медичних препаратів);

*Вакуумна техніка* (прецензійні подавачі кисню; вакуумні кисневі нагнітачі; адсорбери кисню у вакуумних пристроях);

*Харчова промисловість* (збереження та консервація продуктів, в тому числі винно-горілчаних виробів; приготування кисневих коктейлів; виготовлення кисневих морсів);

*Електронна промисловість* (отримання особливо чистих матеріалів і речовин; від помпування

кисню без порушення герметичності із ламп, наприклад із кінескопів);

*Аналітична техніка* (спектральні прилади; еталони для повірки аналітичних приладів).

**Переваги.** Відсутність механічних частин; можливість роботи від автономного джерела живлення; простота експлуатації та технічного обслуговування; малі розміри і вага; висока надійність.

**Результати досліджень та їх обговорення.** Об'єкт дослідження відноситься до техніки отримання нових матеріалів, виміральної техніки і може бути використаний для отримання, виміру і контролю вмісту кисню в газах, наприклад, при отриманні, вимірі і регулюванні складу газового середовища в різних технологічних процесах.

Аналогом розроблюваного генератора є кисневий концентратор; повітря, що помпується безмасляним насосом, надходить в першу колонку, заповнену цеолітом. Цеоліт – це неорганічний силікат, що є природнім абсорбентом. При атмосферному тиску він вбирає вологу, а при створенні більш високого тиску набуває властивості утримувати азот та інші гази, крім кисню. В цеолітовій колонці азот та інші гази абсорбуються, і кисень, пройшовши через одно направлений перший клапан, надходить в накоплювач. Після цього кисень виходить для використання через регулятор потоку і зволожувач (зволожувач необхідний, якщо кисневий концентратор використовується для дихання). Невелика кількість кисню, пройшовши через відповідний канал, надходить у другу цеолітову колонку і разом з дезорбованими газами викидається у повітря із відкритого клапану. Після цього напівциклу процес дзеркально дублюється [1].

**Технічні характеристики.** Напряга живлення 220В, 50Гц, Робочий струм 1,5-2А, Час виходу на робочий режим 20-30 хв, Отримуваний кисень, %об. 99,90, Продуктивність 2-4л/год., Тиск по кисню: робочий 1,6атм., максимальний 3,0атм.

**Висновки.** Запропоновано технічний проект отримання кисню високої концентрації (99,9%) безпосередньо із повітря методом високотемпературного електрохімічного електролізу з використанням високотемпературних твердих електролітів. Проект дозволяє отримувати медично-чистий кисень в необхідних кількостях, безпосередньо при його потребі, забезпечує повну вибухонебезпеч-

ність та не потребує в разі необхідності засобів накопичення та подальшого збереження отриманого кисню

**Перспективи подальших досліджень.** Проект виконано в рамках наукової роботи кафедри побутової електронної апаратури, а також в рамках спільного наукового проекту кафедри побутової електронної апаратури та кафедри технології харчування інженерно-технологічного інституту, при сприянні центру реабілітації студентів з особливими потребами університету «Україна».

Спільний проект сприяє розробці нових та вдосконалення існуючих технологій медичного та харчового сектору, а також суттєво розширити сфери використання високотемпературного електрохімічного методу електролізу з використанням високотемпературних твердих електролітів для отримання речовин високо-чистої концентрації.

### Література

1. Електрохімічний електролізер водяної пари. Гончарук В.Л., Троц А.А., Троц М.А., Янів В.Г. Вісник університету «Україна». Серія «Сучасні інженерні Технології». №1(16). 2013 р. – С 116-122

2. Електрохімічний електролізер водяної пари як альтернативне джерело живлення. Скицюк В.І., Троц А.А. Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2013. Вип. 46 – С. 170 – 176

3. Високотемпературний твердо електролітний генератор кисню високої концентрації. Богомолів М.Ф., Троц А.А. Вісник Кременчуцького Національного Університету імені Михайла Остроградського - Кременчук, 2014. Вип. 4/2014 (87). – С. 180 – 185.

УДК 535.37: 621.315.612

## ЛЮМІНЕСЦЕНЦІЯ СУХИХ ЗАЛИШКІВ СЕЧІ СПОРТСМЕНІВ ПРИ РІЗНИХ ФІЗИЧНИХ НАВАНТАЖЕННЯХ

**Бордун О.М., Семен Б.В., Кухарський І.Й.**

Львівський національний університет ім І.Франка, м. Львів, Україна

**Резюме.** Досліджено спектри люмінесценції сухих залишків сечі спортсменів до і після проведення тренування. Виявлено гасіння люмінесценції і низькоенергетичний зсув максимумів спектрів люмінесценції після тренування в різних групах спортсменів. Застосування методу Алєнцева-Фока для розділення спектрів люмінесценції сухих залишків сечі і сечовини показує, що ці спектри складаються із тих же смуг. Смуги в області 2,20 еВ (564 нм) і 2,65 еВ (468 нм) пов'язуються з  $n \rightarrow \pi^*$  переходами за участю неподілених пар електронів гетероатомів кисню і азоту.

**Ключові слова:** сеча, сечовина, спектри люмінесценції.

**Abstract.** The luminescence spectra of sportsmen's dried urine samples before and after training were studied. The extinguishing of luminescence intensity and low-energetic shifting of luminescence maxima before and after training are revealed. All obtained spectra were disintegrated into elemental stripes according to Alentsev-Fok's method. All obtained spectra consist of the same elemental stripes. The stripes with the maxima nearly 2,20 eV (564 nm) and 2,65eV (468 nm) are assigned with  $n \rightarrow \pi^*$  transitions of non-bonding electrons of O and N heteroatoms.

**Key words:** urine, urea, luminescence spectra.

**Вступ.** Для досягнення високих результатів у спортивній діяльності важливу роль відіграє різностороння функціональна підготовка спортсмена. Внаслідок цього виникає необхідність використання ефективних методів діагностики функціонального стану спортсмена [1, 2].

**Мета дослідження.** Серед різноманітних діагностичних методик в якості експрес-аналізу можна використовувати запропонований метод люмінесцентної діагностики [3], який дозволяє проводити аналіз біорідин, зокрема, сечі, для виявлення в ній солей різноманітного типу.

**Матеріал і методи.** Для досліджень використовується 2–3 краплини сечі, нанесені на кварцову пластинку, яка нагріта до 40–45°C. Після випаровування рідини проводиться аналіз спектрів люмінесценції висушених залишків. Дослідження люмінесценції при лазерному збудженні проводилось у режимі імпульсного збудження із використанням азотного лазера ЛПІ-21 і аргонного лазера М-931.

**Результати дослідження та їх обговорення.** В результаті проведених вимірювань було виявлено характерну особливість зміщення максимуму

спектру люмінесценції сухих залишків сечі у довгохвильову область після проведеного тренування, що спостерігалось у різних групах спортсменів. Крім цього, у всіх вимірюваннях спостерігалось зменшення інтенсивності свічення люмінесценції після проведення тренування. Дослідження на різних групах спортсменів наведені в таблиці 1.

Проведені раніше дослідження [5] показують, що при наявності в сечі патологічних солей відбувається гасіння інтенсивності її люмінесценції і спектри люмінесценції сечі як в нормі, так і при наявності патологічних солей, визначається її основним компонентом – сечовиною (CON<sub>2</sub>H<sub>4</sub>). В результаті проведених досліджень встановлено, що спектри люмінесценції сечовини при збудженні

азотним лазером складаються з двох елементарних смуг із максимумами при 2,65 еВ і 2,20 еВ.

Для аналізу спектру було використано метод розкладу Аленцева-Фока [4].

Згідно з [6] смуги люмінесценції, виділені нами у спектрах люмінесценції сечовини і сухих залишків сечі, можуть бути зумовлені переходами за участю неподілених пар електронів гетероатомів О і N. Додаткові дослідження дають можливість пов'язати дві смуги випромінювання у спектрах люмінесценції сечовини і сухих залишків сечі з максимумами в області 2,20 еВ і 2,65 еВ з  $n \rightarrow \pi^*$  переходами за участі неподілених пар електронів гетероатомів О і N відповідно.

Таблиця 1 – Спектральні зсуви спектрів люмінесценції сухих залишків сечі спортсменів після проведеного тренування

Види спорту	Спектральний зсув максимуму спектра, нм
Силові (важка атлетика)	5–10
Швидкісно-силові (боротьба, бокс)	5–15
На витривалість (біг на довгі дистанції, спортивне орієнтування, лижні гонки)	10–30

**Висновки.** Проведені дослідження спектрів люмінесценції сухих залишків сечі спортсменів до і після проведених тренувань на основі виявленого гасіння до і після проведених тренувань і спектрального низькоенергетичного зсуву максимуму спектра люмінесценції вказують на можливість визначення люмінесцентним методом кількості солей, які з сечею виводяться з організму. Використання методу Аленцева-Фока для розділення спектрів люмінесценції сухих залишків сечі і сечовини показує, що ці спектри складаються з тих же смуг. Смуги з максимумами при 2,20 еВ (564 нм) і 2,65 еВ (468 нм) пов'язуються з  $n \rightarrow \pi^*$  переходами за участі неподілених електронів гетероатомів кисню і азоту відповідно.

**Перспективи подальших досліджень.** Виявлені в роботі закономірності можуть бути використані в якості експрес-аналізу при діагностиці функціонального стану спортсмена до і після проведеного тренування та величини фізичного навантаження за час проведеного тренування.

### Література

1. Halson S.L. Monitoring Training Load to Understand Fatigue in Athletes. *Sports Med.* 2014. Vol. 44. №2. P. S139–S147.
2. Никулин Б.А., Родионова И.И. Биохимический контроль в спорте. М. 2011. 232 с.
3. Спосіб визначення типу солей урини. МПК G 01 №33/493. – Декл. патент на корисну модель України 7880/О.І. Білий, О.М. Бордун, А.В. Петрух// Опубл. 15.07.2005, Бюл.№7, 2005.
4. Фок. М.В. Разделение сложных спектров на индивидуальные полосы при помощи обобщенного метода Аленцева. *Труды ФИАН.* 1972. Т. 59. С. 3–24.
5. Бордун О.М., Дробчак О.З. Фотолюмінесценція солей сечі. *ФХТТ.* 2008. Т. 9. №3. С. 651–654.
6. Pisani C. Quantum-Mechanical Ab-initio Calculation of the Properties of Crystalline Materials. *Lecture Notes in Chemistry.* Springer Verlag, Heidelberg 1996. Vol. 67. 319 p.

УДК 616.71-003.93

## ОСОБЛИВОСТІ СПОСОБУ ВИГОТОВЛЕННЯ БІОМАТЕРІАЛУ ІЗ ДЕГІДРАТОВАНОЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ У ВИГЛЯДІ ПОРОШКУ

**Воронцов П.М., Сльота О.М., Гусак В.С., Воронцова М.П.**

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»  
м. Харків

**Резюме.** На базі ДУ «Інституту патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» були розроблені технічні умови і запатентована оригінальна методика виготовлення біоматеріалу з кісткової тканини. Розроблено спосіб дегідратації кісткової тканини в конвекційній сушці. Завдяки цьому способу кісткова тканина стає придатною для подрібнення за допомогою кісткового млину.

**Ключові слова:** біоматеріал, дегідратована кісткова тканина, кістковий порошок.

**Вступ.** В областях хірургії, пов'язаних з лікуванням пацієнтів при патології кісткової тканини (травматології та ортопедії, щелепно-лицьової хірургії, нейрохірургії та ін.) часто виникає необхідність застосування кісткових трансплантатів для відновлення структурної цілісності опорно-рухового апарату та підвищення остеогенного потенціалу кісткової тканини.

При оперативних втручаннях, які потребують заповнення травматичних кісткових дефектів або дефектів, що утворилися внаслідок резекції кісткових уламків застосовуються демінералізовані і недемінералізовані губчасті та кортикально-губчасті кісткові алотрансплантати.

**Мета.** Показати особливості способу дегідратації губчастої кістки з подальшим подрібненням в кістковому млині.

В «Інституті патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» були розроблені технічні умови і запатентована оригінальна методика виготовлення біоматеріалу з кісткової тканини. Дані алотрансплантати є кістковими фрагментами різних розмірів, від об'ємних (кортикальних та кортикально-губчастих) до порошкоподібних.

**Матеріали і методи.** Методика містить процеси фізичної та хімічної обробки кісткового матеріалу, що забезпечує повну елімінацію як інфекційних агентів (мікроорганізми, віруси), так і аутоімунних чинників. Подальше насичення кісткових трансплантатів біологічно активними речовинами і лікарськими засобами дозволяє створювати препарати спрямованої терапевтичної дії.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Розроблено спосіб дегідратації кісткової тканини в конвекційній сушці. Принцип роботи конвекційної сушки полягає в продувці шару кісткового матеріалу підігрітим повітрям. Експериментально підібрана температура дегідратації кісткової тканини,

яка становить 40 – 60°C, протягом 96 - 120 годин. Дана температура перешкоджує термічній денатурації колагену і дає більш біосумісний матеріал для подальшої трансплантації. Наступним етапом є подрібнення сухої кісткової тканини за допомогою кістково млину з подальшим просіюванням отриманого порошку через серію сит з розміром вічок від 75 до 200 мкм. Подрібнену масу порціями по 2 г упаковують, маркують і піддають радіаційній стерилізації в дозі 15-25 кГр. Після отримання результатів бактеріологічного дослідження трансплантати використовують в клініці.

Завдяки способу дегідратації кісткова тканина стає придатною для подрібнення за допомогою кісткового млину. При стерилізації матеріалу сучасними методами, такими як радіаційний, у разі залишення вологи у біоматеріалі є небезпека виникнення так званої «вторинно-наведеної» радіації.

У клініці використовують кістковий порошок (мікрогранули) як окремо, так і в поєднанні з насиченим тромбоцитами фібрином (Platelet Rich Fibrin, PRF), насиченою тромбоцитами плазмою (Platelet Rich Plasma, PRP), стовбуровими клітинами та іншими біологічно активними речовинами. Тому проведення досліджень в даній області є актуальним в сучасній травматології та ортопедії.

Для прискорення процесу регенерації кісткової тканини використовують насичений тромбоцитами фібрин, який є аутогенним джерелом факторів росту.

**Висновки.** Застосування матеріалів, виготовлених на основі алогенної кістки, в сучасних умовах розвитку кістково-пластичних органозберігаючих операцій на опорно-рухової системі є одним з перспективних напрямків розвитку хірургічної ортопедії і травматології.

### **Література:**

1. Воронцов П.М. Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка Михайла Івановича

Ситенка Національної академії медичних наук України: історія становлення / Воронцов П.М., Сербін М.Є., Тимченко Д.С. та ін. // Клітинна та органна трансплантологія. – 2015. – Т.3, №1. – С. 92 – 94.

2. Патент UA 108813 С2 МПК А61К 35/32, А61F 2/28, А61Р 19/00, А01N 1/00, А61L 27/00. Спосіб виготовлення біоматеріалу з кісткової тканини / Корж М. О., Вирва О. Є., Воронцов П. М., Хмизов С. О., Сербін М. Є., Тимче-

нко Д. С., Кур'ята О. П., Максименко О. М. // Державна установа «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМНУ». – № а 2014 03313; заявл. 25.11.2014; опубл. 10.06.2015, Бюл. № 11.

3. Хватов В. Б. Спосіб виготовлення ліофілізованого аллотрансплантата кости / В.Б. Хватов, А.В. Свищев, А.Ю. Ваза и др. // Трансплантологія. – 2016. – № 1. – С. 13-18

УДК 621.37

## МОДУЛЬНИЙ РЕЄСТРАТОР БІОСИГНАЛІВ

**Гарматюк Д.В., Селезньов І.В.**

КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ

**Резюме:** В статті описано структуру та характеристики пристрою для реєстрації біологічних сигналів. Пристрій розроблено у вигляді модулів, що можуть під'єднуватися до мікроконтролерних платформ.

**Ключові слова:** біологічні сигнали, електроенцефалограма, електрокардіограма, електроміограма.

**Abstract:** This article describes the structure and characteristics of the device for recording biological signals. The device is designed as a number of modules that could be connected to the different microcontroller platforms.

**Keywords:** biological signals, electroencephalogram, electrocardiogram, electromyogram.

**Вступ.** Органи та системи організму людини продукують біоелектричні сигнали, які являють собою інформацію, що може бути зареєстрована у вигляді потенціалів (напруг) та струмів.

Аналіз цієї інформації дає змогу зрозуміти як функціонують органи людини, як вони поєднуються в одну складну систему, виявити патології, артефакти та порушення у роботі органів; вона використовується як основа для медичних досліджень, моніторингу стану пацієнтів та реабілітації.

Для реєстрації біосигналів створено модульний реєстратор біосигналів (МРБ), як універсальний та доступний пристрій з рядом переваг серед яких: точність, універсальність, відносна компактність, простота використання, багатоканальність, можливість довільної конфігурації модулів, що робить можливим одночасну реєстрацію біосигналів різної модальності, можливість реалізації власної обробки, аналізу та передачі сигналу.

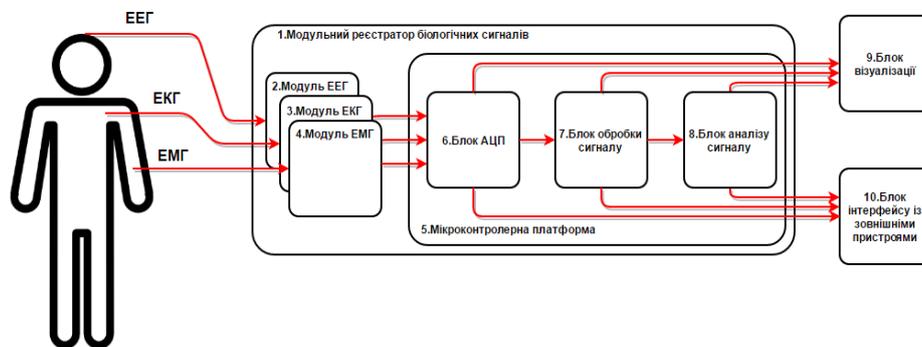


Рисунок 1 – Структурна схема модульного реєстратора біологічних сигналів

Структурна схема модульного реєстратора біологічних сигналів представлена на Рис.1. МРБ (1) - набір схем, створених для підсилення різних типів

біологічних сигналів, таких як ЕЕГ(електроенцефалограма), ЕМГ (електроміограма), ЕКГ(електрокардіограма) які підключаються до програмованих

плат STM32 Nucleo [1] або плат Arduino Uno [2]. Ці схеми виконані у вигляді зовнішніх модулів (2, 3, 4), які можна підключити до відповідних мікроконтролерів напряму або дротовим з'єднанням. Основна функція модулів - це підсилення сигналу до необхідної амплітуди, відповідно до максимальної напруги, яку може зчитати АЦП. Підсилений сигнал поступає на зовнішній АЦП або АЦП (6) мікроконтролера (5), до якого під'єднано модуль.

Оскільки модульний реєстратор передбачає підключення модулів підсилення до мікроконтролерних платформ, то існує можливість додаткового фільтрування оцифрованого сигналу (7). Якщо даний МБР використовується як складова кінцевого пристрою, то існує можливість створення додаткового програмного забезпечення для аналізу сигналу, якщо він використовується в якості керуючого. Також можливе підключення модулів для візуалізації сигналів(9) або передачі сигналів з будь-якого блоку на зовнішній пристрій (наприклад, комп'ютер) одним із протоколів зв'язку (10).

**Реалізація модульного реєстратора біосигналів (МРБ).** Для реалізації МБР було обрано плату STM32 Nucleo, на мікроконтролері STM32F103RB [1], оскільки архітектура даного мікроконтролера дозволяє використовувати АЦП з роздільною здатністю 12 біт 32-ма різними каналами та реалізовано два модулі підсилення.

### **1. Модуль підсилення електроміограми**

Модуль підсилення ЕМГ має два канали, у ньому передбачено використання активного подавлення синфазного шуму за рахунок використання RLD (Right Leg Driver) або аналогової землі як порівняльного (Reference) електроду.

За рахунок малого співвідношення амплітуд біологічних сигналів та власних шумів компонентів, необхідно використовувати якісні підсилювачі, тому для реалізації даної схеми були використані підсилювачі AD8221 [3] та AD8544 [4]. Додатковою перевагою є те, що в цих підсилювачах підсилювачах покращено подавлення синфазної складової в широкому діапазоні частот.

### **2. Модуль підсилення електрокардіограми**

Модуль підсилення ЕКГ побудований на мікросхемі AD8232[5], яка являє собою повністю інтегрований у чіп low power front-end підсилювач. Він

розроблений спеціально для підсилення та фільтрації як ЕКГ, так і інших низькоамплітудних біосигналів навіть за умови наявності сильних шумів, таких як шум при русі м'язів або при віддаленому розміщенні електродів. AD8232 дозволяє реалізувати двуполосний фільтр високих частот для фільтрації артефактів від руху електродів та додаткового підсилення сигналу. В архітектурі AD8232 закладено додатковий операційний підсилювач, який можна сконфігурувати як фільтр нижніх частот для зменшення шумів. AD8232 включає в себе функцію швидкого відновлення, яка може автоматично змінювати частоту зрізу фільтрів високих частот. Це дозволяє AD8232 швидко відновлювати зчитування сигналу.

**Висновки.** В роботі запропоновано структуру модульного реєстратора біосигналів, що наразі складається з мікроконтролерної платформи STM32 Nucleo на базі мікроконтролера STM32F103RB та двох модулів для вимірювання ЕМГ та ЕКГ.

Основними перевагами запропонованого МРБ являється доступність, простота використання та віносна компактність. Крім цього суттєвою перевагою даного пристрою являється необмеженість у роздільній здатності АЦП, яке використовується для оцифровки сигналу оскільки модулі підсилення не оцифровують сигнал, а лише підсилюють його. Роздільна здатність обмежується лише вибором мікроконтролера або окремого АЦП. Використана в розробці плата STM32 Nucleo на базі мікроконтролера STM32F103RB передбачає можливість виконання коду написаного для плат Arduino, що в деяких випадках значно спрощує процес реєстрації та обробки сигналу і дозволяє одразу перейти до аналізу.

### **Література**

1. STMicroelectronics. STM32 Nucleo-64 board Data brief Rev 8. Switzerland: ST: 2016
2. Analog Devices. AD8541/AD8542/AD8544 Data sheet Rev. G. USA. AD: 2011
3. Analog Devices. AD8221 Data sheet Rev. C. USA. AD: 2011
4. Analog Devices. AD8232 Data sheet Rev. A. USA. AD: 2013

УДК 54-126:615.45

## ПОЛІМЕРНІ СИСТЕМИ ДОСТАВКИ ЛІКАРСЬКИХ РЕЧОВИН

**Даценко К.В., Беспалова О.Я.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут  
імені Ігоря Сікорського» Факультет біомедичної інженерії  
м. Київ, Україна

**Резюме.** В роботі проаналізовано полімерні системи з контрольованим вивільненням лікарських речовин, виявлено їх переваги та недоліки. Показано можливість створення для таких систем матриць, синтезованих на основі природних і синтетичних полімерів. Технологія контрольованого вивільнення дозволяє вирішувати проблеми, що виникають при використанні лікарських речовин коли необхідно забезпечити постійну концентрацію і швидкість вивільнення протягом тривалого періоду часу.

**Ключові слова:** полімерні системи, лікарська речовина, біологічно активні сполуки, контрольоване вивільнення.

**Abstract.** The work analyzes polymer systems with controlled release of drugs revealed their strengths and weaknesses. The possibility of creating such systems matrix synthesized based on natural and synthetic polymers. Controlled release technology can solve the problems arising from the use of drugs when necessary to provide constant concentration and release rate over an extended period of time.

**Key words:** polymer system drugs, biologically active compounds, controlled release.

**Вступ.** Полімерні системи з контрольованим вивільненням біологічно активних сполук - це спеціально сконструйовані надмолекулярні з'єднання, в яких полімерний носій і активна речовина (ліки, пептиди, ензими, гормони) утворюють комплекс, що володіє, крім заданої фізіологічної активності, регульованою фармакокінетикою [1]. При створенні полімерних систем з лікарськими речовинами (далі – ЛР), вибір полімеру визначають не тільки його властивості, тобто біосумісність, здатність до біодеструкції, молекулярна маса, фізико-механічні властивості, ступінь кристалічності, пористість, в'язкість, але і можливість реалізувати механізм контрольованого вивільнення ЛР [1, 2]. В даний час полімери з іммобілізованими ЛР успішно використовують при розробці матеріалів для протезування, стентів, імплантатів, полімерних систем доставки ліків [3, 4]. Інноваційні технології, що застосовуються для підвищення ефективності систем з контрольованим вивільненням ЛР, спрямовані головним чином на перепрограмування таких систем за рахунок впливу параметрів навколишнього середовища, таких як температура, рН, магнітного, ультразвукового та електричного полів, температури, світла, механічної стимуляції [5]. Поряд із вивченням різноманітних фізико-хімічних властивостей ЛР важливим є підвищення ефективності систем з контрольованим вивільненням ЛР.

**Мета дослідження.** Аналіз полімерних систем з контрольованим вивільненням ЛР.

**Матеріали і методи:** полімерні системи доставки ЛР на основі природних і синтетичних полімерних матеріалів.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Полімерні системи з контрольованим вивільненням

здатні доставляти ЛР в одних випадках з активним його вивільненням на початку процесу, а в інших - повільно і тривало. В залежності від механізму вивільнення ЛР полімерні системи поділяються на системи з контрольованою дифузією, гідролітичною і ензиматичною деструкцією та набуханням.

У полімерних системах з контрольованою дифузією ЛР не утворює хімічний зв'язок з полімером, його вивільнення відбувається в результаті дифузії через полімерну мембрану або деструкцію полімеру. Такі полімерні системи представлені в основному дифузними мембранними системами (резервуарами) або монолітними системами (матрицями). У мембранних системах на основі полівінілового спирту та хітозану, ЛР знаходиться всередині резервуара, або капсули і тривалість дифузії назовні залежить від того, як довго ЛР підтримується всередині системи в насиченому стані до повного її виснаження. Недоліком таких систем є характер кінетики вивільнення ЛР зі зниженням швидкості, в той час як необхідно забезпечити постійну швидкість вивільнення ЛР. У монолітних системах ЛР розчинена, або гомогенно диспергована в біодеструктивних матрицях, синтезованих переважно на основі полімолочної кислоти - PLA, полігліколевої кислота -PGA. Системи доставки ЛР з полімерним монолітним покриттям широко використовують при виготовленні пероральних лікарських форм. Розроблено на основі PLA біодеструктивної матриці таблетки з антимікробною, протизапальною та гормональною дією. Експериментальні результати показали, що при низьких концентраціях ліків вивільнення ЛР контролюється швидкістю біодеструкції PLA, в той час як при високих концентраціях

вибуховий ефект є домінуючим в механізмі вивільнення. Висока концентрація ЛР продукує збільшення пористості в PLA матриці, приводячи до прискорення біодеструкції і до збільшення швидкості вивільнення ЛР.

Полімерні системи з контрольованим набуханням представлені переважно гідрогелями, які володіють унікальними фізичними властивостями завдяки своїй тривимірній сітчастій структурі і здатності набухати у воді. Низька межа міцності багатьох гідрогелей перешкоджає їх використанню в якості носіїв ЛР. Кількість і гомогенність «завантаження» ЛР в гідрогелі найчастіше лімітовано, частково в разі гідрофобності ліків. Крім того, високий вміст води і великі пори більшості гідрогелей часто обумовлюють порівняно швидко вивільнення ліків. Пошук шляхів зниження швидкості вивільнення ЛР з гідрогелів, а також необхідність усунення багатьох супутніх труднощів привели до створення модельованих систем вивільнення ЛР. У цих системах вивільнення ЛР контролюється зміною параметрів навколишнього середовища, таких як температура, рН.

**Висновок.** В роботі проаналізовано полімерні системи з контрольованим вивільненням ЛР, виявлено їх переваги та недоліки. Перспективним напрямком дослідження є пошук шляхів зниження швидкості вивільнення ЛР і удосконалення полімерних систем вивільнення ЛР, що контролюються за

допомогою змін параметрів навколишнього середовища, таких як температура і рН.

#### Література

1. Биосовместимые материалы (учебное пособие). Под ред. Севастьянова ВИ, Кирпичникова МП. М.: МИА, 2011. – 544с. Biocompatible materials (textbook). Ed. by: Sevastianov VI, Kirpichnikov MP. M.: MIA, 2011: 544.
2. Биофармацевтическая модель оценки взаимозаменяемости воспроизведенных ЛС по их растворимости, метаболизму и элиминации (BDDCS) / Г.В. Раменская, И.Е. Шохин, А.Ю. Савченко и др. // Биомедицина. – 2011. – №2. – С. 50–57.
3. Вивчення фізико-хімічних і технологічних властивостей нової субстанції з антикоагулянтною активністю / Р.Г. Редькін, Ю.В. Шмирьова, Я.Р. Андрийчук // Український біофармацевтичний журнал. – 2010. – №6(11). – С. 16.
4. Гуреева С.М. Дослідження біоеквівалентності твердих лікарських форм на прикладі таблеток біспрололу фумарату відповідно до біофармацевтичної класифікаційної системи / С.М. Гуреева // Вісник фармації. – 2014. – №2. – С. 10–14.
5. Laaksonen T. J. Cellular automata model for drug release from binary matrix and reservoir polymeric devices / Laaksonen T. J., Laaksonen H. M., Hirvonen J. T., Murtomaki L. // Biomaterials. — 2009. — V. 30. — P. 1978–1987.

УДК 621.37

## МЕТОДИ ВИДІЛЕННЯ ТА ВИБОРУ ОЗНАК ЗОБРАЖЕНЬ МАГНІТО-РЕЗОНАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ ХВОРОБИ АЛЬЦГЕЙМЕРА

**Домашенко Д.В., Крашений І.Е., Манько М.П., Попов А.О.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** В роботі описано структурну схему системи автоматичного прогнозування хвороби Альцгеймера, розглянуто сучасні методи виділення та вибору найбільш значимих ознак зображень магніто-резонансної томографії (далі – МРТ). Запропонований новий метод визначення набору найбільш значущих ознак МРТ-зображення для автоматизованого діагностування хвороби Альцгеймера на основі інтенсивності вокселів зображень, що дозволяє отримати ранжовані статистичні параметри з прив'язкою до анатомічного регіону сірої та білої речовини головного мозку, в якому цей параметр був обрахований.

**Ключові слова:** хвороба Альцгеймера, МРТ, вибір ознак.

**Abstract.** The block diagram of automatic system for Alzheimer's disease predicting is described in this paper. Modern features extraction and features selection methods of magnetic resonance images (MRI) are described. A new method of determining a set of the most significant features for automatic Alzheimer's disease diagnosis is proposed. The method based on the intensity of image voxels that allows obtaining ranked statistical parameters linked to the anatomical region of gray and white matter of the brain, where this option are calculated.

**Key words:** Alzheimer's disease, MRI, features selection.

**Вступ.** Хвороба Альцгеймера – найбільш поширена форма деменції. Ця хвороба є невиліковною, але постановка діагнозу на ранніх стадіях може значно полегшити перебіг хвороби та дещо продовжити життя пацієнта [1]. Сучасні методи автоматичної класифікації зображення МРТ хворого та здорового пацієнта потребують підвищення точності та вдосконалення. Одним із шляхів підвищення ефективності діагностики є визначення більш придатних ознак, які розраховуються для початкового МРТ-зображення і потім використовуються як вхідні дані для класифікації.

**Мета дослідження.** Метою роботи є удосконалення методів вибору ознак зображень МРТ головного мозку людини для використання в системах діагностики хвороби Альцгеймера.

**Матеріал і методи.** Для автоматичної діагностики хвороби Альцгеймера необхідно класифікувати зображення МРТ пацієнта, тобто побудувати алгоритм, що дозволить визначати клас (в даному випадку за діагнозом), до якого відноситься вхідний об'єкт.

Система для автоматичної діагностики хвороби Альцгеймера складається з таких складових: блок попередньої обробки зображення, блок виділення ознак, блок вибору та обробки ознак, блок класифікації на основі ознак та блок постобробки результатів. Етап виділення ознак характеризується розрахунком різноманітних параметрів з використанням методів обробки зображень. Це можуть бути статистичні параметри, аналіз головних компонент, нелінійні параметри, вейвлет-аналіз тощо [3]. Вибір ознак полягає у виборі з усіх виділених ознак саме тих, за допомогою яких буде здійснюватися прогнозування. Блок вибору ознак може бути відсутнім, оскільки для багатьох методів виділення ознак подальший вибір ознак для коректної класифікації не потрібен, або сумішеним з блоком класифікації, наприклад, при використанні нейронних мереж [4]. Обробка ознак проводиться при необхідності їхнього поліпшення задля подальшого аналізу і, зазвичай, використовує стандартні методи обробки сигналів, такі як згладжування, нормалізація та інші [4]. Розмаїття методів знаходження параметрів МРТ-зображень, викликає питання вибору та відбору найбільш ефективних для класифікації.

**Результати дослідження та їх обговорення.** В даній роботі запропонований новий метод визначення набору найбільш значущих ознак МРТ-зображення для автоматизованого діагностування.

На першому етапі формується база зображень МРТ. Розглядаючи значення інтенсивності вокселів зображення МРТ як випадкові, можна обрахувати статистичні параметри сукупності вокселів кожного регіону зображень за допомогою атласу. На наступному етапі формується набір даних обрахованих статистичних характеристик з прив'язкою до регіону для подальшого ранжування, який необхідно розділити відповідно до діагнозів (класів) пацієнтів: з наявністю хвороби Альцгеймера та здорових. Дані необхідно перевірити на нормальність для подальшого вибору незалежного критерію оцінки для бінарної класифікації. В залежності від отриманих результатів для ранжування використовується *t*-критерій Стьюдента або *U*-критерій Манна-Уїтні.

**Висновки.** В роботі розглянуто методи виділення та вибору ознак зображень МРТ. Запропонований власний метод визначення набору найбільш значущих ознак МРТ-зображення для автоматизованого діагностування хвороби Альцгеймера на основі інтенсивності вокселів зображень, що дозволяє отримати ранжовані статистичні параметри з прив'язкою до анатомічного регіону сірої та білої речовини головного мозку, в якому цей параметр був обрахований.

**Перспективи подальших досліджень.** Отримані результати можна використати в якості вхідних параметрів класифікації в системах нейровізуалізації для діагностики хвороби Альцгеймера.

#### Література

1. Burns A. Alzheimer's disease / A. Burns, S. Pliffe. // *BMJ*. – 2009. – No 338
2. Despotović I. MRI Segmentation of the Human Brain: Challenges, Methods, and Applications [Електронний ресурс] / I. Despotović, W. Philips, B. Goossens // *Hindawi*. – 2015. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.hindawi.com/journals/cmmm/2015/450341/>.
3. Krashenyi I. Fuzzy Computer-Aided Alzheimer's Disease Diagnosis Based on MRI Data / I. Krashenyi, A. Popov, J. Ramirez. // *Current Alzheimer research*. – 2016. – №13. – С. 545 – 556.
4. Панічев О. Ю. Методи аналізу ЕЕГ для прогнозування епілептичних нападів / О. Ю. Панічев. // *Електроніка і зв'язок*. – 2015. – №3.



При тривалому перебуванні людини в зоні теплового променевого потоку відбувається різка зміна теплового балансу в організмі. Інтенсивність

теплового опромінення обумовлює також появу певних нервових розладів: дратівливість, часті болі голови, безсоння.

Таблиця 1.1 – Допустима тривалість неперервного опромінення та перерв протягом години [4]

Інтенсивність ІЧ опромінення, Вт/м <sup>2</sup>	Тривалість періодів неперервного опромінення, хв	Тривалість перерв, хв	Сумарне опромінення протягом доби, %
350	20,0	8	До 50
700	15,0	10	До 45
1050	12,0	12	До 40
1400	9,0	13	До 30
1750	7,0	14	До 25

Створений пристрій дозволяє передавати енергію інфрачервоного випромінювання в глибоко лежачі тканини і внутрішні органи, проникати в тіло людини максимально глибоко, досягаючи глибини прогріву тканин до 4см. Поєднання оптимальної довжини хвилі і потужності випромінювання дозволяє домагатися лікувального ефекту носової порожнини без небезпеки перегріву тканин.

Принцип роботи апарату полягає у створенні дії світлодіодів довжини хвилі інфрачервоного спектра. Дія хвиль, випромінювана елементом, призначена для опромінення слизової оболонки всередині носа, оскільки низькоенергетичні вузькоспрямовані інфрачервоні світлові хвилі мають множинні позитивні клітинні, біохімічні, функціональні і терапевтичні ефекти при цілому ряді загальноновідомих захворювань.

Показання до використання пристрою – це переважно тенозологічні форми, симптоматика яких пов'язана з реактивними запальними процесами в тканинах, а саме, запалення придаткових пазух носа, риніти, негнійний гайморити та синусити, хронічні тонзиліти, назофарингіти. [5]

Прилад відноситься до типу приладів неінвазивної світлової терапії.

Відмінною особливістю приладу є його портативність, простота в експлуатації і комфортність застосування.

**Висновки.** Світловий потік інфрачервоного діапазону дозволяє проникати у слизову оболонку носа, послідовно покращуючи функціональний

стан клітини, тканини і органу. Створений прилад регулює рівень гістаміну, змінює активність радикалів кисню, що утворюються під час алергічних реакцій, відбувається стимуляція захисних сил організму, спрямованих на підвищення імунітету. Все це призводить до ефективного зняття набряку слизової оболонки носа, а також позбавлення або полегшення від відомих неприємних симптомів: закладеності носа, нежитю, чхання, свербіння, сльозотечі.

**Перспективи подальших досліджень.** У подальших дослідженнях планується замінити цілий комплекс методів на ефективне використання пристрою для повноцінного лікування такого захворювання, як гайморит, а також інших розладів гнійно-запального характеру.

#### Література

1. Кудасін А.О. Ефективність прогрівань при нежиті / Кудасін А.О. – 2016. – №2. – С. 34.
2. Режим доступу до ресурсу: <https://habrstorage.org/storage3/7a3/1b2/0c1/7a31b20c1252f48f641654e0af533f43.png>
3. Жидецький В.Ц. Основи охорони праці / Жидецький В.Ц.
4. Допустима тривалість неперервного опромінення ІЧ променями та регламентованими перерв протягом години [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://www.wikipage.com.ua/1x71a9.html>.
5. Хвороби вуха, горла, носа: підручник (ВНЗ І—ІІ р. а.) / Ю.В. Мітін. — 2-е вид., випр.

УДК 612.014.3+615.47+663.033

## СИСТЕМИ ТА АПАРАТИ ДЛЯ КУЛЬТИВУВАННЯ КЛІТИН

**Жук А.І., Беспалова О.Я.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Факультет біомедичної інженерії  
м. Київ, Україна

**Резюме.** В роботі проаналізовано апарати для культивування мікроорганізмів та клітин, за способом перемішування і аерації. Показано можливість удосконалення аерації та перемішування культурального середовища із збереженням цілісності клітин і зниженням піноутворення. Для зниження піноутворення повітря може подаватися через спеціальну поліпропіленову мембрану, це дозволить вирощувати клітини еукаріотичних організмів.

**Ключові слова:** ферментер, біореактор, біологічно активні речовини, мікроорганізми, клітини, мішалки, перемішувальний пристрій.

**Abstract.** The work analyzes apparatus for culturing microorganisms and cells, the method of mixing and aeration. The possibility of improving aeration and mixing the culture medium while maintaining the integrity of cells and reduced foaming. To reduce foaming air can be fed through a special polypropylene diaphragm, it will grow eukariotichnyh cell organisms.

**Keywords:** fermenter, bioreactor, biologically active substances, microorganisms, cells, mixers, peremishuvalnyy device.

**Вступ.** Основним апаратурним елементом біотехнологічного процесу є біореактор - ферментер. Біореактори призначені для культивування клітин та мікроорганізмів, накопичення біомаси, синтезу цільового продукту. Вони застосовуються в біотехнологічній промисловості при виробництві лікарських і ветеринарних препаратів, вакцин, продуктів харчової промисловості (ферменти, харчові добавки, глюкозні сиропи) [1,2].

Біореактори зазвичай укомплектовані регулюючими та контролюючими приладами, а також пристроями для з'єднання, додавання і видалення речовин. Біореактори забезпечені паровою сорочкою, мішалками, барботерами, стерилізуючими повітряними фільтрами, відбійниками, що забезпечують необхідний температурний та газовий режим, гідродинамічну обстановку в біореакторі (тобто процеси масо- і теплообміну) [1,3]. У біореакторах є пробовідбірники для відбору проб культуральної рідини в процесі біосинтезу. Можуть бути й інші конструктивні особливості, що враховують специфіку біотехнологічного процесу. Робота окремих вузлів контролюється вимірювальними приладами, що фіксують як параметри технологічного процесу, так і окремі фізико-хімічні показники культивування (температуру культивування, швидкість обертання мішалки, тиск, витрата повітря або газів на аерацію, піноутворення) [4]. Істотні зміни будь-якого з цих параметрів різко знижують швидкість росту клітин і стабільність білкового продукту. Актуальним залишається питання перемішування культурального середовища. Слід дотримуватися балансу між необхідністю ретельного перемішування

середовища і цілісністю клітин, так як при надмірному перемішуванні в середовищі можуть виникнути гідромеханічні ефекти, згубні для клітин.

**Мета дослідження:** аналіз біореакторів для культивування клітин та мікроорганізмів.

**Матеріали і методи:** системи культивування мікроорганізмів, ферментери та їхні особливості перемішування культурального середовища.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Біореактори (ферментатори) складають основу біотехнологічного виробництва.

Розрізняють установки для поверхневого та глибинного культивування. Для поверхневого культивування мікроорганізмів на твердих поживних середовищах використовують ростильні установки різних конструкцій. Апарати періодичної дії зазвичай мають вигляд горизонтальних барабанів, а апарати безперервної дії — колон, розділених на певну кількість секцій залежно від потужності виробництва та технології культивування. Біореактори зазначених груп мають велику кількість загальних елементів. Різниця полягає в конструкціях перемішувальних пристроїв.

Ефективність роботи ферментатора визначається перш за все необхідною інтенсивністю перемішування. Перемішувачі пристрої (мішалки) служать для збереження рівномірного температурного поля по всьому об'єму апарату, своєчасного підведення продуктів харчування до клітин і відводу від них продуктів метаболізму, а також інтенсифікації масо передачі кисню.

За способом перемішування і аерації біореактори підрозділяються на апарати з механічним, пневматичним і циркуляційним перемішуванням.

Апарати з механічним перемішуванням мають механічну мішалку з центральним валом і лопастями. У таких реакторах повітря подають в культуральне середовище під тиском через вприскувач - кільце з безліччю маленьких отворів. Ефективність розподілення повітря залежить від типу мішалки, числа обертів, фізико-хімічних властивостей середовища. При інтенсивному перемішуванні культурального середовища відбувається її спінювання та порушення цілісності клітин. Піноутворення може призвести до перезволоження фільтрів в отворах, через які повітря виходить з біореактора, це призводить до зменшення потоку повітря і потрапляння в ферментер сторонніх мікроорганізмів.

У апаратів з пневматичним перемішуванням мішалка відсутня і перемішування здійснюється бульбашками повітря. Швидкість масообміну в них набагато нижче, ніж в біореакторах з механічним перемішуванням. Основний їх недолік - тиходійність.

Апарати з циркуляційним перемішуванням, або гідродинамічного типу оснащені насосами, що створюють спрямований струм рідини по замкнутому контуру. Рідина захоплює за собою бульбашки газу і тим самим культуральне середовище одночасно з перемішуванням насичується киснем. Подача повітря під високим тиском призводить до

сильного піноутворення, що негативно впливає на культивування клітин.

Останнім часом розробляються нові способи аерації. Повітря може подаватися через спеціальну поліпропіленову мембрану. Це дозволяє уникати піноутворення і добре зарекомендувало себе при вирощуванні клітин еукаріотичних організмів.

**Висновок.** Проаналізовано роботу біореакторів за способом перемішування і аерації, визначено їх переваги та недоліки. Перспективним напрямком дослідження є пошук шляхів зниження пошкодження клітин при культивуванні і удосконалення ферментатора шляхом заміни мішалок на більш продуктивні та безпечні.

#### Література

1. Сидоров Ю. І. Одноразова ферментаційна апаратура // Біотехнологія. — 2010. — Т. 3, № 6. — С. 9–21.
2. Генералов М. Б. Химические реакторы производств нитропродуктов: Уч. пособие для студентов вузов. — Харьков: Изд-во НФаУ, 2005. — 307 с.
3. Новіков В., Сидоров Ю., Швед О. Тенденції розвитку комерційної біотехнології // Вісн. НАН України. — 2008. — № 2. — С. 25–39.
4. Сидоров Ю. І., Чуєшов В. І., Новіков В. П. Процеси і апарати хіміко-фармацевтичної промисловості. — Вінниця: Нова книга, 2009. — 818 с.

УДК 616.1

## КАРДІОХІРУРГІЧНИЙ ІНФРАЧЕРВОНИЙ ТЕРМОМЕТР І БЕЗКОНТАКТНИЙ ЗАРЯДНИЙ ПРИСТРІЙ ДО НЬОГО

**Зінченко А. Д., Богомолів М. Ф.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» (м. Київ)

**Резюме.** Представлено розробку інфрачервоного лазерного термометра для використання в медичних цілях, а саме в кардіохірургії. Додатково розроблено безконтактний зарядний пристрій до нього. Розглянуто технічні аспекти роботи пристроїв, деякі їх характеристики та загальне використання в області медицини.

**Ключові слова:** кардіохірургія, інфрачервоний, неінвазивний, зарядний пристрій.

**Abstract.** Development of infrared laser thermometer for cardiosurgery is presented. Additionally non-contact charging device was created. Technical aspects of its working, some characteristics and parameters in a medicine are overviewed.

**Key words:** cardiosurgery, infrared, non-invasive, charging device.

**Вступ.** Якість і швидкість проведення операцій насамперед залежить не тільки від професіоналізму лікаря, а й від апаратури, яка буде використовуватися під час процесу

операції. Тому, на мою думку, саме кардіохірургічний напрямок — тема, що варта уваги.

**Мета дослідження.** Інфрачервоний точковий лазерний термометр, що був розроблений

на основі моделі Klein Tools IR1000 на 100% виконує задачу щодо вимірювання температури крові під час операції, а зарядний пристрій до нього допомагає безконтактно підтримувати заряд акумулятора на протязі годин [1].

**Матеріал і методи.** Лазерний термометр працює в інфрачервоному, нешкідливому для пацієнта діапазоні. Довжина хвилі лазерного променя  $\lambda = 630-670$  нм при потужності  $< 1$  мВт. Співвідношення відстань/пляма – 12:1, дозволяє на будь-якій потрібній відстані використовувати даний термометр для вимірювання температура крові. Схема співвідношення представлена на рис. 1.

Принцип роботи полягає в тому, що після наведення лазерного променя в місце вимірювання, основний блок отримує сигнал, котрий обробляється спеціальною програмою для введення коригування. Як правило, коригування основане на статистичних даних, тому через 2-3 с після наведення, на екрані пристрою ми отримуємо результат. Величина результату

може бути показана як в цельсіях, так і в фаренгейтах. Зовнішній вигляд пристрою розроблений в програмному середовищі SolidWorks.



Рисунок 1 - Схема співвідношення відстань/пляма

Зарядний пристрій призначений для зарядки здебільше лужних акумуляторів безконтактно ємністю від 5 до 10000 мАч [2]. Його принципова схема наведена на рис. 2.

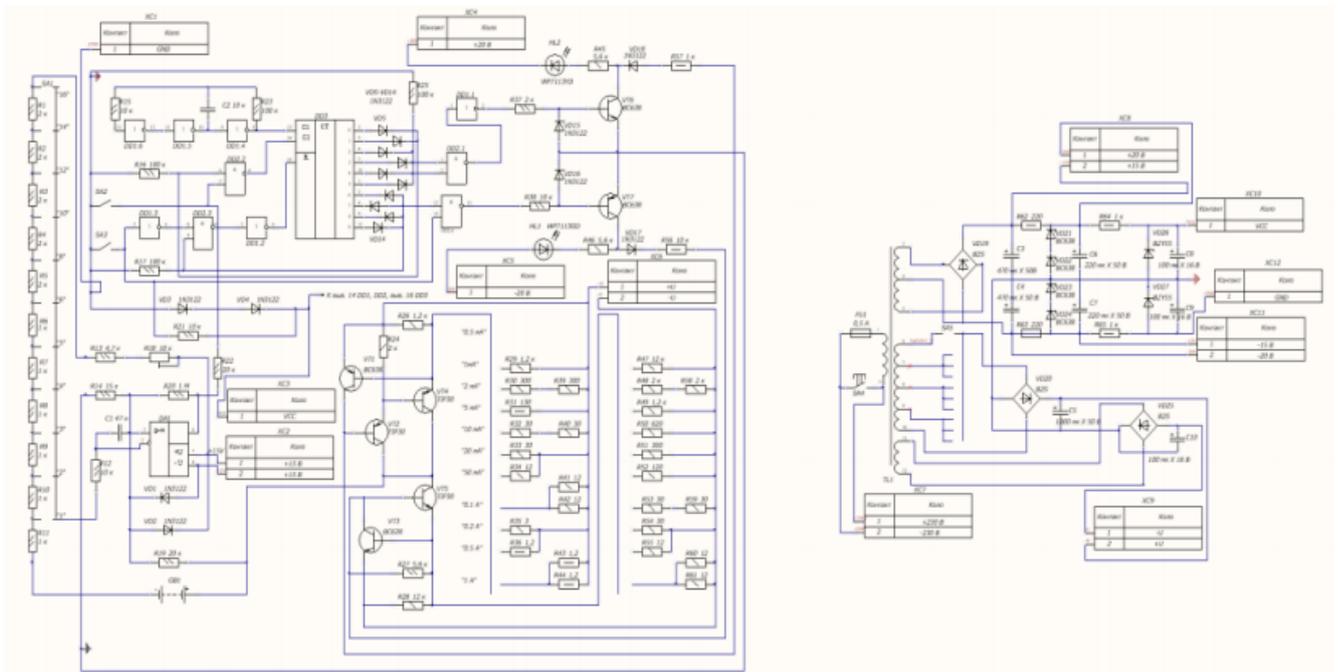


Рисунок 2 — Принципова схема зарядного пристрою

Може використовуватися як підручний пристрій в будь-яких установах та потребує підключення стандартного живлення. Друкована плата розроблена в програмному середовищі Altium Designer, а зовнішній вигляд в програмі SolidWorks.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Щодо інфрачервоного термометра, головною проблемою вимірювань є похибка, яка прямопропорційно залежить від відстані до об'єкта (табл. 1).

Таблиця 1

Відстань до об'єкта (см)	Похибка (%)
< 15	1-1,5
15-31	2-3
31-61	3-4,5
61-122	4,5-5,1
> 122	> 5,1

Звертаючи увагу на зарядний пристрій, то розробка його друкованої плати, вимірювання довжини провідників, вибір класу точності потребує високої точності при розрахунках для забезпечення безперервної зарядки.

**Висновки.** В той час коли безконтактний зарядний пристрій буде підтримувати інфрачервоний термометр в стані повної продуктивності, вимірювання інфрачервоним

термометром рекомендується проводити на відстані < 15 см до об'єкта щоб забезпечити максимально точно отримання результату (похибка результатів не повинна перевищувати 1%).

**Перспективи подальших досліджень.** Дослідження та удосконалення даних пристроїв, як системи в цілому, в майбутньому є перспективним методом забезпечення безпеки операцій на серці та гарантування максимально точного вимірювання температури крові.

#### Література.

1. Інфрачервоний неінвазивний лазерний термометр. [Електронний ресурс]. — Режим доступу:

<http://www.kleintools.com/catalog/discontinued-products/121-infrared-thermometer>

2. Вишневецький А. Зарядний пристрій // Радіо. — 2016. — №10. — С. 27-29. : іл. — ISBN 978-5-94836-223-6.

УДК 616.-71/-78

## ІМІТАТОР ДЛЯ ПОВІРКИ ЗАСОБІВ ІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ

Зубчук В. І., Левінський Д. О., Панчук О. С., Мельник А. М.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», ТОВ «Компанія «ЮТАС»  
м. Київ, Україна.

**Резюме.** В даній роботі описується створення імітатора для повірки інвазивних засобів вимірювання кров'яного тиску. Побудована модель, здатна імітувати систолічний та діастолічний тиск в діапазонах, які задає користувач. Тому такий імітатор виступає еталоном при повірці засобів вимірювання. Імітатор реалізований з таких функціональних блоків: блок керування, блок живлення, блок наповнення рідиною, гідравлічного блоку та блоку перетворювача тиску. За допомогою таких імітаторів визначають достовірність значень засобів вимірювання кров'яного тиску до державних стандартів.

**Ключові слова.** Імітатор, інвазивне вимірювання кров'яного тиску, повірка, діастолічний тиск, систолічний тиск.

**Abstract.** This work describes the creation of the simulator for verification invasive means of measuring blood pressure. The model is able to simulator the systolic and diastolic pressure ranges that define the user. Therefore, this simulator stands at standard calibration of measuring instruments. The simulator implemented the following functional blocks: a control unit, power supply unit filling with fluid, hydraulic block and transducer block pressure. Because using these simulators determine the authenticity of the values of blood pressure to the international standart norme internationale.

**Key words.** Simulator, invasive blood pressure measurement, verification, diastolic pressure, systolic pressure.

**Вступ.** Апарати для імітації артеріального тиску виступають еталоном для пристроїв вимірювання систолічного та діастолічного тиску. Тобто, за допомогою таких пристроїв перевіряють достовірність значень засобів вимірювання кров'яного тиску до державних стандартів.

**Мета.** Створення імітатора для повірки інвазивних засобів вимірювання систолічного та діастолічного кров'яного тиску.

**Матеріали і методи.** Імітатор інвазивного вимірювання кров'яного тиску складається з блоків: керування, живлення, наповнення рідиною, гідравлічного та перетворювача тиску. Загальне керування в імітаторі реалізується електронною схемою у складі мікропроцесора, дільника частоти, силового ключа та конвертора «USB to UART». Гідравлічний блок має в своєму складі лінійний актюатор, гідравлічний сильфон та вузол швидкого

розмагнічування. Блок наповнення рідиною реалізується з-за допомогою системи крапельних трубок та компенсатору об'єму. Перетворювач тиску складається з датчика артеріального тиску. Він перетворює тиск який створює гідравлічний блок у відповідні значення систолічного та діастолічного тиску [1].

**Результати та обговорення.** Одним з найбільш перспективних шляхів оцінки загального стану здоров'я людини є контроль параметрів, які відображають ефективність роботи системи циркуляції крові. Одним з таких параметрів є змінний тиск, під дією якого кров знаходиться в кровоносних судинах. Це називається кров'яним тиском. В нормі тиск крові зберігається відносно постійним на протязі великого проміжку часу та при дуже різних умовах. Ця властивість дозволяє підтримувати необхідний рівень життєдіяльності організму. Зміна тиску крові зразу відображається на кровопостачанні органів, особливо головного мозку.

Кожна група судин відрізняється своїм значенням тиску. У дорослих людей максимальний (систолічний) тиск в аорті знаходиться в межах 170-180 мм рт.ст., в артеріях 110-120 мм.рт.ст., в капілярах 15-20 мм.рт.ст. Мінімальний (діастолічний) тиск в артеріях складає 60-70 мм.рт.ст. [2].

Засоби вимірювання кров'яного тиску широко використовуються індивідуально та у медичних закладах. Через те, що вони користуються таким великим попитом, дуже багато фірм випускають такі прилади різних типів, форм, з різними принципами функціонування. Але всі прилади перед тим, як випускати у продаж, необхідно перевірити їх на відповідність значень, що реєструються у пацієнта, тобто визначити похибку вимірювань у відповідності до державних технічних стандартів країни виробника та країни користувача. Цим обу-

мовлена необхідність у імітаторах кров'яного тиску зі строго нормованими параметрами. У даному випадку такі імітатори виконують функцію еталону, що імітують кров'яний тиск з параметрами, які задає користувач. Це дає змогу перевірити відповідність виготовленої продукції до державних технічних стандартів. На сьогоднішній час продукція, яка поширюється у межах європейського союзу, повинна відповідати нормам міжнародного стандарту «ІЕС 60601-2-34» [3]. Розроблений прилад виконує функції імітатора систолічного та діастолічного артеріального тиску, але потребує подальшого удосконалення у напрямку забезпечення стабілізації параметрів, що програмуються.

**Висновок.** Створення приладів для імітації систолічного та діастолічного артеріального тиску та покращення існуючих є актуальною задачею. Розробка системи стабілізації параметрів, що програмуються імітатора підвищує якість і дозволяє забезпечити технічні параметри у заданих межах.

#### Література

1. J. Kijonka, M. Penhaker Electronic Invasive Blood Pressure Simulator Device for Patient Monitoring [Electronic resource]: VSB-Technical University of Ostrava, FEECS, Department of Measurement and Control. [[https://www.researchgate.net/publication/266057390\\_Electronic\\_Invasive\\_Blood\\_Pressure\\_Simulator\\_Device\\_for\\_Patient\\_Monitor\\_Testing](https://www.researchgate.net/publication/266057390_Electronic_Invasive_Blood_Pressure_Simulator_Device_for_Patient_Monitor_Testing)].
2. Мышкин И.Ю., Тятенкова Н.Н. Физиология системы кровообращения: Учеб. Пособие / Ярослав. Гос. ун-т. Ярославль, 1999. 32 с.
3. International Standard Norme Internationale IEC 60601-2-34. Medical electrical equipment – Part. 2-34 [Electronic resource]: Particular requirements for the basic safety and essential performance of invasive blood pressure monitoring equipment. [<https://webstore.iec.ch/publication/2650>].

УДК 616.12-087.5.849.19

## СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ ФОТОДИНАМІЧНОЇ ЛАЗЕРНОЇ ТЕРАПІЇ

**Зубчук В.І., Пухова М.О., Шатохіна К.С.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. І. Сікорського»

**Резюме.** Фотодинамічна лазерна терапія (далі – ФДТ) – мінімально інвазивний та клінічно перевірений метод лікування ракових шкірних утворень. Метод ФДТ базується на фотохімічних реакціях, що відбуваються всередині пухлини після введення пацієнтові хімічно активного препарату – фотосенсибілізатора (далі – ФС), в присутності кисню. Оптична візуалізація флуоресцентного методу та методу когерентної томографії з метою діагностики дозволяють проведення оцінки ефективності лікування,

моніторингу внутрішніх змін васкуляризації та структури пухлини. Актуальною задачею є створення алгоритму оптичної діагностичної візуалізації в режимі реального часу в контексті ФДТ з використанням загальних принципів, що в результаті дасть можливість оперативної діагностики в клінічній практиці.

**Ключові слова.** Фотодинамічна лазерна терапія, методи діагностики

**Abstract.** Photodynamic laser therapy (PDT) is a minimally invasive and clinically approved method of skin cancer treatment. PDT method is based on the photochemical reactions inside the tumor after the patient is injected with a chemically active drug – photosensitizer, at the presence of oxygen. Optical visualization of fluorescent and coherent tomography methods aimed to run diagnostics let specialists assess the treatment efficacy and monitor vascular and structural changes inside the tumor. The important task is to conduct an algorithm of optical diagnostic visualization in real-time in the context of PDT using general principles, which will result in enhancing diagnostics in clinical practice.

**Keywords.** Photodynamic laser therapy, methods of diagnostics

**Вступ.** Фотодинамічна лазерна терапія (ФДТ) успішно використовується для лікування різноманітних ракових пухлин шкіри. Враховуючи технічний прогрес останніх років, візуалізація з діагностичною метою займає центральні позиції при моніторингу процесу ФДТ, оптичній локалізації фотохімічних процесів, а також при розробці комбінованих підходів терапії та діагностики на основі ФДТ.

**Мета дослідження.** Метою даного дослідження є проведення аналітичного огляду сучасних методів обробки результатів фотодинамічної лазерної терапії для оцінки ефективності лікувального процесу раку шкіри. Огляд проводився на основі останніх досліджень в області фотодинамічної лазерної терапії з використанням нового підходу діагностичної реєстрації в режимі реального часу.

**Результати дослідження та їх обговорення.** ФДТ вважається клінічно підтвердженим, мінімально інвазивним, а тому перспективним способом лікування злоякісних ракових пухлин. Метод ФДТ базується на селективному токсичному впливові на ракові клітини [1]. Процедура ФДТ заснована на поєднанні хімічного агента, що є чутливим до світла певної довжини хвилі – фотосенсибілізатора (далі – ФС), молекулярного кисню всередині клітин і відповідно джерела, що генерує випромінювання необхідної довжини хвилі. Молекули ФС, поглинувши світлове випромінювання переходять до збудженого стану й можуть передавати енергію сусіднім молекулам, таким чином запускаючи фотодинамічну реакцію, що призводить до утворення продукту з високою реакційною здатністю – синглетного кисню. В свою чергу, синглетний кисень має значний токсичний вплив на злоякісні ракові пухлини і, накопичуючись селективно в них, призводить до їх клітинної смерті шляхом некрозу або апоптозу [2]. Таким чином, антипухлинний вплив ФДТ реалізується через 3 механізми: спрямований цитотоксичний вплив на ракові клітини, пошкодження судинної сітки пухлинного утворення, ініціація запальної реакції, що може результувати розвитком стійкого імунітету [1].

Одним із відомих на сьогодні механізмів моніторингу процесу ФДТ, локалізації молекул ФС і фотодинамічної діагностики загалом є флуоресценція [3]. Відомо, що інтенсивність флуоресценції вказує на концентрацію ФС у пухлині. Тобто ефективність ФДТ можна оцінити, проаналізувавши кількісний склад ФС перед опроміненням та після нього. Отримані в ході флуоресцентної діагностики зображення, піддаються оцифровці з метою первинного виділення RGB каналів. В подальшому з усієї отриманої маси каналів виокремлюються тільки R (червоні) канали, що корелюють із флуоресценцією ФС [2]. Виходячи з результатів цифрової обробки та підрахунку, в разі якщо рівень флуоресценції значно знизився, то це свідчить про активний процес поглинання ФС в ході фотодинамічної реакції. Флуоресцентна діагностика дозволяє відокремити патологічні ракові клітини від здорових, а також дозволяє детектувати множинні поверхневі ураження, що можуть бути не помічені під час зорової діагностики, в ході ФДТ. Флуоресцентна діагностика доцільна для оптимізації і моніторингу режиму лазерного опромінення (потужності, щільності потоку, часових інтервалів між введенням ФС та опроміненням) [4].

Ще одним методом оцінки є оптична когерентна томографія (далі – ОКТ), що забезпечує діагностику змін всередині пухлинних утворень на клітинному рівні. В ході ОКТ діагностики створюється детальна анатомічна структура пухлини на мікроскопічному рівні на глибині декількох мм від поверхні шкіри. Принцип дії ОКТ є світловим аналогом ультразвуку і забезпечує візуалізацію деструктивних процесів васкуляризації пухлини в ході ФДТ [5].

Багатообіцяючим, але недостатньо дослідженим є розвиток оптико-акустичного методу діагностики, який поєднує переваги оптичних та акустичних діагностичних методів. Перші дослідження в цьому напрямку свідчать про можливість оцінки архітекtonіки судинної сітки ракового утворення на ряду із моніторингом рівня пухлинної оксигенації [4].

Всі вищезазначені методи та підходи мають свої переваги та недоліки. Так, всі ці методи дозволяють візуалізувати та оцінити внутрішні процеси в пухлинному утворенні в ході ФДТ. Однак жоден з методів не дозволяє проводити моніторинг у режимі реального часу. Крім того оцінка зовнішніх якісних та кількісних параметрів (розмірів, площі, рівня запалення непухлинних оточуючих клітин тощо) покладається на лікаря-спеціаліста [5].

Враховуючи зазначені недоліки, вважається доцільним створення методу, який би забезпечив проведення діагностики в режимі реального часу в ході ФДТ та став би доповненням до існуючих діагностичних підходів. Вищезазначений метод можна реалізувати використовуючи наявні та перевірені клінічно технології відеореєстрації, цифрової обробки отриманих зображень, на ряду із технологією власне ФДТ, об'єднавши їх якісно новим алгоритмом. Для реалізації алгоритму було обрано програмне середовище LabVIEW, вибір якого обґрунтовується зручністю проведення маніпуляцій, доступністю та простотою інтерфейсу для лікаря-спеціаліста та пацієнта, широким обсягом програмних функцій та компонентів власне середовища.

**Висновок.** З урахуванням відомих методів та підходів діагностики лікувального процесу ФДТ, вважається доцільним створення алгоритму відеореєстрації в режимі реального часу для забезпечення визначення як внутрішніх, так і зовнішніх кількісних та якісних змін пухлини і контролю ефективності лікування методом ФДТ.

**Перспективи подальших досліджень.** Перспективою подальших досліджень в даній області є

апробація та впровадження підходу реєстрації процесу ФДТ в реальному часі в клінічну практику на ряду з поєднанням із ОКТ та флуоресцентною діагностикою.

#### **Література.**

1. Agostinis P., Berg K., Cengel K.A., Foster T. H., Girotti A.W., Gollnick S.O., Hahn S.M., Hamblin M.R., Juzeniene A., Kessel D., Korbelik M., Moan J., Mroz P., Nowis D., Piette J., Wilson B., Golab J. Photodynamic therapy of cancer: An update. CA: A cancer J. for clinicians. 2011. Vol. 61. P.250 – 281
2. Blanco K.C., Moriyama L.T., Inada N.M., Salvio A.G., Menezes P.F.C., Leite E.J.S., Kurachi C., Bagnato V.S. Fluorescence guided PDT for optimization of the outcome of skin cancer treatment. Front. Phys. 2015
3. Celli J.P., Spring B.Q., Rizvi I., Evans C.L., Samkoe K.S., Verma S., Pogue B.W., Hasan T. Imaging and photodynamic therapy: mechanisms, monitoring and optimization. Chem Rev. 2010. Vol. 5. P. 2795 – 2838
4. Gamayunov S.V., Grebenkina E.V., Ermilina A.A., Karov V.A., Konig K., Korchagina K.S., Skrebtsova R.R., Terekhov V.M., Terentiev L.G., Turchin I.V., Shakhova N.M. Fluorescent monitoring of photodynamic therapy for skin cancer in clinical practice. Clinical Medicine J. 2014. Vol.7. P. 75 – 81
5. Mallidi S., Spring B.Q., Hasan T. Optical imaging, photodynamic therapy and optically-triggered combination treatments. Cancer J. 2015. Vol. 3. P. 194 – 205

**УДК 616.233: 616.1-07: 621.6.021**

## **ДОСЛІДЖЕННЯ ПОРУШЕНЬ ОБМІНУ РЕЧОВИН В ЕКСПІРАТОРНОМУ ПОВІТРІ ОНКОЛОГІЧНИХ ХВОРИХ**

**Зубчук В. І., Шатохіна К.С., Пухова М.О., Якимчук В. С., Орел В. Е.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

**Резюме.** Для оцінки здоров'я людини в останній час все ширше використовують дані експіраторного повітря, оскільки у ньому містяться леткі і нелеткі сполуки, які можуть бути природними біомаркерами захворювань. Оскільки легеневі патології є однією з найактуальніших проблем сучасності, принципово важливим є створення експрес-діагностики хвороб дихальної системи людини. У НТУУ «КПІ ім. Сікорського» запропонований метод аналізу експіраторного повітря на засадах електрохімічних газочутливих сенсорів: O<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, CO<sub>2</sub>, NO, NO<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>S, HF. Лабораторна установка апробована на базі 2 груп досліджуваних: група з легеневиими патологіями та контрольна група. У результаті досліджень зняті відгуки сенсорів на пробу повітря, зареєстровані дані вимірювань у базі даних та статистично оброблені дані. Відзначена істотна різниця середніх концентрацій проб експіраторного повітря для 4 сенсорів: CO<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, H<sub>2</sub>S, HF.

**Ключові слова:** електрохімічні сенсори, «електронний ніс», легеневі патології, експрес-діагностика.

**Resume.** To assess the health lately are increasingly using data expiratory air because it contains volatile and non-volatile compounds that can be natural disease biomarkers. Because pulmonary pathology is one of the most pressing issues of our fundamentally important to create rapid diagnosis of diseases of the respiratory system of man. In NTUU "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", proposed expiratory air analysis method based on gas sensitive electrochemical sensors: O<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, CO<sub>2</sub>, NO, NO<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>S, HF. Laboratory tested installation at the 2 groups studied: a group of lung diseases and control group. The studies taken feedback sensors sample air measurement data registered in the database and statistically processed data. A marked difference average concentrations of expiratory air samples for 4 sensors: CO<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, H<sub>2</sub>S, HF.

**Keywords:** electrochemical sensors, the "electronic nose", pulmonary disease, rapid diagnosis.

**Вступ.** Легеневі захворювання, зокрема, легенева онкологія, є однією з найактуальніших проблем сучасності [1]. Тому важливим є створення методу експрес-діагностики стану людини, який дозволить запобігти розвитку форми хвороби. Встановлено, що в експіраторному повітрі міститься більше 600 летких і нелетких сполук, близько 20 з яких можуть стати природними біомаркерами деяких захворювань. Тому є актуальною задачею створення засобу експрес-аналізу хімічного складу експіраторного повітря для діагностики патологій стану організму.

**Мета дослідження.** Метою роботи є розробка методології експрес-діагностики онкологічних патологій на засадах аналізу метаболічних параметрів обстежуваних.

**Матеріали та методи.** На кафедрі біомедичної інженерії створений лабораторний зразок пристрою для біохімічного експрес-аналізу видиху людини [2]. Робота пристрою ґрунтується на використанні селективних електрохімічних амперометричних сенсорів, які були розроблені на кафедрі електрохімічних виробництв хіміко-технологічного фа-

культету НТУУ «КПІ». В результаті хімічної реакції сенсори генерують струм, величина якого пропорційна концентрації аналізованого компонента в пробі. Аналіз якісного складу біомаркерів дозволяє зробити висновок, що найбільш придатними для таких експрес-аналізаторів з усієї номенклатури є сенсори, чутливі до газів: O<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, CO<sub>2</sub>, NO, NO<sub>2</sub>, H<sub>2</sub>S, HF. Лабораторна установка дозволяє оперативно визначати відгуки сенсорів на пробу повітря, перетворювати отримані сигнали у цифрову форму, реєструвати дані вимірювань у базі даних, статистично обробляти та класифікувати отримані дані.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Описана методика апробована на 2 групах досліджуваних: група пацієнтів з легеневиими патологіями, яка складалась з 20 осіб (4 пацієнта – із підтвердженим діагнозом «рак легень», 14 пацієнтів – із попереднім діагнозом «рак легень», 2 пацієнта – рак молочної залози із метастазами у легені), та контрольної групи з 11 осіб.

Для кожної з груп були розраховані середні концентрації газів для кожного виду сенсору. Результати представлені у таблиці 1.

Таблиця 1 – Середні значення складу експіраторного повітря

	O <sub>2</sub>	NO <sub>2</sub>	NH <sub>3</sub>	NO	HF	H <sub>2</sub> S	CO <sub>2</sub>
1 група	1,997613	-0,28478	-0,22402	0,128233	-0,16018	-0,19004	1,19539
2 група	2,018535	-0,28562	-0,17014	0,158484	-0,10972	-0,19281	1,677279

**Висновки.** У результаті обробки даних та розрахунку середніх значень для кожної групи відзначена істотна різниця середніх концентрацій для наступних сенсорів: CO<sub>2</sub>, NH<sub>3</sub>, H<sub>2</sub>S, HF, що підтверджує можливість неінвазивної діагностики онкологічних захворювань легень людини.

### Література

1. Клименко В.А. Анализ выдыхаемого воздуха как маркер биохимических процессов в организме / В. А. Клименко, Д. Н. Криворотько // Здоровье ребенка. – 2011. – N 1. – С. 138-143.
2. Якимчук В.С. Диагностика состояния больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями с помощью показателей газообмена / Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2013. – №1/9 (61). – С. 44-48.

УДК 616.12- 073.7

## ВИЯВЛЕННЯ АЛЬТЕРНАЦІЇ Т ЗУБЦЯ ЕКГ

**Іванько К.О., Іванушкіна Н.Г., Карплюк Є.С., Матюк Р.Ю.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Кафедра фізичної та біомедичної електроніки

**Резюме.** Розробка методів виявлення та оцінювання ранніх ознак електричної нестабільності міокарда дозволяє вчасно виявити потенційно загрозливі для життя порушення у роботі серця. У статті розглядаються методи ранньої діагностики з використанням такого електрокардіографічного маркера електричної нестабільності міокарда як мікроальтернація Т зубця. Для виявлення діагностичних ознак, пов'язаних з феноменом альтернації шлуночкової реполяризації, реальні і змодельовані електрокардіосигнали були досліджені з використанням різних видів аналізу: у часовій і частотній областях, скатерограм Лоренца, кластерного аналізу, розкладання в базисі власних векторів.

**Ключові слова:** електрична активність серця, альтернація Т зубця, маркери електричної нестабільності серця, скатерограма, кластерний аналіз, аналіз головних компонент, базис власних векторів.

**Summary.** Development of methods for identification and evaluation of early signs of myocardium electrical instability makes it possible to detect potentially life-threatening disorders in heart. The article deals with methods of early diagnosis using such electrocardiographic marker of myocardial electrical instability as microalternans of T wave. To identify diagnostic features associated with the phenomenon of ventricular repolarization alternans, real and simulated electrocardiosignals were investigated using various types of analysis: in the time and frequency domains, using Lorenz scattergram, cluster analysis, decomposition in eigenvectors basis.

**Key-words.** Electrical Activity of the Heart, T wave Alternans, Markers of Cardiac Electrical Instability, Scattergram, Clustering analysis, Principal component analysis, Eigenvectors Basis.

**Вступ.** Виявлення та оцінювання електричної альтернації Т зубця (АТЗ) є перспективним напрямком в електрокардіографії. АТЗ відображає зміни електрофізіологічних характеристик клітин міокарда при різних патологічних станах, що призводять до порушень процесів реполяризації кардіоміоцитів, і є маркером загрозливих для життя шлуночкових тахіаритмій. Електрична альтернація шлуночкової реполяризації проявляється на ЕКГ у вигляді коливань амплітуди, форми або моменту появи Т зубця в послідовних кардіоциклах [1]. Розробка неінвазивних методів виявлення ранніх ознак електричної нестабільності міокарда дозволить діагностувати захворювання серця на початковій стадії їх розвитку.

**Мета дослідження.** Неінвазивна діагностика електричної нестабільності міокарда на основі виявлення і оцінювання коливань в амплітуді, формі і часі появи Т зубця в послідовних кардіоциклах електрокардіограми.

**Матеріали и методи.** Для виявлення діагностичних ознак, пов'язаних з феноменом мікроальтернації Т зубця, яка проявляється на мікрвольтовому рівні і вимагає застосування спеціальних обчислювальних алгоритмів для її виявлення та оцінювання, мікроколивання в амплітуді і формі Т зубців (рис.1, а) були вивчені за допомогою різних видів аналізу [1, 2]: в часовій і частотній областях, за допомогою скатерограм Лоренца (рис.1, б), кластерного аналізу, а також аналізу головних компонент.

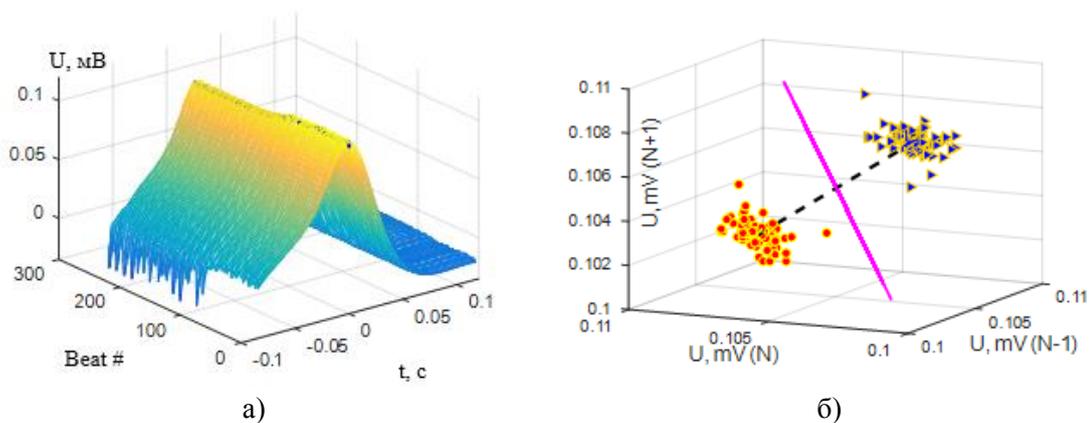


Рисунок 1 – а) ансамбль 300 Т зубців, б) скатерограма амплітуд Т зубців парних та непарних кардіоциклів

### Результати дослідження та їх обговорення.

Дослідження відомих методів аналізу АТЗ, а також запропонованих методик показало, що аналіз АТЗ в часовій області або за допомогою скатерограми амплітуд Т зубців в послідовних кардіоциклах дозволяє виявити присутність АТЗ на ЕКГ, але не дає інформації про зміну морфології Т зубця від одного кардіоцикла до іншого. Проведені експерименти показали, що метод розкладання в базисі власних векторів матриці коваріації, отриманої для ансамблю Т зубців, окрім виявлення альтернації амплітуди Т зубця, дозволяє також проаналізувати мінливість його форми в послідовних кардіоциклах.

**Висновки.** Досліджуючи особливості виявлення альтернації Т зубця за допомогою аналізу в часовій області, кластерного аналізу скатерограм Лоренца, а також аналізу головних компонент, варто відзначити, що так як альтернація Т зубця може проявлятися у вигляді змін в амплітуді, формі і часі,

для всебічного дослідження цього феномену доцільно використовувати кілька різних підходів з оцінюванням діагностичних ознак в різних координатних базисах.

**Перспективи подальших досліджень.** Напрямок подальших досліджень є вдосконалення теоретично обґрунтованих методів і алгоритмів для виявлення та оцінювання тонких проявів електричної активності серця з метою раннього прогнозування потенційно небезпечних аритмій.

### Література:

1. S. M. Narayan, "T wave Alternans and the susceptibility to ventricular Arrhythmias," Journal of the American College of Cardiology, vol. 47, no. 2, pp. 269–281, 2006.
2. Simoliuniene R., Krisciukaitis A., Macas A., et al. "Principal Component Analysis Based Method for Detection and Evaluation of ECG T Wave Alternans". Computers in Cardiology, vol.35, pp.521-524, 2008.

УДК 616.132.2-089.819.1

## СУЧАСНІ ТЕХНОЛОГІЇ СТЕНТУВАННЯ КОРОНАРНИХ СУДИН

**Каурковська О.О., Беспалова О.Я., Соломін А.В.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Проведено аналіз різновидів коронарних стентів з різноманітних матеріалів. Розглянута методологія установки стента в судині. Останнім часом велику увагу приділяють пошуку нових антипроліферативних препаратів, вдосконаленню полімерної платформи з аблюмінальним нанесенням препарату, пошук нових способів безполімерного покриття тощо. Представляють інтерес новаторські технології виготовлення біостентів, що через рік після імплантації поступово розчиняються всередині організму.

**Ключові слова:** стентування, стент з лікувальним покриттям, нітінол, біостент.

**Abstract.** The analysis of varieties of coronary stents from various materials was carried out. The methodology of installing a stent in a vessel is considered. Recently, much attention has been paid to the search for new antiproliferative drugs, to the improvement of the polymer platform with the ablymal application of the drug, the search for new methods of aspolymer coating etc. Innovative technologies for manufacturing biostents are of interest, which gradually dissolve within the body one year after implantation.

**Keywords:** stenting, stent with therapeutic coating, nitinol, biostent.

**Вступ.** Стентування – медичне оперативне втручання, що проводиться з метою встановлення стента – спеціального каркаса, який поміщається в просвіт коронарних судин серця і забезпечує розширення ділянки, звуженої патологічним процесом [1, 3].

Існує два основних види коронарних стентів: прості і покриті лікарськими засобами [2]. На сьогоднішній

день для покриття коронарних ендопротезів є досвід використання таких типів лікарських препаратів: протизгортаючих (гепарин, гірудин, абсціксімаб); імуносупресантів, що володіють антипроліферативною дією (дексаметазон, рапаміцин (сиролімус, зотаролімус)); інгібіторів міграції (інгібітори 3-протеїнази і інгібітори металопроте-

азі). В даний час триває пошук нових антипроліферативних препаратів, що покращують технологію коронарного стентування [4].

**Мета.** Аналіз різновидів стентів, покритих лікарськими засобами.

**Матеріал і методи.** Стентування судин серця проводять через стегнову артерію, куди вводиться закріплений на балонному катетері стент і під контролем рентгенівського апарату підводиться до місця звуження судини.

Більшість сучасних балонорозширювальних коронарних стентів виготовляються зі сплаву кобальту і хрому. У ряді пристроїв використовується сплав платини і хрому. Стент виготовляється шляхом лазерного різання з матриці – цільної тонкостінної трубки відповідного матеріалу. Довжина і діаметр стентів варіюють в широких межах і дозволяють виконати корекцію просвіту судини мінімального діаметра (2 мм) і ураженістю до 60 мм. Перспективним матеріалом для виготовлення стентів вважається нітинол – сплав титану і нікелю, що має високу корозійну стійкість. Він використовується для виготовлення саморозширювальних стентів в основному через його ефект пам'яті форми. Саморозширювальні стенти мають менший діаметр при кімнатній температурі і відновлюють свою форму при температурі близькій до температури тіла

**Результати дослідження та їх обговорення.**

Великою варіативністю відрізняються сучасні зразки стентів за типом активної антипроліферативної речовини і способу її нанесення на каркас. Відповідно до цих відмінностей існує кілька поколінь стентів. Стенти I покоління, в яких цитостатик (паклітаксел або сиролімус) є компонентом нерозчинного полімерного покриття. Результатом такого технічного рішення стало значне зменшення частоти рестенозу, з одного боку і тривалої недостатньої ендотелізації – з іншого, яка, в свою чергу, могла бути причиною розвитку підгострих і пізніх тромбозів стента і дегенерації судинної стінки.

У стентах II покоління використовували біосумісний полімерний матеріал і нові цитостатики: зотаролімус. У стенті цього покоління було реалізовано кілька додаткових технічних рішень, таких як аблюмінальне покриття, застосування

біодеградованих полімерів для покриття та нанесення цитостатика безпосередньо на метал стенту без використання несучої полімерної платформи.

Ізолюючі стенти представлені стентами з покриттям, виготовленим з синтетичного або біологічного матеріалу. Вони можуть бути використані для лікування перфорацій артерій, ізоляції аневризми і модифікації потоку крові, для попередження масивної протрузії тромботичних мас і пухких компонентів атеросклеротичної бляшки в просвіті артерії. До недоліків такого роду стентів потрібно віднести: ригідність пристрою, загрозу для кровотоку по бічних судинах, що відходять від області стентування.

Зараз розроблено нове покоління біодеградованих стентів – біостентів із розсмоктуваних полімерів. Новаторство технології полягає в тому, що через рік після імплантації каркас поступово розчиняється всередині організму, але при цьому просвіт судини зберігається. Застосування стентів нового покоління значно знижує кількість випадків, коли необхідна повторна операція.

**Висновок.** В даний час триває пошук нових антипроліферативних препаратів. Крім добре відомих і широко застосовуваних еверолімусу і зотаролімусу дослідження проходять і застосовуються біолімус, новолімус, міолімус. Подальше вдосконалення полімерної платформи з аблюмінальним нанесенням препарату, пошук нових способів безполімерного покриття стентів є предметом досліджень.

**Література**

1. Biodegradable polymer coating for implants [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <https://phys.org/news/2016-12-biodegradable-polymer-coating-implants.html>.
2. Coronary stents: A materials perspective. // Biomaterial. – 2007. – №28. – С. 1689–1710.
3. А.И.Аналеев, С.П.Семитко. История и перспективы развития метода коронарного стентирования (краткий очерк). Consilium Medicum. Consilium Medicum. (Прил.) 2016; 10: 34-39
4. Стенты с лекарственным покрытием [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <http://www.rusmedserv.com/coronaryarterysurgery/stents-with-medicinal-covering/>.

УДК 616.8

## ВИКОРИСТАННЯ ПОКАЗНИКА ХЕРСТА ДЛЯ ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИЧНОГО НАПАДУ ЗА ДАНИМИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ

**Клименко Т.А., Білошицька О.К.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Факультет біомедичної інженерії  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Сучасні методи діагностики все більше супроводжуються обчислювальною технікою. Наразі можна застосувати складні математичні алгоритми для покращення діагностики та виявлення певних індивідуальних особливостей. При дослідженні можливих методів передбачення епілепсії можна розглянути показник Херста, алгоритм обчислення якого показує точну оцінку при великій довжині числового ряду. Сам показник Херста ефективно застосовується у багатьох сферах діяльності, у тому числі й медичній. Наразі проводиться ряд наукових досліджень з використанням показника Херста, результати яких стверджують, що його робота є ефективною як сама по собі, так і з застосуванням інших алгоритмів.

**Ключові слова:** показник Херста, електроенцефалографія (ЕЕГ), епілепсія.

**Abstract.** Electroencephalography (EEG) as one of the most effective types of functional diagnostics of the nervous system has received a new impetus to development along with an increase in the capabilities of computer technology. Currently it is possible to apply complex mathematical algorithms to improve the diagnosis and identify specific characteristics. When investigating possible methods for predicting epilepsy, we can consider the Hurst exponent, the calculation algorithm of which shows an accurate estimate for a long numerical series, the Hurst exponent itself is effectively used in many fields of activity, including medicine. There are scientific studies that prove functionality of Hurst exponent, which is effective with other algorithms as well.

**Key words:** Hurst exponent, electroencephalography (EEG), epilepsy.

**Вступ.** Дослідження біомедичних сигналів на сьогоднішній день отримало новий поштовх до розвитку у зв'язку з різким збільшенням обчислювальних можливостей комп'ютерної техніки. Особливої популярності набули методи передбачення стану людини за попередніми показниками та набутим досвідом. Такі системи дозволяють попередити серйозні порушення, класифікувати патології та спрогнозувати загострення хвороби.

Одними з основних методів математичної обробки електроенцефалографії (далі – ЕЕГ) є ручний метод, спектральний метод та картування ЕЕГ за амплітудою [1]. При дослідженнях з ціллю виявлення артефактів та випадкових шумів часто використовують аналіз ентропії. Якщо розглядати питання аналізу ЕЕГ пацієнтів з епілепсією, то постає дві основних проблем досліджень: класифікація сигналів за принципом «норма чи відхилення» та завчасне передбачення приступу у хворих. Існує багато досліджень щодо класифікації ЕЕГ та запропонованих моделей, що з високою точністю визначають можливу діагностичну групу для нового сигналу. Наприклад, модель з використанням дерева класифікації, регресії, показника Ляпунова, рекурентних нейронних мереж показала точність визначення 96% для трьох груп класифікації (для епілепсії): норма, напад та період між нападами [2].

Передбачення епілептичних нападів є складним завданням, проте така можливість відкриває

нові горизонти для дослідження терапевтичних засобів та лікарських препаратів для швидкого попередження нападу. Окрім того, хворий може бути завчасно попереджений про напад та вжити певних заходів для зменшення можливих фізичних травм та тяжких наслідків.

**Мета дослідження.** Визначення доцільності використання показника Херста з метою аналізу ЕЕГ хворих з епілепсією для прогнозування нападів..

**Матеріали та методи.** Для аналізу та порівняльних характеристик методів розрахунку показника Херста використовувалися літературні джерела.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Показник Херста використовують при дослідженні часового ряду. Він характеризує відстань у часі для двох однакових значень ряду і є тим більший, чим менший цей часовий проміжок. Показник Херста відносять до математики фракталів, він пов'язаний зі значенням фрактальної розмірності наступним чином:

$$D = 2 - H \quad (1)$$

де  $D$  – фрактальна розмірність,  $H$  – показник Херста.

Визначивши фрактальну розмірність також можна перейти до класифікації процесів, що відображені у числовому ряді, за властивостями хаотичності або складності.

Алгоритм обчислення показника Херста складається головним чином з визначення співвідношення  $R/S$ , де  $R$  – розмах значень,  $S$  – стандартне відхилення, і є наступним [2]:

1. Маємо числовий ряд  $S_t$ . Розраховують логарифмічне співвідношення для кожного значення:

$$N_t = \ln\left(\frac{S_t}{S_{t-1}}\right) \quad (2)$$

2. Отриманий ряд розділяють на  $A$  суміжних періодів довжиною  $n$ , для кожного періоду визначають середнє значення.

$$E(I_a) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^k N_{i,a} \quad (3)$$

де  $I_a$  – період,  $E(I_a)$  – середнє значення для кожного періоду,  $n$  – довжина періоду,  $N_{i,a}$  –  $i$ -тий елемент періоду  $a$ .

3. Для кожного періоду  $I_a$  розраховують відхилення від середнього значення  $X_{k,a}$ :

$$X_{k,a} = \sum_{i=1}^k (N_{i,a} - E(I_a)) \quad (4)$$

4. Розраховують розмах у межах кожного періоду  $R(I_a)$ :

$$R_{I_a} = \max(X_{k,a}) - \min(X_{k,a}) \quad (5)$$

5. Розраховують стандартне відхилення для кожного періоду  $I_a$ :

$$S_{I_a} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (N_{k,a} - E(I_a))^2} \quad (6)$$

6. Кожне значення  $R(I_a)$  ділять на  $S(I_a)$  і розраховують середнє значення  $R/S$ :

$$R/S(n) = \frac{\sum_{a=1}^A R/S(A)}{A} \quad (7)$$

7. Значення  $n$  збільшують і повторюють кроки 2-6 до тих пір, поки  $n \leq N/2$ .

8. Будуєть графік залежності  $\log(R/S(n))$  від  $\log(n)$  і за допомогою методу найменших квадратів знаходять регресію вигляду:

$$\log(R/S(n)) = H \cdot \log(n) + c \quad (8)$$

де  $H$  – показник Херста

При значеннях  $0.5 < H < 1$  часовий ряд демонструє трендостійку поведінку, тобто, якщо ряд зростає або убуває, то з ймовірністю тим більшою, чим більший показник  $H$ , він бути зберігати цю тенденцію деякий час у майбутньому. Показник  $H=0.5$  вказує на незалежність значень ряду. Діапазон  $0 < H < 0.5$  відповідає антиперсистентним рядам: якщо система демонструє зростання в попередній період,

то з ймовірністю тим більшою, чим менше показник  $H$ , в наступному періоді відбудеться спад. [2]

На даний момент визначення показника Херста проводять на математичних моделях біомедичних сигналів, сигналах ЕЕГ тварин для дослідження динамічних характеристик [3], при визначенні фрактальних характеристик електрогастроентерографії [4], для класифікації стохастичних та/або детермінованих процесів та інше.

**Висновок.** У ході аналізу літературних джерел був досліджений алгоритм обрахунку показника Херста та особливості його використання. Досліджені попередні роботи з обчисленням показника Херста у якості оцінки параметрів числового ряду свідчать про доцільність використання цього методу для аналізу ЕЕГ хворих на епілепсію та прогнозування приступу.

**Перспективи подальших досліджень.** Подальша робота включає в себе реалізацію алгоритму за допомогою коду, поступовий аналіз реальних сигналів ЕЕГ хворих з епілепсією з метою виявлення максимально віддаленої від нападу зони, коли можна помітити тенденцію погіршення стану. Також через отриманий показник Херста можна буде перейти до фрактальної розмірності та класифікації ЕЕГ з метою виявлення норм та патологій.

#### Література

1. Roshan Joy Martis. Application of empirical mode decomposition (EMD) for automated detection of epilepsy using EEG signals [Електронний ресурс] / Roshan Joy Martis, U Rajendra Acharya // International Journal of Neural Systems. – 2012. – Режим доступу до ресурсу: [https://www.researchgate.net/publication/233787169\\_Application\\_of\\_empirical\\_mode\\_decomposition\\_EMD\\_for\\_automated\\_detection\\_of\\_epilepsy\\_using\\_EEG\\_signals](https://www.researchgate.net/publication/233787169_Application_of_empirical_mode_decomposition_EMD_for_automated_detection_of_epilepsy_using_EEG_signals).

2. Кириченко Л. О. Сравнительный анализ статических свойств оценок показателя Херста [Електронний ресурс] / Л. О. Кириченко // Вісник НТУ "ХПІ". – 2010. – Режим доступу до ресурсу: <http://cyberleninka.ru/article/n/sravnitelnyy-analiz-statisticheskikh-svoystv-otsenok-pokazatelya-hersta>.

3. Rangaraj M. Rangayyan. Biomedical Signal Analysis / Rangaraj M. Rangayyan., 2015. – 720 с. – (IEEE Engineering in medicine).

4. Антипов О. І. Показатель Херста биоэлектрических сигналов [Електронний ресурс] / О. І. Антипов, М. Ю. Нагорная // Інфокомунікаційні технології. – 2011. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.gastroscan.ru/literature/authors/5203>.

УДК 004.051

## МЕТОДИКА ОЦІНЮВАННЯ ЯКОСТІ МЕДИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЙНОЇ СИСТЕМИ

**Костішин С.В., Тимчик С.В., Криворучко І.О.**  
 Вінницький національний технічний університет

**Резюме.** В роботі подана методика оцінювання якості медичної інформаційної системи, що може використовуватися для порівняння між собою різних систем та підборі оптимальної з них для впровадження в структуру медичного закладу.

**Ключові слова:** медична інформаційна система, якість, порівняння медичних систем.

**Abstract.** The method of evaluating the medical information system quality has been presented in this work. This method can be used for comparison between the different systems and the selection of the optimal system for the implementation into medical establishment structure.

**Key words:** medical information systems, quality, medical systems comparison.

**Вступ.** Одним із основних, на сьогоднішній день, напрямків розвитку медичної галузі є сфера її інформатизації. В структурі галузі охорони здоров'я в Україні останнім часом можна спостерігати появу значної кількості медичних інформаційних систем (МІС), які покликані забезпечити інформаційну, організаційну та менеджерську підтримку лікувально-профілактичного процесу як окремих, так і цілих груп закладів.

При цьому постає проблема визначення якості МІС та її відповідності меті та задачам діяльності конкретної установи. Помилковий вибір інформаційної системи може привести до ускладнення процесів керування установою, порушення її нормальної діяльності та появи проблем з персоналом, що негативно відобразиться на загальній ефективності її роботи. Запропонована методика дозволить оцінити набір характеристик МІС та отримати її кількісну оцінку, яку можна використовувати для обґрунтування доцільності її впровадження в конкретному закладі.

**Мета дослідження** полягає в розробленні методики оцінювання якості медичної інформаційної системи для застосування при підборі або порівнянні різних систем між собою.

**Матеріали і методи.** В дослідженні були застосований метод аналізу ієрархій для розрахунку вагових коефіцієнтів значимості параметрів медичної інформаційної системи.

### Результати дослідження та їх обговорення.

Методика оцінювання якості складається з кількох етапів:

1. Визначення переліку характеристик МІС та їх бальна оцінка за фіксованою шкалою. Для кожного зі списку параметрів  $i$  необхідно провести його оцінювання  $m_i$ , що буде характеризувати ступінь задоволеності цим параметром з боку замовника МІС. При необхідності проведення порівняння певної кількості МІС між собою, необхідно,

щоб перелік параметрів був єдиний і доцільно взяти значення параметрів однієї з них за еталон, а бальні оцінки виставляти відштовхуючись від еталона.

2. Побудова матриці параметрів (рис. 1). Матриця представляє собою двовекторну множину параметрів системи  $P_1..P_n$ , відповідні їм оцінки  $m_1..m_n$ , та парні їх відношення.

3. Формування вагового коефіцієнта  $W$  для кожного параметру  $i$  згідно формули

$$W_i = \sqrt{\sum_{j=1}^n \left( \frac{m_i}{m_j} \right)},$$

де  $n$  - кількість параметрів системи.

Результатом виконання цього етапу є множина значень вагових коефіцієнтів  $\{W_1, W_2, \dots, W_n\}$ , що характеризує дану медичну інформаційну систему. Загальний показник якості системи формується як сума кожного вагового коефіцієнта.

		$m_1$	$m_2$	...	$m_n$
$P_1$	$m_1$	$\frac{m_1}{m_1}$	$\frac{m_1}{m_2}$	...	$\frac{m_1}{m_n}$
$P_2$	$m_2$	$\frac{m_2}{m_1}$	$\frac{m_2}{m_2}$	...	$\frac{m_2}{m_n}$
...	...	...	...	1	...
$P_n$	$m_n$	$\frac{m_n}{m_1}$	$\frac{m_n}{m_2}$	...	$\frac{m_n}{m_n}$

Рисунок 1 – Матриця відношень бальних оцінок параметрів МІС

4. Приведення вагових коефіцієнтів  $W$  до шкали відношень (0..1) згідно формули

$$T_i = \frac{W_i}{\sum_{j=1}^n W_j}.$$

Таким чином, сумарно приведені вагові коефіцієнти  $T_i$  підпадають під дію правила

$$\sum_{i=1}^n T_i = 1.$$

5. Останнім етапом є отримання показника якості медичної інформаційної системи з урахуванням вагових коефіцієнтів та бальних оцінок згідно формули

$$Q_{МС} = \sum_{i=1}^n (T_i \cdot m_i).$$

Показник  $Q_{МС}$  характеризує рівень якості медичної інформаційної системи і може використовуватися для порівняння медичних інформаційних систем між собою.

**Висновок.** В процесі дослідження була розроблена методика оцінювання якості медичної інформаційної системи, результатом виконання якої є отримання значення показника якості, що дає змогу адекватно оцінити рівень доцільності її впровадження в діяльність лікувальної установи.

**Перспективи подальших досліджень.** В подальшому, доцільно розділити всі параметри МІС

на 2 групи – загальну та спеціальну, а також визначити номенклатуру групи загальних вимог та параметрів. Це дало б змогу уніфікувати даний показник для будь-якої МІС.

#### Література

1. Злепко С. М., Коваль Л. Г., Костішин С. В., Тимчик С. В. Аналіз результатів впровадження медичних інформаційних систем і технологій в клінічну практику. Актуальні проблеми та перспективи біомедичної інженерії : матеріали Всеукраїнської конференції, 15 квітня, 16 жовтня 2014 р., м. Київ. С. 76–78.

2. Дьяченко В. Г., Солохина Л. В., Дьяченко С. В. Управление качеством медицинской помощи: учебник. Хабаровск : Издательство ГБОУ ВПО Дальневосточный государственный медицинский университет, 2013. С. 317-341.

3. Злепко С. М., Тимчик С. В., Костішин С. В., Азархов О. Ю. Оптимізація АРМ лікаря на основі їх атестації. „Прикладная радиоэлектроника. Состояние и перспективы развития” (МРФ-2011) Конференция «Актуальные проблемы биомедицинской инженерии». 18-21 октября 2011 г. Харьков, 2011. Т. III. С. 143-145.

УДК 612.15

## СУЧАСНІ АСПЕКТИ ВИМІРЮВАННЯ ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ

**Крушець О.О., Богомолів М. Ф.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Представлено основні засади використання Доплерівського визначення швидкості кровотоку та описано метод вимірювання. Розглянуто найпоширеніші аспекти при роботі з вимірюванням швидкості крові та передбачено певні проблеми під час вимірювання, що забезпечить подальше усунення неточностей при роботі з даним питанням.

**Ключові слова:** ефект Доплера, швидкість кровотоку, ультразвук.

**Abstract.** The basic principles of the use of Doppler determination of blood circulation and described measurement method. Considered the most common aspects at work with measuring the speed of blood and provides certain problems during the measurement, which will provide further eliminate uncertainties during work with this issue.

**Key words:** Doppler effect, the rate of blood flow, ultrasound.

**Вступ.** Швидкість кровотоку — це основна фізична величина, яка характеризує систему кровообігу. Використання неінвазивного та об'єктивного оцінювання швидкості крові по судинах невеликого діаметру залишається одним із актуальних пи-

тань сучасної ангіології та суміжних спеціальностей. Від його вирішення залежатиме успіх раннього діагностування багатьох захворювань.

**Мета дослідження.** Одним із перспективних використань ультразвуку (УЗ) в медицині, а зокрема і у діагностиці є доплерографія, тобто знахо-

дження швидкості крові за допомогою ефекту Доплера [1]. Суть якого зосереджується у варіюванні частотою згенерованих УЗ хвиль під час зміни положення об'єкту, відносно якого вони відображаються, чи під час переміщення джерела УЗ хвиль, чи при синхронному переміщенні джерела та об'єкту, що зображено на рис. 1.

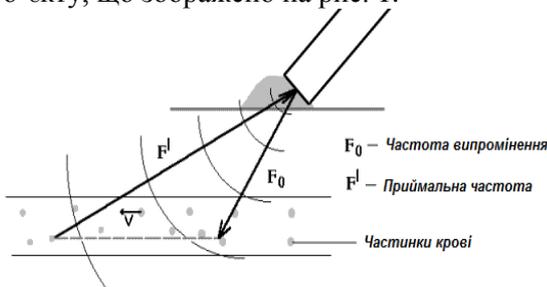


Рисунок 1 – Схема Доплерівського ефекту

В даному випадку ультразвукові хвилі відбиватимуться від частинок крові, і ця зміна напряму залежить від швидкості крові, що і є метою дослідження.

**Матеріал і методи.** У сьогочасних УЗ доплерівських вимірювачах використовується один датчик і для опромінення, і для реєстрації відображеної хвильової енергії. Ефект Доплера характеризує векторну величину швидкості в напрямку лінії спостереження. У більш загальному вигляді ефект Доплера можна описати формулою (1).

$$F_d = 2 \cdot x \cdot F_0 \cdot x \cdot V_0 \cdot \frac{1}{c} \quad (1)$$

де:  $F_d$  — Доплерівська частота,  $F_0$  — частота, що посилається,  $c$  — швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в середовищі (крові).

Однак, при врахуванні отриманої залежності швидкості від кута між напрямком руху кровотоку та датчем, маємо кінцевий вигляд формули (2).

$$F_d = 2 \cdot x^3 \cdot F_0 \cdot V \cdot \cos(a) \cdot \frac{1}{c} \quad (2)$$

**Результати дослідження та їх обговорення.** Найкращий п'єзоелектричний матеріал для електроакустичного перетворювача, це такий матеріал, що забезпечує малий рівень шуму та високу ефективність перетворення, що дозволяє отримати перетворювач з великою добротністю [2]. Наприклад, результати середньої швидкості руху крові вимірені УЗ датчиком виготовленого з матеріалу цирконат-титанат свинцю (ЦТС) позначено в табл. 1.

Таблиця 1 – Результати середньої швидкості руху крові

Судини	Середня швидкість течії (см/с)
Аорта	30–60
Великі артерії	20–40
Малі артерії	1–10
Венули	0,1–1
Капіляри	0,05–0,07

Одним із основних механізмів, що лімітують область використання височастотних УЗ доплерівських пристроїв, залишається стрімке наростання загасання УЗ в людських тканинах із збільшенням частоти коливань. Для збільшення чутливості та для нарощення глибини проникнення підвищують інтенсивність УЗ коливань. Оптимальне значення частоти, яке забезпечуватиме найбільше співвідношення сигнал / шум для кожного окремо розглянутого випадку, можливо отримати математично, що ілюструє формула (3).

$$I(f) = B \cdot E \cdot f^4 \cdot e^{-2 \cdot a \cdot f \cdot d} \quad (3)$$

де:  $B$  – коефіцієнт розсіювання,  $E$  – інтенсивність падаючого ультразвуку,  $f$  – частота,  $a$  – коефіцієнт загасання,  $d$  – глибина судини.

**Висновки.** Вимірювання середньої швидкості можливо лише при рівномірному опроміненню об'єкта. Виконані досліди продемонстрували, що за умов необхідної ширини УЗ пучка, який охоплює судину і чіткої локалізації цієї судини, швидкість можливо виміряти з похибкою менше 12% в безперервному режимі. Чітка локалізація судини означає відсутність великих збурень УЗ пучка.

**Перспективи подальших досліджень.** Подальші дослідження є доволі перспективними оскільки на практиці доволі важко забезпечити рівномірне опромінення судини і вихідна похибка може досягти близько 40%.

**Література.**

1. Коржелецький О. Клінічні аспекти доплерографії / О. Коржелецький // Внутрішня медицина. — 2009. — № 1–2. — С. 13–14.
2. Фізіологія / [В. Г. Шевчук, В. М. Мороз, С. М. Белан та ін.] — Вінниця : Нова книга, 2012. — 448 с. : іл. — ISBN 987-966-382-375-1.

## ЗАСТОСУВАННЯ ІМІТАТОРА СЕРЦЕВОГО ВИКИДУ МЕТОДОМ БОЛЮСНОЇ ТЕРМОДИЛЮЦІЇ ДЛЯ ТЕСТУВАННЯ ПРИЛАДІВ МОНІТОРИНГУ СТАНУ ПАЦІЄНТА

**Любаренко Н.С., Білошицька О.К.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Оцінка заповнення об'єму серця відбувається за допомогою методу термодилуції, що представляє собою інвазивний метод гемодинамічного моніторингу. Для діагностики та перевірки правильної роботи монітору стану пацієнта перед використанням у медичному закладі використовують імітатор серцевого викиду методом болусної термодилуції.

**Ключові слова:** моніторинг, інвазивний метод, болусна термодилуція, імітатор серцевого викиду.

**Resume.** Evaluation filling volume of the heart through the thermodilution method, representing invasive hemodynamic monitoring. For diagnose and verify the correct operation of the monitor the patient's condition before use in a medical facility to apply simulator cardiac output by bolus thermodilution method.

**Keywords:** monitoring, invasive method, bolus thermodilution method, cardiac output simulator.

**Вступ.** Монітори – це прилади для безперервного збору інформації про функціонування різних органів і систем пацієнта. В кардіології використовується такий вид моніторингу, як термодилуція. Термодилуція – інвазивний метод гемодинамічного моніторингу, що дає високоточні вимірювання в динаміці для оцінки адекватності заповнення об'єму серця. Серцевий викид методом термодилуції відноситься до розширеного набору контролюючих параметрів, що підключаються додатковими портами.

Для повірки та тестування приладів моніторингу використовують імітатор серцевого викиду методом болусної термодилуції [1].

**Мета дослідження.** Аналіз існуючих імітаторів серцевого викиду та роль їх у тестуванні приладів моніторингу пацієнтів.

**Матеріали та методи.** У пацієнтів з гемодинамічною нестабільністю, недостатністю лівого та правого шлуночка, легеневою гіпертенцією, важкими захворюваннями легень та при хірургічних втручаннях для тривалого моніторингу доцільно використовувати методи оцінки серцевого викиду та факторів, що впливають на нього: переднавантаження, скоротливість міокарда, постнавантаження, стан клапанів, частота серцевих скорочень. У більшості випадків використовують метод болусної термодилуції, що базується на установці у малому колі кровообігу катетера Сван-Ганца. Катетер проводиться через верхню порожнисту вену таким чином, що термістор розташовується в стовбурі легеневої артерії, а отвір, через який вводиться індикатор – в правому передсерді. Викид крові серцем визначається комп'ютерною програмою, що інтегрує площу кривої термодилуції. Для кращого та точного вимірювання серцевого викиду необхідно

швидко і рівномірно вводити болус (відносно великий об'єм рідини або дози лікарського засобу, що вводиться внутрішньовенно, швидко, викликає швидку відповідь), температура і об'єм якого повинні бути строго задані в комп'ютері. Основні параметри – обсяг та температура розчину, вид катетера, дані серцевого викиду під час роботи електрокаутера (хірургічний інструмент для теплового впливу на тканину з метою її коагуляції, що нагрівається електричним струмом). Оскільки монітори є медичною технікою, що використовується при складному інвазивному визначенні серцевого викиду, то повірка та тестування має проводитись вчасно та у відповідності до державних стандартів [1, 2].

**Результати дослідження та обговорення.** Імітатор серцевого викиду – це допоміжний пристрій для перевірки моніторів, що генерує вихідні електричні сигнали датчика серцевого викиду [3].

Як же працює даний імітатор? Метою імітатора є досягнення змінного опору. Зміна опору імітує зміну температури, яка буде вимірюватися за допомогою термістора під час вимірювання серцевого викиду (рис. 1). Зміна опору здійснюється за допомогою мережевого резистора. Різні значення опору вибираються за допомогою чотирьох аналогових перемикачів, які характеризуються високою швидкістю та низьким енергоспоживанням. Лічильник управляється годинником зі змінною швидкістю і за допомогою двох логічних схем. Одна логічна схема – засувка вгору/вниз, інша засувка – старт/стоп. Коли кнопка запуску натиснута, засувка вгору/вниз встановлюється, відбуваються обрахунки у лічильнику. Інший сигнал подається, щоб збільшити частоту тактового сигналу. Кнопка пуску також встановлює засувку старт/стоп, яка активує

лічильник. Лічильник тепер включений, йдуть об-  
рахунки. Він буде збільшувати один рахунок для  
кожного тактового імпульсу.

Коли лічильник досягає своєї максимального  
кількості (15) засувка старт/стоп перевіряє вихід за-  
сувки вгору/вниз. Якщо ця засувка встановлюється  
для підрахунку, то засувка старт/стоп тримає лічи-  
льник включений. При підрахунку ще на макси-

мумі зміни стану (і після короткої затримки) засу-  
вка вгору/вниз запускає лічильник зворотного від-  
ліку. Засувка вгору/вниз посилає сигнал для змен-  
шення частоту тактового сигналу. Коли лічильник  
досягає своєї мінімальної кількості (від 0) засувка  
старт/стоп перевіряє вихід засувки вгору/вниз.  
Якщо ця засувка встановлюється на зворотний від-  
лік, то засувка старт/стоп відключає лічильник.  
Цикл завершується після натиску кнопки запуску.

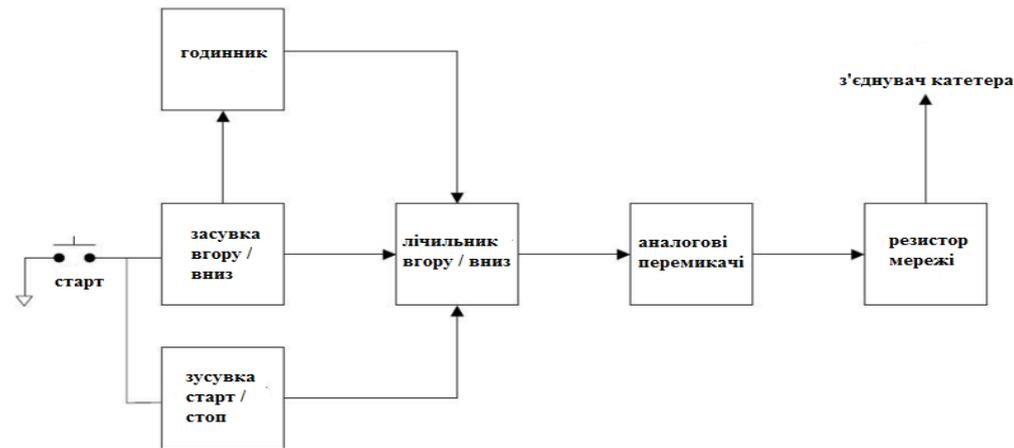


Рисунок 1 – Блок-схема імітатора US 7,998,082 B2

За допомогою імітатора US 7,998,082 B2 (рис.  
1) проводяться прийнятно-здавальні випробу-  
вання. Вимірювані значення параметрів (гемодина-  
мічний тиск, серцевий викид) порівнюють із зна-  
ченням параметру за технічними умовами та роб-  
лять висновок про відповідність встановленим ме-  
жам [3,4].

**Висновки.** У порівнянні з клінічним дослі-  
дженням моніторинг серцевого викиду і тиску в ле-  
геновій артерії інвазивним методом дозволяє отри-  
мати найбільш точну інформацію про систему кро-  
вообігу під час критичного стану. Вимірювання та-  
ким методом складне, адже холодний болюс може  
викликати аритмії, а не рівномірне введення може  
привести до неточних результатів, тому прилад  
має бути протестованим за допомогою імітатора се-  
рцевого викиду. Такий імітатор не є медичним при-  
ладом, проте виконує невід'ємну роль у перевірці  
моніторів перед використанням у медичних закла-  
дах.

#### Література:

1. Федотов А.А., Акулов С.А. Измеритель-  
ные преобразователи биомедицинских сигналов

систем клинического мониторинга. – М.: Радио и  
связь, 2013. – 250 с. – ISBN 978-5-89776-016-9. С.  
189-191.

2. EDITOR Peter R. Lichtenthal, M.D.  
QUICK GUIDE TO Cardiopulmonary Care/EDITOR  
Peter R. Lichtenthal, M.D.. – Tucson, Arizona:  
University of Arizona, 2002. – 117 с. – (Edwards  
Lifesciences, Edwards).

3. Karl A. Ruiter,. Thermo-dilution cardiac  
output measurement simulator [Електронний ре-  
сурс]/Karl A. Ruiter, // United States Patent – Режим  
доступу до ресурсу:  
[http://www.frankshospitalworkshop.com/electronics/p  
rojects/cardiac\\_output\\_computer\\_simulator/Thermodi  
lution%20Cardiac%20Output%20Computer%20Simu  
lator.pdf](http://www.frankshospitalworkshop.com/electronics/projects/cardiac_output_computer_simulator/Thermodilution%20Cardiac%20Output%20Computer%20Simulator.pdf).

4. Karl A. Ruiter,. Patent N0.: US 7,998,082  
B2 [Електронний ресурс]/Karl A. Ruiter, // United  
States Patent – Режим доступу до ресурсу:  
[https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.stor  
age.googleapis.com/pdfs/US7998082.pdf](https://docs.google.com/viewer?url=patentimages.storage.googleapis.com/pdfs/US7998082.pdf).

## КОМП'ЮТЕРНИЙ АНАЛІЗ ЗОБРАЖЕНЬ ДЕНДРИТНИХ КЛІТИН З МАГНІТНИМИ НАНОЧАСТИНКАМИ

Макеєнко О.Л.<sup>1</sup>, Скачкова О.В.<sup>2</sup>, Храновська Н.М.<sup>2</sup>, Іномістова М.В.<sup>2</sup>, Вовянюк С.І.<sup>1</sup>, Орел В.Е.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

<sup>2</sup> Національний інститут раку  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Робота присвячена вітчизняній розробці технології виготовлення протипухлинної магнетонановакцини на основі дендритних клітин та магнітних наночастинок. Основним параметром, що лімітує імунну відповідь на вакцинацію є кількість активованого антигену клітини, які захоплюють дендритні клітини і мігрують в лімфатичні вузли. В даний час, кількість неінвазивних методів для моніторингу в захопленні і доставці антигену в природних умовах не вистачає. Використання клітинного магнітного резонансу (МР) томографії (МРТ) є перспективним підходом для подальшого лікування. В даній роботі ми описуємо етапи розроблення магнетонановакцини, та шляхи забарвлення клітин для подальшого аналізу.

**Ключові слова:** дендритні клітини, наночастинок, магнетонановакцина.

**Abstract.** Work dedicate developing manufacturing technology of magnetonovaccination which based on dendritic cells and magnetic nanoparticales. The main parameter, something limiting the immune response to vaccination is actives number of antigen cells that capture dendritic cells and migrate to lymph nodes. In present times, number of non-invasive methods for monitoring the capture and delivery of antigen in natural terms not vistachaye. Klitinnoho Using magnetic resonance (MR) imaging (MRI) is a promising approach for further treatment. In this stage the work we describe magnetonovaccination development.

**Key words:** dendritic cells, nanoparticles, Magnetovaccination

**Мета.** Провести комп'ютерний аналіз зображень дендритних клітин (ДК) з включенням магнітних наночастинок (НЧ) для оцінки можливості їх використання в протипухлинній магнетонановакцині.

**Матеріали і методи.** Для проведення дослідження було отримано дендритні клітини мишей, лінії СВА. ДК отримували за методикою [1] з деякими модифікаціями. В дослідженні були використані НЧ оксиду заліза Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub> (Sigma-Aldrich) з пухлинними антигенами, 8\*10<sup>-12</sup> г/клітина, які інкубували з НЧ з додавання пухлино асоційованими антигенами. В 1-ій-групі ДК інкубували з НЧ та додаванням пухлино асоційованого антигена, у 2-ій контрольній групі ДК інкубували без НЧ. Після цього ДК відмивали в розчині Рінгера шляхом центрифугування протягом 7 хв при 1000 об/хв. Для дослідження наявності НЧ в дендритних клітинах, клітини фіксували та забарвили за методом виявлення Fe<sup>2+</sup> та Fe<sup>3+</sup> по утворенню берлінської лазурі та турнбулевої сині [2], та забарвили клітин специфічним барвником з карміном. Для аналізу отриманих зразків використовувався прямий мікроскоп Primo Star, Carl Zeiss (Німеччина) та програмне забезпечення AxioVision, за допомогою якого було створено модуль автоматичного вимірювання кількості клітин та необхідних геометричних показників для подальшого комп'ютерного аналізу зразків. Кількість ДК з та без НЧ відрізнялась здебільшого через те, що ДК з НЧ проходили 3 стадій промивки після введення НЧ в ДК, на відміну від інтактних ДК. Для

перевірки здатності дендритних клітин рухатися під дією магнітного поля було використано неодимовий магніт NdFeB з магнітною індукцією B=84 мТл.

**Результати та обговорення.** Поглинання НЧ дендритними клітинами відбувалось шляхом ендцитозу та піноцитозу. В результаті були отримані зразки препарату ДК з включеними НЧ (рис.1). ДК забарвились в насичено червоний колір, а НЧ в світло-синій. В отриманих зразках не було виявлено ДК без включення НЧ, але окремі НЧ залишилися в поживному середовищі.

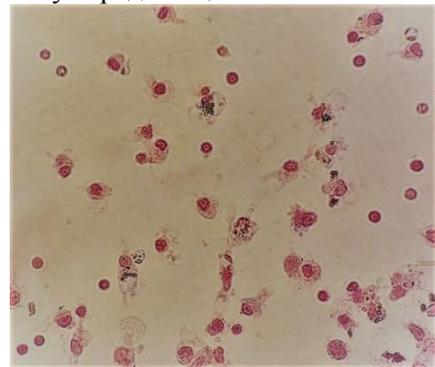


Рисунок 1 – Гістологічний препарат ДК з НЧ, фрагмент гістологічного препарату x100

Наступним етапом було виявлення можливості ДК з НЧ змінювати просторовий розподіл при зміні вектору магнітної індукції. При знаходженні в магнітному полі включені НЧ примушували рухатися

ДК в сторону напрямку дії магнітного поля в кожній точці простору, як показано на рисунку 2.

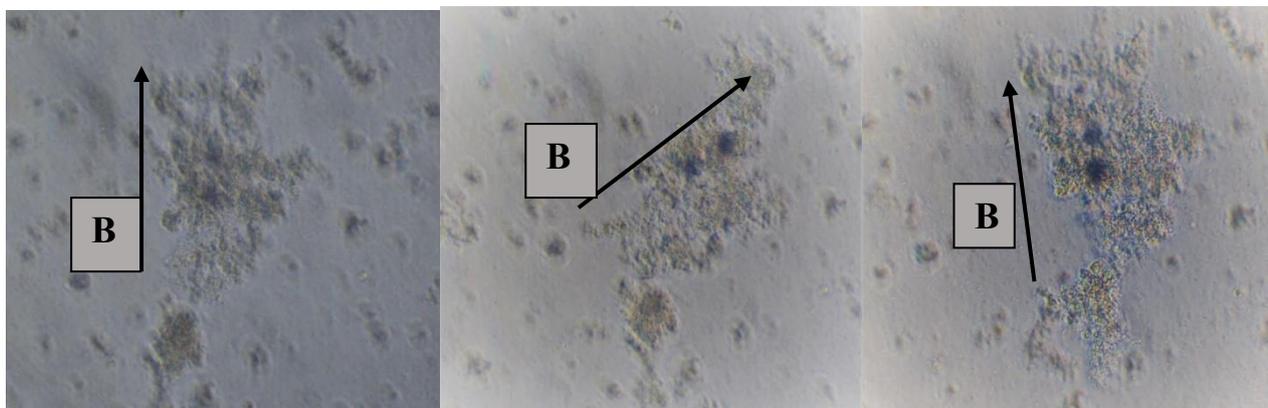


Рисунок 2 – Вплив зміни вектору магнітної індукції на просторовий розподіл ДК з НЧ, фрагмент зображення x100

Візуальний аналіз свідчить, що просторовий розподіл ДК при зміні вектору магнітної індукції, послідовно змінювався. Життєздатність клітин, після потрапляння в них частинок та руху під впливом постійного магнітного поля - не змінилась. Також не було виявлено їх функціональні зміни.

Результати комп'ютерного аналізу показників середньої площі та середнього діаметру ДК представлені в таблиці 1, де  $n$  – кількість ДК,  $M$  – середня величина площі та діаметру ДК,  $\sigma$  – стандартне відхилення,  $m$  - стандартна помилка середньої арифметичної.

Таблиця 1 –Комп'ютерний аналіз цифрових зображень ДК

	Групова статистика					Критерій Лівена	
	Група	n	M	$\sigma$	m	F	Рівень значимості
Площа [μm <sup>2</sup> ]	1-а дендритні клітини з НЧ	117	21,20	11,41	1,07	2,189	0,140
	2-а дендритні клітини без НЧ(контроль)	151	31,49	11,44	0,93		
Діаметр [μm]	1-а дендритні клітини з НЧ	117	5,07	1,13	0,11	2,603	0,108
	2-а дендритні клітини без НЧ (контроль)	151	6,22	1,19	0,10		

Для перевірки рівності дисперсії використано критерій Лівена. Нульова гіпотеза говорить про те, що дисперсії двох груп рівні, тобто розкид значень в препараті ДК без НЧ не відрізнявся від значень в препараті ДК з НЧ. Рівень значимості критерія Лівена становив 0,140 та 0,108 для значень площі та діаметру клітин відповідно (що більше ніж  $p > 0,05$ ). Наведені результати свідчать, що показники площі та діаметру ДК в контрольних зразках та в зразках з НЧ статистично достовірно не відрізнялись. В методичному плані згідно реакції Фентона, це може

свідчити про вірогідну відсутність потенційно негативного впливу активних форм кисню НЧ оксиду заліза на ДК.

**Висновки. 1.** Показано, що площа та діаметр ДК без НЧ не відрізнявся від значень ДК з НЧ, що свідчить про стабільність параметрів ДК в магнетонановакцині.

2. Виявлено здатність ДК з НЧ змінювати просторове положення під дією магнітного поля, що в подальшому надає можливість дистанційного магнітного контролю антиметастатичного ефекту магнетонановакцини при лікуванні онкологічних хворих.

### Література

1. Zhang J, Zhang JK, Zhuo SH, Chen HB, Effect of a cancer vaccine prepared by fusion of hepatocarcinoma cells with dendritic cells, *World J Gastroenterol* 7:690-694, 2001;

2. Christopher M. Long, Hanneke W.M. van Laarhoven, Jeff W.M. Bulte and Hyam I. Levitsky. Magnetovaccination as a novel method to assess and quantify dendritic cell tumor antigen capture and delivery to lymph nodes. *Cancer Res.* 2009 April 1; 69(7): 3180–3187;

УДК 611.08

## МОДЕЛЮВАННЯ БЕЗКАРКАСНОГО БІОПРОТЕЗУ ТРИСТУЛКОВОГО КЛАПАНА ІЗ БІОЛОГІЧНОГО МАТЕРІАЛУ

**Максименко В.Б., Гльоза М.Ю.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України», м. Київ

**Резюме.** Створено модель безкаркасного біопротезу тристулкового клапана серця у відкритому стані. Залежно від можливого варіанту імплантації створено декілька моделей у закритому вигляді. Завдяки аналізу навантаження, що діє на клапан обрано оптимальний варіант.

**Ключові слова:** біопротез тристулкового клапана, моделювання клапана, штучний клапан серця.

**Вступ.** Історія становлення протезування клапанів серця починається з 1960 року із розробки першого механічного штучного клапану серця (МШКС) Старра-Едвардса. У 1969 році починається нова епоха протезування серця, адже Hancock Extracorporeal (США) представили перший каркасний біопротез Hancock. Матеріал для виготовлення біоклапанів пройшов довгий шлях від використання власних тканин людини (широка фасція стегна, аутоперикард) до стерилізованого перикарду коня, свині чи бика [5].

Модель трубчастого аортального клапана із біологічної тканини 3F є прототипом даної моделі тристулкового клапана. James L. Cox зі співавторами висловили припущення, що природну функцію клапанів серця найкраще можуть виконувати трубчасті біопротези, що зникають під дією зовнішнього тиску. Тому що гіпотеза «форма слідує за функцією» теоретично може бути підтверджена шляхом імплантації простої трубки в анатомічне положення будь-якого нативного серцевого клапана [1, 2, 3].

**Мета дослідження.** Обґрунтування конструкції і форми моделі тристулкового клапана серця із точки зору гідродинамічних характеристик та властивостей конструкційного матеріалу.

**Матеріал і методи.** Для проведення експерименту над перикардами використовувались катетр В-630 і система TIRATEST-2151. Для моделювання і розрахунку навантаження було використано середовище SolidWorks Simulation.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Клапан має циліндричну форму його довжина становить 1,2 від діаметру [1, 4].

Створено декілька модифікацій оригінальної моделі у закритому стані, залежно від способу імплантації. Стінки тубулярного протеза тристулкового клапана спадаються під дією зовнішнього тиску і тим самим імітують роботу природного клапана. Унікальний дизайн дозволяє компенсувати природні зміни, і сприяє зменшенню частоти клапанної регургітації.

Кінський перикард утворює трубчасту структуру, завдяки чому біопротез тристулкового клапана зберігає природну конфігурацію, відновлює розподіл навантаження на клапанний апарат і забезпечує чудову гемодинаміку. Для розрахунку навантаження і визначення найбільш навантажених зон використовувався програмний модуль SW Simulations. У основу розрахунків моделі покладені гідродинамічні характеристика матеріалу та розміри порожнини серця.

На відміну від інших тканинних клапанів, у яких основне навантаження припадає на область

коммісур, в моделі біопротезу тристулкового клапана максимальне навантаження припадає на напівмісячну основу стулок, як і в здоровому тристулковому клапані. Завдяки рівномірному розподілу навантаження збільшується термін служби клапана.

Після імплантації клапана відновлюється природний розподіл навантаження, зберігається безперервність сполучення між клапанним кільцем і синотубулярним з'єднанням. Клапан зберігає природну форму і функцію синусів і не вимагає накладення другої лінії швів.

Особливість змикання другої модифікації пояснюється імплантацією.

**Висновки.** У техніці добре відома концепція «форма слідує за функцією» саме тому модель біопротезу тристулкового клапана, виконана з перикардіальної тканини, за своєю конструкцією і функціональними особливостями максимально близька до природного клапана і не має аналогів серед інших тканинних клапанів.

У моделі біопротезу тристулкового клапана із першим варіантом імплантації, максимальне навантаження припадає на напівмісячну основу стулок, як і в здоровому тристулковому клапані. Навантаження розподіляється рівномірно по всій довжині клапана. На відміну від інших біологічних протезів клапанів, де навантаження припадає на область комісур, дана модель може бути більш механічно стійкою до гідравлічних ударів, що подовжить строк служби.

У моделі біопротезу тристулкового клапана із другим варіантом імплантації у двох конфігураціях, максимального навантаження не спостерігаємо. Тому даний варіант є кращим, при ньому не навантажуються серце і подовжується термін служби клапана.

Отримані на моделях створених в SolidWorks розподіли навантажень на клапан при двох можливих варіантах імплантації дозволили обрати той варіант, при якому тиск є мінімальним.

**Перспективи подальших досліджень.** Отримані моделі клапанів мають доволі велику площу поверхні, таким чином займаючи майже все праве передсердя. У майбутньому доцільним вважаємо проведення розрахунків щодо вирізу на клапані, тим самим зменшуючи його розміри.

#### **Література.**

1. Cox J. L. Tubular heart valves: A new tissue prosthesis design—Preclinical evaluation of the 3f aortic bioprosthesis / J. L. Cox, N. Ad, K. Myers, M. Gharib, R.C. Quijano // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. - 2005;130:520-7.

2. Gerdisch M.W. Early experience treating tricuspid valve endocarditis with a novel extracellular matrix cylinder reconstruction / M.W.Gerdisch, W.D. Boyd, J.L. Harlan, J.B. Richardson, J.E. Flack, B.A. Palafox, W.E. Johnson III, B. Sun, R. Lee, T.S. Guy, G.I. Gang, G.L. Cox, V. Rao // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. - 2014. - №6. - p. 3042-3047.

3. Jin X.Y. Implications of stentless valve design and implantation techniques for aortic root geometry [abstract]. Paper presented at: Advanced Cardiac Techniques in Surgery, May 2-3, 2007; New York, NY.

4. Pillai R. 3f prosthesis aortic cusp replacement: implantation technique and early results / R. Pillai, C. Ratnatunga, J.L. Soon, et al. // Asian Cardiovasc Thorac Ann. - 2010. - №18. - : p. 13-16.

5. Борисов И.А., Блеткин А.Н., Савичев Д.Д. Биологические протезы клапанов сердца в современной кардиохирургии / И.А. Борисов, А.Н. Блеткин, Д.Д. Савичев // Клиническая медицина. - 2012. - №2, том 90. - с. 4-8.

**УДК 612.1**

## **ДОСЛІДЖЕННЯ ГІДРОДИНАМІЧНИХ ХАРАКТЕРИСТИК МАТЕРІАЛУ ДЛЯ ВНУТРІШНЬО-СЕРЦЕВИХ ІМПЛАНТІВ**

**Максименко В.Б., Гльоза М.Ю.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», м. Київ

Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України», м. Київ

**Резюме.** Досліджено біомеханічні властивості кінського перикарду матриці Patch. Побудовано діаграми деформування зразків. Доведено близькі біомеханічні характеристики перикардальної тканини людини і коня. Обрано матрицю Patch як можливий матеріал для створення тристулкового клапана серця.

**Ключові слова:** кінський перикард, матриця Patch, перикард людини.

**Вступ.** Матеріал для виготовлення біоклапанів пройшов довгий шлях від використання власних тканин людини (широка фасція стегна, аутоперикард) до стерилізованого перикарду коня, свині чи бика [1].

Як можливий матеріал для створення біологічного тристулкового клапана обрана матриця Patch. Вона являє собою безклітинний кінський перикард (КП) для пластики і реконструкції в серцево-судинній хірургії. Виробник зазначає, що КП показує відмінні механічні властивості, які можна порівняти з традиційними властивостями перикарду людини. КП виготовлений без використання глутарового альдегіду, що додатково запобігає кальценозу тканини і накопиченню ліпідів. Товщина перикарду становить в середньому 0,3 мм, а межа міцності на розрив складає 4500 гр [2, 3].

**Мета дослідження.** Обґрунтування конструкційного матеріалу для виготовлення тристулкового клапана серця із точки зору його гідродинамічних характеристик та властивостей.

**Матеріал і методи.** Вимірювання розмірів досліджуваних зразків тканини здійснювалось за допомогою катетометру В-630. Після цього розрахована площа поперечного перерізу як добуток ширини на висоту. Отримані розміри вносяться в систему TIRATEST-2151, за допомогою проводився експеримент на розтягнення КП. Дослід проводився тричі для отримання більш достовірної інформації.

Після закінчення експерименту на TIRATEST-2151 перший та другий зразки не порвалися, що свідчить про гарну міцність матеріалу, однак виймання з установки не витримали і розірвалися. Третій зразок взагалі не втратив своєї цілісності.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Досліджено біомеханічні властивості перикарду коня. Діаграми деформування досліджуваних зразків отримані завдяки кінцевим даним системи TIRATEST-2151 та математичним обрахункам. Кінський перикард матриця Patch володіє гарними пружними властивостями, не має періоду загальної текучості (площини текучості), має тривалу ділянку місцевої текучості. Це свідчить про відсутність нового механізму деформації, суть якого полягає у

зсуві атомних шарів матеріалу один відносно іншого. Через ці зсуви після відсутності навантаження зразок не повертається в початковий стан, отримуючи остаточну (пластичну) деформацію. Ділянка місцевої текучості свідчить про те, що на зразку з'являється локальне звуження, так звана шийка. Подальша деформація локалізується в цій області, і за рахунок зменшення площі поперечного перерізу необхідна для розтягування сила знижується.

Побудована умовна діаграма кінського перикарду з нанесеними основними точками. Вона побудована для того, щоб виключити вплив геометричних розмірів зразка, шляхом перебудування робочої діаграми в умовну в координатах: напруга  $\sigma$  – деформація  $\epsilon$ .

Виконаний порівняльний аналіз гідродинамічних характеристик обраного матеріалу та перикарду людини.

**Висновки.** У результаті отримано інформативні діаграми розтягу, які свідчать про близькі біомеханічні характеристики перикардальної тканини людини і коня. Матеріал матриця Patch обраний завдяки своїм відмінним механічним властивостям, що близькі до характеристик перикарду людини.

**Перспективи подальших досліджень.** У майбутньому доцільним вважаємо дослідження інших можливих матеріалів, зокрема перикардів. Оскільки, необхідно підібрати матеріал, який би мав найбільш підходящі гідродинамічні характеристики за оптимальну ціну.

#### **Література.**

1. Борисов И.А., Блеткин А.Н., Савичев Д.Д. Биологические протезы клапанов сердца в современной кардиохирургии / И.А. Борисов, А.Н. Блеткин, Д.Д. Савичев // Клиническая медицина. – 2012. - №2, том 90. – с. 4-8.
2. Кудрявцева Ю.А., Насонова М.В. Сравнительный анализ биоматериала, потенциально пригодного для создания протеза аортального клапана сердца для транскатетерной имплантации / Ю.А. Кудрявцева, М.В. Насонова, Т.В. Глушкова, Т.Н. Акентьева, А.Ю. Бураго // Сибирский медицинский журнал (Иркутск). – 2013. - №5, том 120. – с. 66-69.
3. Флаер матеріалу Matrix Patch.

УДК 629.7.018

## ДІАГНОСТИКА ЗА ДОПОМОГОЮ МІКРОЧІПІВ

**Матвієнко Л.В., Беспалова О.Я**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Біологічні мікрочіпи є одними з найбільш швидко розвиваючих експериментальних напрямків у сучасній біології та найновішим інструментом в області біології і медицини XXI століття. Біочіпи дозволяють знайти в організмі людини будь-які маркери, що відповідають за певні захворювання, визначені вірусами, бактеріями, раковими клітинами, визначити широкий спектр лікарських речовин, гормонів практично у будь-якому матеріалі. Застосування біологічних мікрочіпів дає можливість проводити одночасний аналіз роботи десятків тисяч генів, порівнюючи їх експресію.

**Ключові слова:** біочіп, ДНК-чіп, білковий чіп, клітинний чіп, мікрофлюїдний чіп.

**Abstract.** Biological microarray are one of the most rapidly developing experimental trends in modern biology and the newest tool in the field of biology and medicine of the 21st century. Biochips allow finding in the human body any markers that are responsible for certain diseases determined by viruses, bacteria, cancer cells; Determine a wide range of drugs, hormones in virtually any material. The use of biological microchips allows simultaneous analysis of tens of thousands of genes, comparing their expression.

**Key words:** biochip, DNA-chip, protein-chip, cell chip, microfluidic chips

**Вступ.** Від першої ідеї створення біочіпа до активного використання пройшло менше двадцяти років, але на сьогоднішній день мініатюрні пристрої, здатні реагувати на біохімічні зміни в організмі, – необхідні як для дослідницьких цілей, так і для діагностики в медичних установах. Технологія біочіпа може бути використана в клінічній діагностиці для визначення вірусів і мікроорганізмів, гормонів, алергенів, будь-яких біоактивних речовин у малих концентраціях, в біологічних і медико-біологічних дослідженнях [1].

**Мета.** Аналіз можливих видів мікрочіпів для діагностики захворювань.

**Матеріали та методи.** Аналіз джерел літератури.

**Результати обговорення.** Сучасний біочіп являє собою тверду платформу (може бути скляною, пластиковою чи кремнієвою пластиною), на яку секційно нанесено від декількох сотень до декількох тисяч і, навіть, мільйонів лунок з речовиною-реагентом. При нанесенні на біочіп досліджуваного зразку у тому місці чіпу, де є комплементарність між молекулами досліджуваної речовини і молекулами зонду, утворюється новий продукт, що визначається аналізуючим обладнанням [2].

В біочіп можна «заправити» ДНК хвороботворних бактерій і вірусів для визначення цих патогенів у навколишньому середовищі, чи у крові пацієнта. Це швидкий та надійний спосіб діагностики і обстеження хворого, та дозволяє безпомилково прогнозувати результати лікування.

Станом на сьогоднішній день багато фірм випускають біочіпи, що відрізняються один від од-

ного за видом платформи та зонду, методом виготовлення та реєстрації отриманих результатів взаємодії реагенту та досліджуваного зразку.

Залежно від того, які макромолекули використовуються, виділяють різні види біочіпів, що орієнтовані на різні цілі.

- ДНК-чіпи. Здатні аналізувати лінійні молекули: ДНК та РНК, знаходити мутації в генах, порівнювати «здорові» та «хворі» ДНК, чи знаходити вірусні і бактеріальні ДНК.

- Білкові чіпи. Використовуються для визначення білкових маркерів, характерних для різних захворювань і різних стадій їх розвитку, а також для оцінки різниці в експресії білків з метою виявлення мішеней для нових лікарських препаратів.

- Клітинні чіпи. Запобігають проблемам нестабільності білків і в білкових чіпах проводити найбільш точний аналіз взаємодій білків всередині клітини.

- Тканинні чіпи. За допомогою таких чіпів проводять аналіз декількох тисяч зразків тканин для визначення вмісту білків у здорових і патологічно змінених тканин. А також використовують для оцінки потенціальних мішеней для лікарських препаратів.

- Мікрофлюїдні біочіпи. На основі такого виду мікрочіпів розробляються і проходять дослідження «інтелектуальні» зразки, розміром не більше ніж монета, що містять електричні компоненти, дозатори, реактори, резервуари для досліджуваних речовин, здатні проводити аналіз багато раз поспіль і придатні для довготривалої автономної роботи [2],[3].

**Висновок.** Мікročіпи дозволяють отримати великий, чи принаймні, співставний об'єм інформації в єдиному форматі. Результати дослідження можна аналізувати за допомогою комп'ютерного алгоритму, без участі людини, що робить більш надійним аналіз. За допомогою практичного застосування мікročіпів можна точно постановити діагноз та прогнозувати хворобу, виявити гени і сигнальні шляхи захворювань.

**Перспективи подальших досліджень.** На разі розробкою біочіпів займається більше п'ятидесяти фірм у світі. Ця техніка стрімко розвивається, а з нею і перспективи наукових розробок. Планується розробка і створення простих діагностичних тестів, на основі технології мікročіпів. Ведеться розробка чіпів та сканерів для отримання високоточної інформації при мінімальних затратах та максимальній економії часу.

Зокрема, виробники біочіпів фірми Affymetrix створили біочіп, що дозволяє вивчати активність всіх генів людини. Тобто, можна зрозуміти який ген на що впливає, створивши генетичний портрет. Ця технологія дає можливість лікарю заздалегідь визначати ефективність препарату для певного пацієнта, проаналізувати ризики та побічні реакції.

#### Література

1. Биочипы- настоящее и будущее клинической лабораторной диагностики. // Группа Компаний "Блик". – 2012. – С. 3–10.
2. Разумов А. С. Медицина XXI века: Биочипы / А. С. Разумов. // НП «ИД Медицина и Просвещение». – 2009. – №1819. – С. 3–11с.
3. Грядун Д. А. Технология гидрогелевых биочипов и ее применение в медицинской лабораторной диагностике / Д. А. Грядун, Д. В. Зименков, В. М. Михайлович. // Медицинский алфавит. – 2009. – С. 10–14.

УДК 616-072.8

## ОЦІНЮВАННЯ НОРМИ ПРОСТОЇ ЗОРОВО-МОТОРНОЇ РЕАКЦІЇ ДЛЯ ОСІБ, ДІЯЛЬНІСТЬ ЯКИХ ПОВ'ЯЗАНА З УМОВАМИ ПІДВИЩЕНОЇ СКЛАДНОСТІ

**Навроцька К. С., Штофель Д. Х., Козоріз О. С.**

Вінницький національний технічний університет

м. Вінниця, Україна

**Реферат.** Розглянуто питання функціональної норми часу латентного періоду простої зорово-моторної реакції для людей, професійна діяльність яких пов'язана зі швидким сприйняттям та обробкою візуальної інформації, а також з реакцією на неї. За підсумками дослідження межею функціональної норми цієї категорії осіб визначено час простої зорово-моторної реакції 270 мс.

**Ключові слова:** проста зорово-моторна реакція; функціональна норма; екстремальні умови; психофізіологічне тестування.

**Abstract.** The question discussed is the functional norm of latent period of a simple visual-motoric reaction for people whose professional activity is related to the rapid perception and processing of visual information, as well as the reaction to it. As a result of the study, the boundary of the functional norm was determined by the time of a simple visual-motoric reaction of 270 ms.

**Key words:** simple visual-motoric response; functional norm; extreme conditions; psycho-physiological testing.

**Вступ.** Робота операторів технічних систем у складних, відповідальних і непередбачуваних ситуаціях (в екстремальних режимах) вимагає вміння швидко обробляти інформацію, аналізувати обстановку і за короткий час приймати та реалізовувати рішення, що відзначається підвищеними вимогами до психофізіологічних характеристик людини.

Виявити здатність до швидких і адекватних дій дозволяє дослідження психомоторних реакцій, з яких найпоширенішим і зручним методом дослідження є визначення латентного періоду простої

зорово-моторної реакції (далі – ПЗМР) шляхом визначення часу реакції на певний стимул, що дозволяє виявляти та відсіювати людей з уповільненою зорово-руховою реакцією. Таким людям не рекомендується доручати операції, при виконанні яких важливим елементом є визначення або розпізнавання сигналу і швидка реакція на нього. Низькі показники часу ПЗМР можуть бути критерієм відбору на такі посади як водій, пілот, машиніст, оператор складних технічних пристроїв і систем, диспетчер тощо.

**Постановка проблеми.** Показник ПЗМР залежить від індивідуальної швидкості нервових процесів людини, віку, статі, тренуваності, досвідченості, емоційного стану й т. п. В багатьох сферах професійної діяльності встановлені конкретні декларативні нормативи показника ПЗМР. Наприклад, чинний «Порядок психофізіологічного обстеження кандидатів на службу в поліції» визнає непридатними для служби осіб, у яких середній час ПЗМР перевищує 230 мс [1]. В дослідженнях [2, 3] для осіб в екстремальних умовах діяльності середнє значення ПЗМР визначено на рівні 200–210 мс. Для висококваліфікованих спортсменів-борців він був визначений як  $259,2 \pm 57,7$  мс [4], для викладачів вищої школи –  $276,54 \pm 0,99$  мс [5], для студенток медичного ВНЗ –  $0,250$ – $0,260$  мс [6]. Значення показника ПЗМР для підлітків старшого шкільного віку досить сильно різняться – від 231 мс [7] до 307 мс [8]. В роботі [9] розроблено диференційну шкалу показників ПЗМР, в якій середньому рівню відповідають показники 227–292 мс. Таким чином, питання щодо норми для людей, діяльність яких пов'язана з екстремальними умовами, залишається відкритим.

Тому метою нашого дослідження є визначення діапазону норми для людей, які працюють в умовах підвищеної складності та швидкої обробки інформації.

**Матеріал і методи дослідження.** Для дослідження було відібрано 48 осіб, діяльність яких

пов'язана зі швидкою обробкою інформації та оперативним реагуванням на неї. До дослідної групи увійшли співробітники поліції, бійці спецпідрозділів, водії таксі, спортсмени, які професійно займаються динамічними видами спорту (в т. ч. автомобільним і літаковим) з досвідом відповідної діяльності не менше 5 років. В основу дослідження ПЗМР була покладена методика [7], доповнена і реалізована за допомогою програмного комплексу авторської розробки [3]. Як подразник використовувалась поява на екрані комп'ютера кольорових геометричних фігур. Респондентам було запропоновано 30 подразників, час експозиції становив 700 мс, а тривалість паузи між сигналами змінювалася псевдовипадково (але не перевищувала 7 с). Обстежуваному потрібно було в разі появи на екрані будь-якого подразника швидко натискати ліву кнопку миші або клавішу «Enter» на клавіатурі. Після закінчення роботи визначався усереднений час латентного періоду ПЗМР. Піддослідні проходили тест тричі, а результат усереднювався. Дослідження проводились до 12-ї години дня, в неробочий час. Для обробки даних була використана програма MS Office Excel.

**Результати та їх обговорення.** Одержані експериментальні дані представлено у вигляді гістограми, доповненої поліноміальною лінією тренду (рис. 1).

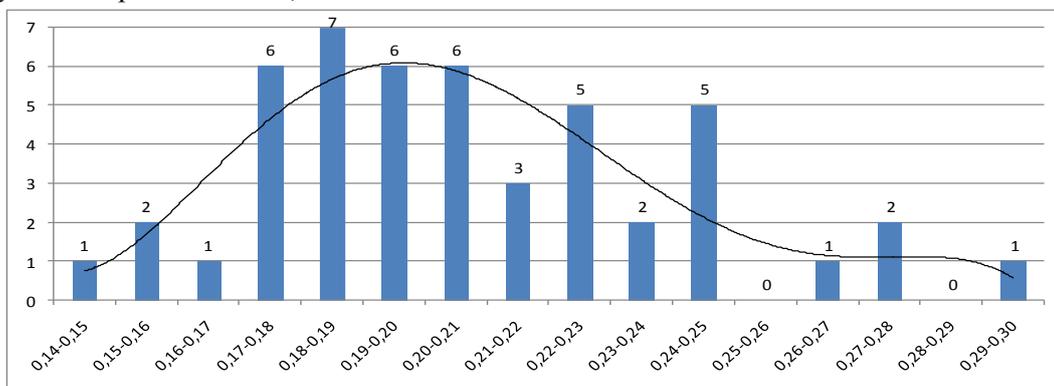


Рисунок 1 – Розподіл респондентів (кількість осіб) за значенням середнього часу ПЗМР (мс)

Середнє та середньозважене значення показника ПЗМР збіглись і склали 0,207 мс. Стандартне відхилення – 0,033 мс; коефіцієнт варіації –

$$N_{\text{стат.}} = \text{ПЗМР}_{\text{сер.}} \pm \sigma = 0,207 \pm 0,033 \text{ (мс)}, \text{ або } N_{\text{стат.}} = 0,174..0,240 \text{ мс.}$$

Більш адекватним на сьогоднішній день є функціональне розуміння норми, адже критерієм норми є доцільне функціонування організму [10] у певних умовах. Функціональна норма обумовлена

15,88 %, мода – 0,185 мс, медіана – 0,206 мс, середня помилка середнього арифметичного варіаційного ряду  $\pm 0,0047$  мс. Виходячи зі статистичного розуміння норми її можна подати як

можливістю виконувати поставлені професійні завдання в заданих умовах при наявних значеннях певного показника (в нашому випадку – ПЗМР). Оскільки для тестування були відібрані люди, які успішно виконують свою роботу, а сам варіаційний ряд

має середню мінливість, вважаємо за доцільне розширити межі норми до  $2\sigma$ :

$$N_{\text{функц.}} = ПЗМР_{\text{сер.}} \pm 2\sigma = 0,207 \pm 0,066 \text{ (мс)}, \text{ або } N_{\text{стат.}} = 0,141..0,273 \text{ мс.}$$

Зрозуміло, що в прикладних задачах професійного відбору обмежувати нижнє значення ПЗМР немає сенсу. Успішне виконання завдань своєї діяльності піддослідні з досить високим показником ПЗМР (більше 240 мс) компенсують чіткістю дій та прийняттям правильних рішень, що підтверджувалось в ході тестування у формі мінімального значення помилкових натискань на кнопку (0–2 помилки, тобто менше 7%), що означає, що їх нервова система характеризується високим значенням сили нервових процесів.

**Висновок.** В ході дослідження встановлено, що функціональною нормою показника часу латентного періоду ПЗМР для людей, діяльність яких пов'язана зі швидкою обробкою інформації та реакцією на неї, можна вважати діапазон 200–270 мс.

#### Література

1. Порядок психофізіологічного обстеження кандидатів на службу в поліції / затверджений Наказом МВС України від 17.12.2015 р. № 1583. URL: <http://zakon2.rada.gov.ua/laws/show/z0037-16> (дата звернення 07.03.2017).
2. Чарыкова И. А., Стаценко Е. А., Руммо Д. В. Влияние экстремальных условий деятельности на показатели функционального состояния центральной нервной системы. Военная медицина. 2009. № 4. С. 119–123.
3. Злепко С. М., Коваль Л. Г., Штофель Д. Х. та ін. Тестовий психологічний комплекс для визначення типу особистості за опитувальником Айзенка. Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. 2008. № 2. С. 152–156.

4. Радченко Ю. Взаємозв'язок між психофізіологічними функціями і часом виконання технічних дій у висококваліфікованих борців. Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту. 2009. № 1. С. 114–118.

5. Сорокина М. А. Особенности функционального состояния центральной нервной системы у преподавателей высшей школы. Фундамент. исследования. 2008. № 11. С. 28–32.

6. Сафонова В. Р. Анализ показателей работоспособности студенток медицинского вуза с разным уровнем здоровья. Современные проблемы науки и образования. 2012. № 2. URL: <https://www.science-education.ru/ru/article/view?id=6032> (дата обращения 07.03.2017).

7. Меньших О. Е., Петренко Ю. О. Особенности психофизиологических функций учнів старшого шкільного віку. Черкаси. 2015. 176 с.

8. Somkin V. D., et al. Individual approach in exercise for health // Current Research in Sports Sciences. 2013. P. 283–289.

9. Коробейніков Г. В., Коняєва Л. Д., Россоха Г. В. Особливості функціональних станів нервової системи у спортсменок-гандболісток високої кваліфікації. Педагогіка, психологія та медико-біологічні проблеми фізичного виховання і спорту. 2004. № 24. С. 22–31.

10. Саенко Ю. В. Специальная психология. М. 2006. 181 с.

УДК 535.317

## КОМПЕНСАЦІЯ ТЕРМОРОЗФОКУСУВАННЯ ОПТИЧНОЇ СИСТЕМИ ТЕРМОГРАФА

Назарчук О. О., Муравйов О. В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** В даній статті розглянуто проблему розфокусування об'єктива термографа під дією впливу температури навколишнього середовища. Запропоновано оптичну схему ІЧ триплету, параметри якого розраховані за допомогою методу пасивної оптичної атермалізації. Синтезований трикомпонентний об'єктив має стабільні характеристики та високу роздільну здатність в діапазоні температур від 0 °С до +50 °С при умові відсутності температурного градієнту в системі.

**Ключові слова:** термограф, об'єктив, терморозфокусування, пасивна атермалізація.

**Abstract.** Defocusing problem of thermograph lens under the ambient temperature effect is considered in this article. Optical scheme of the IR triplet is propose, which parameters are calculated using the method of passive optical athermalization. Synthesized three-component lens has stable characteristics and high resolution in the temperature range from 0 °C to + 50 °C in the case when there is no temperature gradient inside optical system.

**Key words:** thermograph, lens, thermal defocusing, passive athermalization.

**Вступ.** Теплове зображення поверхні тіла дає змогу проаналізувати відхилення його від норми та судити про патологічні зміни в організмі. Зокрема, термографія застосовується для діагностики онкологічних захворювань, травм, запальних процесів [1]. Інформативність аналізу термограми в першу чергу базується на контрасті та якості отриманого зображення, які в свою чергу залежать від температури навколишнього середовища при проведенні діагностики. Зокрема у термографі значного впливу температури зазнає інфрачервоний об'єктів, характеристики зображення якого при температурній зміні можуть значно погіршуватися, що призведе до втрати термограмою чіткості. Виходячи з цього, однією з важливих задач при проектуванні об'єктивів інфрачервоних приладів є збереження їх основних характеристик при температурних коливаннях [2].

**Мета.** Поліпшення якості термограм, шляхом усунення впливу градієнту температури навколишнього середовища на оптичну систему термографічної техніки.

**Матеріали та методи.** Коливання температури призводить до зміни конструктивних параметрів оптичної системи і, як наслідок, до терморозфокусування і появи термообертацій в зображенні, що спричиняють різке погіршення частотних і енергетичних характеристик об'єктиву термографа. Одним із методів вирішення даної проблеми є компенсація впливу температурних полів на якість зображення фокусуємих вузлів, що працюють в інфрачервоному спектральному діапазоні, для випадку однорідного розподілу температури в системі. Усунення залежності характеристик об'єктивів від температури доцільно проводити на етапі проектування оптичної системи шляхом використання методів пасивної оптичної атермалізації [3].

**Результати та обговорення.** На основі розрахованих конструктивних параметрів була синтезована оптична схема трикомпонентного інфрачервоного (ІЧ) об'єктиву (рис. 1), подальша оптимізація якої відбувалася в середовищі автоматичного проектування Zemax. Задній фокальний відрізок даного триплету при варіаціях температури в діапазоні від 0 °C до +50 °C змінюється лише на частки мікрметра. Висока якість зображення об'єктиву підтверджується рівнем модуляційної передавальної функції 50% на просторовій частоті 20 мм<sup>-1</sup> (рис.2) і рівнем функції

концентрації енергії 66% у розмірі плями розсіювання 25 мкм для краю поля зору системи.

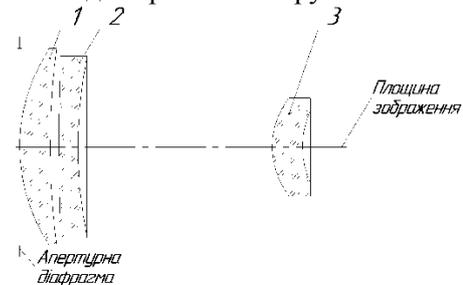


Рисунок 1 – Оптична схема атермалізованого ІЧ об'єктива-триплету

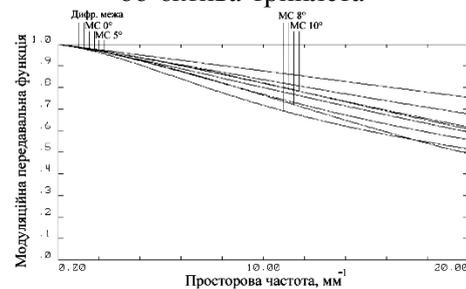


Рисунок 2 – Модуляційна передавальна функція

**Висновки.** На основі методу пасивної оптичної атермалізації була розроблена модель оптичної системи для застосування в термографах з сучасними матричними приймачами випромінювачами розмірністю 340×240 пікселів. При використанні запропонованого об'єктиву в приладі зменшується терморозфокусування, що в свою чергу дає змогу отримати термограму з високою роздільною здатністю при коливаннях температурах навколишнього середовища в діапазоні від 0 °C до +50 °C.

#### Список використаної літератури

1. Шушарин А. Г. Медицинское тепловидение – современные возможности метода. / А. Г. Шушарин, В. В. Морозов, М. П. Половинка // Современные проблемы науки и образования. – 2011. – №4. – С. 1 – 18.
2. Муравьев А. В. Композиции атермализованных трехкомпонентных инфракрасных объективов / А. В. Муравьев, О. К. Кучеренко // Наука и техника. – 2015. – №4. – С. 32 – 37.
3. Кучеренко О. К. Ахроматизация та атермалізація об'єктивів інфрачервоної техніки / О. К. Кучеренко, О. В. Муравйов, В. М. Тягур // Наукові вісті НТУУ „КПІ”. – 2012. – №5. – С. 114 –117.

УДК 577.218, 577.217

## ЕКСПРЕСІЯ МІКРО-РНК ЯК ПОТЕНЦІЙНИЙ МАРКЕР СЕРЦЕВО-СУДИННИХ РОЗЛАДІВ

**Півень О.О.<sup>1</sup>, Терещук О.П.**

<sup>1</sup> Інститут молекулярної біології і генетики НАН України, Київ

<sup>2</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Факультет біомедичної інженерії

**Анотація.** Мікро-РНК – це малі некодуєчі РНК, що забезпечують механізм тонкої регуляції експресії генів. Вони мають безліч мішеней у клітині і можуть регулювати як пригнічуючи так і активуючи експресію генів. Тож мікро-РНК залучені у регулювання безлічі біологічних процесів, від контролю за стовбуровою клітиною до розвитку тканини, а також при підтриманні нормального гомеостазу та онтогенезу.

**Ключові слова:** мікро-РНК, експресія генів, міокард, патологія серця.

**Abstract.** Micro-RNAs are small RNA nicotinamide, which provides a mechanism of fine regulation of gene expression. They have many targets in the cell and can regulate as repressing and activating gene expression. Therefore, micro-RNAs involved in the regulation of many biological processes, from the control of stem cell to tissue development and in maintaining normal homeostasis and developmental biology.

**Key words:** micro-RNA, gene expression, myocardium, pathology of the heart.

**Вступ.** Мікро-РНК – маленькі дволанцюгові молекули РНК, довжиною близько 22 пар нуклеотидів, що за допомогою послідовної та багатокомпонентної регуляції експресії генів забезпечують контроль багатьох метаболічних процесів на посттранскрипційному рівні. Дослідження мікро-РНК є сучасним напрямком розвитку фундаментальної та прикладної науки у тому числі і клінічної кардіології. Метою дослідження було проаналізувати особливості експресії мікро-РНК та їхній можливий зв'язок із розвитком патології серця.

**Основна частина.** Мікро-РНК – група коротких РНК, що не кодуєть первинну структуру білка і здатні регулювати експресію генів. Вперше мікро-РНК було виявлено в 1993 р. групою дослідників із Гарвардського університету. Під час дослідження геному нематої *Caenorhabditis elegans* було виявлено короткі РНК, які синтезувалися з гена *let-7* та блокували синтез білка і подальший розвиток нематод мутантних за двома генами *let-7* та *lin-4* [2]. Наразі виділено цілу низку різних мікро-РНК, описано механізм їхнього біосинтезу та функції у клітині. В ядерній дезоксирибонуклеїновій кислоті (ДНК) матриця для синтезу мікроРНК перебуває у вигляді ділянок спеціальних генів або їхніх інтронів. У подальшому з гена або інтрону копіюється РНК, що складається з сотень нуклеотидів. У цій копії знаходиться ділянка дволанцюгової РНК з частково неспареними нуклеотидами, в середині якої

і є майбутня мікро-РНК. Для її продукції в ядрі є білки Pasha та Drosha, разом вони утворюють комплекс для процесингу мікро-РНК. Остаточне утворення зрілої мікро РНК відбувається у цитоплазмі клітини під впливом білка Dicer. Потім один із двох її ланцюгів завантажується в комплекс ферментів RISC (RNA-induced silencing complex), що й буде розшукувати для неї цільову матричну РНК (мРНК). Таким чином, мікро-РНК є регулятором синтезу білка. На шляху від ДНК до білка мікро-РНК втручається у процес трансляції та впливає на зчитування інформації з мРНК. Один із ланцюгів мікро-РНК за допомогою ферментного комплексу RISC знаходить потрібну мРНК та приєднується до неї, миттєво зупиняючи синтез білка. Особливістю мікро-РНК є її неповна специфічність. Таким чином одна й та сама мікро-РНК може впливати на трансляцію не однієї, а багатьох мРНК. Такий вплив не є рівномірним, тому синтез білків буде пригнічуватися з різною інтенсивністю. При цьому на один і той же білок можуть впливати різні мікроРНК. Оскільки неповне зв'язування дозволяє блокувати трансляцію частково, мікроРНК є вито-нченим регулятором процесів у організмі [1]. Таким чином, мікро-РНК контролює зміни експресії цілих кластерів генів. Як відомо, дисрегуляція експресії останніх може бути маркером багатьох патологічних процесів, включно із серцевою недостатністю, гіпертрофією та іншими. Варто зауважити,

що кількість нових мікро-РНК стрімко збільшувалася, і у 2003 р. було створено міжнародний реєстр, що згідно з останньою версією включає дані про 25 141 мікроРНК різних видів. Мета реєстру — забезпечення узгодженої класифікації мікроРНК, визначення цільових генів для різних мікро-РНК, надання онлайн-доступу до реєстру через інтернет-портал (<http://www.mirbase.org>, 19th release). Створення таких реєстрів покликане уніфікувати дослідження мікро-РНК та полегшити становлення функцій відомих і нових мікро-РНК. Аналіз експериментальних та клінічних досліджень показав, що при патології міокарду найбільш мінливими є, вочевидь, ключовими є мікро РНК-1,-133, -208, -155, -21, -499, -126 та 210.

**Висновок.** Зважаючи на те, що кожна мікро-РНК пов'язана з цілою низкою патофізіологічних процесів, існує потенційна можливість застосу-

вання їх і у якості раних маркерів розвитку патології і для корекції патологічних процесів шляхом регуляції різних мікро-РНК. Обидва напрямки є актуальними завданнями сучасної фундаментальної та клінічної кардіології. Пошуки нових підходів у лікуванні все більше знаходять підтвердження в експериментальних дослідженнях та є перспективним напрямком розвитку сучасної науки.

#### Література

1. Діагностичне та прогностичне значення регулюючих мікроРНК у хворих на гострий інфаркт міокарда. / А.Н. Пархоменко [та ін.] ; Український медичний часопис. Актуальні питання клінічної практики. – Київ : 2013. – Бібліогр.: с. 42–44.

2. Kusenda B., Mraz M., Mayer J., Pospisilova S. (2009) MicroRNA biogenesis, functionality and cancer relevance. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky Olomouc Czech. Repub.*, 150(2): 205–215.

УДК 681.3.082

## ДОСЛІДЖЕННЯ БЕЗКОНТАКТНИХ ЕЛЕКТРОДІВ РІЗНОЇ ПЛОЩІ ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ БІОСИГНАЛІВ

Савчук А.В., Попов А.О., Іванушкіна Н.Г.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** В даній роботі описано проблеми, які виникають при вимірюваннях біопотенціалів та запропоновано спосіб оптимізації безконтактних електродів. Описано структурну схему безконтактного електроду та процес розробки. Запропоновано подальший напрям дослідження в даній області.

**Ключові слова:** ЕМГ; поверхнева електроміографія; безконтактні електроди

**Abstract.** In this work, the problems arising at measurements of biopotentials are described and the way of optimization of non-contact electrodes is offered. The block diagram of non-contact electrodes and process of development is described. The further direction of the research in the field is offered.

**Keywords:** EMG; surface electromyography, non-contact electrodes

**Вступ.** Вимірювання біосигналів є дуже важливою частиною сучасної діагностики та реабілітації. За рахунок зменшення вартості та габаритних розмірів приладів для реєстрації біопотенціалів збільшується кількість напрямів використання, наприклад, для біонічного протезування, спортивних досліджень, а також для загального моніторингу стану здоров'я. Вимірювання ЕЕГ(електроенцефалограм), ЕКГ(електрокардіограм), ЕМГ (електроміограм), та інших параметрів довгий час проводились за допомогою контактних електродів [1]. У лабораторних умовах такий вид електродів показував

хороші результати, але при використанні в довготривалих та динамічних дослідженнях їх параметри змінювались з часом та електроди потребували підготовки, особливо для ЕЕГ вимірювань, та майже у всіх випадках були одноразовими. Також, у зв'язку з стрімким розвитком біонічного протезування, з'явилась необхідність використання багаторазових електродів та зменшення час їх установки. Тому, вже певний час ведуться розробки безконтактних електродів, які дозволяють вимірювати сигнал без особливої підготовки та за рахунок використання різних алгоритмів роботи, дозволяють зменшити вплив артефактів руху на якість сигналу [2].

**Мета.** Основною метою роботи є аналіз способів оптимізації площі безконтактних електродів для вимірювання біопотенціалів, а також опис одного з методів оптимізації параметрів електродів.

**Методи оптимізації та проблеми.** Безконтактні електроди працюють на принципі ємнісного зв'язку електроду з поверхнею шкіри. Тому електрод можна спрощено розглядати як конденсатор, який перетворює зміну потенціалу на поверхні на зміну значення напруги на вході підсилювача, який має високий імпеданс та низьку вхідну ємність. У зв'язку з цим параметри такого конденсатора впливають на якість отриманого біопотенціалу [3].

На рис. 1. Показано структурну схему активного безконтактного електроду та його еквівалентна схема.

Конденсатор  $C_s$  - це еквівалентна ємність електроду,  $C_{in}$  - вхідна ємність підсилювача,  $R_{BIAS}$  - вхідний опір підсилювача,  $e_s$  - сигнал біопотенціалу.

Для збільшення ефективності передачі зміни потенціалу на вхід підсилювача, потрібно збільшити ємність конденсатора  $C_s$  без погіршення його властивостей. Одним зі способів збільшення ємності є зменшення відстані від шкіри до електроду, але тут є певні обмеження, оскільки шкіра має велику кількість нерівностей, а епідерміс шкіри працює як діелектрик. Тому, можна впливати тільки на товщину діелектричного покриття електроду. Також можна застосовувати різні електропровідні матеріали та рідини чи гелі з високою діелектричною проникністю, для збільшення ємності. Одним з найпростіших способів збільшення ємності, є збільшення площі електроду. Однак, при збільшенні площі зменшується роздільна здатність такого методу вимірювань біопотенціалів. При зменшенні площі електроду, завжди буде існувати межа, коли прохідна ємність електроду буде співмірною з вхідною ємністю  $C_{in}$  підсилювача, тому паразитні параметри такої схеми будуть сильно впливати на якість сигналу.

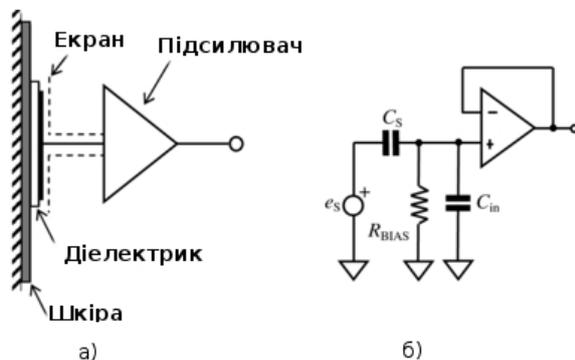


Рисунок 1 – а) Структурна схема активного безконтактного електроду; б) Еквівалентна електрична схема [4]

Для оптимізації площі електроду в даній роботі пропонується розробити безконтактні електроди з різною площею електроду та провести ряд експериментів для дослідження залежності амплітуди сигналу від площі електроду.

**Процес оптимізації електродів.** Для дослідження впливу площі електродів на параметри сигналу запропоновано розробити безконтактні електроди з різною площею електроду. Самі електроди будуть виготовлятися за допомогою стандартної технології виробництва друкованих плат.

Сам електрод буде складатися з двох частин. На одній платі буде розміщений сам електрод та захисний екран. На іншій платі буде розміщено прецизійний операційний підсилювач з високим вхідним опором та ультранизьким вхідним струмом та додатковий операційний підсилювач для збільшення амплітуди сигналу та первинної фільтрації. Виготовлені друковані плат будуть з'єднуватись в один модуль методом пайки. Підсилений сигнал буде подаватись на плату збору даних та оцифровуватись, після чого буде проведена додаткова обробка сигналу.

**Висновки.** Знаходження оптимальної площі електродів дозволить продовжити дослідження по розробці системи ЕМГ високої роздільної здатності, тобто збільшення кількості електродів на одиницю площі. Така система дозволить більш детально проводити діагностику опорно-рухового апарату. Також така система може допомогти людям, яким проходять реабілітацію після процесу ампутації та при подальшій установці біонічних протезів. Така система дозволить достатньо швидко знаходити найактивніші ділянки м'язів за допомогою яких можна управляти протезом.

#### Література

1. Fundamentals of Amputation Care and Prosthetics / Douglas Murphy / ISBN 978-1-936287-70-3 — ISBN 978-1-61705-119-7 (e-book). — 2014 — 234c
2. Zeeshan O Khokhar, Zhen G Xiao and Carlo Menon / Surface EMG pattern recognition for real-time control of a wrist exoskeleton // BioMedical Engineering OnLine – 2010. – 17 c.
3. Chi Y.M. Non-contact biopotential sensing / Y. M. Chi // University of California, San Diego– 2011 – 210 c.
4. Enrique Spinelli, Marcelo Haberman, Pablo García and Federico Guerrero A capacitive electrode

with fast recovery feature / Institute of Physics and Engineering in Medicine // Vol. 33, Num. 8, pp 1277–1288 - 2012

УДК 004.891.3

## ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ ТА ЗАСТОСУВАННЯ РЕКОНФІГУРОВАНИХ СИСТЕМ У БІОМЕДИЦИНІ

Сагумбасв І.А., Попов А.О., Іванушкіна Н.Г.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Стаття направлена на висвітлення проблем розробки універсальних біомедичних систем. Існуючі біомедичні системи загалом вузьконаправлені та мають визначені області використання. У першій частині статті викладені основні особливості архітектури існуючих біомедичних систем моніторингу стану здоров'я людини. Базуючись на отриманій трьохрівневій архітектурі у другій частині статті запропонована вдосконалена система з підтримкою реконфігурації.

**Ключові слова:** Біомедична система; загальні системи; машинне навчання.

**Abstract.** This paper is devoted to development of adaptive biomedical systems. Nowadays existing biomedical systems are specific and have predefined area of usage. The first part of the paper is an overview of currently used systems, their features and architecture. Based on features and architecture of latter in the second part new system structure has been proposed.

**Keywords:** Biomedical system; generic systems; machine learning.

**Вступ.** За останні роки кількість нових біомедичних сенсорів суттєво зросла, що дозволило отримувати більш широкий спектр фізіологічних показників. В свою чергу, розвиток апаратного забезпечення став суттєвим поштовхом для покращення існуючих систем моніторингу стану здоров'я людини (далі – СМСЗЛ). Сучасні СМСЗЛ можна розділити на дві категорії: стаціонарні та переносні. Дана стаття буде присвячена саме переносним СМСЗЛ. Особливістю використання та розробки переносних СМСЗЛ є можливість отримувати довготривалі сигнали поза межами медичних закладів, що дозволить більш точно моніторити за змінами життєвоважливих показників пацієнта.

**Мета.** Основною метою даної роботи є покращення існуючої архітектури СМСЗЛ для роботи з біомедичними сигналами, зображеннями різного генезису (сигналами ЕКГ та ЕЕГ, зображеннями МРТ та УЗД), шляхом додання можливості реконфігурування.

**Матеріали і методи.** Архітектуру побудови сучасних СМСЗЛ можна розділити на три рівня: апаратний, комунікаційний та рівень обробки та інтерпретації результатів [1-4]. На рисунку 1 зображена умовна діаграма всіх рівнів сучасної СМСЗЛ. Апаратний рівень є найголовнішим, оскільки в його межах відбувається набір сенсорів, досліджу-

ється їх сумісність та обирається методика їх розміщення на тілі пацієнта. Оскільки, система є переносною, тому доцільно реалізувати рівень комунікації з використанням бездротових технологій (ZigBee, Bluetoothlowenergy). Також необхідно відмітити, що біомедичні дані є персональними, тому для забезпечення захищеної передачі даних в багатьох системах використовуються алгоритми шифрування. Рівень аналітики відповідає за проведення аналізу та інтерпретації результатів аналізу. За останні роки використання методів машинного навчання для обробки даних суттєво зросло. Завдяки використанню бездротових методів передачі даних є можливість прямого контакту як з пацієнтом так і з службами надання допомоги.



Рисунок 1 – Діаграма архітектури побудови сучасної системи моніторингу стану здоров'я людини

Розглянута модель побудови сучасних біомедичних систем розрахована для роботи з заданими сигналами і навіть додання нових сенсорів потребує суттєвих змін на кожному рівні системи.

**Результати дослідження та їх обговорення.** У даній роботі основу увагу було приділено рівню аналітики. Для розв'язання проблеми переконфігурування пропонується нова архітектура, зображена на рис.2. Умовно зображену структуру можна поділити на систему з референсною архітектурою (СРА) та тренувального агента (ТА). Внутрішня побудова СРА є схожою з СМСЗЛ, але має одну відмінність: всі її елементи розглядаються як окремі блоки та можуть бути чи не бути використані у аналізі. ТА, в свою чергу, є управляючою ланкою, оскільки ця система визначає тип аналізу та блоки СРА, які необхідно використовувати для найбільш ефективної обробки отриманих даних.



Рисунок 1 – Архітектура побудови універсальної системи з підтримкою переконфігурації

Принцип роботи системи з представленою архітектурою можна розділити на три основні етапи: постановка задачі та подання її на вхід тренувальному агенту системи; генерація функції конфігурації (ФК) для СРА та безпосередня обробка даних з

новою конфігурацією системи. Згідно з запропонованою архітектурою, вхідною точкою системи є ТА який визначає тип аналізу використовуючи усі елементи чисельні методи машинного навчання (природна мова, регресії та ін.). Також необхідно відмітити, що на відміну від класичної СМСЗЛ тренувальний агент системи повністю інтерактивний з кожним блоком СРА, що дозволяє змінювати ФК прямо під час аналізу.

**Висновки.** Біомедична система побудована по запропонованій архітектурі буде більш гнучка в термінах проведення аналізу. Застосування методів машинного навчання для аналітичного рівня СРА та для ТА дозволить автоматично змінювати та при необхідності фокусуватися на певних параметрах аналізу. Також необхідно зазначити, що отримані ФК можуть використовуватися для прогнозування майбутнього стану певних життєвоважливих показників пацієнта, що є важливим для розуміння протікання хронічних захворювань.

#### Література

1. Pantelopoulos A. A survey on wearable sensor-based systems for health monitoring and prognosis / Bourbakis N.G. // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews) .– 2010 .– №40(1) – p.1-12.
2. Paradiso R. A wearable health care system based on knitted integrated sensors / Loriga G., Taccini N. // IEEE transactions on Information Technology in biomedicine. – 2005. – №9(3) – pp.337-344.
3. Milenković A. Wireless sensor networks for personal health monitoring: Issues and an implementation / Otto C., Jovanov E. // Computer communications. – 2006. – №29(13) – pp.2521-2533.
4. Bazzani M. Enabling the IoT paradigm in e-health solutions through the VIRTUS middleware. In Trust, Security and Privacy in Computing and Communications (TrustCom) / Conzon D., Scalera A., Spirito M.A., Trainito, C.I. // IEEE 11th International Conference. – 2012. – pp. 1954-1959.

УДК 537.29

## ВИКОРИСТАННЯ ІМПУЛЬСНИХ ЕЛЕКТРИЧНИХ ПОЛІВ В БІОТЕХНОЛОГІЇ ТА МЕДИЦИНІ

**Скринська О.С., Беспалова О.Я.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,  
Факультет біомедичної інженерії  
м. Київ, Україна

**Резюме.** З моменту відкриття методу електропорації Е. Нойманом пройшло багато часу. Цей метод дозволяє проникати високомолекулярним сполукам всередину клітини, за рахунок збільшення проникності мембрани з використанням електричного поля. На разі цей метод використовується і як оборотний, і як необоротний процес в біотехнології та медицині.

**Ключові слова:** електропорація, електричне поле, електричний пробій.

**Abstract.** There is much time has passed since electroporation method was opened by E. Neumann. This method allows getting into cells macromolecular compounds by increasing the permeability of the membrane using an electric field. Currently, this method is used as a reversible and irreversible process in biotechnology and medicine.

**Key words:** electroporation, electrical field, electrical breakdown.

**Вступ.** На сьогодні метод електропорації досить широко використовується. Цей метод винайшов у 1970 р. Еберхард Нойман і який полягає в створенні пор в біомембрані під дією імпульсів високої напруги [3]. Залежно від умов електропорації, її поділяють на зворотню та незворотню. Основна задача цих методів – створити в мембрані клітини відкриті пори достатніх розмірів, щоб забезпечити надходження необхідних речовин всередину клітини. Ці речовини в залежності від цілі, можуть вбити клітину, або відновити її життєдіяльність. В залежності від тривалості імпульсу та величини електричного поля на клітину чиниться відповідний вплив [1]. Це явище застосовується в біотехнології для впровадження макромолекул (зазвичай ДНК або РНК) в клітини ссавців, бактерії або рослин.

Різниця полягає в можливості, або її відсутності, спонтанного заліковування пор, з поверненням електропровідності мембрани до вихідних значень. Це дозволило інакше вирішити ряд питань, таких як: отримання гібридних тварин, міжвидових химер, стерилізація живильних середовищ, трансдермальний перенос лікарських речовин в організм людини, лікування раку.

**Мета.** Аналіз використання імпульсних електричних полів в медичній біотехнології

**Матеріали і методи.** Для вирішення даного питання використовувалися джерела наукової літератури та інтернету.

**Результати та обговорення.** Електричний пробій або електропорація в генній інженерії, як один із способів доставки макромолекул в клітини – оборотне тимчасове явище порушення бар'єрної

функції, яке відбувається коли мембранний потенціал перевищує деяке порогове значення. На клітини, що знаходяться в розчині, який містить необхідні макромолекули, діє високовольтне електричне поле на короткий період часу (мікросекунди), при цьому пори в мембрані клітини відкриваються і залишаються відкритими близько 30 с [2]. Цього часу достатньо для проникнення в клітину введеного матеріалу. Після дії електричного імпульсу пори в мембрані зникають.

В галузі клітинної інженерії використовується незворотна електропорація для злиття клітин, як засіб клонування цінних для сільського господарства особин та рослин; отримання гібридних тварин і міжвидових химер. Цей метод є простим, універсальним, неінвазивним, менш токсичним і більш безпечним, оскільки геном клітин не пошкоджується.

Явище незворотної електропорації також використовується для стерилізації харчових продуктів, живильних середовищ для культивування клітин і тканин та інших розчинів [1].

В медицині частіше за все електропорація використовується як метод без ін'єкційної мезотерапії для боротьби з акне, зморшками, целюлітом, розтяжками. За допомогою апарату-електропоратора, який створює імпульси високої частоти (3000 Гц), утворюються пори і збільшується проникність в 400 разів. Завдяки чому необхідні препарати, наприклад вітаміни, колаген проникають в клітини.

Останні роки більшу увагу почали приділяти необоротній електропорації зокрема її використанню для лікування раку. Як і при оборотній електропорації в необоротній використовується потужне зовнішнє електричне поле. Потужність імпу-

льсу і його тривалість перевищують пороговий рівень стійкості клітинної мембрани, що призводить до формування великої кількості нанопор, які під дією електричного поля залишаються постійно відкритими [2]. Такі зміни призводять до гибелі клітин внаслідок неможливості мембрани вернутися в початковий стан.

**Висновки.** Метод електропорації має досить широке використання як в генній інженерії так і в медицині. В кожній області створюються свої прилади – електропоратори, які відповідатимуть необхідним вимогам. Перш за все цей метод дозволяє змінювати бактерії, віруси, рослинні та тваринні клітини за рахунок внесення в них макроструктур.

### Література

1. Стріха О. Сучасні уявлення про закономірності та механізм електричного прободу клітин / О. Стріха, Є. Смольянінова, Є. Гордієнко. // Вісник Львівського університету. – 2014. – №68. – С. 311–325.
2. Необратимая электропорация с использованием системы "NanoKnife" в лечении рака поджелудочной железы (клиническое наблюдение) / [Д. Н. Панчевков, Ю. В. Иванов, Н. А. Соловьев та ін.]. // Анналы хирургической гепатологии. – 2014. – №1. – С. 50–54.
3. Dmitrov D.S. // Electroporation and electrofusion of membranes, 1995, Vol. 1, p. 895

УДК 612.825.1

## РОЗПІЗНАВАННЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ДІЛЯНОК НА ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМІ МЕТОДАМИ НЕЛІНІЙНОЇ ДИНАМІКИ

**Собко А.В., Білошицька О.К.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Наведено приклад застосування методів нелінійної динаміки при розпізнаванні патологічних ділянок на електроенцефалограмі. Показано реалізацію програмного комплексу для дослідження та аналізу електроенцефалографічних сигналів у середовищі Matlab з використанням R/S аналізу та показника Херста.

**Ключові слова:** електроенцефалографія, нелінійна динаміка, показник Херста, R/S аналіз, Matlab.

**Abstract.** The application of nonlinear dynamics upon detection of abnormal areas on electroencephalogram. The realization of software for research and analysis of electroencephalographic signals in Matlab environment using R/S analysis and Hurst index.

**Key words:** electroencephalography, nonlinear dynamics, Hurst index, R/S analysis, Matlab.

**Вступ.** На даний час є досить актуальною задача побудови алгоритмів, що дозволяють повністю автоматизувати процедуру аналізу електроенцефалограм (далі – ЕЕГ). Це потрібно для знаходження консенсусу між трактуванням ЕЕГ, що використовуються неврологом при лікуванні хворого, нейрохірургом при оперативному втручанні, та вченим, що вивчає дану область. Тому гостро відчувається потреба в нових методах дослідження, які зможуть дати суттєвий прогрес у вивченні природи електричної активності головного мозку та її зв'язку зі структурою та функцією [1]. Нормальна динаміка здорового організму є хаотичною. Низка досліджень показує, що «хаос» притаманний самій природі динамічних процесів, що відбуваються в організмі, а ступінь «хаотичності» може змінюватися у нормі та при патології. Тому багато науков-

ців досліджують електроенцефалограму, сприймаючи її сигнали як дисипативну систему. Таким чином науковцями використовуються методи розрахунку показника Ляпунова, розмірності вкладень, кореляційної ентропії та багатьох інших [2].

**Мета дослідження.** Обґрунтування достовірності застосування методів нелінійної динаміки при розпізнаванні патологічних ділянок на електроенцефалограмі.

**Матеріали і методи.** Для діагностики ЕЕГ сигналів були обрані R/S-аналіз, показник Херста, так як ці нелінійні показники оцінюють наявність хаосу та пам'яті патологічних процесів діяльності головного мозку. Вони використовуються для перевірки наявності у ряду даних довгострокової залежності. Однією з основних переваг показників є те, що на відміну від багатьох широко розповсюджених статистичних критеріїв, вони не засновані на

припущеннях про організацію вихідних даних [3,4]. Розрахунок RS-аналізу дозволяє визначити для різних періодів часу, чи буде розмах більшим чи меншим того, якого можна очікувати в разі, коли кожен окремих елемент вихідних даних не залежить від попереднього. Якщо розкид відрізняється від очікуваного, то відбувається зміщення значень сильніше, ніж в разі їх виникнення по чистій випадковості. Показник Херста, в свою чергу, дозволяє оцінити нелінійну складову сигналу своїм числовим значенням [5]. Програмна реалізація розрахунку аналізу здійснена за допомогою програмного

пакету програм Matlab та однойменної мови програмування. Адже саме він може здійснювати математичну обробку великих за розміром матриць (~100 на 100 тисяч значень).

**Результати дослідження та їх обговорення.** Сформовано електронну базу EEG-даних пацієнтів з різними патологічними станами та з нормальною графікою EEG. Всі EEG розділені на 3 групи: норма, системні ураження, вогнищеві ураження. Діагностика EEG-сигналів (дослідження основних функціональних проб) проведена створеним програмним комплексом.

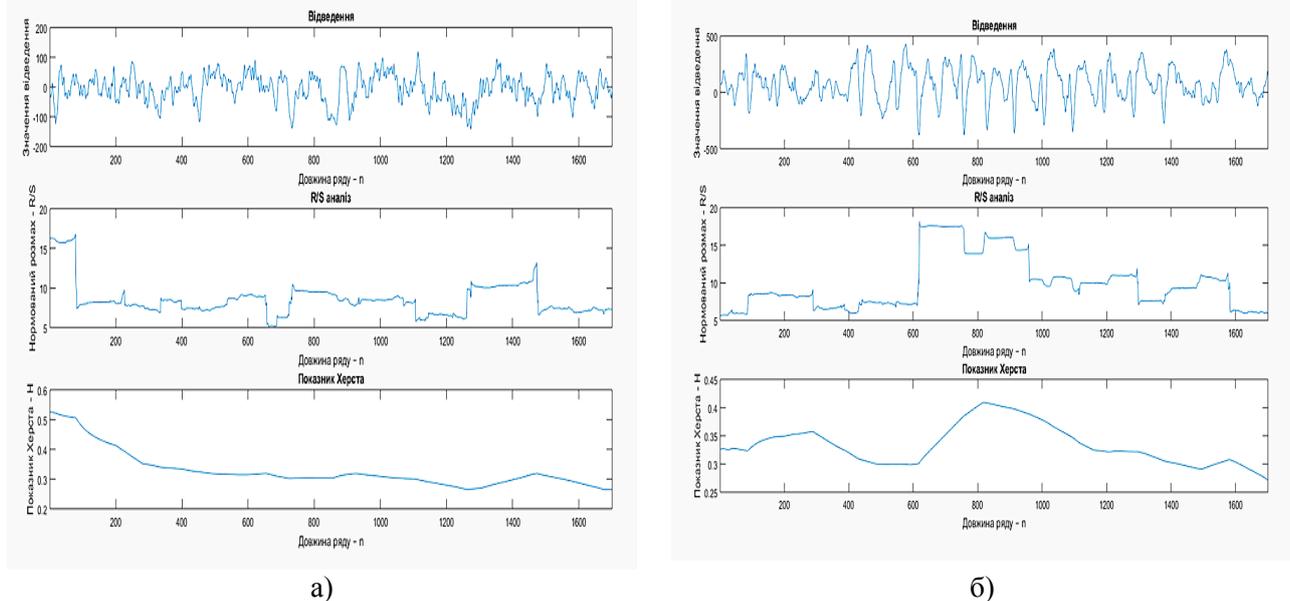


Рисунок 1 – Пацієнт А (ч, 13 років). Група «вогнищеві ураження». Результат аналізу 10-секундного запису одного відведення пацієнта. а) – під час спокою; б) – під час нападу

На рисунку 1 наведено результати аналізу EEG-сигналу пацієнта А (ч, 13 років). Записана EEG була віднесена лікарями до групи «Вогнищеві ураження».

Як бачимо з графіків на рисунку 1 у вікні, де зображене відведення, чітко видно епілептичну активність головного мозку. Значення показника Херста починає зростати при настанні епілептичної

активності та спадати, що свідчить про майбутнє припинення нападу. Значення показника Херста під час нападу знаходиться в межах 0.35-0.44, а потім знову повертається до значень близьких  $H \sim 0.3$ .

У результаті оцінки показника Херста та значень R/S-аналізу для груп «норма», «вогнищеві ураження» та «системні ураження» встановлені такі результати аналізу EEG (табл. 1):

Таблиця 1 – Показник Херста

	Норма	Системні ураження	Вогнищеві ураження
Очі відкриті	0.212...0.245	0.312...0.345	0.412...0.445
Очі закриті	0.225...0.234	0.325...0.334	0.344...0.434
Гіпервентиляція	0.216...0.228	0.346...0.358	0.356...0.428
Фотостимуляція	0.208...0.213	0.348...0.367	0.358...0.432

За даними таблиці 1 можна сказати, що:

– для нормальної активності характерне зосередження значення показника Херста близько  $H \sim 0,25$ ;

– при помірній роздратованості серединних структур головного мозку характерне підвищення значення показника Херста до  $H \sim 0,37$ ;

– для патологічної активності характерне підвищення значення показника Херста до  $H \sim 0,44$ ;

Для умовно здорових ділянок ЕЕГ людини значення показника Херста нижче, що говорить про більшу ступінь хаотичності сигналу для мозку за нормальної активності. При цьому найбільш високі значення показник приймає в тих областях мозку, де більш виражені системні порушення. Також високі значення спостерігались за зорової активності, фотостимуляції, гіпервентиляції, а мінімальні – при закритих очах.

**Висновки.** Доведена принципова можливість прогнозування патологічних змін на електроенцефалограмі методами нелінійної динаміки. Знайдені значення показників для різних видів сигналів. Показана залежність між значеннями показників та станом мозку.

**Перспективи подальших досліджень.** Використання методів нелінійної динаміки є сильним поштовхом до прогнозування патологічних актив-

ностей. Поліпшення результатів можливо досягнути шляхом досконалого усунення артефактів на ЕЕГ та встановлення чіткого розуміння, який сигнал ЕЕГ є нормою, а на якому реєструється патологічна активність або системні зміни.

#### Література

1. Майоров О.Ю. О вычислении параметры детерминированного хаоса при исследовании биоэлектрической активности мозга (ЭЭГ) / О.Ю. Майоров. // 3. – 2006. – №4.
2. Калуш Ю.А. Показатель Хёрста и его скрытые свойства / Ю. А. Калуш, В.М. Логинов. // Сиб. журн. индустр. матем. – 2002. – №4.
3. Хакен Г. Принципы работы головного мозга / Г. Хакен. – Москва: ПЕР СЭ, 2001. – 352 с.
4. Жирмунская Е. А. Клиническая электроэнцефалография / Е. А. Жирмунская., 1998. – 156 с.
5. Поворинский А. Г. Значение ЭЭГ-показателей для оценки функционального состояния головного мозга / А. Г. Поворинский. – Москва: Медицина, 1998. – 51 с.

УДК 612.172.4

## МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ РАДІОЧАСТОТНОГО КОАГУЛЯЦІЙНОГО ВПЛИВУ ПРИ ОПЕРАЦІЯХ НА ВІДКРИТОМУ СЕРЦІ

Стасюк Ю. П.<sup>1</sup>, Максименко В. Б.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «КПІ ім. Ігоря Сікорського»

<sup>2</sup> Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Дана робота присвячена розробці математичної моделі процедури радіочастотної абляції при операціях на відкритому серці. Запропонована модель функціонує на основі реалізації модулів поширення електричного струму та теплопровідності в біологічній тканині, а також доповнена умовою охолодження електроду від потоку повітря. Показано, що при використанні біполярних електродів збільшується небезпека виникнення обуглення та мікровибухів.

**Ключові слова:** радіочастотна абляція, аритмія, серце, математична модель.

**Abstract.** This work is dedicated to the development of the mathematical model for radiofrequency ablation procedure while operating an open heart. Proposed model is functioning on the basis of module realizations for electric current spreading and thermal conductivity within the biological tissue, and also complemented by the condition of electrode cooling by air flow. The result proves bipolar electrodes usage to increase the danger of carbonization and microexplosions.

**Key words:** radiofrequency ablation, arrhythmia, heart, mathematical model.

**Вступ.** Сьогодні найбільш ефективним методом лікування фібриляції та тріпотіння передсердь при операціях на відкритому серці є радіочастотна абляція [1]. Під час абляції на відкритому серці здійснюється візуальний контроль зони впливу, що знижує небезпеку виникнення побічних ефектів, однак залишається не вирішеним питання візуалі-

зації глибини проникнення термічних полів та максимальної температури нагрівання міокарда. Розроблена математична модель покликана вирішити ці проблеми.

**Мета дослідження.** Підвищення ефективності процедури радіочастотної абляції при операціях на

відкритому серці, за рахунок віртуальної візуалізації процесу деструкції зон патологічної провідності.

**Матеріал і методи.** Для розробки математичної моделі обрано програмний продукт COMSOL Multiphysics 5.2. З використанням модуля “Electric Currents” проведено моделювання поширення електричного струму в міокарді. Враховано можливість зміни термоелектричних характеристик тканини серця в залежності від зони аплікації [2]. Для моделювання теплообміну в біологічній тканині використаний фізичний модуль “Heat Transfer”. В даному випадку джерелом тепла виступає резистивне нагрівання тканини серця. Також додано умову “Heat transfer in air”, що імітує охолодження електрода потоком повітря.

В обох варіантах математичної моделі зона ефективного прогрівання тканини серця (ділянка, що нагріта більш ніж до  $50^{\circ}\text{C}$ ) сягає в глибину 3 мм. Проте, максимальне нагрівання при використанні монополярного електроду становило  $65.3^{\circ}\text{C}$ , тоді як для біполярного електроду –  $87.5^{\circ}\text{C}$ , що свідчило про підвищений ризик виникнення обвуглення та мікровибухів.

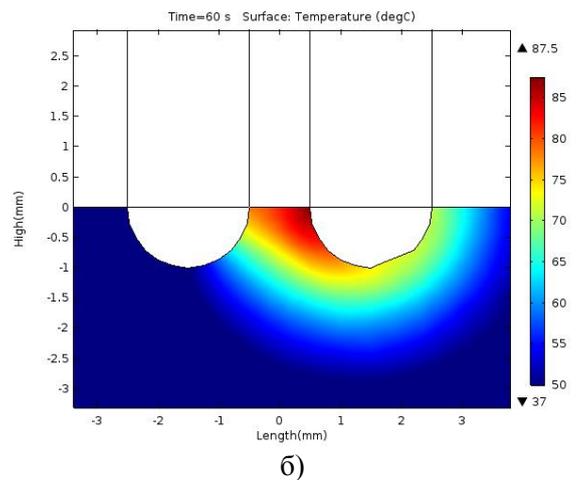
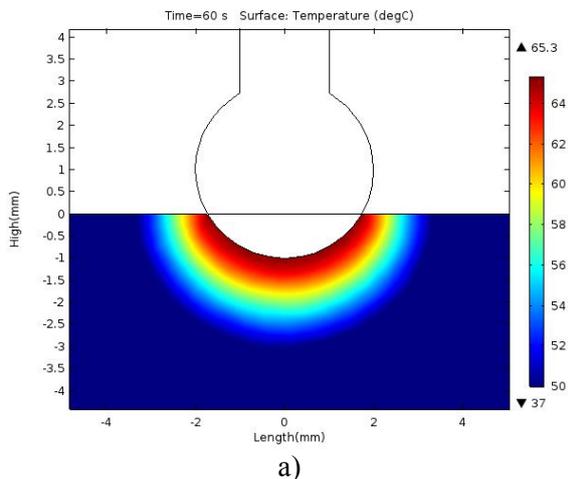


Рисунок 1 – Діаграми поширення термічних полів при математичному моделюванні РЧА на відкритому серці з використанням: а) моно-, б) біполярного електроду

**Висновок.** Віртуальна візуалізація поширення термічних полів надає можливість оцінювати ефективність та безпечність обраних режимів впливу, а отже є корисною для підвищення ефективності процедури радіочастотної абляції при операціях на відкритому серці.

**Перспективи подальших досліджень.** Для верифікації результатів моделювання планується провести експеримент на серці свині з використанням монополярних електродів фірми Erbe та біполярних електродів, що розроблені в ІЕЗ ім. Є. О. Патона.

#### Література.

1. Акца F. A prospective study on safety of catheter ablation procedures: Contact force guided ablation could reduce the risk of cardiac perforation / F. Akca [et al.] // *Janse International Journal of Cardiology*. – 2014. Vol. – 179. – pp. 441-448.
2. Сичик М. М. Моделювання електричного та термодинамічного впливу радіочастотної абляції на міокард в програмі COMSOL Multiphysics 4.3a / М. М. Сичик [та ін.] // *Науковий журнал “Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського”*. – 2015. – №5(94). – с. 72-79.

УДК 615: 47

## ЗВ'ЯЗОК СИГНАЛІВ ЕЛЕКТРОСНУ З БІОРИТМАМИ МОЗКУ ЛЮДИНИ

Сторчун Є.В., Яковенко Є.І.

Національний університет «Львівська політехніка», м. Львів

**Резюме.** Запропоновано методику для дослідження кореляції сигналів електросну та біоритмів мозку людини у середовищі Matlab Simulink. Досліджено вплив параметрів сигналу електросну на значення коефіцієнта крос-кореляції. Показано, що методика електросон-терапії з однополярними імпульсами прямокутної форми суттєво впливає на дельта-ритм, що пов'язаний з глибоким сном і переходом від сну до активних дій.

**Ключові слова:** електросон, енцефалограма, біоритми мозку, коефіцієнт крос-кореляції

**Abstract.** Method for investigation of correlation between the electrosleep signals and human brain waves realized in Matlab Simulink is proposed. Effect of electrosleep signal parameters on cross-correlation coefficient value is analyzed. It is shown, that electrosleep rectangular monophasic pulse signal take essential effect on delta-wave signal, related with deep sleep and transition between sleep and wakeful state.

**Key words:** electrosleep, encephalogram, brain waves, cross-correlation coefficient

**Вступ.** Електросон (інші назви – черепно-мозкова електростимулююча терапія, транс церебральна електротерапія) – це назва групи методів, в результаті застосування яких відбувається стимуляція мозку для того, щоб індукувати сноподібний стан в суб'єкті [1]. Електросон сприяє нормалізації вищої нервової діяльності, покращує кровопостачання головного мозку, виявляє седативний вплив. Процедура стимулює процес кровотворення в організмі людини, нормалізує згортання крові, призводить до відновлення порушеного обміну речовин.

Джерелом впливу на головний мозок є слабкий імпульсний струм, що викликає сон різної глибини і тривалості (тривалість імпульсів становить приблизно 0,3-0,5 мс, а частота їх повторення знаходиться в межах від 1-2 до 80-100 Гц). Частоту повторення імпульсів встановлюють для кожного хворого індивідуально, виходячи з форми захворю-

вання, вихідного функціонального стану ЦНС, а також ефектом, що досягається при тих чи інших частотах [1]. Тому спосіб визначення параметрів сигналу електросну, дія якою буде найбільш ефективною, є актуальним завданням.

**Мета.** Визначення взаємозв'язку між біоритмами людського мозку і сигналом пристрою електросну шляхом обчислення коефіцієнта крос-кореляції. Для цього було розроблено модель в середовищі Matlab Simulink. Основними елементами моделі були генератор імпульсів, фільтри, з допомогою яких відбувалось виділення біоритмів мозку з загальної енцефалограми, і блок обчислення коефіцієнтів крос - кореляції. Енцефалограма була попередньо одержана і оброблена з допомогою програми EEGLAB. Згідно рекомендацій [2], для виділення дельта- і альфа ритму було взято 4(F4) відведення, а для виділення тета- і бета-ритму – 30 (O1) відведення за схемою «10-20» ( рис.1).

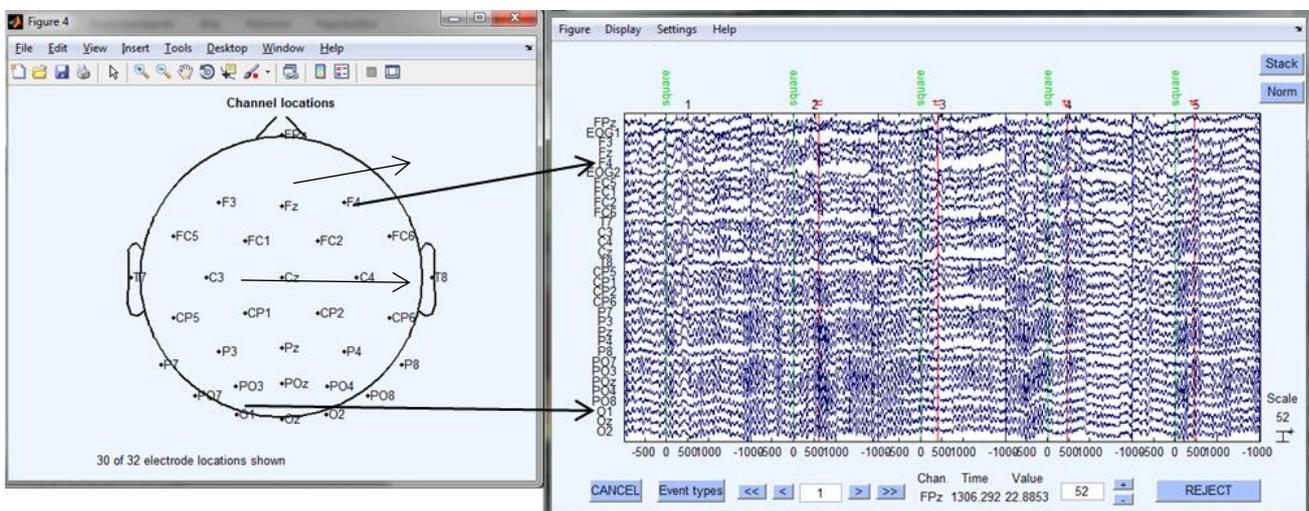


Рисунок 1 – Енцефалограма в програмі EEGLAB

У процесі модельних досліджень було оцінено впливу частоти слідування імпульсів пристрою електросну на кореляцію. Для цього частоту генератора прямокутних імпульсів змінювали в межах

0.25 -100 Гц, ширина імпульсів складала 20% від періоду слідування.

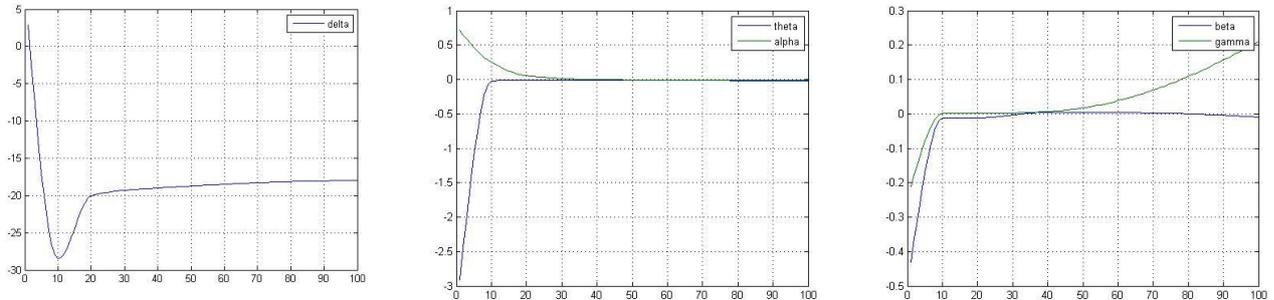


Рисунок 2 – Коефіцієнт крос-кореляції між сигналом електросну і біоритмами мозку

З рис.2 видно, що найсильнішим є зв'язок між сигналом пристрою електросну і дельта-ритмом. У області до 2 Гц значення коефіцієнту крос-кореляції є додатнім, поступово спадаючим від 2.9, потім в точці 3 Гц він приймає значення близьке до 0, а вже в точці 10 Гц кореляція приймає значення -28.5 і поступово наближається по модулю до 18.

Кореляція між сигналом пристрою електросну і тета-ритмом є істотною ( тобто більше 1 за модулем) лише в діапазоні частот 0.25 –5 Гц. Починаючи від 8 Гц вона набуває значення -0.02, а всі зміни відбуваються лише в 3-му знаку.

На альфа-ритм впливають лише коливання частотою до 10 Гц, для інших частот значення коефіцієнта крос-кореляції поступово наближається до 0. Коефіцієнт крос-кореляції між сигналом пристрою електросну і бета ритмом від'ємний у всьому діапазоні частот.

**Висновок.** З усього вище сказаного можна зробити висновок, що прилади електросон-терапії з

однополярними імпульсами прямокутної форми суттєво впливають лише на дельта-ритм, тобто на ритм, пов'язаний з глибоким сном і переходом від сну до активних дій. На решту біоритмів вплив є значно меншим, причому значення коефіцієнту крос-кореляції є найбільшими в діапазоні частот 0.25 –10 Гц.

#### Література

1. Guleypoglu B., Schestatsky P., Edwards D., Fregni F., Marom Bikson Classification of methods in transcranial Electrical Stimulation (tES) and evolving strategy from historical approaches to contemporary innovations Journal of Neuroscience Methods. 2013. Vol. 219. P. 297– 311

2. Raja Majid Mehmood, Hyo Jong Lee. Exploration of Prominent Frequency Wave in EEG Signals from Brain Sensors Network. International Journal of Distributed Sensor Networks. Volume 2015, Article ID 386057, 9 pages

УДК 611.133

## ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ПАТОЛОГІЇ В МІСЦІ БІФУРКАЦІЇ СУДИН З ВИКОРИСТАННЯМ ГРАДІЄНТНОГО МЕТОДУ І БАГАТОШАРОВОЇ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ

**Терещенко І.А., Скалецька А.О.**

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Сучасні методи 3D візуалізації судин за допомогою КТ-ангіографії дозволяють аналізувати патології у місці біфуркації сонної артерії. На жаль, процедура отримання знімків потребує рентгеноконтрасту, що передбачає інвазивне втручання

і променеве навантаження. У даній роботі продемонстрований новий метод розпізнавання зони патології за допомогою МРТ-знімків. За допомогою програмного додатку візуалізується 3D модель сонної артерії за знімками DICOM.

**Ключові слова:** КТ-ангіографія, МР-томографія, біфуркація сонної артерії, аневризма.

**Abstract.** Modern methods of 3D visualization of vessels using CT- angiography allow to analyze pathology at the place of a bifurcation of the carotid artery. Unfortunately, the procedure obtaining images requires contrast, invasive surgery and radiation exposure. In this study demonstrated a new method of determining pathology via MRI images. 3D model of carotid artery is visualized by software application via DICOM images.

**Keywords:** CT-angiography, MR - imaging, bifurcation of the carotid artery, aneurysm.

**Вступ.** Для диференціальної діагностики дуже важливими є інструментальні дослідження, які дозволяють з високою точністю визначити локалізацію хвороби і ступінь її тяжкості. Наразі одним з найпопулярніших способів отримання зображення кровоносних судин і оцінення характеру кровотоку є комп'ютерна томографічна ангіографія.

Після проведення комп'ютерної томографії з внутрішньовенним контрастним підсиленням проводиться аналіз отриманих даних із застосуванням спеціальних алгоритмів реконструкції зображень, що дозволяє поставити лікарю точний діагноз і призначити необхідне лікування [1]. На жаль, не усі пацієнти згодні на таку інвазивну процедуру отримання знімків, оскільки можливе хірургічне ускладнення після операції, алергія на рентгеноконтраст та променеве навантаження.

**Мета дослідження.** Створити програмний комплекс, який розпізнаватиме зону патології у місці розгалуження судин, використовуючи при цьому базу знімків МРТ пацієнта за допомогою градієнтного методу на основі оператора Собеля та нейронної мережі, що дозволить визначати межі кровоносної судини.

**Матеріал та методи.** Розроблена технологія заснована на методах математичного аналізу, комп'ютерного моделювання, методах лінійної алгебри. Програмний додаток, що дозволяє моделювати у 3D зображення судини по знімкам VMTK lab.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Сучасний МР-томограф не виробляє готових зображень, замість цього формується файл в спеціальному форматі DICOM, який містить інформацію для відтворення зображення [2].

Фактично кожен файл – це зріз довільної частини тіла, в будь-якої площини, найчастіше в горизонтальній, кожен такий DICOM-файл містить інформацію про інтенсивність або щільності тканин в конкретному зрізі, на основі якої будується підсумкове зображення [3].

Місце біфуркації судин є критичним в плані стійкості посудини перед постійним тиском крові. Справа в тому, що саме тут досить часто від-

бувається розшарування сонної артерії з підвищеним впливом кровотоку на даній ділянці судини. Результатом стають різного роду завихрення крові і крім можливих аневризм в області поділу виникають відмінні передумови для утворення атеросклеротичних бляшок [4].

Для того, щоб система змогла виділити судину на зображенні та виявити зону патології у місці біфуркації необхідно вирішити наступні задачі:

1. Ліквідація високочастотних перешкод і різного роду артефактів на знімках за допомогою нелінійного рангового алгоритму - розмиття по Гаусу.

2. Використати алгоритм вирівнювання гістограми інтенсивності для підвищення контрастності знімку.

3. Сегментація кровоносної судини на фронтальному знімку – для цього використовуємо один із способів сегментації, а саме метод знаходження межі судини. Використовуємо градієнтний метод, який заснований на зміні інтенсивності зображення на межах його областей. Для реалізації градієнтного методу використовуємо оператор Собеля, який використовує значення інтенсивності тільки в околиці  $3 \times 3$  кожного пікселя для отримання наближення відповідного градієнта зображення.

4. На аксіальних знімках визначити межу судини використовуючи нейронну мережу з архітектурою багатопшарового перцептрона (2 шари – 4 сігмоїдальні нейрони).

5. Вирішити питання щодо позиціонування точки контуру, для цього задачу слід розбити на два етапи:

- перевірка можливості побудови точної позиції контуру (нейронна мережа 1);
- формування точної координати (нейронна мережа 2).

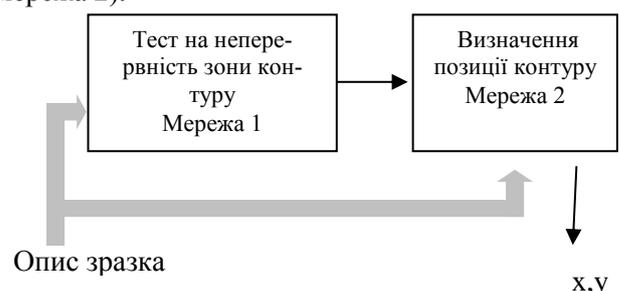


Рисунок 1 – Схема нейронного аналізу контуру судини [5]

5. Програмно накласти аксіальні знімки один на одного орієнтуючись на контуру судини на фронтальному знімку.

4. За допомогою інтерполяції згладити межу отриманого зображення судини.

5. Вирішити задачу розпізнавання – встановити чи володіє отриманий об'єкт фіксованим кінцевим набором ознак, які дозволяють віднести їх до певного класу.

**Висновки.** Розроблена система дозволить мінімізувати інвазивні незручності при отриманні бази даних знімків для аналізу патологічних утворень у кровоносних судин у місці біфуркації, це спростить діагностику аневризми, стенозів судин, аналіз васкуляризації новоутворень.

**Перспективи подальших досліджень.** У подальших дослідженнях можливе формування 3D моделі для візуальної інформації щодо структури кровоносної судини на основі знімків МРТ. Це забезпечить більш точне планування операцій хірургами.

## Література

1. Jonker P., Morphological Operations on 3D and 4D Images: From Shape Primitive Detection to Skeletonization// DGCI, 2000, p. 371-391

2. Selle D., Preim B. et al., Analysis of vasculature for liver surgical planning// IEEE Med. Imag., v. 21, 2002, p. 1344 – 1357.

3. Авторский коллектив, под редакцией проф. Т. Н. Трофимовой. Современные стандарты анализа лучевых изображений / Авторский коллектив, под редакцией проф. Т. Н. Трофимовой. // Балтийский медицинский образовательный центр. – 2016. – С. 300.

4. Біфуркація сонної артерії [Електронний ресурс]. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.wikifr.xyz/zdorov-ja/medicina/15187-bifurkacija-ce-bifurkacija-aorti.html>.

5. Е. И. Артамонов, А. В. Болонкин Построение объемных геометрических моделей объектов по их растровым изображениям // - - №13. - С. 61-70.

УДК 616-07-036.8

## ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ НАВЧАННЯ НАВИКІВ ПРАВИЛЬНОГО ДИХАННЯ В ДОМАШНІХ УМОВАХ

**Файнзільберг Л.С.<sup>1,2</sup>, Поморська Д.В.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

<sup>2</sup> Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем Національної академії наук та Міністерства освіти і науки України  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Розроблена інформаційна технологія, що забезпечує навчання навиків правильного дихання в домашніх умовах. Технологія реалізована на основі мобільного додатку, що за допомогою створеної 3D моделі реалізує функції віртуального інструктора, та комп'ютерної системи ФАЗАГРАФ<sup>®</sup>, яка автоматично визначає параметри варіабельності серцевого циклу за одноканальною електрокардіограмою.

**Ключові слова:** ФАЗАГРАФ<sup>®</sup>, діафрагмальне дихання, віртуальний інструктор, анімація 3D моделі.

**Abstract.** The information technology, that provides learning of proper breathing habits at home was developed. The technology is implemented on the base of mobile application, which by using 3D model created before performs the functions of a virtual instructor, and the computer system FASEGRAPH<sup>®</sup> that automatically determines the parameters of cardiac cycle for a single channel electrocardiogram.

**Key words:** FASEGRAPH<sup>®</sup>, diaphragmatic breathing, virtual instructor, animation of 3D model.

**Вступ.** За статистичними даними, проведеними соціологами, майже 70% людей постійно перебувають у стані стресу [1]. Тому актуальним є

створення сучасних інформаційних технологій, які забезпечують ефективні методи боротьби із шкідливими наслідками стресових ситуацій на організм людини.

**Мета дослідження.** Створити інформаційну технологію, яка за допомогою віртуального інструктора та автоматичного аналізу індивідуальних особливостей серцевого ритму забезпечить навчання правильного дихання в домашніх умовах.

**Матеріал і методи.** При розробці інформаційної технології (далі – ІТ) були використані методи моделювання 3D систем [2] та аналізу основних показників варіабельності серцевого ритму (далі – ВСР).

### Результати дослідження та їх обговорення.

На рис. 1 показано основні етапи створення моделі віртуального інструктора. На першому етапі (рис 1, а) будується 3D модель у вигляді сукупності полігонів, далі здійснюється процес накладання текстур (рис. 1,б), що дозволяє отримати тіло інструктора реалістичної форми (рис. 1,в). Анімація 3D моделі здійснюється за допомогою побудованого скелету методом ринінгу та скінінгу (рис. 1, г), фрагмент якого, що відповідає грудній клітці (рис. 1, д), анімується так, щоб віртуальний інструктор зміг наочно демонструвати окремі стадії дихання.

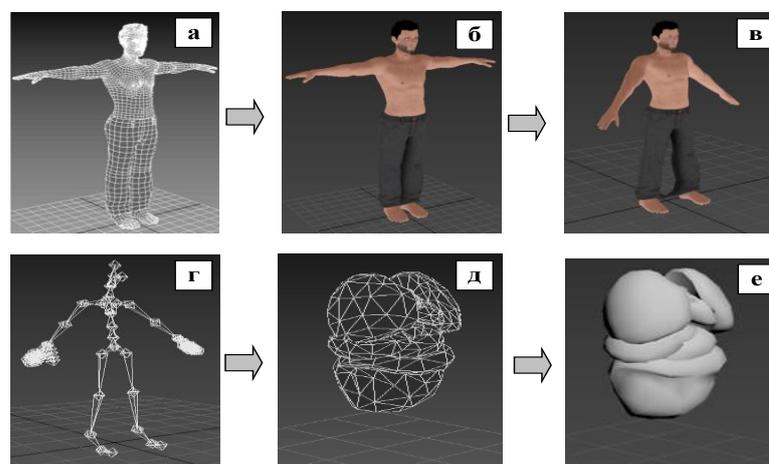


Рисунок 1 – Основні етапи створення «віртуального інструктора»:

а – полігональне представлення 3D моделі; б – накладання текстур; в – анімована модель; г – скелет для анімації; д – фрагмент скелету грудної клітки; е – анімована грудна клітка.



Рисунок 2 – Робочі вікна мобільного додатку: ліворуч – вікно запуску моделі; праворуч – вікно налаштування параметрів дихання.

Віртуальний інструктор реалізовано на мобільному додатку, який працює під керуванням операційної системи Android (рис. 2). Для побудови моделі віртуального інструктора було використано такі програмні середовища як Make Human 1.0, Adobe Photoshop CS6, 3ds Max 2016, мобільний до-

даток розроблений на Unity 5.5 мовою програмування C#. Мобільний додаток дозволяє демонструвати дихальну вправу та налаштовувати її параметри (тривалість вдиху, затримки видиху, видиху, загального часу проходження процедури), а також можливість вибору одного із двох варіантів дихання (діафрагмального або квадратного).

Оцінювання якості навчання навиків правильного дихання здійснюється за допомогою вітчизняного діагностичного комплексу ФАЗАГРАФ<sup>®</sup>, який реалізує оригінальний метод аналізу та інтерпретації одноканальної ЕКГ [3]. На рис. 3 показана структура ІТ, що пропонується.

На першому етапі за допомогою мікропроцесорного сенсора реєструється електрокардіограма, за якою оперативно визначаються параметри варіабельності серцевого ритму (ВСР) та оцінюється ступінь напруженості регуляторних систем. Наступним етапом за допомогою віртуального інструктора та індивідуально підібраних параметрів процедури дихання проводиться відновна методика. Прийняття остаточного рішення здійснюється на

основі порівняння параметрів ВСР до та після виконання вправи.

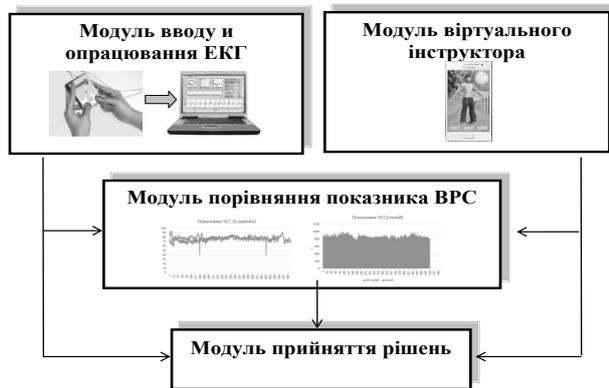


Рисунок 3 – Структура інформаційної технології

**Висновок.** Запропонована ІТ дозволяє підвищити якість навчання методики правильного ди-

хання, визначити ефективність проведеної відновної методики та прискорити процес відновлення організму після шкідливих наслідків стресових ситуацій.

**Перспективи подальших досліджень.** В майбутньому передбачається розширити функції віртуального інструктора за допомогою вдосконалення 3D моделі та додавання інших методів дихання, зокрема глибокого та медитативного.

#### Література.

1. Психология стресса: Учебное пособие. / Авт.-сост. Т.И.Куликова. – Изд-во: Имидж Принт, 2014. – 133 с.
2. Park S. I., Hodgins J.K. Capturing and animating skin deformation in human motion. ACM Trans. on Graphics (TOG). – 2006. – Vol. 25. – No. 3. – P. 881–889.
3. Файнзильберг Л.С. Основы фазаграфии. – Киев : Освита України, 2017. – 264 с.

УДК 616-77

## СУЧАСНИЙ СТАН І ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ ІМПЛАНТАТІВ ДЛЯ ОСТЕОПЛАСТИКИ

Федорюк Д.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського»,  
Факультет біомедичної інженерії  
м. Київ, Україна

**Резюме.** Наразі йдуть активні дослідження в області ортопедії та травматології, направлені на вирішення основних проблем класичного остеосинтезу. Розробляються концепції, які покликані підвищити якість кісткових імплантатів, шляхом використання композитних біоматеріалів із заданими властивостями, що дозволять також зменшити швидкість регенерації кісткових тканин.

**Ключові слова:** гідроксиапатит, біоінертні матеріали, біоактивні матеріали, композитний матеріал.

**Abstract.** There are active studies in the field of orthopedics and traumatology aimed at solving the main problems of classical osteosynthesis. Concepts are being developed that are designed to improve the quality of bone implants by using composite biomaterials with specified properties that will also reduce the rate of bone tissue regeneration.

**Key words:** hydroxyapatite, bioinert materials, bioactive materials, composite material.

**Вступ.** Внаслідок ушкодження опорно-рухового апарату, щороку в Україні недієздатними стає близько 18 тис. осіб [1]. Використання класичних методів остеосинтезу для репозиції кісткових відламків та повного відновлення функціональності пошкоджених тканин вимагає багато часу. Так, період одужання після внутрішнього перелому довгої трубчастої кістки із застосуванням у якості фіксаторів біоінертних матеріалів (титан, нержавіюча сталь, корундова кераміка), які не сприяють проліферації клітин, в середньому займає 4 місяці [2]. Тому сучасні концепції ортопедії полягають у ви-

користанні біоактивних матеріалів, що активно взаємодіють з навколишньою кістковою тканиною та сприяють її регенерації. Однією з найбільших проблем травматології та ортопедії на сьогодні є розробка, отримання та клінічна апробація остеопластичних імплантатійних матеріалів із заданими властивостями [3].

**Мета дослідження.** Аналіз сучасного стану розробок та використання біоматеріалів для імплантатів в остеопластичці.

**Матеріали і методи.** Проведено огляд та аналіз літературних джерел.

**Результати та обговорення.** На сьогодні імплантати з металів в ортопедії мають обмежене використання (в основному у випадку обширних травм). Так, водночас із нержавіючими сталями, застосування знаходять і благородні метали, покриті оксидною плівкою титан, тантал, ніобій, цирконій та хром, а також хромнікелеві та хромнікельмолібденові сталі. Імплантація неблагородних металів без оксидної плівки не проводиться через відсутність корозійної стійкості. Пошкодження оксидної плівки може призвести до надмірного посилення корозії та повного руйнування протезу, що загрожує пацієнту неправильним зрощенням кісток, захопленням та інфікуванням. Багатообіцяючим металом для виготовлення ендопротезів у травматології є титан з нанорозмірними зернами, які покривають його поверхню та підвищують міцність. По причині біологічної інертності титан поступається біологічно активними матеріалами, що забезпечують більш швидке відновлення кістки [2].

Серед поширених біоактивних матеріалів, найрозповсюдженішими є біоскло (найчастіше використовується склад: 24,5 % оксиду натрію, 24,5 % оксиду кальцію, 45 % діоксиду кремнію, 6 % пентаоксиду фосфору - змінюючи склад, можна варіювати резорбцію та активність матеріалу) і матеріали на основі гідроксиапатиту [2].

Гідроксиапатит  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , завдяки своїй структурній подібності до живої кісткової тканини, підтримує остеointegraцію при використанні в ортопедичних імплантатах. Перспективним є напрям створення композитних матеріалів, на основі біфазної кераміки зі сполучними біоактивними компонентами, що забезпечують остеoіндукцію біоматеріалу для утворення матриці, на якій буде формуватися кісткова тканина. Активно досліджується система «гідроксиапатит-трикальційфосфат», як така, що здатна регулювати кінетику біодеградації, шляхом зміни співвідношення між гідроксиапатитом та трикальційфосфатом [2].

Біоактивність гідроксиапатиту визначається кристалічною фазою, молекулярною структурою матеріалу, а також шорсткістю та пористістю поверхні. Тому зараз проводяться дослідження композитних систем на основі гідроксиапатиту, левова-

них різними добавками, наприклад, наномагнетитом [4], кремнієм[5], іонами кальцію і натрію [6], та іншими, з різними конфігураціями поверхонь.

**Висновки.** Проблема травмування опорно-рухового апарату серед населення України завжди буде актуальною. Сучасні методи остеосинтезу не дозволяють швидко та дешево повернути пацієнта до комфортного життя, тому науковці вдосконалюють методи лікування переломів та розробляють нові концепції розвитку імплантатів. Підтримка інтересу до досліджень композитних біоматеріалів дозволить максимально приблизити їх до нативної кісткової тканини і тим самим підвищити якість хірургічних операцій та комфорт пацієнта.

#### Література

1. Климовський В.Г. Сучасні підходи до методів лікування переломів кісток. Остеосинтез у травматології та ортопедії / В.Г. Климовський, В.В. Варін // спец. наук.-тех. журн. Донецьк. нац. ун-ту ім. М. Горького – 2012. - № 2. – С. 181.
2. Попков А. В. Биосовместимые имплантаты в травматологии и ортопедии / А. В. Попков // Гений ортопедии – 2014. - № 3. – С. 94.
3. Ирьянов Ю.М. Исследование остеопластических свойств биоминерала костной ткани / Ю.М. Ирьянов, Т.Ю. Ирьянова, О.В. Дюрягина // Гений ортопедии – 2012. - №4. – С. 119.
4. Otychenko O. Biogenic hydroxyapatite doped with nanomagnetite using condens physico-chemical method / O. Otychenko, A. Parkhomey, T. Babutina, I. Uvarova // HighMathTech–2015: abstracts of 5-th International Conf. (Kiev, October 5–8, 2015) – Kyiv, 2015. – P. 204.
5. Габрук Н. Г. Влияние температуры термической обработки на физико-химические и биологические характеристики кремнийсодержащего гидроксипатита / Н.Г. Габрук, М. А. Трубицын, Ле Ван Тхуан // Научные ведомости Белгородского государственного университета. Серия: естественные науки – 2013. - №24. – С. 121 – 124.
6. Ковалева Е.С. Биорезорбируемые порошковые материалы на основе  $\text{Ca}_{10-x}\text{Na}_x(\text{PO}_4)_6-x(\text{CO}_3)_x(\text{OH})_2$  / Е.С. Ковалева, Я.Ю. Филиппов, В.И. Путляев и др. // Ученые записки казанского государственного университета – 2010. – т.152. - кн.1. – С. 79 – 98.

УДК 615.47

## ЩОДО ЗАСТОСОВНОСТІ МЕТОДІВ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ

**Шпакович Ю.С., Жемчужкіна Т.В., Носова Т.В.**

Харківський національний університет радіоелектроніки, м. Харків, Україна

**Резюме.** Електроміографічний (ЕМГ) сигнал є випадковим сигналом. Для вибору методу аналізу ЕМГ сигналу необхідно визначити його властивості щодо стаціонарності та однорідності. На даний час фізіологи в науковій роботі широко використовують спектрально-кореляційні методи для аналізу електроміографічних сигналів. Для проведення такого аналізу припускають, що випадковий сигнал (ЕМГ) є стаціонарним за деяких умов. В цій роботі ЕМГ сигнал було проаналізовано на стаціонарність тестом Дікі-Фуллера для коректного вибору методу дослідження. Також було визначено інтервал часу, на якому сигнал є кусково-стаціонарним.

**Ключові слова.** Сигнал електроміографічний, стаціонарність, інтервал стаціонарності, тест Дікі-Фуллера.

**Abstract.** Electromyographic (EMG) signal is random signal. For selection of method of analysis of EMG signal it's necessary to determine its properties of stationarity and homogeneity. Currently, for EMG signal analysis spectral-correlation methods are widely used by physiologists in scientific research works. In this analysis they suppose that random signal (EMG) is stationary with some assumptions. In this work EMG signal was analyzed with Dickey-Fuller test for stationarity for the correct choice of research methods. Also it was determined the time interval at which the signal can be viewed as piecewise stationary.

**Keywords.** Electromyographic signal, stationarity, stationarity interval, Dickey-Fuller test.

**Вступ.** Сьогодні для аналізу електроміографічних (ЕМГ) сигналів використовують запозичені переважно зі статистичної радіофізики і широко використовувани фізіологами в науковій роботі методи спектрально-кореляційного аналізу. Але варто зазначити, що важливим критерієм при виборі методів аналізу реальних сигналів є визначення їх стаціонарності та однорідності.

Більшість випадкових сигналів на практиці мають в цілому нестаціонарний характер. Для цілей вимірювання та аналізу часто вдається розглядати процес як кусково-стаціонарний. Але існують ситуації, коли такий підхід до збору та аналізу даних не є доцільним, та індивідуальні реалізації процесу доводиться розглядати як нестаціонарні.

Якщо статистичні властивості випадкового процесу не змінюються при переносі початку відліку часу, такі процеси є стаціонарними. Поняття «стаціонарність» відноситься до статистичних характеристик, що отримані шляхом усереднення за ансамблем реалізацій. Однак на практиці часто кажуть о стаціонарності чи нестаціонарності даних, що є однією реалізацією випадкового процесу. В цьому випадку стаціонарність розуміють в декілька іншому сенсі. Якщо про єдину реалізацію кажуть як про стаціонарну, то зазвичай мають на увазі, що її властивості істотно не змінюються від інтервалу до інтервалу [1].

Для проведення статистичного та спектрально-кореляційного аналізу сигнал ЕМГ з деякими припущеннями при дослідженні вважають стаціонарним сигналом. При такому підході усереднення за часом може дати результати, що мають сенс, для деяких параметрів та за деякими специфічними

умовами, однак в цілому дає сильно спотворені оцінки.

**Мета дослідження.** Для використання статистичних та спектрально-кореляційних методів аналізу ЕМГ сигналу вважається за необхідне дослідити сигнал на стаціонарність або визначити інтервал стаціонарності для аналізу його як кусково-стаціонарного.

**Матеріали і методи.** Цифровий сигнал ЕМГ можна розглядати як часовий ряд значень амплітуди біоелектричної активності м'язів від часу. Одним з методів для оцінки стаціонарності часових рядів є тест Дікі-Фуллера. Це методика, яка використовується в прикладній статистиці та економетриці для аналізу часових рядів, є одним з тестів на поодинокі корені (Unit root test). Суть методу полягає в припущенні виду процесу, який породив досліджуваний часовий ряд, для якого будується допоміжна модель, і перевіряються гіпотези про коефіцієнти цієї моделі. На цій підставі робиться висновок про стаціонарність або нестаціонарність вихідного ряду [2].

**Результати дослідження та їх обговорення.** За допомогою тесту Дікі-Фуллера було проведено аналіз сигналів ЕМГ тривалістю 68 с, отриманих при дослідженні довгого розгинача тулуба рівня поперекового відділу хребта (L4-L5 хребців).

Аналіз сигналів повної тривалості показав, що даний сигнал є нестаціонарним. Після цього сигнал було розбито на менші часові сегменти, для яких також було проведено аналіз на стаціонарність. Було встановлено, що 95 % часових сегментів сигналу при розбитті його на однакові інтервали три-

валістю 50 мс є стаціонарними. Також було відзначено, що при збільшенні або зменшенні даного часового інтервалу отримане значення співвідношення стаціонарних та нестаціонарних ділянок зменшувалося.

**Висновки.** Було отримано оптимальне значення тривалості сегментів (50 мс), при якому даний сигнал ЕМГ можна вважати кусково-стаціонарним. На основі проведеного аналізу було зроблено висновок, що методи спектрально-кореляційного аналізу доцільно застосовувати на певних коротких сегментах ЕМГ, які є стаціонарними.

**Перспективи подальших досліджень.** Для дослідження сигналу в цілому, з урахуванням його нестаціонарності, тобто при наявності динаміки показників, пропонується застосовувати методи нелінійної динаміки.

#### **Література.**

1. Бендат Дж. Прикладной анализ случайных данных: пер. с англ. / Дж. Бендат, А. Пирсол. — М.: Мир, 1989. — 540 с.

2. Магнус Я. Р., Катышев П. К., Пересецкий А. А. Эконометрика. Начальный курс. — М.: Дело, 2007. — 504 с.

УДК 004.891.3:519.226.3

## **ВИКОРИСТАННЯ КРИТЕРІЮ ОПТИМАЛЬНОСТІ ПРИ ПРИЙНЯТТІ РІШЕНЬ У МЕДИЧНИХ ЕКСПЕРТНИХ СИСТЕМАХ**

**Яворська Є.Б.**

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Тернопіль

**Резюме.** На основі аналізу відомих методів та засобів відбору біосигналів і формування їх графічних записів встановлено, що для отримання ефективних (за короткий час, точних, достовірних) оцінок необхідно застосовувати комплексні, системні підходи при побудові медичних технологій шляхом використання критерію оптимальності.

**Ключові слова:** біооб'єкт, біосигнал, експертна медична система, байєсівська стратегія.

**Abstract.** Based on the analysis of known methods and means of selecting biosignals and the formation of their graphic records, it is established that in order to obtain effective (in a short time, accurate, reliable) estimates, it is necessary to apply complex system approaches in the construction of medical technologies by using the optimality criterion.

**Key words:** bioobject, biosignal, expert medical system, Bayesian strategy.

**Вступ.** Біосигналом є фізичний процес, що властивий біооб'єкту та містить деяку інформацію про нього. Вважатимемо, що відбір полягає у: а) поєднанні біосигналу з певним носієм (модуляції носія); б) перенесенні біосигналу цим носієм по каналу передачі; в) знятті отриманого біосигналу з носія (демодуляції). Під час відбору, при знятті отриманого біосигналу з носія, виникають проблеми: г) виявлення в отриманій суміші біосигналу; д) виокремлення (селекції) біосигналу з суміші; е) оцінювання параметрів біосигналу чи в цілому (фільтрація). У подальшому для вирішення прикладних (медичних) проблем біосигнал перетворюють у зручне для візуального спостереження представлення (таблицю, графік), обробляють (згладжують, апроксимують, фільтрують), а також порівнюють з іншими сигналами, оцінюють його параметри чи їх комплекси, визначають за отриманими оцінками стан біооб'єкту тощо. Коли останні

дії виконуються засобами медичних експертних систем, то їх результат для лікаря не імперативний, а тільки інформативний, з відповідною оцінкою достовірності. Для побудови оптимального відбору дій за п.п. (а-б) застосуємо відповідні прикладні математичні теорії — опуклий аналіз, функціональний аналіз, теорію сигналів, теорію рішень тощо. Вони повинні забезпечити: ж) адекватний проблемі відбору математичний апарат для моделювання біосигналу; д) побудову критерію оптимальності відбору; е) оцінку достовірності відбору, точності тощо.

Оскільки біосигнали є енергетично слабкими, складними (поняття складного сигналу в рамках лінійної теорії сигналів означається через його спектр та тривалість — він широкосмуговий та триває інтервал часу, що не відповідає теоретично потрібному), то потрібно врахувати неінформаційні чинники — шуми, джерелами яких є сам біооб'єкт,

модулятор, канал передачі тощо. Шуми мають випадковий, стохастичний характер. Тому, як правило застосовується математичний апарат теорії випадкових процесів, статистичної теорії рішень. Параметри характеристик біосигналу навіть маючи добру фізичну чи геометричну інтерпретацію для практики побудови експертної медичної системи чи визначення її ефективності часто виявляються малопридатними. Проте деякі вирази (комплекси) з цих параметрів чи характеристик є конструктивними, практичними.

**Мета дослідження.** Застосування комплексних, системних підходів для побудови медичних технологій, їх автоматизація та інтелектуалізація для отримання ефективних (за короткий час, точних, достовірних) оцінок.

**Результати дослідження та їх обговорення.** Нехай для біосигналу, який набуває дійсних значень, визначено такий комплекс  $x$ . Нехай для двох різних випадків  $S_1$  і  $S_2$  появи біосигналу побудовано функції розподілу імовірностей його значень і функції густини розподілу імовірностей  $P_1(x)$ ,  $P_2(x)$  і  $p_1(x)$ ,  $p_2(x)$  й такі ж функції для самих випадків (це можливо при багатократних спостереженнях, а також це уможлиблює визначення відповідних імовірностей, наприклад,  $P(S_1)$  чи  $P(S_2)$  тощо). Нехай густини розподілу імовірностей значень комплексу  $x$  для деяких випадків  $S_1$  і  $S_2$ . Впливає така задача: у результаті вимірювань отримано певне значення  $x^\circ$  комплексу. Необхідно вирішити: який біосигнал має місце. Не важко для цієї ситуації дати медико-біологічну інтерпретацію. Наприклад, слабкі біосигнали завжди сильно зашумлені. Потрібно за виміряним значенням  $x^\circ$  визначити – що спостерігається: шум чи суміш біосигналу та шуму. Це дасть змогу коректно (оптимально) провадити подальшу обробку виміру, уникнути грубих помилок, побудувати автоматичні режими роботи експертної медичної системи, оцінити достовірність медичного діагнозу тощо. Розв'язком цієї задачі має бути правило вибору відповідного рішення. Воно будується методами статистичної теорії рішень і зводиться до порівняння: якщо  $x^0 \leq x_0$ , то є біосигнал  $S_1$ ; якщо  $x^0 > x_0$ , то є біосигнал  $S_2$ . Таким чином, для розв'язання цієї задачі необхідно визначити  $x_0$ .

При багатократному вимірюванні біосигналу, з міркувань здорового глузду, загальні (середні) затрати рівні сумі затрат, зв'язаних з правильними і

неправильними рішеннями, врахуванням умовних імовірностей  $Q_1$  та  $Q_2$  й апіорних (відомих) імовірностей випадків  $S_1$ ,  $S_2$ :  
 $\bar{R} = P(S_1)C_{11}(1-Q_1) + P(S_1)C_{12}Q_1 + P(S_2)C_{22}(1-Q_2) + P(S_2)C_{21}Q_2$   
(застосовано формулу Байєса) й формують величину, названу середнім ризиком. Тоді можна зформулювати задачу визначення оптимального значення  $x_0$ , при якому значення середнього ризику  $\bar{R}$  буде мінімальним при заданих  $p_i$ , і  $C$ .

Правило, за яким стратегія рішення будується з огляду на забезпечення мінімуму середнього ризику  $\bar{R}$  носить назву критерію Байєса. Його застосовують, коли є можливість багатократно спостерігати один біосигнал в незмінних умовах, і постійній матриці затрат. За формулою Байєса для значення  $x = x^\circ$  можна записати імовірність його належності до  $S_1$  та  $S_2$  відповідно:

$$P\left(\frac{S_1}{x^\circ}\right) = \frac{P(S_1)p_1(x^\circ)}{p(x^\circ)}; \quad P\left(\frac{S_2}{x^\circ}\right) = \frac{P(S_2)p_2(x^\circ)}{p(x^\circ)},$$

де  $p(x^\circ) = P(S_1)p_1(x^\circ) + P(S_2)p_2(x^\circ)$ . Величини

$P\left(\frac{S_1}{x^\circ}\right)$ ,  $P\left(\frac{S_2}{x^\circ}\right)$  називають апостеріорними імовір-

ностями належності значення  $x^\circ$  до явища  $S_1$  і  $S_2$ , відповідно. Таким чином, байєсівський підхід передбачає обчислення умовних апостеріорних імовірностей і порівняння їх задля вибору рішення. При невідомих апіорних імовірностей появи явищ  $S_1$  і  $S_2$  мінімізують максимальне значення середнього ризику шляхом застосування байєсівської стратегії, але для значення  $P(S_i)$ , при якому середній ризик максимальний. Така стратегія має перевагу перед іншими за умови невідомого значення  $P(S_i)$ ,  $i = \overline{1, m}$ . Мінімаксна стратегія є байєсівською стратегією для найгіршого значення апіорних імовірностей, що дає гарантовану величину середнього ризику.

**Висновок.** Аналіз відомих методів та засобів відбору біосигналів і формування їх графічних записів показав, що не знайшли належного застосування комплексні, системні підходи побудови медичних технологій, їх автоматизація та інтелектуалізація для отримання ефективних (за короткий час, точних, достовірних) оцінок.

**Перспективи подальших досліджень.** Використання критерію оптимальності є важливим питанням при застосуванні комплексних, системних

підходів побудови медичних технологій, їх автоматизація та інтелектуалізація для отримання ефективних оцінок.

**Література.**

1. Трифонов А.П., Нечаев Е.П., Парфенов В.И. Обнаружение стохастических сигналов с неизвестными параметрами. Воронеж. 1991. 246 с.

2. Frenks L. Signal Theory.-Englewood Cliffs, N. J.: Prentice-Hall, Inc. 1969. 317 p.

3. Яворський Б.І. Математичні основи радіоелектроніки. Частина 3. Навчальний посібник. Тернопіль. 2008. 143 с.

**МАТЕРІАЛИ**

**ПЕРШОЇ МІЖУНІВЕРСИТЕТСЬКОЇ НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ  
З МІЖНАРОДНОЮ УЧАСТЮ**

**«СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ»**

(26-27 квітня 2017 р., м. Київ)

ФБМІ НТУУ «КПІ»,

м. Київ, пр. Перемоги, 37

Тел.: (044) 204 – 85 – 74