

БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ

КВІТЕНЬ 2016

науково-практичний журнал



**Матеріали науково-практичної конференції
«Вітчизняні інженерні розробки для охорони здоров'я»**

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:

к. біол. н. С.І. Вовянко

Секретаріат:

Г.Р. Овчаренко

Партнери журналу:

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

**Збірник матеріалів науково-практичної конференції
«Вітчизняні інженерні розробки для охорони здоров'я»
підготували:**

Головний редактор:

В.Б. Максименко, д.мед.н., проф.

Редактори:

В.В. Шликов, к.т.н., доц.

Є.А. Настенко, к.т.н., д.б.н.

І.Ю. Худецький, д.м.н., проф.

Технічний секретар:

О.К. Білошицька

Організаційний комітет:

О.К. Білошицька

М.Ю. Гльоза

О.Л. Макеєнко

О.П. Терещук

В.В. Ковшевацька

Вітчизняні інженерні розробки для охорони здоров'я: матеріали науково-практичної конференції біомедичних інженерів і технологів України, Київ, 21-22 квітня 2016 р. / ФБМІ НТУУ «КПІ». – 105 с. – Текст: укр., рос..

У збірнику розглядаються питання, що пов'язані із дослідженнями у галузі біомедичної інженерії, медичної та біологічної інформатики, кібернетики та телемедицини. Приводяться результати досліджень у таких напрямках як клінічна інженерія, медична фізика, перфузіологія, реабілітаційна інженерія та протезування, біомеханіка та інженерія спорту.

В сборнике рассматриваются вопросы, посвященные исследованиям в области биомедицинской инженерии, медицинской и биологической информатики, кибернетики и телемедицины. Приводятся результаты исследований в таких областях как клиническая инженерия, медицинская физика, перфузиология, реабилитационная инженерия и протезирование, биомеханика и инженерия спорта.

This book of abstracts includes connected with the research in the field of biomedical engineering, medical and biological informatics, cybernetics and telemedicine. The actual questions in clinical engineering, medical physics, perfusiology, rehabilitation engineering and prosthetics, biomechanics and sports engineering are investigated.

ЗМІСТ

Програма конференції	7
Громадська організація «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів».....	12
<i>Аврунін О.Г., Носова Я.В., Носова Т.В., Шушляпіна Н.О.</i> Розробка пристрою кількісної оцінки нюхальних порушень людини.....	13
<i>Азархов О.Ю., Тимчик С.В., Костішин С.В., Барановський Д.М.</i> Здоров'я студентів, як об'єкт психофізіологічних досліджень.....	14
<i>Александрова К.О.</i> Статистичні методи обробки показників ЕЕГ в сучасних дослідженнях реакції головного мозку на певні звукові подразники	16
<i>Білошицька О.К.</i> Аналіз електроенцефалограм методами теорії динамічного хаосу.....	18
<i>Білошицька О.К., Настенко Є.А., Зюков О.Л., Волинська С.В.</i> Застосування методів нелінійної динаміки для дослідження та прогнозування епілептиформної активності	20
<i>Бітко С.М., Зеленін А.А.</i> Особливості психофізіологічних показників у студентів різних груп здоров'я.....	22
<i>Вербельчук А.С., Козяр В.В.</i> Ультразвуковий датчик мікроемболів в артеріальній магістралі апарата штучного кровообігу	24
<i>Верпатова К.М.</i> Вплив психофізіологічних факторів на характеристики біоелектричної активності головного мозку	25
<i>Висоцька О.В., Порван А.П., Рисована Л.М.</i> Інформаційна технологія визначення когнітивних та емоційних розладів у пацієнтів з цереброваскулярною патологією	27
<i>Власенко Д.В., Дубко А.Г.</i> Розробка спрощених моделей точності та надійності сенсорів тиску та температури на основі теорії планування експерименту	28
<i>Вовянко С.І., Макеєнко О.Л.</i> Автоматичне вимірювання клітин в цифровому зображенні.....	29
<i>Голуб І.В., Козяр В.В.</i> Колінний модуль у протезуванні нижніх кінцівок	31
<i>Данілова В.А., Делавар-Касмаї М., Зубчук В.І., Шликов В.В.</i> Феномен залежності температури акупунктурних точок від впливу магнітного поля	32
<i>Данілова В.А., Зубчук В.І., Культюгіна К. А., Шликов В.В.</i> Зворотний зв'язок у лазерній рефлексотерапії.....	33
<i>Діденко М.С., Білошицька О.К., Шликов В.В.</i> Магнітна терапія у медицині	34
<i>Діденко М.С., Білошицька О.К., Шликов В.В.</i> Технологія неінвазивного вимірювання температури	35
<i>Дрозденко Ю.І., Козяр В.В.</i> Порівняння різних методів визначення хвилинного об'єму серця.....	37
<i>Дрозденко Ю.І., Беспалова О.Я.</i> Продукти та методи отримання наноемульсій	39
<i>Єсаулова Т.І., Козяр В.В.</i> Порожнистий бронеелемент із покращеними захисними властивостями	41
<i>Захарова М.Р., Богомолов М.Ф.</i> Неінвазивний метод експрес-аналізу захворювань крові	43
<i>Злепко С.М., Лаугс О.Л., Леньохіна Г.С., Козоріз О.С.</i> Вибір діагностичних ознак і термів для оцінки стану здоров'я людини за допомогою моделі на нечітких множинах	44
<i>Иванушкина Н.Г., Іванько Е.О., Карплюк Е.С., Тимофеев В.И.</i> Аналіз низкоамплітудних компонент електрокардіосигналов системами електрокардіографії високого розрешення.....	46

<i>Камкова Ю.О.</i> Сучасні дослідження впливу звукових сигналів на показники біоелектричної активності головного мозку	47
<i>Кисляк С.В., Боровик О.В., Кондрашова А.В.</i> Вирівнювання біологічних послідовностей з використанням афінної функції штрафів	49
<i>Кисляк С.В., Полещук Є.О., Кондрашова А.В.</i> Система визначення оптимальної вторинної структури РНК.....	50
<i>Кисляк С.В., Серба Л.Є., Кондрашова А.В.</i> Навчальна інформаційна система визначення редакційної відстані між біологічними послідовностями	51
<i>Климов С.В., Зайцев Д.В.</i> Сучасний стан і перспективи розвитку апаратного забезпечення технології об'ємного пневмопресингу.....	52
<i>Ковшевацька В.В., Сичик М.М.</i> Роль навігаційних систем електро-анатомічного картування серця при радіочастотній абляції тахіаритмій	54
<i>Козяр В.В., Сіндяєва Л.Г.</i> Сучасні концепції механізмів дії фототерапії.....	56
<i>Копчак А.В., Рибак В.А., Черногорський Д.М.</i> Застосування САД/САМ технології в лікуванні пацієнтів з дефектами та деформаціями щелепно-лицевої ділянки	58
<i>Копчак А.В., Чепурний Ю.В., Лисенко О.С., Зубов Д.О., Васильєв Р.Г., Родніченко А.Є., Губар О.С., Злацька А.В.</i> Перспективи застосування сучасних технологій регенеративної медицини в лікуванні травматичних пошкоджень кісток лицевого черепа та їх наслідків	60
<i>Кремницький К.С., Драгомарецький Н.Я., Лебедєв О.В.</i> Моделювання та проектування хірургічних зшиваючих апаратів в комплексі «КОМПАС 3D»	62
<i>Кулєш Д.В., Галатенко Н.А., Рожнова Р.А., Ткач О.С., Кебуладзе І.М.</i> Вітчизняний біологічно активний клей медичний	63
<i>Культюгіна К. А., Зубчук В. І.</i> Використання низькоінтенсивного лазерного випромінювання в рефлексотерапії.....	65
<i>Кутова О.Ю., Тимофєєв В.І.</i> Біосенсори на основі МДН-транзисторів.....	66
<i>Ляпіна К.В., Устінов А.І., Мельниченко В.Т.</i> Властивості пористого титану одержаного методом електронно-променевого осадження для медичного застосування.....	68
<i>Максименко В.Б., Гльоза М.Ю.</i> Модель біопротезу тристулкового клапану.....	69
<i>Мешков О.Ю., Новіков О.О.</i> Аналізу стану людини за змінами її голосового сигналу.....	70
<i>Мироненко С.О., Дунаєвський В.І., Котовський В.Й., Тимофєєв В.І., Назарчук С.С.</i> Дослідження можливостей впровадження термографічної діагностики в медичну практику у військово-польових умовах	72
<i>Михайленко Д.В., Маріц Н.О.</i> Стабілізація повітряного потоку для мальцевських боксів ...	74
<i>Отиченко О.М., Бабутіна Т.Є., Будиліна О.М., Перекош А.О., Проценко Л.С.</i> Дослідження впливу термолізу у вуглеводневому середовищі на фазовий склад композитної системи на основі біогенного гідроксиапатиту, легованого магнетитом	75
<i>Паньков С.Б., Білошицька О.К.</i> Принцип придушення зовнішнього шуму для точної реєстрації електроенцефалограми	77
<i>Поденежний Р.О., Маріц Н.О., Попов А.О.</i> Технічні засоби попередження засинання за кермом автомобіля	78
<i>Поліщук О.С.</i> Офтальмологічна діагностика за допомогою кератометра.....	79
<i>Салівон О.Ю., Зубчук В.І.</i> Метод зворотного зв'язку у лазерній дерматології.....	80

<i>Сичик М.М., Стасюк Ю.П.</i> Модель радіочастотного термічного впливу на тканини міокарда.....	81
<i>Собко А.В., Білошицька О.К.</i> Методи обробки електроенцефалографічних сигналів для визначення епілептичної активності головного мозку.....	82
<i>Сотніков В. Е., Орлов А. Т.</i> Дослідження коефіцієнта пульсацій світлодіодних ламп і аналіз його впливу на здоров'я людини	83
<i>Твердохліб О.Ф.</i> Застосування біомеханічного аналізу у класифікації психосоматичних вправ трипільської культури у позиціях стоячи на стопах.....	84
<i>Терещук О.П., Коржов В.І.</i> Алгоритм дослідження модифікації молекулярної структури гемоглобіну при його оксигенації	86
<i>Тимків П.О., Бачинський М.В.</i> Визначення та контроль параметрів низькоінтенсивної світлової стимуляції у квантовій електроретинографії	87
<i>Файнзільберг Л.С., Оріховська К.Б., Ваховський І.В.</i> Інструментальна система для оцінки хаотичності форми фрагментів одноканальної електрокардіограми.....	89
<i>Файнзільберг Л.С., Матушевич Н.А.</i> Ефективний метод аналізу діагностичних ознак електрокардіограми	91
<i>Філімонова В.В., Сичик М.М.</i> Застосування програмного забезпечення VITREA для електрофізіологічного планування радіочастотної абляції тахіокардії.....	92
<i>Черевко В.М., Уварова І.В.</i> Підвищення кровоспинних можливостей вуглецевих пов'язок ...	94
<i>Чикирісова К.О., Богомолів М.Ф.</i> Офтальмологічний лазерний лікувально-діагностичний комплекс для дослідження оклюзій судин сітківки.....	95
<i>Чорний К.В., Соломін А.В.</i> Алгоритм селективного динамічного шумопригнічення, як метод обробки складених фонокардіограм	96
<i>Чухрій І.В., Зубчук В.І.</i> Оцінка функціонального стану обстежуваних за даними біометрії клітин.....	97
<i>Шепелюк К.Д., Пастушенко В.І., Орел В.Е.</i> Взаємодія магнітного поля з наночастинками в фантомі молочної залози з пухлиною	98
<i>Щербицька О.В., Сергєєв В.П., Клінов В.Д., Кононко І.В., Уварова І.В.</i> Дослідження властивостей комплексного препарату з антирадикальною дією	100
<i>Ярова С.О., Лебедєв О.В.</i> Лікування раку гортані за допомогою електрозварювальної технології.....	102
<i>Яценко О.В., Мартинець Н.О.</i> Методи лінійного програмування для формування оптимального меню хворого цукровим діабетом	103

ПРОГРАМА КОНФЕРЕНЦІЇ

21 КВІТНЯ

Конференц-зал №6, павільйон №3 ВЦ «КиївЕкспоПлаза»
(вул. Салютна, 2-Б)

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

10:00 – 16:00

КВАНТОВІ ТЕХНОЛОГІЇ В ОХОРОНІ ЗДОРОВ'Я

Час	Назва доповіді та доповідач
10:00 – 10:15	Теоретичні засади квантової медицини у світлі робіт Р. Пенроуза і С. Хамероффа <i>Максименко В.Б. (Київ)</i>
10:15 – 10:30	Фототерапія – універсальна технологія гармонізації гомеостазу <i>Тітенко Т.М. (Київ)</i>
10:30 – 10:45	Дослідження можливостей впровадження термографічної діагностики в медичну практику у військово-польових умовах <i>Назарчук С.С., МIRONENKO С.О., Дунаєвський В.І., Котовський В.Й., Тимофєєв В.І. (Київ)</i>
10:45 – 11:00	Термографія відкритого серця – перший досвід, проблеми і перспективи <i>Данілова В.А., Шликов В.В. (Київ)</i>
11:00 – 11:15	Модель радіочастотного термічного впливу на тканини міокарда <i>Стасюк Ю.П., Сичик М.М. (Київ)</i>

11:15 – 11:30 – Обговорення

Час	Назва доповіді та доповідач
11:15 – 11:30	Методологія та практика розробки когерентних та некогерентних хірургічних апаратів <i>Худецький І.Ю., Кривцун І.В. (Київ)</i>
11:30 – 11:45	Медичний лазерний апарат нового покоління <i>Шкадаревич А.П., Назаренко П.Н., Таранов В.В. (Київ)</i>
11:45 – 12:00	Оптическая экспрес-метрия конденсированных сред <i>Таранов В.В. (Київ)</i>
12:00 – 12:15	Сучасні лазерні пристрої для діагностики і лікування патологічних станів серцево-судинної системи <i>Богомолов М.Ф., Огородник Є.А., Каньшина Г.П. (Київ)</i>

12:15 – 12:30	Лазери в офтальмології <i>Роцин А. .(Київ)</i>
12:30 – 12:45	Визначення та контроль параметрів низькоінтенсивної світлової стимуляції у квантовій електроретинографії <i>Тимків П.О., Бачинський М.В (Тернопіль)</i>
12:45 – 13:00	Сучасні технології інтраокулярної корекції зору в офтальмохірургії <i>Прядко А. (Київ).</i>
13:00- 13:15	Сучасні можливості контактної корекції аномалій рефракції <i>Шкрибляк І. (Київ).</i>
13:15- 13:30	Офтальмологічний лазерний лікувально-діагностичний комплекс для дослідження оклюзії судин сітківки <i>Богомолов М.Ф., Чикирісова К.О. (Київ)</i>

13:30 – 13:45 – Обговорення

Час	Назва доповіді та доповідач
13:45 – 14:00	Завдання ГО «Всеукраїнська асоціація біомедичних інженерів і технологів» на сучасному етапі <i>Максименко В.Б.(Київ).</i>

14:00 – 14:30 - Обговорення

Затвердження резолюції за підсумками 1-го дня конференції

14:30 – 14.45 – Закриття першого дня конференції

22 КВІТНЯ

**Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім.
М.М. Амосова Національної академії медичних наук України»**
(вул. Амосова, 6, конференц-зал)

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

10:00 – 14:00

МОНІТОРИНГ ЗДОРОВ'Я ТА РЕАБІЛІТАЦІЙНІ ТЕХНОЛОГІЇ

Час	Назва доповіді та доповідач
10:00 – 10:15	Нові технології оцінки функціональних та компенсаторних резервів серцево-судинної системи у молоді. <i>Бойко Г.Л., Настенко Є.А. (Київ)</i>
10:15 – 10:30	Вибір діагностичних ознак і термів для оцінки стану здоров'я людини за допомогою моделі на нечітких множинах <i>Зленко С.М., Лаугс О.Л., Лепьохіна Г.С., Козоріз О. (Вінниця)</i>
10:30 – 10:45	Здоров'я студентів, як об'єкт психофізіологічних досліджень <i>Азархов О.Ю., Тимчик С.В., Костішин С.В., Барановський Д.М. (Маріуполь)</i>
10:45 – 10:55	Особливості психофізіологічних показників у студентів різних груп здоров'я <i>Бітко С.М., Зеленін А.А. (Київ)</i>
10:55 – 11:05	Аналіз стану людини за змінами її голосового сигналу <i>Мешков О.Ю., Новіков О.О. (Херсон)</i>

11:05 – 11:15 – Обговорення

11:15- 11:30	Анализ низкоамплитудных компонент электрокардиосигналов системами електрокардиографии высокого разрешения <i>Иванушкина Н.Г., Иванько Е.О., Карплюк Е.С., Тимофеев В.И. (Київ)</i>
11:30 – 11:40	Інструментальна система для оцінки хаотичності форми фрагментів одноканальної електрокардіограми <i>Ваховський І.В., Оріховська К.Б., Файнзільберг Л.С. (Київ)</i>
11:40– 11:50	Ефективний метод аналізу діагностичних ознак електрокардіограми <i>Матушевич Н.А., Файнзільберг Л.С. (Київ)</i>

11:50 – 12:00 – Обговорення

12:00- 12:15	Сучасний стан і перспективи розвитку апаратного забезпечення технології об'ємного пневмопресингу <i>Климов С.В., Зайцев Д.В. (Київ)</i>
--------------	---

12:15- 12:30	Вітчизняний біологічно активний клей медичний <i>Кулеш Д.В. , Галатенко Н.А. , Рожнова Р.А. , Ткач О.С. , Кебуладзе І.М. .(Київ)</i>
-----------------	--

12:30 – 12:45 – Обговорення

12:45 – 13:00 – Перерва

13:00 – 13:10	Модель біопротезу тристулкового клапану <i>Максименко В.Б., Гльоза М.Ю. (Київ)</i>
13:10 – 13:20	Застосування програмного забезпечення VITREA для електрофізіологічного планування родіочастотної абляції <i>Філімонова В. В.І, Сичик М. М.. (Київ)</i>
13:20 – 13:40	Роль навігаційних систем електро-анатомічного картування серця при радіочастотній абляції тахіаритмій <i>Ковшевацька В.В., Сичик М.М. (Київ)</i>
13:40 – 13:50	Взаємодія магнітного поля з наночастинками в фантомі молочної залози з пухлиною <i>Шепелюк К.Д., Пастушенко В.І., Орел В.Е. (Київ)</i>
13:50 – 14:00	Сучасні дослідження впливу звукових сигналів на показники біоелектричної активності головного мозку <i>Камкова Ю.О. (Київ)</i>
14:00 – 14:10	Вплив психофізіологічних факторів на характеристики біоелектричної активності головного мозку <i>Верпатова К.М. (Київ)</i>
14:10 – 14:20	Сучасні концепції механізмів дії фототерапії <i>Козяр В.В., Сіндяєва Л.Г. (Київ)</i>
14:20 – 14:30	Розробка пристрою кількісної оцінки нюхальних порушень <i>Аврунін О.Г., Носова Я.В., Носова Т.В., Шушляпіна Н.О. (Харків)</i>
14:30 – 14:40	Неінвазивний метод експрес-аналізу захворювань крові людини <i>Захарова М.Р., Богомолів М.Ф. (Київ)</i>

14:30 – 14:30 – Обговорення

14:30 – 14:45 – Закриття конференції

Затвердження резолюції за підсумками конференції

13:00-15:00

Засідання підкомісії 163 «Біомедична інженерія» НМК- 9
(Кабінет заступника директора з наукової роботи)

13:00 – 15:00	Обговорення організаційних питань та затвердження плану роботи підкомісії 163 «Біомедична інженерія» НМК- 9 на 2016 р. Склад підкомісії 163 «Біомедична інженерія» Максименко Віталій Борисович Злепко Сергій Макарович Бих Анатолій Іванович Азархов Олександр Юрійович Яворський Богдан Іванович Новіков Олександр Олександрович (за згодою) Кузовік Вячеслав Данилович (за згодою)
------------------	---

*** В програмі можливі зміни**



ГРОМАДСЬКА ОРГАНІЗАЦІЯ «ВСЕУКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ ІНЖЕНЕРІВ І ТЕХНОЛОГІВ»

АСОЦІАЦІЯ 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 оптимального 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.

УДК 615.47

РОЗРОБКА ПРИСТРОЮ КІЛЬКІСНОЇ ОЦІНКИ НЮХАЛЬНИХ ПОРУШЕНЬ ЛЮДИНИ

Аврунін О.Г.¹, Носова Я.В., Носова Т.В., Шушляпіна Н.О.²

¹ Харківський національний університет радіоелектроніки

² Харківський національний медичний університет
м. Харків, Україна

Дослідження респіраторно-нюхальної функції людини є важливою та актуальною задачею на теперішній час. Результати кількісної оцінки ступеня порушень нюху може використовуватись, як при плануванні ринохірургічного втручання, так і при реабілітації.

Мета. Головною метою роботи є розробка пристрою для оцінки респіраторно-нюхової функції людини.

Матеріали і методи. Для підвищення інформативності нюхових тестів на базі клініки Харківського національного медичного університету запропоновано і апробовано пристрій для діагностичний нюхальних порушень людини. Методика вимірювань полягає в проведенні задньої риноманометрії з використанням оригінальних спеціально розроблених ольфак-

тометричних насадок з одорівекторами (молекулами пахучих речовин), що встановлюються в повітряному тракті риноманометра.

Результати та обговорення. Таким чином, запропонована гіпотеза про можливість дослідження нюхового аналізатора за потужністю дихання при вдиханні одорівектора, за допомогою риноманометричного дослідження. Запропонована конструкція пристрою для оцінки респіраторно-нюхової функції людини на основі комп'ютерного риноманометра типу ТНДА-ПРХ. Робота, яка витрачається пацієнтом для відчуття або ідентифікації запаху може бути знайдена як добуток потужності і витраченого часу на відчуття або ідентифікацію одорівектора. У свою чергу потужність може бути знайдена як добуток перепаду тиску і витрати повітря, ці величини кількісно визначаються за допомогою риноманометрії.



Рисунок 1 – Загальний вигляд пристрою для оцінки респіраторно-нюхової функції людини

Висновки. Таким чином, вперше були розроблені метод і пристрій для оцінки респіраторно-нюхової функції людини на основі комп'ютерного риноманометра типу ТНДА-ПРХ, що дозволяють за рахунок оцінки кількісних показників потужностних характеристик носового дихання, на доказовому рівні визначати поріг відчуття і розпізнавання пахучої речовини та адекватно діагностувати функцію нюхового рецептора людини. За результатами

роботи отримано два патенти на винахід та підготовлений пакет конструкторської документації.

Розроблений пристрій повністю готовий до масового виробництва. Перспективою роботи є точне визначення концентрацій ольфакторних речовин і вдосконалення конструкції ольфактометричної насадки, що полягає в оптимальному розміщенні ємностей з розчинами пахучих речовин або просочених ними гігроскопічних матеріалів.

УДК 004.9:61

ЗДОРОВ'Я СТУДЕНТІВ, ЯК ОБ'ЄКТ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Азархов О.Ю.¹, Тимчик С.В.², Костішин. С.В.², Барановський Д.М.²

¹ Приазовський державний технічний університет, м. Маріуполь, Україна

² Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

Мета: обґрунтування вибору здоров'я студентів в якості об'єкта психофізіологічних досліджень.

Матеріали і методи. На жаль, сучасний етап розвитку суспільства має негативну тенденцію зниження рівня фізичного здоров'я студентів, що обумовлена об'єктивними і суб'єктивними організаційно-особистісними факторами і практично повною відсутністю спеціалізованих, враховуючих специфіку студентського життя, медичних інформаційних систем і інших медико-технічних автоматизованих комплексів.

Погіршення здоров'я студентів в період навчання у вищому навчальному закладі в більшій мірі пов'язане з несприятливою дією соціально-гігієнічних факторів виробничого середовища і спадково-генетичною схильністю. Відомо, що при вступі до ВНЗ у більшості студентів відбувається зміна звичних життєвих стереотипів, зміна місця проживання, зміни рівнів самостійної роботи, зміна режиму і якості харчування. При цьому велика частина студентів проживаючи в гуртожитку [2], в умовах сучасного міста багато часу витрачає на проїзд. Додатковим негативним фактором є поєднання навчання з роботою, як правило фізично важкою, але малокваліфікованою (вантажники, офіціанти, охоронці і т.ін.). що призводить до значного порушення режиму дня. Близько третини студентів приймають гарячу їжу тільки один раз в день. Кількість курців, студентів, які вживають алкоголь і наркотики досягає 72-75%, а низька фізична активність характерна для майже 70% студентів [1].

Крім того, аналіз наукових джерел за останні 10-15 років показав що здоров'я студентів - це недостатньо вивчений аспект їх-

нього життя. І якщо дослідження соціальних чинників здоров'я дітей і підлітків стають більш ґрунтовними і продуктивними, то у випадку охорони здоров'я студентів зберігається дефіцит уваги до нього та інформації, пов'язаної і з недостатністю прийнятих в системі медичної та відомчої статистики показників і обмеженістю дослідницьких можливостей [3]

Результати та обговорення. Аналіз функціонального стану здоров'я студентів виявив, що для їх здоров'я характерні наступні показники: високий рівень – 1,8%, середній – 21,5%, дуже низький >69% (В.А. Коваленко, 2002). Такої катастрофічної ситуації немає в жодній популяції населення, особливо в країнах СНД.

Всю множину факторів, що негативно впливають на здоров'я студентів, можна умовно розділити на:

- об'єктивні, які пов'язані з організацією умов життя і навчання; тривалість робочого дня, щільність навантажень, харчування, сон, організована рухова активність, тощо;
- суб'єктивні, особистісні характеристики: організованість і дисциплінованість, мотивація до здорового способу життя, наявність шкідливих звичок, сформованість фізичної культури особистості та її діяльного компонента [1].

Для того, щоб максимально терміново виправити ситуацію, що склалася, пропонується розглядати здоров'я студентів як динамічний у часі проект, що залежить від комплексу біосоціальних, психофізіологічних та економічних факторів. Саме психофізіологічний підхід до здоров'я студентів, особливо в контексті вирішення актуальної проблеми прийняття рішень в усіх сферах їх

життя та діяльності і є визначальним, оскільки дає можливість розкривати, досліджувати і вдосконалювати механізми його оптимального функціонування, визначати розробку сучасних ефективних діагностичних методів і високотехнологічної медичної апаратури, систем і технологій [4].

Все вищезазначене може бути досягнуто шляхом проведення і виконання багаторівневих цільових психофізіологічних досліджень, в яких об'єктом дослідження буде виступати здоров'я студентів.

Саме в такому контексті отримає підтвердження визначення фізичного здоров'я як величини інтегральної, що оцінюється сукупністю його складових (фізичний розвиток і працездатність, функціональний стан), інформаційною моделлю індивідуального здоров'я і системою критеріїв функціонування апаратно-програмних засобів.

Тільки такий підхід забезпечить: досягнення динамічної рівноваги основних функцій організму на рівнях його організації: здатність до адаптації до конкретних умов зовнішнього середовища, в межах якого підтримується динамічна рівновага організму та його функцій; виконання своїх соціальних функцій і розвитку; здатність пристосовуватися до умов зовнішнього середовища, що постійно змінюються, підтримуючи при цьому гомеостаз і виконуючи професійну діяльність; досягнення фізичного і психічного благополуччя.

З апаратно-програмної точки зору необхідна інформаційна підтримка запропонованого підходу була досягнута шляхом розроблення, наприклад, автоматизованого медичного комплексу для долікарського обстеження студентів, який представляє собою організовану сукупність взаємозв'язаних між собою медичних приладів та (або) апаратів і засобів обчислювальної техніки, призначених для загально фізіологічного інструментального обстеження студента та

обробки отриманих медико-біологічних даних з метою підготовки студента до прийому лікарем-фахівцем.

Висновки. Використання здоров'я студента в якості об'єкта багатофункціональних психофізіологічних досліджень при розробленні найсучасніших методів та засобів діагностики, лікування і реабілітації студентів буде сприяти більш швидкому та якісному вирішенню задачі 4 [5], а саме: до 2020 року молодь в регіоні повинна бути здоровою і краще підготовленою до виконання своїх обов'язків у суспільстві.

Список використаної літератури.

1. Круцевич Т. Ю. Методы исследования индивидуального здоровья детей и подростков в процессе физического воспитания / Т. Ю. Круцевич. – К.: Олимпийская литература, 1999. – 232 с.

2. Педагогический процесс как критерий взаимодействия преподавателя и студента / С.М. Злепко, С.В. Тымчик, Л.Г. Коваль и др. // Вісник Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут». Збірник наукових праць. Серія: Інформатика та моделювання. – Харків : НТУ «ХПІ». – 2014. – №35(1078). – С. 87-96.

3. Медик В. А. Университетское студенчество: образ жизни и здоровье / В. А. Медик, А. М. Осипов. – М : Логос. – 2003. – 200с.

4. Анализ работоспособности и физического развития студентов старших курсов Воронежской государственной медицинской академии имени Н.Н. Бурденко / В.А. Борисов, С.Б. Короткова, Б.Н. Коротков и др. // Научно-медицинский вестник центрального черноземья. – 2009. – № 37. – С. 145-149.

5. Здоровье-21: Основы политики достижения здоровья для всех в Европейском регионе ВОЗ: введение. // Европейская серия «Здоров'я для всех». – 1998. - № 5 - 44 с. – ISBN 92 890 4348 2. - ISSN 1012-7380.

УДК 612.821

СТАТИСТИЧНІ МЕТОДИ ОБРОБКИ ПОКАЗНИКІВ ЕЕГ В СУЧАСНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ РЕАКЦІЇ ГОЛОВНОГО МОЗКУ НА ПЕВНІ ЗВУКОВІ ПОДРАЗНИКИ

Александрова К.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»,
Факультет біомедичної інженерії, Кафедра біомедичної інженерії
м. Київ, Україна

Мета. Аналітичний огляд сучасних методів обробки результатів електрофізіологічних досліджень реакції мозку на звукові подразники із заданими характеристиками для оцінки їх впливу.

Матеріали і методи. Огляд проводився на основі останніх досліджень у сфері використання статистичних методів для оцінки реакції роботи головного мозку на певні аудіальні подразники, що проводилися за підтримки таких закладів: кафедра неврології та нейрохірургії Курського державного медичного університету, державний педіатричний медичний університет, Санкт-Петербург, психоневрологічний диспансер № 1, Санкт-Петербург, Саратовський державний університет імені Н. Г. Чернишевського. Прийняті до уваги дослідження були проведені А.В. Скрипаль, С.А. Сидоровою, В.Б. Дутовим, Н.Ю. Кипятковим, Ю.І. Сенкевичем. Результати були отримані шляхом аналізу літературних джерел.

Результати та обговорення. Для проведення експериментальних випробувань, що стосуються реакції мозку на певні звукові подразники, необхідно визначити методи, завдяки яким можливо проаналізувати вплив на мозок. Клінічних методів для аналізу отриманих під час експерименту даних недостатньо, оскільки вони не повністю відображають реакцію на подразник та є не достатньо точними, оскільки їх проводить людина. Перевага статистичних методів полягає в можливості загального обліку всіх факторів, які певною мірою впливають на динаміку показників, та в простоті прогнозування.

На початку кожного з розглянутих експериментів створюється кілька досліджуваних груп, вибір яких залежить від характерис-

тики, яку необхідно розглянути, та параметрів, що можуть на неї впливати. Наприклад, для експерименту, в якому беруть участь багато людей різної вікової категорії, ефективно буде розділити піддослідних на групи за віком і вже в них здійснювати аналіз на інші характеристики. Досить популярним є використання двох груп, де піддослідні можуть бути поділені за статтю, станом психічного здоров'я тощо. Поділ саме на дві групи дає змогу використовувати одну з них як контрольну, порівняно з якою можна виявити чітку залежність реакції мозку від подразника [3]. Важлива наявність статистично достовірної різниці між показниками у конкретній групі [1]. У наведеному дослідженні достовірні відмінності в досліджуваних групах мають скронево-лобові відведення у дельта-діапазоні [3].

Першочергово кожна вибірка перевіряється на відповідність нормальному розподілу (Гаусса). Перевірка здійснюється або візуально, за допомогою побудови гістограми, або за критерієм Колмогорова-Смирнова. Це визначає, за допомогою яких статистичних критеріїв надалі може бути оцінена досліджувана група. Ті дані, які підкоряються нормальному розподілу, на достовірність перевіряються за критерієм Стюдента, інші ж аналізуються за допомогою критеріїв Вальда-Вольфовица і Манна-Уїтні. У статті авторів [3] в табличному вигляді наведені значення статистичної достовірності результатів за критеріями Вальда-Вольфовица та Манна-Уїтні. В результаті проведення цих тестів визначаються статистично різні показники в досліджуваних групах.

Використовуючи коефіцієнт кореляції для отриманих даних, виявляється наявність або відсутність лінійної залежності між двома параметрами. Багатофакторний кореляційний

аналіз визначає залежність однієї кількісної від декількох інших, кількісних або якісних, ознак, після чого можна прогнозувати зміну значення одного параметра залежно від декількох інших [4]. У наступному дослідженні [2] аналіз коефіцієнтів багатосторонньої кореляції R_m за частотними змінами α -ритму у перших шести сполученнях світлового та звукового подразників показав, що рівень скорельованості коркових зон залишається високим у здорових піддослідних та у хворих. За умови, що всі дані, отримані при дослідженні — кількісні, можна використовувати регресійний аналіз, для якого слід вибрати одну або декілька незалежних змінних та одну залежну, і за його допомогою вивчити вплив регресорів на залежну змінну. За допомогою лінійного регресійного аналізу у дослідженні В.Б. Дутова було детально вивчено взаємозв'язок індексів та спектрів потужності. Отримані дані свідчать про стійку залежність ознак всередині конкретного діапазону, наприклад, у вигляді кореляції між змінами в «парних відведеннях» [3]. Отже, можна послідовно оцінити кожний необхідний параметр.

Важливим етапом аналізу є перевірка на значимість: чим більшим є цей показник для певного параметру, тим менша вірогідність його випадкової появи. Наявність таких відхилень може негативно вплинути на висновки. Доцільним є використання статистично значимих показників з величиною вірогідності появи помилки $p \leq 0,05$, це граничне значення є стандартним для будь-яких статистичних методів [4]. В одному з розглянутих досліджень було виявлено статистичну достовірність показника бета-активності у групі людей без психічних розладів та недостовірність — у групі індивідумів з психологічною патологією [3]. Ці результати дають підстави вважати недоцільним використання отриманих даних. Така перевірка актуальна щодо кожного розглянутого критерію.

Висновки. В результаті аналітичного огляду було визначено можливості статистичних методів аналізу даних та їх переваги відносно клінічних. Головною перевагою є мінімальний вплив людини, що підвищує достовірність результатів. Доцільність використання кожного з перелічених методів залежить від специфіки отриманих підчас дослідження даних та від того, що саме нам необхідно оцінити. Зазначені статистичні методи дозволяють максимально точно визначити залежність реакції мозку від впливу певних аудіальних подразників, визначити достовірність отриманих у дослідженні даних, що окреслює межі їх використання, та дозволяють прогнозувати поведінку системи за визначених дослідженнями умов.

Список використаної літератури.

1. Усанова Л.Д., Усанова А.Д., Скрипаль А.В. Анализ влияния аудиовизуальной стимуляции на параметры электроэнцефалограммы и скорость распространения пульсовой волны человека // Медицинская техника. 2012. — № 1 — 28 с.
2. Сидорова С.А., Оценка компенсаторных возможностей мозга на основе направленной перестройки интерцентральных взаимоотношений у больных в восстановительном периоде ишемического инсульта / Сидорова С.А. // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». — 2009. — № 2 — 110 с.
3. Кипятков Н.Ю., Дутов В.Б. Перспективы использования интегративных показателей компьютерной обработки ЭЭГ в структуре экспресс-анализа нейрокогнитивного статуса // Педиатр. — Том 5. № 1 — 2014. — с. 44–47.
4. Сенкевич Ю.И. К вопросу о выборе методов обработки электрофизиологических сигналов [Електронный ресурс] / Сенкевич Ю. И. // Методы обработки. — 2007. №6 — 57-63 с.

УДК 519.7:616.8

АНАЛІЗ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМ МЕТОДАМИ ТЕОРІЇ ДИНАМІЧНОГО ХАОСУ

Білошицька О.К.

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

Мета. Дослідити застосування формального апарату теорії складних систем для аналізу електроенцефалограми (далі – ЕЕГ).

Матеріали і методи. В даний момент не існує однозначних способів обчислення деяких величин, що характеризують нелінійні процеси, зокрема кореляційної розмірності відновленого аттрактора системи [1]. При обчисленні цих величин дослідники по-різному задаються необхідними для обчислень параметрами, а також використовують різні варіанти алгоритмів – кожен на свій розсуд. Для вибору цих параметрів існують лише загальні рекомендації, але немає чітко сформульованих та доведених теорем. В результаті при обчисленні характеристик одного і того ж процесу різними програмами та в різних досліджуваних групах отримують різні результати [2]. Це призводить до того, що результати, отримані різними дослідниками, виявляються непридатними для порівняння. Таким чином, ми позбавляємося одного з найбільш важливих критеріїв достовірності наукових результатів – їх відтворюваності.

Результати та обговорення. ЕЕГ представляє собою складний хаотичний процес, а не просто шумовий сигнал, хоча шумова складова [2] також тут має місце. Взаємодія нейронів у головному мозку відбувається по нелінійним законам. Нейронна активність супроводжується електричною активністю, яку можна зареєструвати з поверхні скальпа у вигляді електроенцефалограми, розглядаючи останню як одну з реалізацій поведінки всієї системи. Моделюючи нейронна мережа може демонструвати хаотичну поведінку. Тому можна вважати, що в енцефалограмі також є детермінований хаос.

Біоелектрична активність описується неявно заданою динамічною системою. При

цьому можна розглядати кореляційну розмірність як міру складності процесу, що характеризує кількість одночасно та незалежно активованих нейрональних ансамблів, що беруть участь в генезі ЕЕГ [2].

При закритих очах стохастичність роботи мозку в стані спокою мінімальна [1]. При реєстрації фонові ЕЕГ з відкритими очима спостерігалася варіативна робота мозку, і, отже, ЕЕГ ставала більш стохастичною. Причиною цього є те, що сильне збільшення притоку зовнішньої інформації призводить до збільшення числа ступенів свободи у взаємодії організму з навколишнім середовищем, що неминуче знаходить відображення в діяльності мозку.

Обчислення кореляційної розмірності відновлювального аттрактора сигналу ЕЕГ має свою специфіку, яка визначена характером сигналу та особливостями планування експерименту. Різними дослідниками було доведено, що чим менше обчислене значення кореляційної розмірності, тим більше детермінованим процесом є досліджувана ЕЕГ, що може свідчити про наявність будь-яких змін в організмі.

В роботах [1, 2] було показана значна регулярність зареєстрованих записів ЕЕГ пацієнтів під час епілептичного нападу, ніж в ЕЕГ здорових людей. Двовимірний фазовий портрет відновленого аттрактора свідчить про те, що нейрофізіологічна «епілептична» система, яка утворюється при епілепсії, стає менш складною та ще більше спрощується під час нападу (абсансу). Зареєстрована робота системи нейронів дитини з епілепсією більш детермінована в порівнянні з аналогічною у здорових дітей і у порівнянні з зареєстрованими періодами поза нападом.

ЕЕГ-дослідження проводилися у відділенні функціональної діагностики та ультразвукового дослідження серцево-судинної системи Консультативно-діагностичного центру Державної наукової установи «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини» Державного управління справами. Зареєстровані ЕЕГ були досліджені, разом з лікарями зроблено заключення про функціональні та морфологічні особливості динаміки ЕЕГ, про наявність та вираженість церебральних патологій [4]. Для дослідження методами теорії динамічного хаосу було відібрано ЕЕГ з виявленими патологіями, зокрема, епілепсією.

Для достовірного аналізу потрібно вважати напади незалежними подіями, для цього між нападами повинні бути достатні інтервали. Тому що при незначному інтервалі (кластерні напади) важко визначити постіктальний стан від наступного преіктального стану, оскільки точна тривалість жодного з них точно невідома.

Етап попереднього аналізу полягав в класифікації записів: електроенцефалограми ділилися на ділянки, схожі по структурі:

- артефакти ЕЕГ;
- преіктальний (перед нападом) період;
- іктальний (напад) період;
- постіктальний (після нападу) період;
- інтеріктальний (між нападами) період.

Дана класифікація потрібна для визначення значень кореляційної розмірності при різних станах. На основі отриманих результатів можна буде зробити висновки про те, на скільки різні дані стани, якщо орієнтуватися на значення кореляційної розмірності.

Проведений аналіз дозволив визначити середні значення розмірності в кожному з вибраних інтервалів та стандартне відхилення середніх величин. Проведені розрахунки для кожної ділянки ЕЕГ показали, що середні значення кореляційної розмірності, отримані з однакових областей мозку, близькі по значенню.

Виходячи з отриманих результатів, можна вважати, що предиктором нападу може бути постійне збільшення синхронізації ЕЕГ, яке можна спостерігати за зменшенням значення кореляційної розмірності перед нападом.

Результати аналізів показали зниження кореляційної розмірності після настання генералізованої спайк-хвильової активності, при чому поява високоамплітудних неепілептиформних ритмів в ЕЕГ не призводить до подібних змін. Виходячи з цього можна стверджувати, що при типовій тривалості абсанс-нападу його своєчасне виявлення може дозволити скоротити час епілептичного нападу.

Висновки. Таким чином, аналізуючи електроенцефалограму методами нелінійної динаміки, зокрема, обчислюючи кореляційну розмірність відновлюваного аттрактора, ми можемо говорити про системні процеси, які відбуваються в головному мозку, та прогнозувати своєчасне виявлення епілептичних нападів.

Список використаної літератури.

1. Аристов А.В. Фрактальный анализ электрической активности головного мозга при генерализованной эпилепсии: Дисс. канд. биол. наук: 03.03.01 – М., 2010 г. – 156 с.
2. Меклер А.А. Программный комплекс для анализа электроэнцефалограмм методами теории динамического хаоса: Дисс. канд. техн. наук: 05.13.18 – СПб. 2006 г. – 168 с.
3. Борисова О.С. Исследование и анализ нативных электроэнцефалографических данных методами нелинейной динамики: Дисс. канд. техн. наук: 05.11.17 – Таганрог, 2010 г. – 163 с.
4. Білошицька О.К. Використання методів нелінійної динаміки та клітинно-автоматного моделювання для дослідження динамічних особливостей нейронної мережі головного мозку // Проблеми інформаційних технологій. – Херсон, 2015. - №1(017). – С. 173-180.

УДК 519.7:616.8

ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ НЕЛІНІЙНОЇ ДИНАМІКИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ТА ПРОГНОЗУВАННЯ ЕПІЛЕПТИФОРМНОЇ АКТИВНОСТІ

Білошицька О.К.^{1,2}, Настенко Є.А.^{1,3}, Зюков О.Л.², Волинська С.В.²

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Факультет біомедичної інженерії

² Державна наукова установа «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини» Державного управління справами

³ Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії медичних наук України»
м. Київ, Україна

Мета. Адекватну оцінку діяльності нейронної мережі головного мозку можна отримати лише за допомогою електроенцефалографічного дослідження. Використання статистичних та математичних методів сприяє зростанню інформативності електроенцефалограми (далі – ЕЕГ).

Однією з найбільш поширених хвороб нервової системи, що не піддається автоматичному і надійному прогнозуванню, є епілепсія. Епілептичні напади можуть бути повторювані та непередбачувані, а також супроводжуватися міоклонічними нападами, які можуть призвести до трагічних наслідків. Дослідження електричної активності мозку для прогнозування епілептичних нападів дасть можливість удосконалити та розробити нові методики лікування епілепсії, передбачити та запобігти епілептичні напади, що достатньою мірою зможе покращити та продовжити життя хворих.

Матеріали і методи. Проведено функціональний опис кожної отриманої ЕЕГ, що ввійшли до досліджуваних груп. Для дослідження було проаналізовано можливі методики, за показниками яких можна стверджувати про наявність або відсутність патологічної активності нервової системи. Для аналізу та порівняльної характеристики використовувалися методи нелінійної динаміки.

Результати та обговорення. Під час рутинного запису ЕЕГ пацієнту проводиться серія стандартних функціональних проб (фонові, очі відкриті, очі закриті, фотостимуляція, гіпервентиляція), що спрямовані на дослідження функціонування головного мозку в стані спокою і при певних зовнішніх впливах.

Відносні зміни показників активності головного мозку при проходженні цих проб дають важливу інформацію для діагностики. Ця інформація може бути використана при вивченні фізіологічного стану здорових осіб для виявлення патологічних функціональних станів і при призначенні лікування.

Як відомо, прогнозування епілепсії за допомогою кореляційного аналізу [1] не дало високого результату. Спектральний аналіз та перетворення Фур'є дають лише усереднені показники для досліджуваного сигналу. Вейвлет-аналіз не дозволяє відрізнити епілептичну активність від артефактів різної природи. Метод візуального аналізу не дозволяє точно визначити початок епілептичної активності.

Хоч і існує багато доступних методів обробки сигналу для аналізу та класифікації ЕЕГ, нелінійним підходам аналізу електричної активності мозку приділяється багато уваги. Різноманітність методів нелінійного аналізу сигналів дозволяють краще характеризувати просторову і тимчасову динаміку епілептичних процесів в головному мозку. Сюди можна віднести розмірність аттрактора, величина якої дозволяє говорити про багатокomпонентність досліджуваної нейродинамічної системи; кореляційну розмірність, яка є характеристикою «складності» динамічної системи мозку; старший показник Ляпунова, який є характеристикою «хаотичності» поведінки динамічної системи мозку; кореляційну ентропію, яка показує ступінь «передбачуваності» процесів, що відбуваються в мозку; логістичне відображення, яке описує, як змінюється чисельність популяції нейронів з

плином часу; показник Херста, що використовується для аналізу часових рядів складних систем, містить мінімум припущень про досліджувану систему і дозволяє ввести класифікацію часових рядів в залежності від свого значення [2].

Ентропійний аналіз зазвичай використовується для дослідження електричної активності головного мозку. Параметри ентропійного аналізу можуть відображати непередбачуваність, хаотичність, складність та нелінійність мозкової активності. Однією з найбільш поширених серед ентропійних показників є перестановочна ентропія (Permutation Entropy, далі – PE), яка відображає динаміку часових рядів різної складності і за різні проміжки часу.

При аналіз EEG-сигналів хворих на абсанс епілепсію [3] було встановлено, що рівень PE змінюється в залежності від досліджуваних зон – вищий в лобно-скроневій області і поступово знижується до потиличної області.

EEG-дослідження проводилися у відділенні функціональної діагностики та ультразвукового дослідження серцево-судинної системи Консультативно-діагностичного центру ДНУ «НПЦ ПКМ» ДУС. Отримані дані EEG-сигналів (156 клінічних випадки) було розділено на 3 групи: вогнищеві ураження (наприклад, епілепсія), системні ураження (наприклад, цереброваскулярні хвороби) та норма [2]. Дані по трьом групам були досліджені, разом з лікарями зроблено заключення про функціональні та морфологічні особливості динаміки EEG, про наявність та вираженість церебральних патологій.

Отримані патологічні сигнали EEG умовно можна поділити на преіктальний (перед нападом), іктальний (напад), постіктальний (після нападу) та інтеріктальний (між нападами) періоди. Для прогнозування епілептиформної активності головного мозку потрібно дослідити та проаналізувати як змінюються показники EEG під час різних періодів. Також важливо перед обробкою EEG-сигналу нелінійними методами очистити його від артефактів (кліпання очей, сигнал ЕКГ, шкірно-гальванічна реакція, електроміографія, неправильно встановлені електроди, рухи досліджуваного та ін.). За певними дослідженнями

можна вважати, що складність EEG менша в іктальні періоди, ніж в інтеріктальні [4].

Кожна функціональна проба, що проводилася при реєстрації EEG-сигналу, була розділена на відрізки – патологічна активність та нормальна графіка. Для кожного з 16 відведень було обчислено показник Херста, побудовано фазові портрети системи. Отримані результати показали, що методи нелінійної динаміки здатні підтвердити чи спростувати наявність епілептичної активності.

Висновки. EEG відображає поведінку складної динамічної системи з хаотичним характером сигналів, тому застосування лінійних методів аналізу EEG є малоефективним. Під час реєстрації патологічної активності на EEG відмічається зниження складності сигналу, що призводить до зниження хаосу в сигналі. Тому для оцінки таких змін застосовуються методи нелінійної динаміки та теорія хаосу. Спрогнозований початок епілептичного нападу, його тривалість та закінчення дадуть змогу лікарям контролювати форму захворювання.

Список використаної літератури.

1. Mirowski, P. Classification of Patterns of EEG Synchronization for Seizure Prediction / Piotr Mirowski, Deepak Madhavan, Yann LeCun, Ruben Kuzniecky // Clinical Neurophysiology. - 2009 – Vol. 120(11)
2. Белошицкая О.К. Исследование поведения нейронной сети головного мозга при различных патологиях с помощью методов нелинейной динамики // Системный анализ и информационные технологии: материалы 17-й Международной научно-технической конференции SAIT 2015, Киев, 22-25 июня 2015 г. / УНК “ИПСА” НТУУ “КПИ”. – К.: УНК “ИПСА” НТУУ “КПИ”, 2015. – с. 48-49
3. Mammone N., Morabito F.C. Analysis of absence seizure EEG via Permutation Entropy spatio-temporal clustering // Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, San Jose, California. – USA, 2011. – P. 1417-1422
4. Nicolaou N., Georgiou J. Detection of epileptic electroencephalogram based on Permutation Entropy and Support Vector Machines // Expert Systems with Applications. – Vol. 39. – 2012. – P. 202–209.

УДК 612.763

ОСОБЛИВОСТІ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНИХ ПОКАЗНИКІВ У СТУДЕНТІВ РІЗНИХ ГРУП ЗДОРОВ'Я

Бітко С.М., Зеленін А.А.

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

Мета. Оцінити функціональний стан людини, визначити якісні і кількісні характеристики психофізіологічного стану людини, отримати експрес інформацію про психофізіологічні стани студентів різного типу рухової активності.

Матеріали і методи. Використовуваний нами комплекс «Діагност-1» призначений для вивчення психофізіологічних показників організму. Даний комплекс реалізує методику отримання спеціальної оцінки в єдиній системі вимірювання різномірних за біологічною та фізичною природою систем організму, функціонування яких визначалося досі в непорівнянних одиницях вимірювань.

Дослідження проводили на студентах КПІ 1 – 3 курсу. Основна група занять з фізичного виховання 19 студентів, підготовча – 18, спеціальна медична – 21 відповідно.

Реалізація рухової реакції при однаковому рівні фізичних навантажень може здійснюватися з домінуванням у кожній конкретній людини різних складових рухової реакції, приводячи при цьому до однакового результату. При тестуванні враховували комплекс особистісних, медичних і особистісно-біологічних особливостей людини.

Сукупність цих якостей має три рівні організації:

- 1) рівень властивостей, тобто щодо стійких в часі особливостей діяльності людини;
- 2) рівень станів, тобто особливостей діяльності, які змінюються з властивою для конкретного індивідуума швидкістю в певний проміжок часу;
- 3) рівень психічних процесів, які мають найбільшу динамічність у часі.

При цьому враховували, що ці системи людини вимірюються в різних, часто в непорівнянних величинах. Тому крім вимірювань необхідно їх зіставити і отримати інтегральну оцінку функціонального стану людини [4].

Для цього використовували комплекс комп'ютерних інтерпретацій класичних методик тестування і управління функціональними можливостями людини, здатністю до їх реалізації, який зводиться до наступного.

1) Отримання експрес інформації про психофізіологічні стани людини:

- визначення рівня просторово-тимчасового диференціювання, співвідношення гальмівних-збудливих процесів в центральній нервовій системі (РДО);
- визначення латентного часу простої (ПЗМР) і складної зорово-моторної реакції (СЗМР);
- визначення рівня нервово-м'язової рухливості (РФР), опірності стомлення нервово-м'язового апарату (НМА), глибини втоми і оцінка модельованого процесу переважно аеробного, анаеробної і загальної витривалості (СНП);
- визначення можливостей короткочасної просторової і смислової пам'яті (ЗУ);
- оцінка рівня модально-специфічної пам'яті та координації.

2) Зіставлення отриманих результатів в єдиній шкалі вимірювань.

Результати та обговорення. Вивчення групових характеристик (таб.1) ПЗМР і СЗМР показали їх високу точність і відтворюваність ($P < 0,5$) в кожному конкретному випадку, що можна пояснити базовим рівнем цих реакцій і адекватністю методології. Індивідуальні характеристики мають досить виражені групові рівні, що в свою чергу може відображати багаторічний тип рухової активності і адаптацію до певних умов життя. Результати досліджень дозволяють відзначити більш високу ступінь кореляції між ПЗМР і СЗМР з видів рухової активності, що в свою чергу відображає ступінь адаптації центральної ланки регуляції до домінуючого типу рухової активності.

сті. Вивчення кореляційних зв'язків між простими і складними реакціями не має лінійної залежності і свідчить про більшу варіабельність взаємозв'язків сенсомоторної і лімбічної областей кори мозку, в свою чергу це може вказувати на неоднорідність шляхів, якими передаються впливи з лімбічної в сенсомоторну область [2,5].

Аналіз комплексу показників відображує функціональну рухливість нервових процесів (РФР статичну – РФР_с, і РФР динамічну – РФР_д), свідчить про достовірну міжгрупову

відмінність цих показників. Значне і в багатьох випадках достовірне збільшення РФР_д свідчить про специфічну характерну для основної групи зміну почуття часу і швидкості перемикачів в моторних відділах ЦНС. Значний приріст РФР_д у основної групи, можна пояснити характером рухової активності. Оцінка цих результатів досліджень дозволяє виявити ряд значимих взаємозв'язків між характеристиками рухливості нервових процесів і типом рухової активності студентів.

Таблиця 1. Групові психофізіологічні показники різним типам рухової активності.

Вид спорту	Показники					
	ПЗМР (мс)	СЗМР (мс)	РФР _с (с ⁻¹)	РФР _д (с ⁻¹)	РДО (мм)	СНП (у.о.)
	M±m					
Спецмедгрупа	273±36	437±49	47±5,7	58±6,7	1338±105	31±5
Підготовочна	217±24	386±31	33±4,4	46±5,8	978±99	26±3
Основна	212±20	327±38	67±4,5	71±5,1	842±68	19±2

В основній групі достовірна кореляція між СЗМР і СНП ($R > 0,81$) і менш достовірна між іншими показниками. Подібні взаємини характерні для еферентних зв'язків аксонів вищих відділів кори (свідомість) з моторними і премоторними відділами. Наявність певної кореляції між СЗМР і РФР_д ($R > 0,78$), може свідчити про мультисистемну конвергацію між зоровими входами в моторну зону і вищими відділами свідомості. Дійсно, ще в роботах Батуєва А.С. [2] показано наявність подібних як функціональних, так і морфологічних зв'язків.

Висновки. 1. Виявлені відмінності в психофізіологічних показниках у студентів, які мають різний рівень здоров'я. 2. Визначено найбільш значні характеристики психофізіологічних показників при різних типах рухової діяльності. 3. Психофізіологічні показники в певний відображають стан моторної системи.

Список використаної літератури.

1. Aphasia. A.R. Danasimo «New England journal of medicine», Vol.326, no. 8, pages 531-539; February 20, 1992.
2. Батуев А.С. Высшие интегративные системы мозга – Л.: Наука, 1981. – С.137-142,193-204.
3. Кеннеди Д. Торможение в зрительных системах. В кн. «Восприятие». М; Мир 1974, с.159-168.
4. Макаренко М.В. Методика проведения обстежень та оцінки індивідуальних нейродинамічних властивостей вищої нервової діяльності людини // Фізіол. журн. - 1999. - 45, №4. - С. 123-131.
5. Фарбер Д.А. О специфичности так называемых неспецифических зрительных вызванных потенциалов. В кн. «Основные проблемы электроэнцефалографии головного мозга». М; Наука 1974, с. 222 – 235.

УДК 616-005.741.9

УЛЬТРАЗВУКОВИЙ ДАТЧИК МІКРОЕМБОЛІВ В АРТЕРІАЛЬНІЙ МАГІСТРАЛІ АПАРАТА ШТУЧНОГО КРОВООБІГУ

Вербельчук А.С.¹, Козяр В.В.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Факультет біомедичної інженерії

² Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова
НАМН України»
м. Київ, Україна

Вступ. Для проведення операцій на серці використовують апарат штучного кровообігу (АШК). Обмін газів в ньому ґрунтується на створенні великої поверхні контакту крові й газу. Перепади тиску на газопроникній мембрані, різке охолодження та зігрівання крові можуть спричинювати появу бульбашок у кровообігу, які в свою чергу викликають емболії. Незважаючи на використання фільтрів в артеріальній магістралі, існує проблема виникнення газових емболій при проведенні операцій з використанням АШК; емболи в судинах мозку виявляють в 4 – 40% випадків, в залежності від виду операції [1]. Аналіз вітчизняного ринку показав, що датчика контролю газових бульбашок у кровоплинні для попередження їх потрапляння в артеріальну систему пацієнта, який є необхідним компонентом безпечності штучного кровообігу, нині не існує

Мета. Провести аналітичний огляд взаємодії ультразвуку з однорідними та неоднорідними середовищами, спільно із Національним інститутом серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова розробити конструкцію датчика для виявлення газових бульбашок в перфузаті артеріальної магістралі АШК, довести її до клінічного використання.

Матеріали і методи. Проведено ретроспективний аналіз використання АШК під час проведення оперативних втручань на серці пацієнтів Національного інституту серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова у 2013-2015 рр., опрацьовані джерела спеціалізованої та наукової інформації щодо виникнення газових мікроемболій під час використання АШК. Методом теорії управління ризиками здійснили кількісну та якісну оцінку

ймовірності досягнення передбачуваного результату.

Результати та обговорення: Для приладу, який виявляє в перфузаті газові емболи, розроблена конструкція спеціалізованого ультразвукового датчика. Цей датчик поєднує в собі випромінювач і приймач ультразвукових коливань. Частота роботи генератора встановлена на рівні 10 МГц. В імпульсному режимі (1000 імпульсів за секунду) випромінювання енергії чергується з паузами тривалістю 2 мс, під час яких сприймається відбитий сигнал. Для детекції газових емболів в кровоплинні використано тінювий метод, функціонування якого ґрунтується на реєстрації затухання ультразвукових хвиль в газовому середовищі. Розробка конструкції датчика газових емболів проведена із забезпеченням можливості вбудови його (після стерилізації) за допомогою стандартних з'єднувальних елементів в артеріальну магістраль АШК. В приладі для реєстрації події (виявлення газових емболів) передбачається використовувати світлову та аускультативну індикацію.

Висновки. В результаті дослідження та порівняння методів та засобів реєстрації побічних чужорідних включень в однорідних середовищах встановлено, що оптимальним є метод ультразвукової діагностики. Розроблено датчик реєстрації газових емболів в крові, який працює на частоті 10 МГц, що дозволяє реєструвати емболи, діаметр яких перевищує 157 мкм.

Список використаної літератури.

1. Алиев С.М. оглы. Мозговой кровоток в раннем послеоперационном периоде у больных, оперированных в условиях искусственного кровообращения. Автореф. дис. канд. мед. наук. М.: 2010.

УДК 612.821:534.321

ВПЛИВ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНИХ ФАКТОРІВ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

Верпатова К.М.

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

Мета. Дана робота має за мету проаналізувати дослідження впливу психофізіологічних факторів на діяльність головного мозку, які відбуваються у світі протягом останніх років, згрупувати досліджувані параметри, визначити використані матеріали та методи досліджень, проаналізувати методики вивчення біоелектричної активності головного мозку.

На основі отриманих даних сформувані вектор напрямку подальших досліджень цієї направленості, а також визначити, які психофізіологічні фактори потребують детальнішого розгляду в наукових роботах.

Матеріали і методи. Аналітичний огляд останніх зарубіжних досліджень та публікацій з приводу: змін спектральних характеристик біоелектричної активності мозку студентів при прослуховуванні аудіостимулів різного компонентно-структурного складу; реакції головного мозку на музику, вокалізації та міміку різного емоційного забарвлення, які сприймаються сенсорними органами людини; змін компонента викликаних потенціалів P300 протягом життя людини.

У досліджуваних наукових працях для реєстрації викликаних потенціалів головного мозку переважно використовується електроенцефалографічне обладнання, функціональна магнітно-резонансна томографія та обладнання для імітації звуку, застосовуються різноманітні методи обробки отриманих сигналів.

Результати та обговорення. На даному моменті в дослідженні нейрофізіологічних аспектів впливу психофізіологічних факторів важливе місце посідають варіабельність базових емоцій людини під час прослуховування музики.

Дослідження проводяться у різних вікових категоріях. Так науковці з Нідерландів провели масштабне дослідження змін викликаного потенціалу P300 протягом життя людини на 1572 учасниках віком від 6 до 87 років з урахуванням статі та освіти. Для проведення аналітичного огляду було використано 75 наукових праць, відібраних за допомогою бази даних Scopus. Для створення широкої вибірки відбирались лише ті англomовні дослідження, які проводились на відносно здорових волонтерах, з необхідною кількістю повторів для простеження певних статистичних даних, та з необхідною для аналізу віковою групою.

Внаслідок апроксимацій статистичних даних, було отримано дві моделі із нормальним розподілом (логарифмічний розподіл Гауса), які наочно відображають два основні показники компонента P300: час реакції на подразник (latency), та амплітуду (amplitude), протягом життя людини за допомогою математичних моделей (Рис.1).

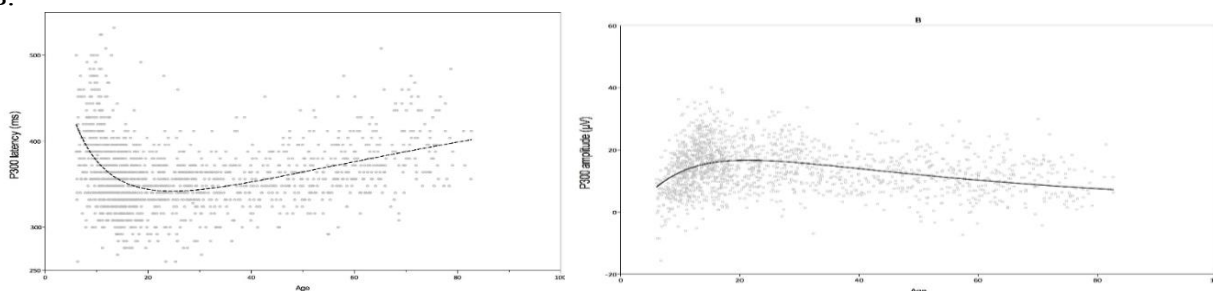


Рис. 1 Розподіл основних показників компонента P300

Також результати мета-аналізу показали, що у дітей показник часу реакції на подразник скорочується до мінімуму, а після цього цей показник зростає зі збільшенням віку людини. В той самий час, амплітуда компоненту P300 у дитинстві збільшується до максимального значення, а протягом життя поступово зменшується. З іншого боку, хоча й було виявлено вплив статі на компонент, проте він є несуттєвим, тоді як освіта зовсім не має впливу на зміну P300. Таким чином, розвиток викликаного потенціалу P300 – процес, який обумовлюється внутрішнім розвитком організму, зовнішні фактори не впливають на компонент [1].

В той же час, група науковців з міжнародної лабораторії вивчення мозку, музики та звуків (BRAMS, Канада), на 47 відносно здорових добровольцях з урахуванням фізіологічних особливостей, таких як відсутність порушення слуху та праворукість, провели дослідження реакції мозку, а саме мигдалеподібного тіла, на базові емоції людини, виражені через музику або зображення. Основною метою наукової роботи було визначення регіонів головного мозку, відповідальних за сприйняття конкретних базових емоцій. На добровольців впливали такими подразниками як музикальні стимули (60 записаних інструментальних композицій, виконані скрипкою та піаніно, що виражають базові емоційні стани людини), вокалізації (сміх, плач, крик, кашель тощо без використання слів, половина вокалізацій – чоловічим, половина – жіночим голосом), вирази обличчя (60 чорно-білих знімків обличчя, які виражають різні емоції, з максимально зрівняною кольоровою передачею, контрастністю, при тому що половина обличчя – чоловічі, половина – жіночі, але волосся прибрано з усіх знімків). Дослідження встановило, що реакція мигдалеподібного тіла на музику та вокалізації, що виражають різні типи емоцій, різняться, тоді як візуальні образи не викликали подібної реакції [2].

Науковці Арктичного федерального університету ім. Ломоносова (м. Архангельськ, Росія) провели дослідження спектральних характеристик біоелектричної активності мозку студентів при прослуховуванні аудіостиму-

лів, що відрізнялись наявністю або відсутністю мелодії, а також швидкістю відтворення. Результати показали, що пришвидшене відтворення аудіостимулів, незалежно від наявності або відсутності мелодичного компонента в їх складі, підвищує активність задніх асоціативних областей кори великих півкуль головного мозку. Також було виявлено, що в процесі прослуховування мелодій важливу роль в обробці сигналу, який сприймається, відіграють нейронні структури правої півкулі [3].

Висновки. Дослідження показало велику зацікавленість вчених впливом психофізіологічних факторів на роботу головного мозку, зокрема, впливу музики на когнітивні процеси, увагу та пам'ять. В більшості робіт використовують електрофізіологічні методи реєстрації біоелектричних сигналів головного мозку, а саме електроенцефалографію. Вікова група досліджуваних формує широку вибірку, що дозволяє робити висновки, що дані фактори мають вплив протягом всього життя. Отримані результати відкривають широку перспективу для подальших досліджень в даній галузі: наприклад, чому вплив аудіостимулів корелює зі зворотною реакцією структур головного мозку, тоді як візуальні образи не мають такого впливу; як показники реакції залежать від віку піддослідних; як на реакцію людини впливають музичні характеристики, такі як тон, тривалість та частота.

Список використаної літератури

1. P300 Development across the Lifespan: A Systematic Review and Meta-Analysis / Rik van Dinteren, Martijn Arns, Marijtje L. A. Jongsma, Roy P. C. Kessels // PLOS One. – 2014. – №13, February, Volume 9, Issue 2.
2. Fear across the senses: brain responses to music, vocalizations and facial expressions / William Aube, Arafat Angulo-Perkins, Isabelle Peretz, Luis Concha, and Jorge L. // Oxford University Press. – June 17, 2014.
3. Соколова Л.В. Спектральные характеристики биоэлектрической активности мозга студентов при прослушивании аудиостимулов различного компонентно-структурного состава / М. А. Кунавин, Л. В. Соколова // Экология человека. – 2014. – №3.

УДК: 004.4:616.89-008.45/.47-02:616.831-005

ІНФОРМАЦІЙНА ТЕХНОЛОГІЯ ВИЗНАЧЕННЯ КОГНІТИВНИХ ТА ЕМОЦІЙНИХ РОЗЛАДІВ У ПАЦІЄНТІВ З ЦЕРЕБРОВАСКУЛЯРНОЮ ПАТОЛОГІЄЮ

Висоцька О.В.¹, Порван А.П.¹, Рисована Л.М.²

¹ Харківський національний університет радіоелектроніки, кафедра біомедичної інженерії

² Харківський національний медичний університет, кафедра медичної та біологічної фізики і медичної інформатики
м. Харків, Україна

Мета. Проблема хронічної цереброваскулярної патології (ЦВП) у зв'язку з високою її поширеністю й переважним ураженням на початковому етапі захворювання осіб працездатного віку, а також важкими медико-соціальними наслідками, займає одне з провідних місць у вітчизняній неврології й психіатрії. У хворих з початковими стадіями ЦВП когнітивні та емоційні розлади мінімально виражені, тому їхня діагностика є досить складним завданням. Наявність великої кількості взаємозалежних показників, що характеризують розглянуті розлади, аналіз яких вимагає застосування математичних методів і програмних засобів, визначило необхідність розробки й реалізації інформаційної технології (ІТ) визначення когнітивних та емоційних розладів у пацієнтів з ЦВП.

Матеріали і методи. Розроблена технологія заснована на методах математичного й комп'ютерного моделювання. На етапі проведення дослідження були застосовані методи спостереження й оптимізації.

Результати та обговорення. Визначення когнітивних й емоційних розладів складається з виконання наступних етапів. На першому етапі проводиться збір інформації про пацієнта (паспортні дані, анамнез хвороби, попередній діагноз), результати клініко-лабораторних і клініко-інструментальних досліджень. Оцінка психологічного стану, що здійснюється у відповідності зі шкалами Гамильтона, опросником Кеттелла та ін. На наступному етапі отримана інформація кодується й заноситься в розроблену базу даних (БД). Потім проводиться аналіз отриманих даних, що включає в себе визначення ступеня когнітивних розладів і визначення наявності емоційних розладів за допомогою розроблених математичних моделей і методів. [1, 2]. На підставі отриманих результатів на останньому етапі проводиться формування діагностичного висновку лікаря. Технологічний процес

проектування ІТ визначення когнітивних та емоційних розладів у пацієнтів з ЦВП, що включає формування моделі бізнес-процесів у вигляді діаграм стандарту IDEF0 і побудова інфологічної, даталогічної і фізичної моделей БД, проводився з використанням CASE-засобів об'єктно-орієнтованого аналізу й проектування ErWin й BPWin.

На базі розробленої інформаційної технології створений прототип ядра інформаційної системи визначення когнітивних та емоційних розладів у пацієнтів з ЦВП. Програмне забезпечення реалізоване мовою програмування Java. Для побудови бази даних використана СУБД MySQL.

Висновки. Розроблена інформаційна технологія сприяє підвищенню ефективності прийняття лікувально-профілактичних рішень і своєчасному призначенню відповідних заходів. Представлена розробка може бути використана в психіатричних і неврологічних відділеннях при постановці зазначеного діагнозу, а також при проведенні різних наукових досліджень в області неврології, психіатрії й психології.

Список використаної літератури.

1. Рисованая, Л.М. Разработка модуля анализа психологических особенностей человека для информационной системы «KognitiveDE». / Л.М. Рисованая, Е.В. Высоцкая, А.И. Довнар, В.С. Топчий // Матер. Всеукр. науково-метод. відеоконференції «Актуальні питання дистанційної освіти та телемедицини – 2015», 2015. - С.144–146.

2. Спосіб диференційної діагностики когнітивних розладів у хворих на дисциркуляторну енцефалопатію. пат. №90350; МПК А61В 10/00 Висоцька О.В., Кожина Г.М., Рисована Л.М., Чайка Є.Є.; власник Харківський національний університет радіоелектроніки; заявл. 02.12.2013, опубл. 26.05.2014, Бюл. №10. – 4 с.

УДК 519.242.7

РОЗРОБКА СПРОЩЕНИХ МОДЕЛЕЙ ТОЧНОСТІ ТА НАДІЙНОСТІ СЕНСОРІВ ТИСКУ ТА ТЕМПЕРАТУРИ НА ОСНОВІ ТЕОРІЇ ПЛАНУВАННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ

Власенко Д.В., Дубко А.Г.

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

В складних системах медичного обладнання, для отримання необхідної інформації, використовується одразу декілька сенсорів. Точність та надійність цієї інформації визначає ефективність роботи всієї системи, що в свою чергу, безпосередньо впливає на пацієнта. Сенсори, що використовуються у медичному обладнанні, самі по собі мають досить складну систему. Наявність вбудованих в сенсор мікроконтролерів дозволяють обробляти інформацію від первинних вимірювальних перетворювачів і таким чином забезпечують кращу точність і надійність аналізованої інформації. Якщо представити сучасний сенсор, як систему, то використовуючи методи системного аналізу можна дослідити вплив зовнішніх факторів та змодельовати поведінку системи в залежності від цих факторів.

Мета. Побудова спрощеної моделі «чорної скриньки» на основі планування багатфакторного експерименту, для забезпечення точності і надійності вимірювання тиску та температури; та пошуку оптимальних умов для проведення дослідження.

Матеріали і методи. Методи досліджень включають в собі: методи теорій планування експериментів і факторного аналізу; методи математичного аналізу; методи лінійної алгебри; методи імітаційного і статистичного моделювання; повний і дробовий факторні експерименти. Для аналізу отриманих даних використовується програмне середовище LabVIEW.

Результати та обговорення. В результаті дослідження розроблена система тестування, яка допомагає дослідити вплив різних факторів на сенсор; побудована математична

модель, за допомогою якої можна побачити поведінку системи, знайдено оптимальні умови для роботи цієї системи, а також значення похибок системи, при відхиленні від оптимальних умов. Проаналізовані основні проблеми розв'язку задачі багатокритеріальної оптимізації сенсорів і обґрунтовано, що на етапі пошуку оптимально компромісних рішень задачі векторної оптимізації, тільки використання ефективних апроксимаційних макромоделей може забезпечити доступні часові витрати. Обробка даних для моделі «чорної скриньки» містить суто математичні формули і її можна розглядати як універсальну, саме тому, для зручності подальших розрахунків була розроблена програма, яка аналізує вхідні дані за вже зрозумілим нам алгоритмом.

Висновки. Побудована модель дозволяє контролювати зміни похибок конкретного сенсора і тим самим оцінювати достовірність інформації, що передається сенсором. З'являється можливість прогнозувати метрологічну відмову сенсора і вчасно змінювати його перед початком проведення відповідальних робіт, під час яких відмова датчика може нашкодити пацієнту.

Список використаної літератури.

1. Тайманов, Р.Е. Метрологический самоконтроль датчиков / Р.Е. Тайманов, К.В. Сапожникова // Датчики и системы. - 2011. - №2. - С. 58-66.
2. Егоров А.Е., Азаров Г.Н., Коваль А.В. Исследование устройств и систем автоматики методом планирования эксперимента. – Харьков: Вища школа, изд-во при Харьковском ун-те, 1986. – 240 с.

УДК 57.085.23:576.08

АВТОМАТИЧНЕ ВИМІРЮВАННЯ КЛІТИН В ЦИФРОВОМУ ЗОБРАЖЕННІ

Вовянюк С.І, Макеєнко О.Л.

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

Мета роботи – розробка програмного модулю, для автоматичного підрахунку кількості клітин, розрахунку їх об'єму, діаметру, площі та інші необхідні параметри (для різних задач необхідно використати різні параметри).

Матеріали і методи – для підрахунку кількості клітин та визначення необхідних параметрів застосовується програмний модуль AxioVision. Цей модуль дозволяє створити підпрограму автоматичного підрахунку тих параметрів які нам необхідні. Аналіз даного модулю проведено на зразку крові при підрахунку кількості еритроцитів, їх діаметру та площі.

Створення модулю автоматичного підрахунку включає в себе шість кроків. Найважливішими є крок отримання зображення та сегментація, інші кроки загалом направлені на покращення освітлення, виділення кольором необхідних об'єктів та інше.

Перший крок отримання зображення, тільки під час отримання зображення доступні всі вихідні дані. Інформація з поганого зображення, може бути невірною, вона віддаляє від отримання точних результатів вимірювання, саме тому є можливість покращити на

наступних кроках до початку сегментації. Це може спровокувати ситуацію коли зразок, який має бути простим для вимірювання, з точки зору аналізу зображень, система не може розпізнати об'єкти, що повинні бути виміряні. Другий важливий крок - це сегментація - ключ до коректного функціонування автоматичного вимірювання. Цей процес включає необхідні об'єкти, які визначені автоматично за допомогою вимірювальної системи, і відділені від загального фону, та об'єктів, які не повинні бути виміряні (фон зображення, артефакти). Спочатку це відбувається на підставі яскравості або кольору інформації, на наступних кроках, якщо результат розпізнавання не задовольняє, можливо видалити небажані для вимірювання об'єкти та артефакти [1,2].

Результатом роботи – є створення модулю в AxioVision, який автоматично в типових зображеннях зразків крові підраховує еритроцитів та задані параметри. Приклад роботи даного модулю зображено на рисунку 1б. При застосуванні такого модулю для підрахунку еритроцитів та підрахунку параметрів знадобиться лише декілька хвилин. Таким чином можна значно пришвидшити роботу в лабораторіях.

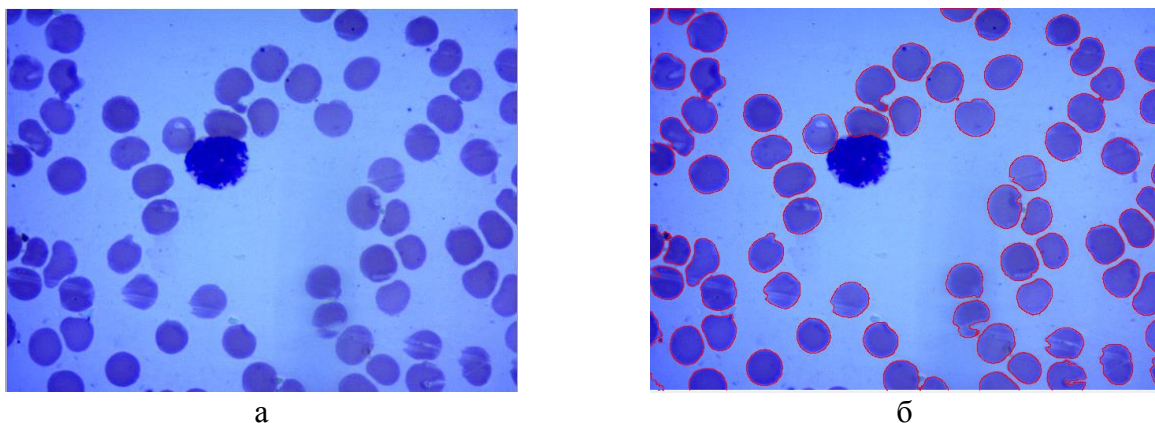


Рисунок 1 – а, експериментальний зразок зображення; б, розпізнавання необхідних клітин при автоматичному вимірюванні.

В результаті автоматичної обробки зображення отримано таблицю (Таблиця 1) з підрахованими даними. Таблиця зберігається в

форматі *.xls, що значно полегшує роботу при подальшому аналізі та статистиці.

Area[μm^2]	AreaFrame[μm^2]	Diameter[μm]
8,74	9463,33	3,34
16,17	9463,33	4,54
17,61	9463,33	4,74
41,72	9463,33	7,29
58,59	9463,33	8,64
46,90	9463,33	7,73
46,23	9463,33	7,67
55,25	9463,33	8,39
47,16	9463,33	7,75
39,60	9463,33	7,10
32,42	9463,33	6,42
0,03	9463,33	0,18
40,64	9463,33	7,19

Таблиця отриманих даних після автоматичного вимірювання

Таким чином, за допомогою створеного модулю можна аналізувати зображення при роботі з еритроцитами.

Завдяки збереженню даних в форматі таблиці, ми економимо час на подальші статистичні обрахунки.

Висновки. Створення такого модулю значно зменшує часові параметри для отримання такого рівня результатів, але шляхом «ручного» підрахунку. Також варто зазначити, що похибки в розмірах обраних параметрів при автоматичному розпізнаванні та обробці набагато менше ніж при обробці «вручну». Інколи не точні параметри можуть призвести до хибного діагнозу, тому вимірюючи автоматичним модулем препарати клітин, ми зменшуємо імовірність хибно поставленого діагнозу на основі підрахунків.

Створення подібних модулів можливо використовувати і в розпізнаванні злоякісних клітин таких як нейробластоми, гангліонейробластом, гангліоневром патологій та інших

клітин. Особливістю таких модулів є можливість сортування клітин за розміром (ми можемо розпізнати клітини знаючи приблизний розмір, що також є своєрідним параметром для розпізнавання клітин).

Модуль автоматичного вимірювання економить час не тільки на обробку, а і на подальшу роботу з отриманими результатами, подаючи результати у таблицях.

Список використаної літератури

1. Карл Цейз Microscopy GmbH, Axio-Vision керування для користувача, 2014, Р. 640-651.
2. Недзведь А.М., Абламейко С.В. Сегментація клітин на гістологічних препаратах для світлової мікроскопії // Сб. мат. докл. 5-й міжнар. конф. з розпізнавання образів і обробки інформації PRIP-99. - Мінськ, 1999. - Ч. 2. - С. 143-148.
3. Никоненко А.Г. Введення в кількісну гістологію. Київ: Книга - плюс, 2013 – 256 с.

УДК 617.3

КОЛІННИЙ МОДУЛЬ У ПРОТЕЗУВАННІ НИЖНІХ КІНЦІВОК

Голуб І.В., Козяр В.В

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

Мета. Дослідити переваги використання модульного колінного шарніра в протезуванні нижніх кінцівок. З'ясувати основні функції колінного модуля та визначити системи що їх виконують. Визначити шляхи розвитку та модернізації колінного шарніра.

Матеріали і методи. На сьогоднішній день найбільш розповсюдженим матеріалом що використовується в протезуванні є титан. Це зумовлено його фізичними характеристиками. Це легкий матеріал що відрізняється високою міцністю, низьким коефіцієнтом теплового розширення та високим рівнем стійкості до корозії. Одночасно використання титану має свої мінуси. Матеріал порівняно важко піддається механічній обробці [1].

Результати та обговорення. Оскільки титан важко піддається механічній обробці, виготовлення складових для протезування несе за собою значні витрати енергії та коштів. Розробка нової конструкції колінного шарніру дає можливість для використання інших матеріалів, таких як сталь та алюміній. Ці метали краще піддаються обробці. Стійкості до корозії можна досягти за допомогою використання захисного покриття. Нова конструкція колінного модуля повинна мінімізувати вагу протезу, це також дозволить використовувати не тільки титан, а й інші метали.

Конструкція повинна включати в себе системи для забезпечення керування в фазі переносу та стійкості в фазі опори. Можливості протезування включають гідравлічну систему управління, що дозволяє пересуватися по сходах і електронну систему регулювання, що забезпечує колінному модулю автоматично

пристосовуватися до темпу ходьби. Такі системи управління, які покращують малюнок ходьби незалежно від темпу пересування, заслуговують на особливу увагу. Найважливіша задача колінного модуля полягає в фіксації фази опори. Гідравлічна система під час руху запобігає підкошуванню колінного модуля. У фазі переносу - забезпечує мах гомілки і м'який упор при його розгинанні. Для поліпшення стійкості використовують електронну систему регулювання колінного шарніра. Використання мікропроцесора дозволяє автоматично пристосовуватися до різноманітних рухів і темпів ходьби [2].

Висновки. На сьогоднішній день в Україні різко зросла потреба в протезуванні кінцівок для населення. Це зумовлено проведення антитерористичної операції на сході України. Розробка вітчизняного колінного модуля дасть можливість вирішити цю проблему, та дозволить забезпечити потреби населення в протезуванні. Конструкція колінного шарніра повинна включати гідравлічні та електронні системи регулювання. Також розширення використання матеріалів дає можливість зменшити економічні витрати та витрати енергії при виготовленні протезів.

Список використаної літератури

1. Б.А. Колачев. Металловедение и термическая обработка цветных металлов и сплавов / Б.А. Колачев, В.А. Ливанов, В.И. Елагин – Красноярск 2007. – 182 с.
2. Тимофеев В.А. Компендиум по протезированию / Тимофеев В.А. – Киев: ПО «Укрпротез», 2002 – 28 с.

УДК 582.232

ФЕНОМЕН ЗАЛЕЖНОСТІ ТЕМПЕРАТУРИ АКУПУНКТУРНИХ ТОЧОК ВІД ВПЛИВУ МАГНІТНОГО ПОЛЯ

Данілова В.А., Делавар-Касмаї М., Зубчук В.І., Шликов В.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Впровадження засобів фізіотерапії у лікувальних закладах є актуальною задачею, оскільки медикаментозна терапія часто має наслідком побічні ефекти і протипоказання до застосування. Фізіотерапевтичні засоби націлені на стимуляцію регуляторних систем організму людини і завдяки цьому на поміч у боротьбі із хворобами. Одним з поширених засобів фізіотерапії є магнітотерапія, яка забезпечує лікувальний ефект при опроміненні магнітним полем тканин, органів і систем організму [1]. Для підвищення лікувального ефекту у сучасних магнітотерапевтичних приладах використовують біологічний зворотний зв'язок [2], себто реакції організму на дію магнітного поля, який дозволяє оптимізувати режим лікувальних процедур і максимізувати лікувальний ефект. Реакція організму зокрема проявляється у зміні фізичних параметрів рефлексогенних зон (електричний потенціал, вологість, електричний опір, температура тощо). Широке застосування тепловізорів у медичній діагностиці для неінвазивного контролю температури біооб'єктів обумовлює необхідність дослідження можливості їх використання як елементів реєстрації ефектів дії магнітного поля на стан органів і систем по зміні температури рефлексогенних зон, зокрема акупунктурних точок.

Метою дослідження є виявлення функціонального зв'язку температури акупунктурних точок з магнітним опроміненням частин тіла піддослідних, якими стали автори дослідження.

Матеріали і методи. Як генератор магнітного поля використаний апарат МС-92М, який забезпечує формування знакозмінних трапецеїдальних імпульсів з плаваючою частотою у діапазоні 1...100 Гц, скважністю імпульсів $Q=2$ і індукцією до 30 мТл. Два індуктори встановлювались на зап'ястях рук піддослідних. Час експозиції – 15 хвилин. Як реєстратор температури акупунктурних точок використаний те-

пловізор Flir I7. Тепловізором фіксувались термограми кистей рук піддослідних до і після опромінення магнітним полем. Одночасно фіксувались артеріальний тиск і частота пульсу до і після опромінення. Проведені 3 щоденні цикли вимірювань в однакових умовах (без фізичного навантаження і незалежно від приймання їжі).

Результати та обговорення. В результаті дослідження були отримані наступні результати: максимальне значення відносної різниці температур акупунктурних точок між правою і лівою кистями рук до і після впливу складає 2,9 С, максимальне значення абсолютної різниці – 10 С. Визначена відносна різниця температур є суттєвою, оскільки відомо, що різниця температур між симетричними ділянками тіла людини, яка вважається діагностичним критерієм в тепловізійній діагностиці становить 0,4 С. Крім того, були вираховані наступні статистичні параметри: середнє абсолютне значення по кожному піддослідному, максимальне значення якого складає 8,7, а також визначено значення динаміки для кожного піддослідного, максимум якого складає 8,4.

Висновки. Таким чином можна стверджувати, що існує функціональний зв'язок між фактором опромінення магнітним полем піддослідних і температурою окремих акупунктурних точок, що може бути використано для реалізації біологічного зворотного зв'язку у адаптивній магнітотерапії.

Список використаної літератури

1. Самосюк І.З., Чухраєв Н.В. и др. Магнитолазероультразвуковая терапия. Научно-практические материалы. Выпуск 4. Часть 1. Москва-Киев-2001. 202 с.
2. Делавар-К.М. Запорожко И.А., Зубчук В.И., Шликов В.В. Методы и средства оценки эффективности магнитотерапевтических процедур. Матеріали II міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія». Київ, 17-18.03.2011 р., с. 43-44.

УДК 615.847.8; 815.814.1

ЗВОРОТНИЙ ЗВ'ЯЗОК У ЛАЗЕРНІЙ РЕФЛЕКСОТЕРАПІЇ

Данілова В.А., Зубчук В.І., Культюгіна К. А., Шликов В.В.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Методи лазерної рефлексотерапії різних захворювань набувають все більш широке застосування у клінічній практиці завдяки комплексній дії низькоінтенсивного лазерного випромінювання на тканини, органи і регуляторні системи людини, відсутності протипоказань та побічних ефектів, притаманних медикаментозним методам. На підставі даних літератури та клініко-експериментальних досліджень встановлено [1], що лазерне випромінювання забезпечує нормалізацію симпатопарасимпатичної регуляції, активацію мікроциркуляції крові в органах, порушення яких є важливою ланкою патогенезу багатьох захворювань, а також стимулює імунітет при дії на відповідні акупунктурні зони. У більшості наявних лазеротерапевтичних апаратів не використовується зворотний зв'язок від пацієнта, який може забезпечити оптимальне налаштування апарату для максимізації лікувального ефекту персонально для кожного пацієнта.

Мета. Необхідно проаналізувати можливість оперативного одержання діагностичної інформації у процесі лікувальної процедури, визначити найбільш прийнятний спосіб використання отриманих даних для оптимального налаштування лазеротерапевтичного апарату при реалізації лікувальних процедур.

Матеріали і методи. Розглянута можливість використання апаратів (МИТ-11, «Мустанг»), в яких використовується низькоінтенсивне лазерне випромінювання у системі з біологічним зворотним зв'язком. Проаналізовані методи отримання діагностичної інформації на засадах вимірювання метаболічних параметрів біологічно активних точок (БАТ) або рефлексогенних зон (електричний опір, біопотенціал, вологість, температура тощо), наприклад зон Захаріна-Геда [2]. Найбільш оперативно інформація про функціональний стан органів у вигляді термографічних зображень ділянок тіла людини може бути отримана за допомогою тепловізора, який дозволяє фіксувати зміни температури БАТ у продовж сеансу лазеротерапії.

Результати та обговорення. Правильне визначення біологічно активних точок, вплив на них лазерного випромінювання мінімальної інтенсивності і оптимальної частоти дозволяє «включати» біорезонансний механізм організму і впливати на стійкі патологічні стани при хронічних захворюваннях. Таким чином, запропонована система лазеротерапії зі зворотним зв'язком у складі лазеротерапевтичного пристрою, тепловізора та засобів програмної обробки термограм з реєстрацією даних про пацієнта та процес лікування у базі даних комп'ютера, як складової частини системи.

Висновки. Найбільш актуальним і перспективним напрямком в фізіотерапії є вивчення впливу на біологічно активні точки променем лазера в формі переривчастих імпульсів різної частоти за допомогою неінвазивного контролю температури в рефлексогенних зонах, що підтверджується клінічними спостереженнями, нейрофізіологічними, біофізичними та параклінічними дослідженнями [1,2]. До переваг лазерної рефлексотерапії можна віднести: малу зону впливу (діаметр 0,5-3 мм), неспецифічний характер фотоактивації рецепторних структур, можливість викликати спрямовані рефлекторні реакції, неінвазивний вплив, асептичність, комфортність, можливість точного дозування впливу, можливість застосування методу для вирішення практичних завдань на певному етапі лікування - як самостійного, так і в поєднанні з різними медикаментозними, дієто- і фізіотерапевтичними видами лікування.

Список використаної літератури

1. Буйлин В.А., Ларюшин А.И., Никитина М.В. Свето-лазерная терапия. Руководство для врачей. - М.:НПЦ «Техника», 2004.
2. Самосюк И.З., Чухраев Н.П. и др. Магнитолазероультразвуковая терапия. Научно-практические материалы. Вып.4. - Москва-Киев-2001.

УДК 615.847.8

МАГНІТНА ТЕРАПІЯ У МЕДИЦИНІ

Діденко М.С., Білошицька О.К., Шликов В.В.

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

Мета. Дослідити ефекти, які викликає дія магнітного поля на тканини людини. З'ясувати можливості використання магнітно-резонансної терапії в лікуванні захворювань.

Матеріали і методи. Магнітна терапія – метод фізіотерапії, при якому використовують високо- і низькочастотне змінне магнітне поле. В наслідок впливу магнітного поля на тканини людини виникають електричні струми і наводиться електрорушійна сила. Вплив магнітного поля змінює колоїдні властивості білків та інших молекул, що позначається на зв'язуванні ними рідких середовищ – крові, лімфи, спинно-мозкової рідини. Зміни фізико-хімічних властивостей крові обумовлюють зсув в швидкості біохімічних та біофізичних процесів. Магнітне поле впливає на проникність мембран клітин і їх функції [1].

Основний елемент приладів магнітотерапії – індуктор, який представляє собою котушку з обтікаючим струмом та залізним сердечником (електромагніт) або без нього (соленоїд), що створює неоднорідне магнітне поле. Найбільша напруженість поля спостерігається на торцях (полюсах) електромагніту та швидко зменшується зі збільшенням відстані від них. Під час процедури магнітотерапії найбільша потужність впливу на частину тіла спостерігається у внутрішній порожнистій частині соленоїда, оскільки там створюється найбільша напруженість магнітного поля.

Результати та обговорення. До магнітної терапії найбільш чутливі кора головного мозку та центральна нервова система. В безперервному режимі під впливом магнітного поля в корі головного мозку підсилюються процеси збудження. При імпульсному режимі впливу спостерігається активізація процесів збудження нейронів, а також пришвидшується швидкість проведення імпульсів по периферичним нервам. У деяких випадках магнітна терапія може використовуватися при лікуванні запалених процесів, тому що за рахунок розігріву тканин спостерігається пришвидшення регенерації тканин, підсилюється мікроциркуляція, зменшується кількість пристінкових тромбозів [1].

Не дивлячись на отримані результати досліджень, не всі вчені вважають магнітну терапію науково-обґрунтованим засобом для лікування пацієнтів. Всесвітня організація охорони здоров'я поки що не готова робити висновки про ефекти даної терапії, посилаючись на недостатню кількість інформації про можливу довготривалу дію на організм людини такого методу лікування. Не дивлячись на це, на території країн СНД дана технологія фізіотерапії вже використовується декілька десятиліть. Дослідження на наявність чи відсутність ефектів лікувального впливу магнітним полем знаходяться на стадії визначення достовірних критеріїв оцінки впливу, які під час проведення процедури видимі відразу (в процесі досліджу) або у короткий проміжок часу (за результатами декількох дослідів).

Висновки. Магнітна терапія – галузь медичної науки, яка інтенсивно розвивається. Проведені дослідження [2] дозволяють відзначити, що магнітна терапія не має побічних ефектів. Проте, використання даної технології має обмеження через протипоказання у деяких хворих. Серед них – схильність до кровотеч, брадикардія, серцево-судинна недостатність, артеріальна гіпертензія, судинна дистонія, порушення мозкового і коронарного кровообігу, злоякісні новоутворення, вагітність. Загалом розвиток технології впливу, його локалізація під кожний конкретний випадок чи захворювання є пріоритетними для покращення уже досягнених результатів терапії. Також необхідно зосередити увагу досліджень не тільки на короткострокових ефектах, а також на дослідженні впливів через певний проміжок часу.

Список використаної літератури.

1. Ясногородский В.Г. Электротерапия. - М: Медицина., 1987 – 240 с.
2. Делавар-Касмаи М., Запорожко И.А., Зубчук В.И., Шлыков В.В., Бондаренко И.В. Методы и средства оценки эффективности магнитотерапевтических процедур \ II Міжнарод. конференція “Біомедична інженерія і технологія”, 17-18 березня, Київ, 2011, с. 43 - 44.

УДК 615.84:615.472.03:615.847.8

ТЕХНОЛОГІЯ НЕІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ ТЕМПЕРАТУРИ

Діденко М.С., Білошицька О.К., Шликов В.В.

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

Мета. Розробка методу безконтактного контролю температури для дистанційної реєстрації температури внутрішніх органів при проведенні хірургічних операцій.

Матеріали і методи. Однією з найважливіших проблем при кардіохірургічних втручаннях є захист міокарда від ішемічного пошкодження під час пережиму аорти, коли нормальна коронарна перфузія відсутня [1, 2]. Ішемія сприяє швидкому виснаженню запасів високоенергетичних фосфатів в міокарді, що ініціює комплексний каскад іонних, біохімічних і морфологічних змін, які ведуть до некрозу міокардіоцитів. Для повного контролю над температурним розподілом перспективним та інноваційним є використання термографів. Вони дають високоінформативне зображення різниці температур на всій поверхні серця. При цьому термографи легкі у застосуванні та не потребують складного обладнання то додаткових спеціалістів. Таким чином, виникає задача визначення допустимого значення відхилення температури в різних точках для серця. За основу методики роботи з термографічними зображенням відкритого серця взято визначення параметра процесу розповсюдження тепла.

Результати та обговорення. У дослідженнях при операціях на відкритому серці в НІССХ ім. М.М. Амосова застосовувався термограф FLIR I7. Серед його переваг – портативність, інформативність, легкість у застосуванні та швидке отримання результатів.

Для кількісної оцінки точності вимірювання необхідно враховувати температуру навколишнього середовища. При розрахунку температури в операційній була використана формула [2, 3]:

$$T_{real} = T_{own} \cdot \varepsilon + (1 - \varepsilon) \cdot T_0,$$

де T_0 – температура робочої зони, T_{own} – температури власного міокарда, ε – коефіцієнт випромінювання тканини міокарда, T_{real} –

безпосередньо вимірювана температура ділянки. Параметри, що контролюються тепловізором: температурний градієнт між артеріальною кров'ю і температурою теплоносія на етапі охолодження (не повинен перевищувати 7 °C), температурний градієнт вода/кров під час зігрівання (повинен підтримуватися в межах від температури 4 °C до температури тіла 27 °C), різниця між ректальною і фарингальною температурами (повинна становити не більше 7 °C), температурний градієнт після досягнення температури тіла 27 °C (повинен становити не більше 4 °C). Коливання температури на поверхні міокарда в досліджуваній ділянці чітко визначаються при гіпотермії та гіпертермії в умовах штучного кровообігу (ШК).

У досліджуваній групі хворих виконувалася температурний контроль вживаного кардіоплегічного розчину для температур 6-10 °C, а в групі порівняння температура змінювалася в більш широких межах (4—15 °C). Точний контроль температури охолодження і нагрівання тканин мозку і серця дає змогу мінімізувати час проведення ШК і забезпечити максимальний захист міокарда під час операції.

Зниження температури серця і мозку з +36 °C до +18 °C є головним фактором захисту від гіпоксичного ураження мозку при виключенні цих органів з кровообігу при операціях на відкритому серці. Безконтактне вимірювання температури особливо необхідне на етапах зігрівання мозку. Під час зігрівання на початковому етапі температурна різниця між теплоносієм і тілом не повинна перевищувати 5 °C [4]. На інших етапах зігрівання хворого до 36 °C температурний градієнт не повинен перевищувати 8, а температура теплоносія має контролюватися в діапазоні 39,0-39,5 °C.

Використання термографа на сьогоднішній день достатньо широко розповсюджене, зокрема, при складних хірургічних операціях

на серці. Аналоговим методом може стати, наприклад, використання точкового неінвазивного вимірювача температури, наприклад безконтактного лазерного пірометра. Такий прилад коштує набагато менше і не потребує великої кваліфікації для обробки результатів. За допомогою цього методу можна визначити область на серцевому м'язі, яка є відображенням середнього загального стану охолодження, і критичну область контроль температури, за якою повинен слідкувати лікар окремо. Це дасть змогу відмовитись від використання дорого обладнання без втрати якості отриманих результатів. Для визначення цих критичних і основних зон вимірювання, було використано програмне середовище Matlab, та раніше отриманні данні з термограм проведення реальної операції. Буде проведено аналіз поведінки зміни температури серцевого м'яза в статичі і в динаміці.

За результатами роботи програми можна оцінити та проаналізувати температурний розподіл по всьому серцевому м'язі, залежність значень температури в різних точках одна від одної, а також частоту зустрічі певних значень температур.

Спосіб отримання графічного зображення розподілу температури для відкритого серця дає змогу контролювати температуру операційної зони при операціях на мозку і серці [5]. Розроблений комплексний підхід до дистанційного контролю температури дає змогу контролювати рівномірність температурного захисту, визначити рівень охолодження в різних температурних зонах, значно підвищити безпеку контрольованого припинення кровообігу в життєво важливих органах.

Висновки. Запропонована методика контролю температури внутрішніх органів вирі-

шує проблему забезпечення контролю глибинної температури тканин, в тому числі дистанційного контролю температури серця.

На основі запропонованого підходу до статистичного аналізу термограм міокарда виконані дослідження термоаномальних зон на поверхні міокарда, які дають чітке уявлення про розподіл внутрішньої температури та рівень мікроциркуляції в міокарді і судинах. На основі методики контролю температури пропонується розробка технології контролю і оцінки стану органів людини в умовах коливання температур від глибокої гіпотермії до помірної лікувальної гіпертермії.

Список використаної літератури.

1. Шлыков В.В., Данилова В.А. Термографические исследования у кардиохирургических больных. II-я Международная конференция "Биотехнология. Взгляд в будущее", Казанский (Приволжский) федеральный университет, кафедра биотехнологии, 26.03.2013. С. 401 – 403
2. Данилова В.А., Шлыков В.В. Тепловизионное исследование розподілу температури міокарда // Наукові вісті НТУУ «КПІ». – К., 2014, №5. – С. 106-111.
3. Котовський В.Й. Термографія як неінвазивний метод первинної діагностики // Тези доп. II Міжнар. конф. "Біомедична інженерія і технологія". – К., 2011. – С. 92-95.
4. Данилова В.А., Шлыков В.В. Использование тепловидения для диагностики сосудистых патологий // Биомедицинская инженерия и электроника. – 2014. – № 1
5. Шлыков В.В., Данилова В.А., Бритва Н.А. Исследования термограмм мозга и открытого сердца / Материалы конференции: 24-я Международная Крымская конференция «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии», Севастопольский НТУ, 7 – 13 сентября 2014 г. – с. 1033 – 1035

УДК 611.08

ПОРІВНЯННЯ РІЗНИХ МЕТОДІВ ВИЗНАЧЕННЯ ХВИЛИННОГО ОБ'ЄМУ СЕРЦЯ

Дрозденко Ю.І.¹, Козяр В.В.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
Факультет біомедичної інженерії, кафедра біомедичної інженерії

² Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України
м. Київ, Україна

Мета. Провести порівняння точності різних методів визначення ХОС з метою вибору оптимального для використання в периопераційному періоді.

Матеріали і методи. Методи обчислення хвилиного об'єму серця (далі - ХОС): прямий метод Фіка, методи розведення індикатора (термоіндикатора, барвника, радіоізотопа), за допомогою ультразвукових досліджень, методом реографії. Знання їх принципів, властивостей та характеристик.

Результати та обговорення. Визначення ХОС дозволяє найбільш об'єктивно оцінювати стан пацієнта та ефективність лікувальних засобів. При застосуванні класичного методу Фіка індикаторною речовиною в судинному руслі є кисень, який вдихається легенями. Поглинання кисню кров'ю в легенях за одиницю часу (VO_2 , мл/хв.) достовірно можна визначити тільки за допомогою спірометра, який в дихальному контурі містить сорбент двоокису вуглецю. Для забезпечення точності результатів потрібно враховувати температурні зміни видихуваного повітря, зміни його насичення парами води. На ділі, цей показник найчастіше розраховується за емпіричними формулами в залежності від площі поверхні тіла, статі і віку пацієнта. При цьому, площа поверхні тіла визначається за спеціальною таблицею-номограмою, розрахованою за формулою Дюбуа в залежності від зросту і маси пацієнта. Це, звичайно, вносить певну похибку у визначення величини VO_2 . Для визначення ХОС за Фіком, кров для аналізу насичення киснем, в ідеалі, повинна бути взята з легеневої артерії та з артерії великого кола кровообігу (рис. 1). Такий аналіз виконується теж з певною похибкою яка складає не більше 10%. Даний метод потребує в ряді випадків співпрацю пацієнтів, трудомісткий, його не слід використовувати на пацієнтах з важкими

формами легеневих захворювань, що призводять до порушення дифузії кисню в легенях, при нестабільному стані дихання і кровообігу в момент дослідження. Метод не піддається компютеризації і для отримання наступного результату потрібен час не менше 10 хв. Результати, отримані методом Фіка найбільш точні при низькому ХОС і великій артеріо-венозній різниці по кисню.

В основі методу термодилуції також лежить принцип Фіка. Тільки роль індикатора в цьому випадку виконує не кисень, а охолоджений нижче температури тіла ізотонічний розчин натрію хлориду або 5% розчин глюкози, який вводять у верхню порожнисту вену або в праве передсердя і реєструють викликану ним зміну температури крові в легеневій артерії (рис. 2). За допомогою катетера Свен-Ганца в легеневій артерії, який оснащений на кінці термістором, з використанням невеликого комп'ютера можна швидко отримати значення ХОС і проводити вимірювання кожну хвилину. Деякі моделі катетерів Свен-Ганца оснащені термістором з малою сталою часу, що дає можливість додатково визначати такий важливий показник функціонального стану серця, як фракція викиду. За літературними даними похибка визначення ХОС методом термодилуції становить 5.9%. Недоліком методу є ряд ускладнень (розрив легеневої артерії, сепсис, пристінковий тромбоз), що виникають при використанні катетерів Свен-Ганца, яких можна уникнути при дотриманні методичних правил. Цінним є те, що метод не потребує співпраці пацієнтів і його можна використовувати незалежно від стану хворих.

При використанні методу розведення фарб, барвник вводять в центральну вену або в легеневу артерію. Концентрацію барвника вимірюють в аорті або в одному з великих артеріальних стовбурів (рис. 3).

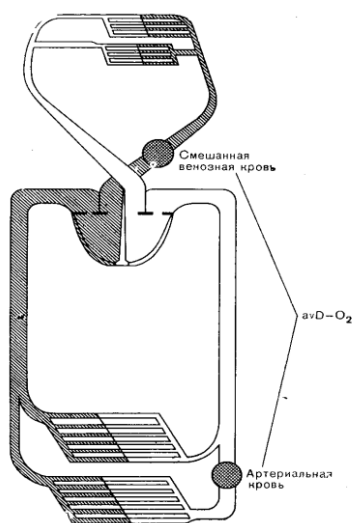


Рис.1 Схема кровообігу по принципу Фіка.

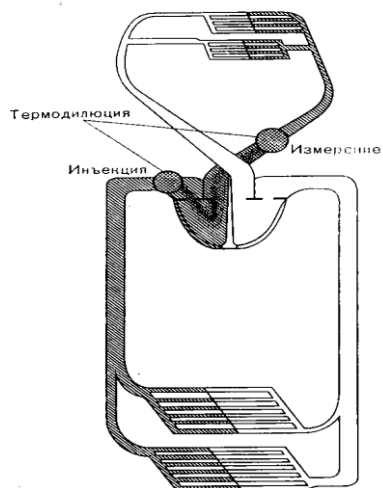


Рис.2 Схема кровообігу для вимірювання ХОС методом термодилуції.

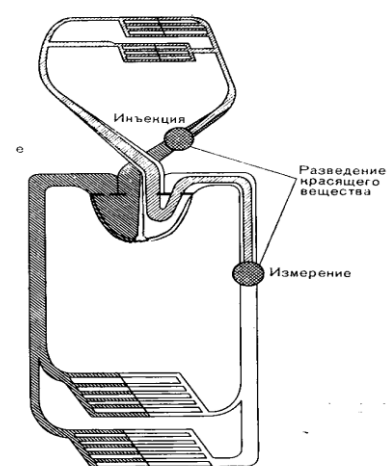


Рис.3 Схема кровообігу для вимірювання ХОС методом розведення барвника.

Реокардіографія є непрямим неінвазивним методом вимірювання і дає можливість ХОС того визначити ударний об'єм серця. Метод заснований на реєстрації змін біоелектричного опору в грудях, в основі якого лежить принцип реєстрації змін електричного опору тканин у зв'язку з мінливим кровонаповненням. Чим більше приплив крові до тканин, тим менше їх опір. Для отримання реограм, через тіло пацієнта пропускають змінний струм частотою 50-100кГц, малої сили (не більше 10 мкА), створюваний спеціальним генератором. Ударний об'єм розраховують просто за рівнем амплітуди реографічної кривої, за часом вигнання крові з серця, за відстанню між електродами і за основним опором.(3). Похибка при вимірюванні цим методом не перевищує 9%. Причиною цього може бути неправильне розташування електродів, положення хворого або цикл дихання. Перевагою цього методу є те, що він дозволяє проводити тривалий моніторинг параметрів насосної функції серця і потенційно дозволяє отримати дані про рух і зміни розмірів структур серця.

Висновки. Кожний з методів вимірювання ХОС має право на існування в сучасній медицині. Але для периопераційних досліджень оптимальним слід вважати метод термодилуції. Його точність, за даними різних авторів, складає 5.5 - 10 %%. Таке розходження в оцінці вимагає подальшої експериментальної перевірки метода.

Список використаної літератури.

1. Celotto S., Nesci M., Lucchini A. et al. Vital signs of hemodynamic monitoring // Minerva Anesthesiol. – 2003.-Vol. 15(8). – P. 812-822.
2. Кардіокод [електронний ресурс]/Сравнительные испытания – Режим доступу: <http://www.cardiocode.ru/test/comparative/>
3. Справочник врача [електронний ресурс]/ Минутный объем сердца – Режим доступу: <http://spravr.ru/minutnyy-obem-serdca.html>
4. Определение объема и фракции выброса правого желудочка при помощи эхокардиографии.// Тер. архив, N2, 1988, с. 101-103. Соболев Ю.С., Атьков О.Ю., Самко А.Н.

УДК 615.21/.26

ПРОДУКТИ ТА МЕТОДИ ОТРИМАННЯ НАНОЕМУЛЬСІЙ

Дрозденко Ю.І.¹, Беспалова О.Я.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
Факультет біомедичної інженерії

² Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України
м. Київ, Україна

Мета. Огляд та узагальнення важливості нанотехнологій, а саме - наноемульсій та їх ефективність в медицині та косметології.

Матеріали і методи. Статистичні данні, принципи та способи отримання наноемульсій.

Результати та обговорення. Відомо, що генетичний потенціал тривалості людського життя перевищує 150 років. В Україні тривалість життя становить 71,37 роки, що на 10 років менше середнього Європейського рівня (найвищий показник у Швейцарії - 82,2 роки). Звичайний на ці показники впливають знані раніше та набуті технологічним прогресом хвороби, також важливу роль відіграє спадковість та спосіб життя людини.

Головною складових успіху подолання недугів є вчасно їх діагностування та швидка дія медичний препаратів. Значний успіх досягається, при використанні принципів роботи технологій «малих форм» - нанотехнології.

Наноемульсії можуть бути використані для доставки лікарських засобів в медицині, поживних речовинах - в косметології, в якості дезинфікуючого засобу у військовій галузі та ін. На відміну від мікроемульсій, які є термодинамічно стабільними, наноемульсії стабільні кінетично. Зовнішній вигляд наноемульсій (далі - НЕ) відрізняється від виду макроемулсій. Як правило, це напівпрозорі дисперсні системи [1].

Високоенергетичні методи отримання НЕ засновані на інверсії фаз при зміні складу і температури системи. При варіюванні температури або складу змінюється кривизна адсорбційного шару поверхнево-активних речовин (далі – ПАР). При певних умовах система проходить через стан з нульовою кривизною поверхні моношару ПАР і наднизьким міжфа-

зним натягненням $10^{-2} - 10^{-5}$ мН / м. В результаті відбувається інверсія фаз і утворюється НЕ.

Низькоенергетичними способами можна користуватись, використовуючи певні області діаграми фазового стану, з дуже низьким поверхневим натягом на межі поділу, які є областями або рідких кристалів, або мікроемульсій.

Відомо, наприклад, що наноемульсії можна приготувати за допомогою самовільного емульгування в результаті інверсії фаз, такого як класичний спосіб ТИФ (температурної інверсії фаз)

Метод температурної інверсії фаз заснований на здатності ПАР змінювати спорідненість до води і масла в залежності від температури. При підвищеній температурі етиленоксидні групи дегідратовані. Площа, яка зайнята вуглеводневими ланцюгами, більша в порівнянні з полярними групами, тому доцільним є утворення зворотної емульсії. При низьких температурах молекули ПАР гідрофільні через гідратацію полярних груп. Площа, яка зайнята гідратованими полярними групами, більше, ніж гідрофобними вуглеводневими ланцюгами. Тому моношар ПАР згинається, і утворюються прямі емульсії.

Щоб отримати зворотню емульсію, стабілізовану етоксильованими ПАР, при підвищеній температурі, а потім різко охолодити, то при певній температурі відбувається інверсія фаз, і утворюється пряма НЕ (рис. 1).

Найчастіше для отримання ліпідних нанокапсул застосовується метод температурної інверсії фаз з багаторазовим температурним циклюванням, що дозволяє отримувати більш дрібні і більш однорідні за розмірами нанокапсули. [3, 4].

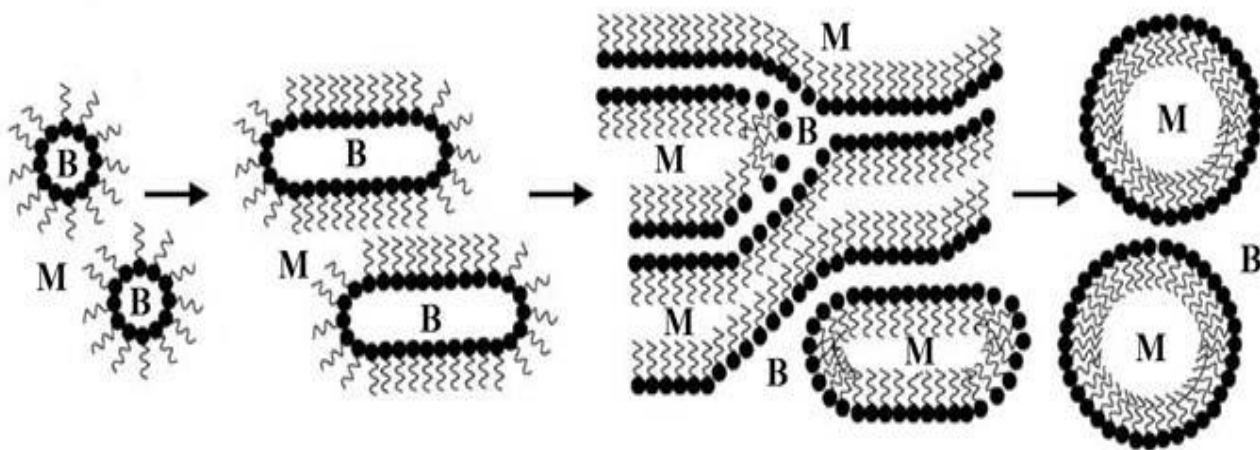


Рис. 1. Трансформація крапель при утворенні прямої НЕ [2]

Існує й думка, що процес утворення крапель НЕ визначається дифузійною ПАР. При різкому зниженні температури змінюються коефіцієнти розподілу ПАР між органічною та водною фазами, і в результаті дифузії ПАР з органічної фази в водну відбувається спонтанне емульгування [5].

Розмір крапель в НЕ залежить від температури, до якої проводилося охолодження. НЕ з більш дрібними краплями і меншою полідисперсністю можна отримати, якщо система швидко охолоджується до температури на 25-30 °С менше температури інверсії фаз.

Найбільший інтерес викликає можливість застосування НЕ як векторів для транспортування біологічно активних сполук в організм людини. При застосуванні НЕ швидкість проникнення препаратів в кілька разів вище, ніж при використанні макроемульсії, міцелярних розчинів, гелів, суспензій і інших носіїв [6-8].

Для цільової доставки активних компонентів можуть бути використані як самі НЕ, так і інші наноматеріали, отримані на основі НЕ, - наночастинки, наносфери, нанокапсули.

Висновки. Особливий інтерес викликає можливість використання прямих НЕ як різних косметичних препаратів. Можна використовувати НЕ в різних косметичних продуктах - кремах, косметичному молочці, лосьйонах,

гелях, засобах по догляду за волоссям та ін. Запатентовані склади і способи отримання НЕ, що містять вітаміни А, D, С, Е і їх похідні, різні фосфоліпіди, НЕ для відновлення епідермісу шкіри тіла і ін.

Список використаної літератури

1. Наговицина Ю. Королёва М.Ю. Успехи в химии и химической технологии // *Химия*. – 2012. – №26. – С. 82-85.
2. Fernandez P., André V., Rieger J., Kühnle A. // *Colloids Surf. A*, 2004, Vol. 251, p. 53
3. Izquierdo P., Feng J., Esquena J., Tadros T.F., Dederen J.C., Garcia M.J., Azemar N., Solans C. // *J. Colloid Interface Sci.*, 2005, Vol. 285, p. 388
4. Taisne L., Cabane B. // *Langmuir*, 1998, Vol. 14, p. 4744
5. Anton N., Vandamme T.F. // *Int. J. Pharm.*, 2009, Vol. 377, p. 142
6. Tagne J.-B., Kakumanu S., Ortiz D., Shea T., Nicolosi R.J. // *Molecular Pharm.*, 2008, Vol. 5, p. 280
7. Kotyla T., Kuo F., Moolchandani V., Wilson T., Nicolosi R. // *Int. J. Pharm.*, 2008, Vol. 347, p. 144
8. Wu H.L., Ramachandran C., Weiner N.D., Roessler B.J. // *Int. J. Pharm.*, 2001, Vol. 220, p. 63

УДК 539.3

ПОРОЖНИСТИЙ БРОНЕЕЛЕМЕНТ ІЗ ПОКРАЩЕНИМИ ЗАХИСНИМИ ВЛАСТИВОСТЯМИ

Єсаулова Т.І.¹, Козяр В.В.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М.М. Амосова НАМН України
м. Київ, Україна

Мета. Конструювання бронежилетів є складною, комплексною проблемою мультидисциплінарного характеру. Не дивлячись на довготривалу історію розробки, багато питань індивідуального бронезахисту до сьогодні не мають однозначного вирішення. Основу бронежилету складають різного роду бронеелементи, котрі повинні не лише виключити прохід кулі, уламка в заброневий простір, але й мінімізувати деформацію і пов'язану з цим заброневу травму (згідно ДСТУ В 4103-2002 висота випинання не повинна перевищувати 25 мм). У разі компенсації конструкцією значної енергії кулі при ударі, енергії, котра залишається на утворення випинання з тильної сторони бронежилету, буде не достатньо, або ж розміри деформації будуть несуттєвими і значної шкоди біологічному об'єкту не буде завдано. Тому актуально забезпечити конструкції бронеелементу не лише стійкість до удару кулі, але і характеристику поглинати енергію кулі і завдяки компенсації цієї енергії зменшити заброневу дію.

Матеріали і методи. Для вивчення даної проблематики були використані джерела наукової літератури та Інтернету, проведений патентний пошук за темою розробки. Основне дослідження проводилося з огляду забезпечення захисту від пострілів із найбільш часто застосованої зброї – автомата Калашнікова АК-74 (патрон 7Н10, куля калібру 5,45 мм х 39 мм), що відповідає вимогам до бронежилетів 3-у класу згідно ДСТУ В 4103-2002. Під час аналізу даної проблематики використовувались аналітичні формули, які наведені у роботах [1, 2]. Завдяки цим формулам та аналізу відповідної літератури з даної тематики обрано за матеріал виготовлення броневих панелей – сталь марки 44С. Для проведення розрахункових досліджень був використаний пакет прикладних програм Ansys 14.5 за допомогою модулю Autodyn, котрий реалізує метод кінцевих елементів в задачах динаміки для аналізу непружного контактного дефо-

рмування та руйнування. Однією із задач розробки нової конструкції бронепластины було моделювання контакту металевої перешкоди з ударником, динаміки ударно-хвильових та енергетичних процесів при короткому імпульсі взаємодії. В якості експериментальної частини було використано установку для визначення глибини та діаметру відбитку внаслідок динамічної взаємодії індентора із макетом бронеелемента.

Результати та обговорення. Для забезпечення ефективного індивідуального бронезахисту запропонована конструкція бронеелементу, яка представляє собою пласку герметичну металеву ємність. Матеріал бронеелементу – сталь марки 44С, титан Ti10. Товщина тильної пластини в 1.5 – 2 рази перевищує товщину лицьової пластини. Така, по суті трьохшарова, конструкція бронеелементу передбачає гасіння енергії кулі при зіткненні з лицьовою пластиною та вплив на тильну пластину кулею, котра втратила частину кінетичної енергії. Додатково енергія кулі витрачається на компресію повітря, що міститься в бронеелементі. При більш детальному розгляді процесу, енергія кулі, яка абсолютно непружно зіштовхується з бронеелементом запропонованої конструкції, витрачається на: деформацію лицьової пластини, надання імпульсу масі, що деформується, надання імпульсу масі металу, який вибивається (у випадку достатньої для цього енергії), на деформацію самої кулі, на компресію та нагрів повітря, що міститься в бронеелементі, на нагрів кулі та матеріалу, що деформується, на деформацію кулі і тильної пластини. Під час математичного моделювання в середовищі Ansys 14.5 процесу пробиття для рішення задач динаміки деформування металевих конструкцій при швидкості зіштовхування менше 1000 м/с, як правило використовують кінцеві елементи в формулюваннях Лагранжу або Ейлера. Для металів було обрано модель Джонсона-Кука, яка враховує залежність поточної напруги на поверхні плинності

від накопиченої пластичної деформації, швидкості деформації та температури. За матеріал броневої пластини обрано бібліотечну модель сталі 4340 (США), яка по своїм характеристикам схожа на сталь 44 С, для отримання об'єктивних значень та результатів. Результатами проведеного моделювання в середовищі Ansys 14.5 було отримано значення розповсюдження швидкості в шарах броневого елемента внаслідок удару кулі, деформацію кулі під час удару та інші. Одним із суттєвих значень було отримано кінцеву швидкість, якою володіє куля після проходження 2-х перших шарів броневого елемента, і воно становить близько 45,6 м/с.

Висновки. Проведене моделювання динамічного процесу в середовищі Ansys 14.5 за допомогою спеціального модуля Autodyn та розрахунки показали, що при деформації лицевої пластини бронеелемента (удар абсолютно непружний) куля втрачає 10-12% своєї енергії. На компресію повітря (процес адіабатичний), що знаходиться всередині бронеелемента при атмосферному тиску, та при реальних об'ємах деформації, витрата енергії досить незначна. Для того, щоб повітря в бронеелементі поглинало істотну частину енергії кулі, його вихідний тиск повинен бути порядку 3-5 МПа. Деформація лицевої пластини призведе до збільшення цього тиску і куля втратить додаткову частину своєї кінетичної енергії. В даному випадку стиснене повітря функціонує як ефективний динамічний тильний підпір, що перешкоджає деформації лицевої пластини, і розрахункові втрати початкової енергії кулі будуть близько 40%. Додатково енергія кулі втрачається на її нагрівання в момент контакту із перешкодою, на нагрівання матеріалу перешкоди та на деформацію кулі. Якщо постріли будуть проводитись з АК-74 кулею калібру 5,45 мм з дистанції 100 м, то залишкова енергія кулі, контактуючої з тильною пластиною, буде відповідати енергії кулі, яка подолала дистанцію 500 м і цієї енергії буде недостатньо для утворення випинання в тильній пластині, здатної завдати шкоду біооб'єкту. За

результатами моделювання в середовищі Ansys 14.5 порожнистого бронеелемента із повітрям всередині встановлено, що деформація лицевої пластини в місці контакту з ударника досягає 5 мм. Внаслідок такої деформації, значна частина енергії передається газовому середовищу другого шару конструкції, а саме порожнистій частині, і залишкова енергія на деформування тильної пластини є невеликою, знаходиться у діапазоні допустимої. Отже, трьохшарова герметична конструкція, яка складається з 2 сталевих пластин зі сталі марки 44С різної товщини, лицева товщиною 2 мм та тильна-3 мм, між якими знаходиться повітря під тиском в діапазоні від 3 до 5 МПа. Саме такі товщини броне-вих панелей показують краще поєднання пластичності та міцності при потраплянні кулі, внаслідок цього зменшено масу бронежилету, в порівнянні з монолітною структурою броневої панелі для захисту. Матеріал з якого виготовлено пластини обрано таким, який завдяки збалансованості компонентів може рівнятись з найкращими броне-ними сталлями світу, такими як AR-MOX, 4340TOD.

Запропонована конструкція бронеелемента відрізняється від існуючих зменшеною масою та збільшеною здатністю поглинання енергії кулі і може використовуватись при виробництві бронежилетів 3-го класу захисту. Для підтвердження результатів розрахунків та математичного моделювання планується створити пристрій для реєстрації розповсюдження ударної хвилі в бронежилеті під час потрапляння кулі.

Список використаної літератури.

1. Исследование влияния конструкции пули на процесс пробивания стальной преграды [Текст] / В. В. Калашников, С. Е. Алексеева // Вестник Самарского государственного технического университета. Сер.: Технические науки. - 2009
2. Частные вопросы конечной баллистики [Текст] / В. А. Григорян [и др.]; под ред. В. А. Григоряна. - М. : Изд-во МГТУ им. Н. Э. Баумана, 2006. - 591 с.

УДК 617.7:615.47

НЕІНВАЗИВНИЙ МЕТОД ЕКСПРЕС-АНАЛІЗУ ЗАХВОРЮВАНЬ КРОВІ

Захарова М.Р.¹, Богомолов М.Ф.²

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»
Факультет біомедичної інженерії

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»
Радіотехнічний факультет
м. Київ, Україна

Мета. Розробка оптоелектронного пристрою для безконтактного вимірювання концентрацій показників крові у пацієнта для ранньої діагностики різних захворювань.

Матеріали і методи. Пропонується методика і система для неінвазивної лазерної діагностики та оцінки параметрів крові. Метод заснований на поглинанні світла біологічними тканинами. За допомогою аналізу відповідних спектрів можна отримати повну інформацію про оптичні характеристики біооб'єкта, які в свою чергу визначаються його біохімічними параметрами, значення яких для нормальних та патологічних станів відомі. [1].

Результати та обговорення. Актуальність проблеми моніторингу показників крові зумовлена значною поширеністю захворювань кровоносних судин, захворювань на рак, діабет, а також тим, що це є базою для розвитку складних супутніх захворювань та ускладнень, ранньої інвалідності та смертності. В даний час оптоелектронні методи контролю з успіхом застосовуються для кількісного і якісного аналізу різних речовин, а особливо крові. Їх актуальність та перспективність використання обумовлені: простотою процесу вимірювання та отримання даних; відсутністю необхідності використання допоміжних реагентів та матеріалів; застосуванням безболісних процедур вимірювання і відсутністю необхідного втручання в організм людини та швидкістю. [2].

Суть оптоелектронного моніторингу складається в тому, що будь-яка речовина відображає, поглинає, або випромінює світло. При цьому в залежності від хімічного складу речовини і кількісного співвідношення складових його елементів змінюється інтенсивність світло поглинання, кут відображення та

інші характеристики взаємодії світлового випромінювання і речовини. Принцип роботи неінвазивного лазерного приладу полягає в тому, що ми свіtimo лазером на біооб'єкт (палець або мочка вуха), а потім приймаємо світло, яке пройшло крізь досліджуваний об'єкт, фотоприймачами [3]. Оскільки кожна частинка розсіює світло по своєму, ми можемо зробити аналіз даних та отримати інформацію про концентрацію параметрів в крові і потім порівняти зі стандартними. Для обробки отриманих сигналів застосовуються статистичні методи, з яких найбільш поширеними є кореляційний і спектральний.

Висновки. Неінвазивна лазерна діагностика – сучасна медична технологія, розвиток якої відкриває широкі перспективи для раннього виявлення різноманітних захворювань, експрес-діагностики патологій, виявлення хворих серед великої кількості людей, динамічного моніторингу терапевтичного впливу на біооб'єкт. Основні переваги даного методу є те, що лікарям більше не потрібно буде втручатись у кожний покрив пацієнта, що мінімізує вірогідність інфікування крові.

Список використаної літератури.

1. Кожем'яко В. П., Готра З. Ю., Павлов С. П. та ін.. Біомедичні оптико-електронні інформаційні системи і апарати. Ч.3. – Лазерні біомедичні системи : навчальний посібник - Вінниця: ВДТУ, 2000. – 8-10 с.

2. Компанец О.Н. Портативные оптические биосенсоры для определения биологически активных и токсичных соединений // Успехи физических наук, 2004, т.174, №6, с.684-686.

3. D.A. Rogatkin, L.G. Lapaeva Prospects for Development of Noninvasive Spectrophotometric Medical Diagnosis // Biomedical Engineering. – №4. – 2003. – с. 217-222.

УДК 004.9:61

ВИБІР ДІАГНОСТИЧНИХ ОЗНАК І ТЕРМІВ ДЛЯ ОЦІНКИ СТАНУ ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ МОДЕЛІ НА НЕЧІТКИХ МНОЖИНАХ

Злепко С.М.¹, Лаугс О.Л.¹, Лепьохіна Г.С.², Козоріз О.С.¹

¹ Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна

² Скадовська центральна районна лікарня, м. Скадовськ, Україна

Мета Підвищити ефективність виконання методики вибору вихідних даних, ознак і термів для моделей на нечітких множинах для діагностики і прогнозування стану здоров'я людини.

Матеріали і методи. Відома логічно-послідовна структура методики, в основу якої закладено 5 основних факторів, що за [2,3] визначають рівень здоров'я людини. Відповідно до [2, 3], перший фактор пов'язаний, в основному, з систолічним і діастолічним артеріальним тиском в нормі і середнім артеріальним тиском – при фізичному навантаженні і позначенні як циркуляторний гомеостаз [2]. Другий фактор – це фізичний розвиток, який включає в себе зріст, масу тіла, кистьову динамометрію, життєву ємність легенів. Третій фактор відображає стан психічної сфери людини і має назву психосоціальна адаптивність. Четвертий фактор характеризує вегетативний тонус і реактивність та оцінюється за: ЧСС у спокої, індексом Кердо, приростом ЧСС при виконанні проби Мартіне-Кушелевського, стресостійкістю і визначений як вегетативний гомеостаз [2, 3]. І нарешті п'ятий фактор – це рівень МСК, який свідчить про забезпечення організму киснем і має назву кардіореспіраторний індекс [2].

Результати та обговорення. Останнім часом набули широкого використання математичні моделі на нечітких множинах, особливо там, де мова йде про діагностику і прогнозування стану хворих, вибір тактики і схеми лікування тощо. Головною відмінністю нечіткої логіки є можливість отримати відповідь на запитання щодо виконання тієї чи іншої умови не тільки в одному із 2-ох варіантів «так» або «ні», а і у варіантах «можливо так», «можливо ні». Моделі з використанням нечіткої логіки відрізняються

саме способами визначення ймовірностей вірогідності позитивної і негативної відповіді. При цьому знання відображаються у вигляді набору простих для правил [1].

Однією із процедур, яку передбачає використання нечіткої логіки є процедура вибору вихідних ознак і термів, що визначають класифікацію або рівні здоров'я моделі.

Для підвищення ефективності базової методики пропонується перейти до більш змістовних і функціонально ширших факторів, які більш адекватно відображають рівень індивідуального інтегрального здоров'я, та об'єднані в цілісний організм психологічним типологічним профілем.

Окремі показники і параметри, що входять до їх складу, зв'язані між собою як в межах окремих фізіологічних систем організму, так і в їх поєднанні в єдиний організм.

1. Фізичний розвиток (ФР) характеризується індексом ФР, індексом маси тіла, життєвим і силовим індексами та індексом Пільє.

2. Функціональний стан (ФС) складається із таких індексів і показників: артеріальний тиск, адаптаційний потенціал за Р. Баєвським, коефіцієнти ФС кардіореспіраторної і серцево-судинної системи, рівень ФС за Е. Пироговою, рівень фізичного стану, індекси Скибинської і витривалості.

3. Фізична працездатність (ФПЗ) визначається коефіцієнтом фізичної працездатності, абсолютним та відносним значеннями PWC_{170} , рівень МСК, стандартним велоергометричним тестом.

4. Фізіологічний резерв організму (ФРО) оцінює градієнти ЧД, АТ, ΔSaO_2 ,

ЧСС і градієнт реоксигенації і обчислюється за результатами 10-ти хвилинного тесту.

5. Психологічний типологічний профіль визначається за результатами тесту «Визначення типу особистості» Дж.Олдхема і Л.Морріс, який представлено у вигляді комп'ютерної методики [4].

Отримані дані групуються в окремі таблиці, які по-перше, дають можливість отримати проміжні терми «низький», «середній», «високий», після чого, за допомогою моделі на нечіткій логіці, визначити чотири рівні інтегрального фізичного здоров'я: «низький», «нижче середнього», «середній», «вище середнього» і «високий». По-друге, ці таблиці є частиною бази даних, яка побудована з урахуванням критерію інформаційної ефективності показників, що забезпечило обґрунтований вибір таких психофізіологічних показників, що характеризують здоров'я студентів: з однієї сторони, максимально адекватно (до 90%) відображають функціональний стан здоров'я студентів, а з іншої сторони – забезпечують їх високу інформативність (до 94,5%), що обумовлює вибір оптимального рішення про стан здоров'я студентів з множини альтернатив, що пропонуються лікарю.

Результати впровадження методики та її багатокомпонентна оцінка за критеріями SMART, підтвердили адекватність вибору принципів побудови апаратно-програмного та інформаційного забезпечень у вигляді

орієнтованої сукупності відомих і нових вузлів, блоків і зв'язків, які забезпечили нову якість здоров'я студентів.

Висновки. Застосування методики вибору вихідних термів для моделі на нечіткій логіці, реалізованої в алгоритмі підтримки прийняття рішення, що використовує різно-рідну структуру базових змінних, усуває можливі непорозуміння у сприйнятті природи поняття «інтегральний стан здоров'я» та їх класифікації, а значить – забезпечує однозначну трактовку оцінок, які отримують за допомогою математичної моделі на нечітких множинах.

Список використаної літератури.

1. Кобринский Б.А. Логика аргументации в принятии решения в медицине / Б.А. Кобринский // НТИ, сер. 2. – 2001. – № 9. – С. 1-8.
2. Куликов В. П. Трёхмерная модель здоровья. Санитивность и пативность / В. П. Куликов // Валеология. – 2000. – № 1. – С. 15-21.
3. Безматерных Л. Э. Диагностическая эффективность методов количественной оценки индивидуального здоровья / Л. Э. Безматерных, В. П. Куликов // Физиология человека. – 1998. – Т. 24. – № 3. – С. 79-85.
4. Костишин С. В. Выбор тестовых методик для психологического тестирования студентов / С. В. Костишин, Е. Л. Лаугс, В. А. Новиков // Вестник Херсонского национального технического университета. – 2014. – № 4 (51). – С. 253–259.

УДК 616.12- 073.7

АНАЛИЗ НИЗКОАМПЛИТУДНЫХ КОМПОНЕНТ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ СИСТЕМАМИ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ

Иванушкина Н.Г., Иванько Е.О., Карплюк Е.С., Тимофеев В.И.

Кафедра физической и биомедицинской электроники,
Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»
г. Киев, Украина

Цель работы. Разработка и исследование методов анализа тонкой структуры электрокардиосигналов в системах электрокардиографии высокого разрешения (ЭКГ ВР) для ранней диагностики сердечных аритмий.

Материалы и методы. Предложен метод распознавания образов низкоамплитудных компонент электрокардиосигналов (ЭКС), основанный на разложении в базисе собственных векторов матрицы ковариации ансамбля

сигналов. Разработан метод спектрального оценивания тонких изменений структуры ЭКС, особенностью которого является определение частот низкоамплитудных компонент с высоким разрешением. Проведены исследования при помощи численных экспериментов с моделями поздних потенциалов предсердий (далее - ППП) – предвестниками предсердных тахикардий - в натуральных и преобразованных координатных базисах.

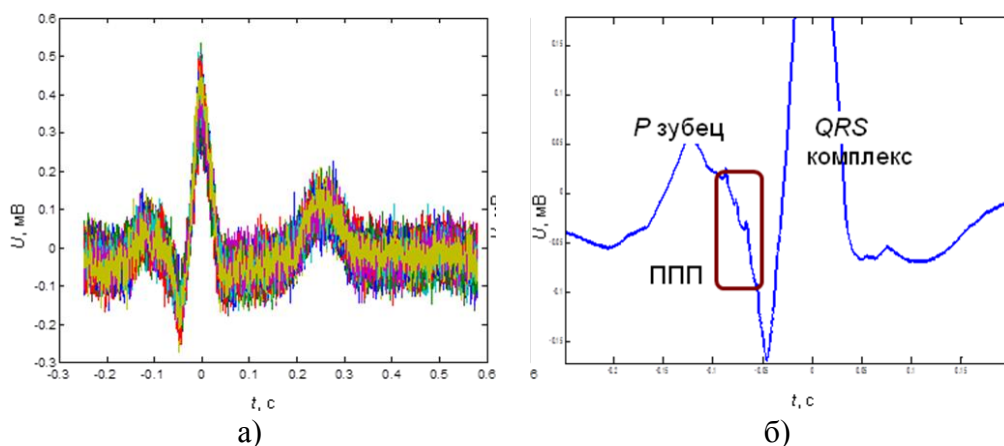


Рис.1. а) Ансамбль сигналов ЭКГ с синхронизацией по R зубцу; б) усреднённый кардиоцикл с выделенной зоной Р зубца для выявления ППП.

Результаты и обсуждения. Предложен неинвазивный метод анализа ЭКС для выявления ППП на основе разложения в базисе собственных векторов, который позволяет расширить диапазон низкоамплитудных составляющих, выявляемых системами ЭКГ ВР, благодаря чему можно выполнить раннюю диагностику состояния сердечно-сосудистой системы.

Выводы. Выполнено совершенствование системы ЭКГ ВР, особенностью которой является применение метода анализа ППП и алгоритмов обработки ЭКГ в координатном базисе

собственных векторов матрицы ковариации ансамбля сигналов.

Список использованной литературы.

1. Цифрова обробка низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів/ Н.Г. Іванушкіна, К.О. Іванько. — К.: НТУУ “КПІ”, 2014. — 182 с.

2. Ivanushkina N.G. Analysis of low-amplitude signals of cardiac electrical activity/ Ivanushkina N.G., Ivanko K.O., Timofeyev V.I. // Radioelectronics and Communications Systems (distributed by Springer) – 2014. – Vol.57. – №10 – p.465-473.

УДК 612.821:534.321.33

СУЧАСНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ЗВУКОВИХ СИГНАЛІВ НА ПОКАЗНИКИ БІОЕЛЕКТРИЧНОЇ АКТИВНОСТІ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

Камкова Ю.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»
Факультет біомедичної інженерії, кафедра біомедичної інженерії
м. Київ, Україна

Мета. Аналіз сучасних наукових робіт з вивчення зміни мозкової активності за показниками електроенцефалограми при прослуховуванні музики. А саме: сприйняття музики в залежності від джерела (різниця між музикою з навушників та з динаміків), від статі, від типу музики (класика та рок-музика), та вплив музики на психо-фізіологічний стан людини.

Матеріали і методи. Огляд сучасних наукових праць і досліджень здійснених такими інститутами як: Північний (Арктичний) федеральний університет імені М. В. Ломоносова, Білгородський державний інститут та Таврійський національний університет ім. В.І. Вернадського. А також наукової праці Кузнецова Т. Г. та Горбачева М. В. на тему вплив музичних ритмів на людину. Дослідження питання здійснювалось шляхом аналізу наукових праць розміщених у публічному доступі.

Результати та обговорення. Виявлено зміни мозкової активності при прослуховуванні різних типів музики (в якості спокійної був взятий фрагмент композиції «Теплий літній вечір» (муз. С.Намін), в якості рок-музики - «Sword of the Witcher» групи «Vader» (муз. и сл. Piotr Wiwczarek)), також було виявлено різницю в залежності від статті.

При прослуховуванні спокійної музику у чоловіків відбувається значимі зміни максимуму функції когерентності (КОГ) в діапазоні альфа ритму лише у лівій півкулі: зниження КОГ між потиличною та центральною, а також між потиличною та скронево-тім'яно-потиличною областю (зменшився на 13% та на 6,6% відповідно). Схожі результати були зафіксовані у жінок - зниження просторової синхронізації між потиличними та скронево-тім'яними-потиличними відве-

деннями (зменшився на 6,7% та на 7,4% відповідно). У правій півкулі було відмічене статистичне значиме перерозподілення взаємозв'язків у жінок, тоді як у чоловіків значимих змін відмічено не було.

Незалежно від статі, у діапазоні бетта ритму знизився рівень функціональної взаємодії між лобною та тім'яною областю правої півкулі (зменшився на 15,4% у чоловіків, на 19,1% у дівчат). У лівій півкулі зафіксовано значиме збільшення показника функції КОГ між передніми скроневидами та центральними відведеннями (збільшився на 9,5% у хлопців, на 9,7% дівчат). Також у дівчат збільшилась взаємодія між цими областями і у правій півкулі. Що вказує про більш тонке диференціювання аудіо інформації жінками, та бажання вербалізувати її [2]. Активацію тих самих частин півкуль було підтверджено у дослідженнях М.А.Кунавіна. При прослуховуванні рок музики чоловіками було також виявлено більшу активність у лівій пів кулі головного мозку. В діапазоні альфа ритму зафіксовано збільшення синхронної активності між лобною та скронево-тім'яними-потиличними відведеннями. Також було зафіксовано зниження рівня ($p < 0,02$) та взаємозв'язків між однойменними центральними та тім'яними відведеннями. В діапазоні бета ритму при переході від спокійної до швидкої музики спостерігається реорганізація електричної активності схожа з тією, яка була отримана при аналізі даних по розслаблюючій композиції. Однак, при прослуховуванні рока в порівнянні з розслаблюючою музикою достовірно знижується роль скронево-тім'яно-потиличної області правої півкулі. Це може свідчити про перерозподіл навантаження між півкулями і підвищення ролі лівої гемісфери при обробці рок-музики [3].

Дослідження питання впливу різних тонів музики на діяльність головного мозку на прикладах двох творів Баха І.С. «Фа мінор» та «Фа мажор» виявило, що показники спектральної активності в обох випадках знизилися після прослуховування. При прослуховуванні п'єси в мінорному ладі показники всіх відведень знизились. Найбільший вплив був на гамма (на 24 %), альфа (в середньому на 22,5 %), та бета (на 18 %) ритми ЕЕГ. Мажорний лад знизив показники бета (на 16,5%) та гамма (в середньому на 32%) ритмів. Також було виявлено, що п'єса «Фа мінор» значно вплинула на діяльність лівої півкулі, а «Фа мажор» правої [4].

При дослідженні впливу 30 хвилинного аудіо треку з комбінацією повільних та швидких звукових доріжок було виявлено різницю впливу на людей в залежності від темпераменту. Для групи інтровертів найбільш оптимальною виявилася повільна, для екстравертів швидка музика, а метрономи істотно не впливали на правильність виконання завдання і не відрізнялися від виконання коректурної проби без ритмічного супроводу. Вегетативний коефіцієнт (ВК), в початковому стані, в середньому по всій групі (20 випробуваних) склав 0,8 ум. од., а після виконання завдання знизився до 0,55 (на 31,25%). Було виявлене зниження працездатності у всіх групах. Зниження ВК вказує на зменшення емоційного навантаження та більшої концентрації уваги [5].

При дослідженні впливу музики, важливим фактором є спосіб подачі звуку. При обробці даних електроенцефалограми (ЕЕГ), порівняння сприйняття звуку через динаміки та навушники, відбувається статистично значиме зменшення показників альфа ритмів (значення у навушниках на 4% менше у порівнянні з фоновою ЕЕГ) та статистично значиме збільшення вкладу дельта-ритмів у структуру ЕЕГ (на 7,4%). Це свідчить про зниження функціональної активності мозку та домінування тормозних процесів [1].

Висновки. На сьогоднішній день питання активації мозкової діяльності за допо-

могою звуків та залежність відповіді центральної нервової системи на них залишається актуальним. Вплив музики на мозкову діяльність залежить від багатьох факторів. В першу чергу від джерела звуку (якщо це навушники то показники ритмів ЕЕГ є пониженими від показників фонові ЕЕГ). В залежності від статі будуть відрізнятися півкулі, що активізуються (у чоловіків більше ліва, у жінок обидві). Також активізація півкуль залежить від тону обраної композиції (для мінорних композицій - права, для мажорних - ліва). Найважливіша залежність від темпу та жанру композиції, а також темпераменту людей.

Список використаної літератури.

1. Гольдберг Е. М. Влияние прослушивания музыки в наушниках на изменение частотного спектра ЕЕГ / Гольдберг Е.М., Кривцунов А.Н., Пустовгар А.А // Современные наукоемкие технологии. – 2005. – №4. – С.39.
2. Кунавин М. А. Половые особенности пространственно-временной организации биоэлектрической активности мозга в процессе прослушивания relax-музыки / Кунавин М. А., Соколова Л. В.// Вестник Северного (Арктического) федерального университета. Серия: Естественные науки. – 2013. – №3. – С. 67.
3. Кунавин М.А. Пространственно-временная организация биоэлектрической активности мозга мужчин при прослушивании музыки разной эмоциональной окрашенности/ Кунавин М.А.// Физиология человека и животных: от эксперимента к клинической практике: Всероссийская молодежная научная конференция, 19-21 квітня 2011: праці конференції – Х., 2011 – С.118-120.
4. Конарева И.Н. Изменения электроэнцефалограммы и эмоционального состояния под влиянием прослушивания музыки / Конарева И.Н.// Ученые записки Таврического национального университета им. В. И. Вернадского - Серия «Биология, химия». – Том 23 (62). – 2010. – № 1. – С. 40-47.
5. Овчинникова Т.С. Изучение влияния музыкальных ритмов на человека /Овчинникова Т. С., Кузнецова Т. Г., Горбачева М. В.// Музыкальная психология и психотерапия. – 2011. – №4. – с.41-45.

УДК 577.29

ВИРІВНЮВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ПОСЛІДОВНОСТЕЙ З ВИКОРИСТАННЯМ АФІННОЇ ФУНКЦІЇ ШТРАФІВ

Кисляк С.В.¹, Боровик О.В.¹, Кондрашова А.В.²

¹ Факультет біомедичної інженерії

² Факультет лінгвістики

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

Мета роботи. Розробити програмний продукт, що реалізує алгоритм вирівнювання з використанням афінної функції штрафів.

Матеріали та методи. Для парного вирівнювання біологічних послідовностей використовуємо афінну функцію

$$\gamma(g) = -d - (g-1)e,$$

де d та e відповідає значенню штрафу за відкриття та продовження пропуску. При використанні афінної функції штрафів кожна комірка $F(i, j)$ матриці динамічного програмування повинна містити три значення. Перше - $M(i, j)$ відповідає найкращій вазі вирівнювання на даному етапі за умови, що символ x_i вирівняний з y_i . $I_x(i, j)$ відповідає найкращій вазі за умови, що символу x_i відповідає пропуск. Третє значення $I_y(i, j)$ - найбільша вага за умови, що символу y_i відповідає пропуск. Після ініціалізації, рекурсивно заповнюємо трьохрівневу матрицю динамічного програмування. Для кожного з трьох можливих станів знаходиться найкраща вага вирівнювання відповідно до співвідношень:

$$\begin{aligned} I_x(i, j) &= \max \left\{ \begin{aligned} &M(i-1, j) - d \\ &I_x(i-1, j) - e \end{aligned} \right\}, \\ I_y(i, j) &= \max \left\{ \begin{aligned} &M(i, j-1) - d \\ &I_y(i, j-1) - e \end{aligned} \right\}, \\ M(i, j) &= \max \left\{ \begin{aligned} &M(i-1, j-1) + s(x_i, y_i) \\ &I_x(i-1, j-1) + s(x_i, y_i) \\ &I_y(i-1, j-1) + s(x_i, y_i) \end{aligned} \right\} \end{aligned}$$

Значення $s(x_i, y_i)$, що збільшують вагу вирівнювання у випадку співпадіння або заміни символів, отримають з матриць заміни амінокислот Ram або Blosum. Процедuru зворотного проходу починаємо з комірки, що має максимальну вагу та закінчуємо в лівому

верхньому куті де $I_x(i, j)$, $I_y(i, j)$ або $M(i, j)$ приймає нульове значення.

Результати та обговорення. Еволюція біологічних послідовностей відбувається під впливом точкових мутацій. Враховуючи гіпотезу молекулярного годинника, кількість мутацій, що виникає в біологічних послідовностях, пропорційна часу, за який вони відбуваються. Експериментально було показано, що найбільш вірогідним є еволюційний процес, при якому втрачається цілий фрагмент амінокислотної або нуклеотидної послідовності. Така особливість накладає суттєві обмеження на застосування алгоритмів глобального та локального вирівнювання, що в своїй основі використовують фіксовані штрафи за відкриття та продовження пропуску. Враховуючи особливості еволюції біологічних послідовностей, для задач парного вирівнювання необхідно використовувати афінну функцію штрафів, що максимально штрафувє відкриття пропуску та мінімально - продовження пропуску.

Висновки. Створено програмний продукт, що дозволяє отримати парне вирівнювання двох послідовностей з використанням афінної функції штрафів. Візуалізація поетапного заповнення трьохрівневої матриці динамічного програмування дозволяє використовувати програмний продукт в якості навчального забезпечення при викладанні дисципліни «Алгоритми біоінформатики». Показана необхідність спрощення алгоритму. Проведено тестування програмного продукту та визначено довжину найдовшої строки, для якої можливо застосувати даний алгоритм.

Список використаної літератури.

1. Richard Durbin, Sean R. Eddy, Anders Krogh, Graeme Mitchison. Biological sequence analysis - Cambridge university press.-2008-356p.

УДК 577.29

СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ ОПТИМАЛЬНОЇ ВТОРИННОЇ СТРУКТУРИ РНК

Кисляк С.В.¹, Полещук Є.О.¹, Кондрашова А.В.²

¹ НТУУ «Київський політехнічний інститут», факультет біомедичної інженерії

² НТУУ «Київський політехнічний інститут», факультет лінгвістики
м. Київ, Україна

Мета роботи. Розробити програмний продукт, що дозволяє визначити вторинну структуру РНК

Матеріали та методи. Система визначення вторинної структури базується на алгоритмі Нуссінів. Перший етап заповнення матриці динамічного програмування пов'язаний з ініціалізацією матриці. При цьому комірки $F(i, i-1)$ для $i = 2 \dots L$ та $F(i, i)$ для $i = 1 \dots L$ приймають нульові значення. Для заданої послідовності нуклеотидів РНК довжиною L рекурсивно заповнюється матриця динамічного програмування. На кожному кроці отримання ваги комірки $F(i, j)$ вибирають максимальне значення, що відповідає одному з чотирьох варіантів оптимальних структур. Алгоритм не враховує такі елементи вторинної структури, як псевдовузли. Процедуру зворотного проходу необхідно виконувати від комірки в правому верхньому куті матриці, що відповідає максимальній кількості стабілізуючих водневих зв'язків вторинної структури [1].

Результати та обговорення. Визначення просторової структури макромолекул дозволяє спростити надзвичайно складний процес анотування біологічних послідовностей. Просторова укладка полімерного ланцюгу біологічних полімерів визначає його біологічну функцію. Останнім часом значну увагу приділяють вивченню мікро-РНК, що приймають участь у транскрипційній та трансляційній регуляції експресії генів на різних етапах онтогенезу. У науковому плані досить цікавим є аналіз вторинної структури мікро-РНК. Розроблена система визначення оптимальної вторинної структури мікро-РНК дозволяє проконтролювати все етапи заповнення матриці динамічного програмування, починаючи з ініціалізації та закінчуючи процедурою зворотного проходу. Цікавим є той факт, що

отримання оптимальної структури не завжди пов'язано з одним маршрутом, відповідно до процедури зворотного проходу. Існують альтернативні шляхи, що дозволяють відновити оптимальну вторинну структуру з максимальною кількістю водневих зв'язків та їх необхідно враховувати. Використання алгоритму Нуссінів має обмеження, що пов'язані з алгоритмічною складністю $O(L^3)$ [2]. Показана необхідність спрощення алгоритму з використання методу чотирьох росіян. Зроблена спроба визначення вторинної структури регуляторної ділянки селеноцистеїн кодуєчої інформаційної РНК. При визначенні однієї оптимальної структури, серед декількох альтернативних варіантів, запропоновано враховувати паттерн TGA-AA-GA, що зустрічається у SECIS (Selenocysteine Insertion Sequence) регуляторному елементі селеноцистеїн кодуєчої РНК [3].

Висновки. Розроблена система визначає оптимальну вторинну структуру РНК та дозволяє контролювати процес заповнення матриці динамічного програмування. При виконанні процедури зворотного проходу враховуються всі альтернативні структури РНК та обирається найбільш оптимальна.

Список використаної літератури.

1. Анализ биологических последовательностей. – М. – Ижевск: «Регулярная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований, 2006.-480с.
2. Balaji Venkatachalam, Dan Gusfield, Yelena Frid. Faster algorithms for RNA-folding using the Four-Russians method.// - Algorithms for Molecular Biology.- 2014.- 12p.
3. Heiko Mix, Alexey V. Lobanov and Vadim N. Gladyshev. SECIS elements in the coding regions of selenoprotein transcripts are functional in higher eukaryotes.// - Nucleic Acids Research.- 2007.- Vol. 35.-No. 2

УДК 577.29

НАВЧАЛЬНА ІНФОРМАЦІЙНА СИСТЕМА ВИЗНАЧЕННЯ РЕДАКЦІЙНОЇ ВІДС- ТАНІ МІЖ БІОЛОГІЧНИМИ ПОСЛІДОВНОСТЯМИ

Кисляк С.В.¹, Серба Л.Є.¹, Кондрашова А.В.²

¹НТУУ «Київський політехнічний інститут», факультет біомедичної інженерії

²НТУУ «Київський політехнічний інститут», факультет лінгвістики
м. Київ, Україна

Мета. Створення навчальної інформаційної системи для розрахунку відстані Левенштейна та відновлення редакційного припису. Оптимізувати систему пошуку редакційної відстані.

Матеріали і методи. Відстань Левенштейна визначається мінімальною кількістю операцій редагування, що необхідні для перетворення однієї строки в іншу. Для послідовностей S_1 та S_2 довжиною M та N відповідно, редакційну відстань $D(i, j)$ знаходять за допомогою алгоритму Вагнера-Фішера. Для оптимізації використання пам'яті застосовується алгоритм Хіршберга [1,2].

Результати та обговорення. Матриця заповнюється з лівого верхнього кута де $D(0, 0) = 0$. Ініціалізація матриці пов'язана з відновленням ваги $D(i, j)$ відповідної комірки, рухаючись по першому стовпчику, де $D(i, 0) = i$ та першому рядку, де $D(0, j) = j$. Покрокова візуалізація матриці динамічного програмування дає можливість проконтролювати процес отримання оптимального значення редакційної відстані та отримати (у правому нижньому куту матриці) значення відстані Левенштейна. Алгоритм враховує декілька варіантів отримання редакційної відстані: а) $D(i, j) = D(i-1, j-1)$ якщо символи (нуклеотиди, амінокислоти) співпадають б) серед трьох можливих операцій редагування (вставка, видалення або заміна) відбирають той варіант, при якому $D(i, j)$ буде приймати мінімальне значення. Для вирішення не тривіальних задач молекулярної біології та біоінформатики важливо знати не тільки значення редакційної відстані, але й отримати повний редакційний припис, що перетворює одну послідовність в іншу. Програмне забезпечення

дозволяє проконтролювати процедуру зворотного проходу, рухаючись з нижнього правого кута до верхнього лівого при відтворенні редакційного припису. Також існує можливість отримання декількох альтернативних редакційних приписів, якщо такі існують. Проблема алгоритмічної складності не дозволяє отримати редакційний припис для послідовностей, що мають довжину порядку 10^4 символів та більше. Необхідно $O(S_1 \cdot S_2)$ комірок пам'яті для здійснення процедури зворотного проходу. Навчальна інформаційна система дає можливість отримання редакційного припису з використанням алгоритму оптимізації Хіршберга методом динамічного програмування. При цьому складність алгоритму по пам'яті стає лінійною $O(S_1 + S_2)$. Візуалізація матриць динамічного програмування, починаючи з ініціалізації та закінчуючи зворотнім проходом, для алгоритмів Вагнера-Фішера та Хіршберга дозволяє продемонструвати та пояснити перехід від квадратичної алгоритмічної складності до лінійної.

Висновки. Створена інформаційна система визначення редакційної відстані між біологічними послідовностями, що дозволяє контролювати покрокове заповнення матриці динамічного програмування, починаючи з ініціалізації та закінчуючи процедурою зворотного проходу. Показана необхідність оптимізації алгоритму Вагнера-Фішера.

Список використаної літератури.

1. Ден Гасфилд. Строки, деревья и последовательности в алгоритмах: Информатика и вычислительная биология. – Спб.: Невский диалект; БХВ-Петербург, 2003. - 645с.
2. Richard Durbin, Sean R. Eddy, Anders Krogh, Graeme Mitchison. Biological sequence analysis .- Cambridge university press. - 2008. - 356p.

УДК 681.2+615.821:615.835.12

СУЧАСНИЙ СТАН І ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ АПАРАТНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ТЕХНОЛОГІЇ ОБ'ЄМНОГО ПНЕВМОПРЕСИНГУ

Климов С.В., Зайцев Д.В.

Інститут технологій оздоровлення «Нове у медицині»
м. Київ, Україна

Мета. Розглянути практичні вимоги до комплектуючих пневмокомпресійної медичної техніки, зокрема переваги і недоліки апаратів українського виробництва; визначити перспективні напрямки подальшого вдосконалення пневмокомпресійної медичної техніки.

Матеріали та методи. Аналіз маркетингової інформації виробників медичної техніки.

Результати та обговорення. Застосування пневмокомпресійної медичної апаратури в загальній медичній реабілітації, судинній хірургії і косметології суттєво відрізняється за апаратами, що використовуються, їх програмним забезпеченням і методиками, умовами проведення процедур, контингентом пацієнтів, прийнятими показаннями і проти-показаннями. У 2015 р. Л.О. Таршиною зі співавт. була запропонована класифікація пневмокомпресійних апаратів [3]. Там II класу відповідають косметологічні апарати, що застосовуються, зокрема, без лікарського контролю для покращення загального самопочуття або зменшення набрякості кінцівок; III класу – апарати, що застосовуються в медичній практиці для терапії одного або кількох патогенетично споріднених захворювань периферичних судин; IV класу – апарати для профілактики, лікування і реабілітації різних за локалізацією та патогенезом захворювань. У країнах Західної Європи, США і Ізраїлі виробляються апарати II-III класів, в Росії, Китаї, Японії і Південної Кореї – переважно апарати II класу, в Україні – апарати III-IV класів («Біорегулятор-004М», «Біо-1»).

У загальному вигляді ці пристрої складаються з керованого джерела повітряного тиску (компресора), блоку управління (програ-матора), керованого розподільника повітря (пневматичного блоку) і виконавчого при-строю (манжети).

Основні вимоги до пневмоманжети: нето-ксичність, стійкість до засобів дезінфекції, герметичність, міцність, здатність швидко від-новлюватися після деформації, стійкість па-раметрів в часі, доступність, практичність при використанні, невисока вартість, малі ма-согабаритні характеристики.

Основні вимоги до блоку управління: не-токсичність, електрична безпека і стійкість до перешкод і перепадів у мережі, пневматична безпека, низький рівень електромагнітних ви-промінювань, висока точність і стабільність забезпечення необхідних електричних і пнев-матичних режимів, добра розширюваність при модернізаціях, гарне сполучення з пери-ферією на рівні інтерфейсів, висока надій-ність, хороша ергономіка і простота на-стройку (вибору) режиму роботи, висока ре-монтопридатність, висока стійкість на повер-хнях, малі масогабаритні характеристики.

Основні вимоги до компресора: безпека, забезпечення достатнього мінімального і ма-ксимального тиску, забезпечення необхідної продуктивності і стабільності характеристик в часі, низький рівень шуму і вібрацій, висока надійність, висока стійкість на поверхнях, до-бра сумісність за інтерфейсами, наявність за-пасних частин для ремонтів, ергономічність, малі масогабаритні характеристики, доступ-ність і невисока вартість.

Характеристики, що дозволяють класифі-кувати пневмокомпресійну апаратуру, стосу-ються кількості манжет в комплекті, переліку зон впливу, розмірів манжети, кількості ка-мер, регулювання тиску, кількості програм.

Провідним критерієм є перелік зон тіла, на які може впливати той чи інший апарат. Апарати II-III класів випускаються зазвичай з окремими манжетами в вигляді півчобітка, ботфорта, брюк, комбінезона або рукава (від-повідно, для роботи з кінцівками і попере-ком). В Україні запропоновані універсальна

манжета-трансформер і пневмоманжета-шапочка, що дозволяють проводити об'ємний пневмопресинг кінцівок, голови, попереку, промежини, шийно-плечового пояса, спини і живота [1, 2]. Така конструкція показала хорошу ефективність і універсальність застосування.

Загальна кількість випущених виробником манжет зазвичай відповідає кількості зон тіла, з якими працює апарат. Якщо їх менше, як в апаратах українського виробництва, це тягне за собою необхідність перезастібань, але здешевлює апаратуру. Якщо їх більше, підвищуються розміри і вартість апаратного комплексу.

Кількість пневмоманжет в комплекті поставки повинна наближатись до загальної кількості манжет, що випускаються виробником; інше вказує на необхідність придбання додаткових манжет для проведення процедури на іншій частині тіла.

Для підгонки розміру манжети можуть використовуватися серії манжет різних розмірів. У безрозмірних манжетах текстильні і гачкові застібки дозволяють автономно регулювати щільність застібання кожної камери. В апаратах серії «Біорегулятор» гачкові застібки забезпечують трансформацію манжети, полегшують її накладення при нестандартних статурі або обсягах тіла. Гачкові застібки найдовговічніші.

Розмір манжети повинен забезпечувати проведення процедури як на невеликій ділянці, так і на цілій частині тіла. В останньому випадку невеликі манжети необхідно послідовно переміщати. Велика манжета забезпечує місцеву дію шляхом відключення камер. Манжети, що охоплюють кілька зон тіла одночасно, можуть посилювати серцеву недостатність, тому в медицині не застосовуються.

У класичних західноєвропейських моделях прийнятий поділ довжини нижньої кінцівки на 8-12 камер. Ширина камер в апаратах серії «Біорегулятор» дозволяє ефективно

впливати на місцевий кровотік без болю і декомпенсації системного кровообігу. Більш вузькі камери можуть травмувати тканини і сприяти відриву тромбу; ширші – малоефективні при лімфостазі і атеросклерозі.

У «Біорегуляторі-004М» застосовується чотирьохступенева електронно-механічна регуляція тиску: базовий тиск в манжеті задається програмою і механічним загальним скиданням; тиск в камері регулюється щільністю застібки і клапаном пасивного сдува. В «Біо-1», «Біо-2» і «Біо-5» плавну базову корекцію тиску може виконувати пацієнт безпосередньо під час процедури. Передбачена можливість екстреного одномоментного скидання тиску в камерах.

Пам'ять «Біорегулятора-004М» містить близько 130 програм (в 3-4 рази більше, ніж в іноземних аналогах); «Біо-1» і «Біо-2» можуть мати до 24 програм. Збільшення кількості лікувальних режимів в українських апаратах можливе за рахунок довільної регуляції тиску в окремих камерах і зміни черговості підключення пневмопроводів.

Висновки. Апарати серії «Біорегулятор» дозволяють реалізувати більшість відомих можливостей пневмокомпресійної терапії. Перспективним є введення елементів зворотного біологічного зв'язку для автоматичної корекції режимів і діагностики стану пацієнта; розробка експертної системи, що дозволяє з урахуванням методичних рекомендацій, досвіду застосування і інших вихідних даних виробити найкращу стратегію лікування і прогнозувати динаміку стану пацієнта.

Список використаної літератури.

1. Деклараційний патент України на винахід № 52009. Пристрій для краніопресури. – Таршинов І.В., Зайцев Д.В. – Від 16.12.2002.
2. Таршинов І.В., Таршинова Л.А. «Біорегулятор-004». Метод лечения – пневмопресинг. – К. : Столиця, 1998. – 72 с.
3. Таршинова Л. Теория и практика объемного пневмопресинга / Таршинова Л., Ельчиц Т., Зайцев Д. – Saarbrücken: LAP Lambert Academic Publishing, 2015. – 250 с.

УДК 616.12-008:616.71:612.085:612.06

РОЛЬ НАВІГАЦІЙНИХ СИСТЕМ ЕЛЕКТРО-АНАТОМІЧНОГО КАРТУВАННЯ СЕРЦЯ ПРИ РАДІОЧАСТОТНІЙ АБЛЯЦІЇ ТАХІАРИТМІЙ

Ковшевацька В.В.¹; Сичик М.М.^{1,2}

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,

²Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Національної академії
медичних наук України
м. Київ, Україна

Мета. На сьогоднішній день електрофізіологічні дослідження і радіочастотна абляція тканин міокарда найбільш радикальні та ефективні методи лікування різних тахіаритмій. Ці методи розвиваються, абляція поступово використовується для вирішення все більш складних порушень ритму серця, що в свою чергу потребує розвитку систем візуалізації важкодоступної анатомії для підвищення безпечності та ефективності оперативного втручання для пацієнта. Мета даної роботи полягає в дослідженні існуючих навігаційних систем електро-анатомічне картування серця, та аналізі якій із них варто надавати перевагу в залежності від різних клінічних завдань та технічних умов проведення операції.

Матеріали і методи. В даний час існує декілька різних систем картування з використанням різних технологій. В Україні, і в ДУ «НІССХ ім. Амосова НАМН» зокрема, застосовуються дві системи CARTO (Biosense Webster, США) і EnSite Velocity NavX (St. Jude, США). Використання цих систем дозволяє зменшити дозу рентген-опромінення, збільшує ефективність радіочастотної абляції при лікуванні аритмії і знижує тривалість операції.

Кожна система картування має свої сильні і слабкі сторони, і вибір системи повинен залежати від того, які дані, необхідні для ефективності процедури (відображення активації, рубцевих ділянок, анатомії серця і судин);

безпечності для пацієнта (час картування при постійній аритмії, яка важко переноситься або загрожує життю); сумісність системи з допоміжними інструментами (діагностичними та абляційними катетерами); і чи знайомий оператор з вибраною системою. На підставі вивчення технічних принципів роботи систем CARTO і EnSite Velocity NavX, а також оцінці їх клінічного застосування в НІССХ ім. Амосова була виконана їх порівняльна характеристика та аналіз.

Результати та обговорення. Система CARTO використовує магнітне поле низького рівня (5×10^{-6} до 5×10^{-5} Тл). Система управління складається з зовнішнього випромінювача низькоенергетичного магнітного поля (емітер), магнітного реєструючого пристрою (датчик), який сприймає інертне магнітне поле, і обробляючого пристрою Carto. Емітер магнітного поля поміщається під операційний стіл і складається з трьох котушок (рис. 1), які генерують низькі поля, кодуючи простір який картується навколо грудної клітини пацієнта. Датчик поміщений в дистальний рухомий кінчик абляційного електрода. Рухаючись він вловлює магнітні поля. Місцезнаходження та орієнтація датчика визначаються інтегруванням низькоенергетичних полів які вловлюються. Будується анатомія камери серця. Потім виконується із активаційне картування [1].

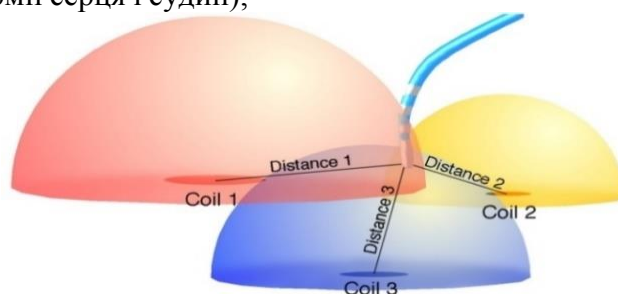


Рис. 1. Принцип електроанатомічного картування системою CARTO (Biosense Webster).

Переваги CARTO: точна анатомічна побудова камери серця і можливість побудови активаційної карти (ізохронна) і карти потенціалів (ізопотенціальної). Також маємо можливість відображення місця розташування важливих анатомічних об'єктів (пучок Гіса), області електричних рубців і судин (коронарний синус, легеневі вени). Але є і ряд недоліків: використання спеціалізованих катетерів (Navistar), і нездатність записувати або відображати місця розташування діагностичних катетерів.

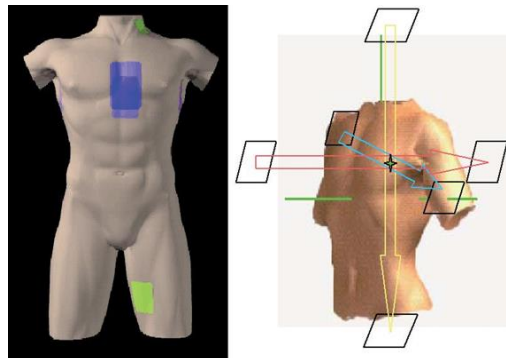


Рис. 2. Принцип електроанатомічного картування системою EnSite Velocity NavX (St. Jude).

Система EnSite Velocity NavX здатна відображати 3D позиції декількох катетерів. Це досягається шляхом застосування струму частотою 5,6 кГц через ортогонально розташований пластир. Місцезнаходження катетера визначається шляхом вимірювання напруги і опору в електроді. Записана напруга і опір на електродах кожного катетера, отримані від цього струму визначає їх відстані від шкірного пластиру, і в кінцевому рахунку, їх розташування в просторі [2].

Унікальну особливість, технології EnSite NavX забезпечує алгоритм для компенсації зрушень катетерів через дихальні рухи. Він заснований на виявленні дихання і залежить від змін трансторакального опору.

Сильні сторони системи EnSite Velocity NavX – це можливість одночасно відображати кілька катетерів в режимі реального часу. Недоліки: обмежене застосування при нестійкій аритмії, неточна побудова складних анатомічних структур [3].

Висновки. Порівняння обох технологій показали свої переваги і недоліки. Вибір системи залежить від клінічних завдань і вимог. Систему CARTO краще використовувати,

До розвитку EnSite Velocity NavX системи привела технологія трансторакального малопотужного електричного струму (опір грудної клітки). EnSite Velocity NavX може визначати 3D локалізації катетера в реальному часі за допомогою пластиру, який прикріплюється до поверхні тіла пацієнта (рис. 2), який генерує трансторакальні електричні поля в трьох ортогональних напрямках.

якщо потрібно дуже точно відобразити місце розташування важливих анатомічних об'єктів, області електричних рубців і судин (коронарний синус, легеневі вени). А в разі, коли потрібно одночасне відображення і часта зміна декількох катетерів різних виробників під час операції та дихальна компенсація варто використовувати систему EnSite Velocity NavX.

Список використаної літератури.

1. Gepstein L. A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart. In vitro and in vivo accuracy results / Gepstein L., Hayam G., Ben-Haim S. // *Circulation*. – 1997. – №95. – С. 1611–1622.
2. Rotter M. Reduction of fluoroscopy exposure and procedure duration during ablation of atrial fibrillation using a novel anatomical navigation system / Rotter M, Takahashi Y, Sanders P // *European Heart Journal*. – 2005. – №26 – С. 1415 – 1421.
3. Sascha Rolf. Electroanatomical Mapping Of Atrial Fibrillation: Review Of The Current Techniques And Advances / Sascha Rolf, Gerhard Hindricks, Philipp Sommer, Sergio Richter, Arash Arya, Andreas Bollmann // *Journal of Atrial Fibrillation*. – 2015. – С. 58 – 64.

УДК 615.831.6

СУЧАСНІ КОНЦЕПЦІЇ МЕХАНІЗМІВ ДІЇ ФОТОТЕРАПІЇ

Козяр В.В., Сіндяєва Л.Г.

ТОВ "Клініко-терапевтичний інститут", Сімейна клініка "Мітера"
Національний технічний інститут України "Київський політехнічний інститут"
Факультет біомедичної інженерії, кафедра Біомедичної інженерії
м. Київ, Україна

Вступ. На даний момент в науковому світі не існує єдиного пояснення механізмів впливу світла діапазоном видимого спектру на людину, що застосовується під час проведення значної кількості фототерапевтичних процедур, і, відповідно, моделі реакції організму на дію даного природного зовнішнього фактора, що викликає потребу в систематизації та детальному аналізі існуючих наукових поглядів для пошуку оптимальних шляхів вирішення цієї сфери задач.

Мета. Система наукових концепцій пояснення механізмів реакції людського організму на світловий вплив діапазону видимого спектру як орієнтир у пошуку методів проектування математичних моделювання зазначених процесів.

Матеріали і методи. Для проведення базового експерименту з метою реєстрації та дослідження характеру впливу монохроматичного світлового випромінювання діапазоном видимого спектру серед відповідних існуючих медичних приладів обрано дослідження механізму впливу на фізіологічні параметри людського організму апарату "Сінергіс" [9], функціонал якого у повній мірі відповідає необхідним умовам проведення досліджень. На основі бази даних Сімейної клініки «Мітери» [8] сформовано відповідні виборки із генеральної сукупності всіх зареєстрованих біометричних показників людей, що стали учасниками програми ендоекологічної реабілітації на протязі останніх п'яти років (з 2011 по 2015 рр.).

Внаслідок можливих випадків некоректного запису моніторингових даних, а саме: частоти серцевих скорочень, частоти дихання, показників артеріального тиску й температури окремо на обох руках та їх усередненні значення з відповідними розрахунками основних медичних індексів, таких як індекс

Хільдебранта (характеризує вегетативні процеси організму), індекс Робінсона (характеризує якість регулювання серцево-судинної системи), індекс Альговера (волюмометричний показник) та ін., До та Після проведення сеансу спектродинамічної фототерапії із біологічним зворотнім зв'язком із застосуванням апарату "Сінергіс" [9], - використано інструменти математичного моделювання медичних систем з метою підвищення достовірності аналізованих факторів шляхом розробки дизайну їх фільтрації від можливих помилок та похибок допущених операторами під час їх реєстрації чи збереженні у клінічну базу даних. Для аналітичних досліджень використано програмний пакет IBP SPSS Statistics 20, STATISTICA 10 та спеціалізовану мову для вирішення даного роду задач програмування - R [1].

Результати та обговорення. Базуючись на фундаментальних знаннях природничих та точних наук, серед сучасних наукових підходів пояснення механізмів дії фототерапії виділені наступні:

1) гіпотеза про присутність специфічних рецепторів в шкірі, реагуючих на довжину світлового випромінювання як збережений рудиментний механізм в процесі еволюції людства (принципи сучасної біоритмології) [10];

2) квантово-механічні концепції світлової взаємодії із нейронними механізмами організму [5];

3) власна флуоресценція клітин, інтенсивність якої пов'язують безпосередньо з інтенсивністю та довжиною хвилі зовнішніх світлових впливів [4];

4) механізми зміни інтенсивності світлового потоку за законом Бюргера-Лаберта [2] як процесу трансформації світлової енергії в

фізичну та хімічну, що є фактором стимулювання відповідних біохімічних процесів регуляції організму;

5) концепція компліментарності кольорів, що є основою наукових досліджень "Ефекту Кірліана"[6];

6) моделі електро-магнітної природи розповсюдження світлового випромінювання в тілі [3] як фактору поляризації кліткових мембран, що стимулює запуск метаболічних процесів в організмі;

7) "Саратовський ефект" – дослідження впливу хвиль крайньовисоких частот, що призвело до відкриття транс-резонансних хвиль [7] та ін.

Обрання для експериментального дослідження характеру змін фізіологічних показників людини під час монохроматичного впливу світлом в діапазоні видимого спектру апаратом "Сінергіс", в основу виконавчого органу якого входить система світлодіодів (довжина випромінювання світла від 405 до 650 ± 50 нм й загальна інтенсивність випромінювання не перевищує гігієнічних норм, тобто не спричинює механічні зміни шкіри), обґрунтоване можливістю програмування необхідних умов впливу світлового випромінювання, мінімізацією зовнішньої зашумленості досліджуваних сигналів (інтенсивність відбитого світлового потоку поверхнею шкіри), реєстрованих спектрофотометром, що додатково дозволяє мінімізувати інструментальні похибки вимірів.

Висновки. На даному етапі проведенні статистичні дослідження впливу монохроматичним світлом в діапазоні видимого спектру якісно свідчать про характерні реакції людського організму, не дивлячись на стохастичність реєстрованих показників дослідження. Надалі проводитиметься розширення системи критеріїв дослідження, що дозволить збільшити ступінь описовості математичних моделей реакції людського організму на світло в діапазоні видимого спектру.

Список використаної літератури.

1. The R Manuals // [сайт] [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://cran.r-project.org/manuals.html> (05-01-2016) - Загл. з екрану – сайт оновлений в 2016р.

2. Булатов М.И. Практическое руководство по фотометрическим методам анализа / М.И. Булатов, И.П. Калинин. – 5-е изд., Л.: Химия, 1986. – 432 с.

3. Волобой А.Г. Физически обоснованная модель распространения света в ткани / А.Г. Волобой, В.А. Галактионов, Н.А. Лобазо // "Программные продукты и системы", № 3(87). – М.: Розсип, 2009. – с. 71-75.

4. Долгов В.В. Фотометрия в лабораторной практике / В.В. Долгов, Е.Н. Ованесов, К.А. Щетникович. – М.: Витал Диагностика, 2004. – 192 с. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.technomedica.com/bib/1-Photo-Lab.pdf> (02-02-2016) - Загл. з екрану – сайт оновлений в 2016р.

5. Пенроуз Р. Большое, малое и человеческий разум / Р. Пенроуз, А. Шимони, Н. Картрайт, С. Хокинг / Пер. с англ. – М.: Мир, 2004. – 191 с, и л. – (Рубежи науки). ISBN 5-03-003390-4

6. Песоцкая Л.А. Кирлианография живых и косных тел биосферы / Л.А. Песоцкая. – Днепропетровск: Литограф. – [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://kirlian.dp.ua/books/kirlian%20dlya%20vseh.pdf> (20-01-2016) - Загл. з екрану – сайт оновлений в 2016р.

7. Петросян В.И. Биохимические механизмы взаимодействия транс-резонансных радиоволн с водными и биологическими средами / В.И. Петросян, С.А. Дубовицкий, С.В. Власкин, А.В. Благодаров, А.Н. Мельников. – Миллиметровые волны в биологии и медицине, 2005, №1 (37), С. 7-17.

8. Сінергіс / Клініко-терапевтичний інститут "Мітера" // [сайт] [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://mitera.com.ua/nashirazrabotki/kniga-1/sinergis.htm> (15-01-2016) - Загл. з екрану – сайт оновлений в 2016р.

9. Технічні умови Апарат фототерапії "Сінергіс". – ТУ У 33.1-33830780-002:2008

10. Тимченко А. Н. Основы биоритмологии: учебно-методическое пособие / А. Н. Тимченко. – Х. : ХНУ имени В. Н. Каразина, 2012. – 148 с. – [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <http://dspace.univer.kharkov.ua/bitstream/123456789/8966/2/Bioritmologiya.pdf>

УДК 616.716-001-06-08:616-003.93

ЗАСТОСУВАННЯ CAD/CAM ТЕХНОЛОГІЙ В ЛІКУВАННІ ПАЦІЄНТІВ З ДЕФЕКТАМИ ТА ДЕФОРМАЦІЯМИ ЩЕЛЕПНО-ЛИЦЕВОЇ ДІЛЯНКИ

Копчак А.В., Рибак В.А., Черногорський Д.М.

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, кафедра стоматології
м. Київ, Україна

Лікування дефектів і деформацій кісток лицевого черепа є складною задачею навіть для досвідченого хірурга, що зумовлено складною анатомією, наявністю життєво важливих структур, унікальністю кожного клінічного випадку, та необхідністю застосовувати складні реконструктивно-відновні втручання, наслідки яких важко передбачити [1].

Метою дослідження було вивчити сучасні можливості комп'ютерної симуляції та CAD/CAM технології в лікуванні та реабілітації пацієнтів із важкими формами післяопераційних та посттравматичних дефектів та деформацій обличчя.

Матеріали і методи. Матеріалом дослідження було 33 пацієнти із дефектами і деформаціями кісток лицевого та мозкового черепа, що перебували на лікуванні в Центрі щелепно-лицевої хірургії та стоматології на базі Київської обласної клінічної лікарні. На етапі діагностики і планування лікувальних заходів всім хворим було проведено комп'ютерну томографію із використанням мультиспірального 16-зрізового томографа BrightSpeedElite. На основі даних комп'ютерної томографії в програмному середовищі для обробки томографічних даних для всіх хворих було створено віртуальні моделі кісток лицевого черепа, крім того у 33.3% додатково моделювали м'які тканини щелепно-лицевої ділянки, а у 15.1% - повітряні шляхи. Для уточнення рельєфу зубних рядів, ортопедичних конструкцій порожнини рота, слизової оболонки або поверхні шкіри обличчя здійснювали тривимірне сканування обличчя і порожнини рота сканерами Sense Fuel3D, DavidLaserSLS-1, Artec Spider методом світло-структурованого підсвічування у 12.1 % пацієнтів, гіпсових

моделей у 15.1 %, або застосовували стереофотометричні або фотограмметричні методи у 6% хворих. На створених моделях проводили віртуальну симуляцію хірургічних втручань та моделювання індивідуалізованих пристроїв медичного призначення [2,3]. Так, за результатами комп'ютерного моделювання було виготовлено 37 прототипованих і стереолітографічних моделей та їх компонентів, (в тому числі багатокомпонентні розбірні моделі (13.5 %), що дозволяли більш детально оцінити топографію уражених ділянок), 18 направляючих хірургічних шаблонів, 5 індивідуалізованих сітчастих імплантатів для закриття дефектів лицевого та мозкового черепа. Для виготовлення індивідуалізованих пристроїв було застосовано технологію швидкого прототипування принтером FlashForgeCreatorPro (38 % випадків), технологію стереолітографічного виготовлення принтером Objet (62 %), лазерне спікання титанового порошку (2,7 %) або обжимання сіток (10,8 %) по створеній прототипованій моделі.

Результати та обговорення. Всім пацієнтам було виконано реконструктивно-відновні втручання: заміщення дефектів кістковими аутотрансплантатами, індивідуалізованими титановими сітками, виконано резекції зодномоментною кістковою пластикою, встановлено дентальні та щелепно-лицеві імплантати, відповідно до плану визначеного за допомогою віртуального моделювання оперативних втручань.

Застосування сучасних методів комп'ютерного моделювання дозволило покращити результати лікування, зменшити ступінь інвазивності, та затрати часу на виконання хірургічної маніпуляції, а також досягти бажаного результату у абсолютній більшості прооперованих пацієнтів.

Було встановлено, що при проведенні хірургічних втручань на альвеолярних паростках та виготовленні направляючих хірургічних шаблонів з опорою на зуби, додатково до проведення комп'ютерної томографії було необхідно проводити сканування гіпсових моделей, оскільки дані томографії не дозволяли чітко прознімати окремі ділянки особливо за наявності протетичних конструкцій з високою рентгенологічною щільністю, що спричиняють утворення значної кількості артефактів в томографічному зображенні. У випадках де була необхідна прецизійна точність моделювання/виготовлення індивідуальних імплантатів, зокрема, при реконструкції стінок орбіти, встановленні дентальних імплантатів в топографічно складних зонах перевагу надавали стереолітографічним моделям підвищеної жорсткості, виготовленим на основі комп'ютерної томографії високою роздільною здатністю.

Водночас в багатьох пацієнтів бажаний результат досягався при використанні швидкого прототипування на звичайному 3-Dпринтері. Ця технологія, що може забезпечити значне зменшення затрат часу і вартості виготовлення пристроїв медичного призначення, виявляється достатньо ефективною для виготовлення індивідуалізованих шин, шаблонів, кап, при хірургічних втручаннях, які проводять в порядку швидкої медичної допомоги, при травматичних ушкодженнях, вогнепальних пораненнях тощо.

Співставлення результатів моделювання, із отриманим клінічним результатом, свідчить про наявність певних лінійних і кутових відхилень в проведенні остеотомій, позиціонуванні пластин та імплантатів, що кардинально не позначалося на результатах лікування. Зменшення цих похибок потре-

бує підвищення якості комп'ютерної томографії та її поєднання з даними тривимірного сканування на етапі створення комп'ютерної моделі, застосування спеціальних прийомів в процесі виготовлення шаблонів та індивідуалізованих імплантатів, ефективною взаємодії лікаря та біомедичного інженера та достатньої обізнаності хірурга з можливостями сучасного планування за допомогою CAD/CAM технологій для мінімізації впливу суб'єктивних чинників при їх використанні.

Висновки. Таким чином застосування сучасних CAD/CAM технологій в лікуванні пацієнтів з дефектами та деформаціями щелепно-лицевої ділянки дозволяє суттєво збільшити прицезійність та прогнозованість хірургічних втручань. При цьому зменшення похибок в процесі моделювання, виготовлення та використання індивідуальних пристроїв медичного призначення потребує диференційованого підходу до застосування різних методів отримання вхідних даних (томографія, 3-D сканування) та друку 3-D об'єктів залежно від наявної клінічної ситуації.

Список використаної літератури

1. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії / В.О. Маланчук, М.Г. Кришук, А.В. Копчак // Навчальний посібник - 2013. - с. 11-12.
2. Cohen, A., Laviv, A., Berman, P., Nashef, R., Abu-Tair, J.:Mandibular reconstruction using stereolithographic 3-dimensional printing modeling technology. Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod. 108, 661–666 (2009).
3. Bibb, R.:Medical Modeling: The Application of Advanced Design and Development Techniques in Medicine.Woodhead Publishing,Cambridge (2006).

УДК 616.716.8+617.52]-007.24-08:004.382

ПЕРСПЕКТИВИ ЗАСТОСУВАННЯ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ РЕГЕНЕРАТИВНОЇ МЕДИЦИНИ В ЛІКУВАННІ ТРАВМАТИЧНИХ ПОШКОДЖЕНЬ КІСТОК ЛИЦЕВОГО ЧЕРЕПА ТА ЇХ НАСЛІДКІВ

Копчак А.В.¹, Чепурний Ю.В.¹, Лисенко О.С.¹, Зубов Д.О.^{2,3}, Васильєв Р.Г.^{2,3},
Родніченко А.Є.³, Губар О.С., Злацька А.В.³

¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, кафедра стоматології

²Медична компанія *ilaya*[®], біотехнологічна лабораторія *ilaya.regeneration*

³ДУ «Інститут генетичної та регенеративної медицини НАМН України»
м. Київ, Україна.

Травматичні пошкодження обличчя представляють собою комплексне ураження різних видів тканин. Зокрема травма орбіти може супроводжуватись порушенням цілісності кісткових структур, ушкодженням м'язової (окорухові м'язи) та жирової (атрофія ретробульбарної клітковини) тканини, ураженням нервових структур (зорового, окорухових, трійчастого нервів) [1]. Перебіг репаративної регенерації уражених тканинних комплексів визначає ефективність лікувальних заходів і кінцевий результат медичної реабілітації постраждалих.

Визначна роль у перебігу процесів репаративної регенерації тканини належить стромальним клітинам, які, фактично, є клітинним джерелом її відтворення. Із них найбільш вивченим *in vitro* клітинним типом є мультипотентні мезенхімальні стромальні клітини (ММСК), котрі одержують і культивують *ex vivo* з різних тканин людини [2]. Ці культури ММСК використовують для клінічного застосування у вигляді біотехнологічних клітинних продуктів (БКП), що засновані на власне культивованих клітинах людини, або у вигляді живих тривимірних тканинно-інженерних еквівалентів (ТІЕ). На сьогодні найбільш затребуваним і застосовуваним в регенеративній медицині джерелом ММСК є біла жирова тканина [3].

Мета. Удосконалити методику виготовлення та застосування БКП, що складається з забору тканини, культивування клітин в умовах біотехнологічної лабораторії та подальшої підготовки клітинних культур аутологічних ММСК жирової тканини до клінічного застосування у комплексному лікуванні пош-

коджень кісток лицевого черепа та їх наслідків, а також оцінити ефективність їх клінічного застосування.

Матеріали і методи. Для виготовлення БКП методом шприцевої ліпосакції проводили забір підшкірної жирової клітковини (до 50 мл) у 10 пацієнтів з посттравматичними дефектами і деформаціями нижньої щелепи, орбіти, назо-єтмоїдального комплексу на фоні проведення традиційної терапії, що передувало оперативному втручання. У всіх пацієнтів відзначали клінічні ознаки порушення регенерації (формування несправжніх суглобів, тривалий перебіг остеомієлітичного процесу, персистуюче запалення м'яких тканин із формуванням фістул, локальні порушення гемодинаміки із утворенням ділянок некрозу, трофічних виразок тощо).

Стромально-васкулярну фракцію клітин (СВФ) з ліпоаспірату одержували ферментативним методом (суміш 0,2% пронази та 0,2% колагенази). З 50 мл ліпоаспірату отримували в середньому $3-6 \times 10^7$ ядровмісних клітин. Ядровмісні клітини СВФ також засівали на клітинні фабрики Multi-Flasks для одержання протягом 20 діб терапевтичної дози культивованих аутологічних ММСК у кількості 4×10^7 клітин [4, 5]. Контроль якості виготовлених БКП і ТІЕ включав інфекційний скринінг аутодонора та клітинних культур, а також їх життєздатність, аналіз на кількість колонієутворюючих одиниць, фенотип, здатність до спрямованого диференціювання за остеогенним або адипогенним напрямками, та виявлення рівномірності засіву ТІЕ культованими життєздатними ММСК (комбіноване фарбування флюоресцеїном діацетатом).

Суспензію СВФ і культивованих аутологічних ММСК з жирової тканини вводили у ділянку травматичного пошкодження ін'єкційним шляхом. Процедури проводили двома терапевтичними курсами: на першому етапі – вводили СВФ, отриману безпосередньо із ліпоаспірату, на другому – культивовані ММСК через 3-4 тижні від початку лікування. Додатково для потреб реконструктивного етапу лікування були виготовленні ТІЕ – блоки ксеногенного або алопластичного біоматеріалів, як носіїв для ММСК жирової тканини при проведенні кісткової пластики.

Результати та обговорення. Пацієнтам з пошкодженнями орбіти (5 осіб) проводили парабулбарні ін'єкції ядровмісних клітин СВФ ($3-6 \times 10^7$) та культивованих аутологічних ММСК жирової тканини (4×10^7), розведених в аутологічній багатій тромбоцитами плазмі (PRP), на етапі підготовки пацієнта до реконструктивних операцій. У пацієнтів з порушеннями консолідації переломів нижньої щелепи (5 осіб) ін'єкції здійснювали у м'якій тканині, розташовані в зоні ураження. За наявності післятравматичних дефектів кісток зазначених ділянок, їх реконструкцію проводили за допомогою ТІЕ (3 пацієнти).

Після введення СВФ фракції та PRP протягом 5-7 діб у всіх спостереженнях визначали клінічні ознаки зменшення інтенсивності запального процесу (зниження ексудації, оточуючої застійної гіперемії тканин, покращення локального кровотоку). Введення культивованих ММСК у PRP сприяло процесам репаративної регенерації й остаточному усуненню залишкових запальних явищ, що дозволило досягти прийнятних клінічних результатів у всіх прооперованих хворих. При застосуванні ММСК було відзначено клінічні ознаками покращення васкуляризації, зникнення застійних явищ і зниженням рівня піс-

ляопераційних ускладнень, пов'язаних із порушеннями процесів загоєння ран. Пришвидчувались терміни консолідації уламків щелеп і відбувалась більш якісна інтеграція блоків остеопластичних матеріалів з подальшою участю у ремоделюванні кісткової тканини.

Висновки. Таким чином, клінічне застосування аутологічної СВФ і культивованих аутологічних ММСК з жирової тканини, введених ін'єкційним шляхом та у складі ТІЕ, є перспективним напрямком регенеративної медицини, який може покращити результати реконструктивно-відновних операцій у пацієнтів з посттравматичними дефектами і деформаціями кісток лицевого черепа.

Список використаної літератури.

1. Management of orbital fractures: challenges and solutions / J.R. Boyette, J.D. Pemberton, J. Bonilla-Velez // Clin. Ophthalmol. – 2015. – Vol. 17. – P. 2127-2137.
2. Minimal criteria for defining multipotent mesenchymal stromal cells. The International Society for Cellular Therapy position statement / M. Dominici, K. Le Blanc, I. Mueller [et al.] // Cytotherapy. – 2006. – Vol. 8. – P. 315-317.
3. Кирик В.М. Стволовые клетки из жировой ткани: основные характеристики и перспективы клинического применения в регенеративной медицине / В.М. Кирик, Г.М. Бутенко // Журн. АМН України. – 2010. – т.16, № 4. – 567-604.
4. Human adipose tissue is a source of multipotent stem cells / P.A. Zuk, M. Zhu, P. Ashjian [et al.] // Molecular Biology of the Cell. – 2002. – Vol. 13. – P. 4279-4295.
5. Isolating adipose-derived mesenchymal stem cells from lipoaspirate blood and saline fraction / M.P. Francis, P.C. Sachs, L.W. Elmore [et al.] // Organogenesis. – 2010. – Vol. 6. – P. 11-14.

УДК 57.089.001.66

МОДЕЛЮВАННЯ ТА ПРОЕКТУВАННЯ ХІРУРГІЧНИХ ЗШИВАЮЧИХ АПАРАТІВ В КОМПЛЕКСІ «КОМПАС 3D»

Кременицький К.С., Драгомирецький Н.Я., Лебедєв О.В.

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

Мета. розробити методику моделювання та проектування зшиваючих хірургічних апаратів в комплексі «Компас 3D».

Матеріали і методи. Зшиваючі апарати – прилади для механічного з'єднання органів та

тканин при хірургічних операціях (рис.1). Зшивання здійснюється титановими скобами. В одному шві може знаходитися кілька десятків скобок. У деяких випадках застосовуються скоби, що розсмоктуються.



а)



б)



в)

Рис. 1. Зшиваючі апарати для накладання: лінійних (а), циркулярних (б) і шкірних (в) анастомозів

Створення зшиваючих хірургічних апаратів є вельми актуальним завданням медичної техніки, оскільки накладання механічного шва порівняно з використанням ручного зводить до мінімуму виникнення післяопераційних ускладнень та покращує перебіг післяопераційного періоду. Їх застосування скорочує час накладання швів, спрощує процес зшивання та підвищує асептичність операції, зменшує крововтрати і травматичність тканин, забезпечує точну адаптацію країв тканин, що з'єднуються. Комплекс «Компас 3D» дозволяє створювати 3D моделі деталей, збірок та проводить їх математичне моделювання.

Результати та обговорення. Розроблена 3D модель зшиваючого апарата. Проведено аналіз механічних напруг, власних частот та

форм власних коливань. Виконана оцінка стійкості конструкції. За результатами аналізу визначені оптимальні форми та розміри деталей важільного приводу, штовхача та клинового механізму. Проведено дослідження механізму розрізання тканини після зшивання і зроблена його оптимізація.

Висновки. Комплекс «Компас 3D» дозволяє створювати 3D моделі зшиваючих хірургічних апаратів, виконувати аналіз механічних напружень, стійкості конструкції та її оптимізацію.

Список використаної літератури.

1. Г. М. Семенов, В. Л. Петришин, М. В. Ковшова. Хирургический шов. Питер, 2006, 256 стр.
2. Егиев В.Н. «Волшебный мир сшивающих аппаратов». Москва «Центръ», 1995 г.

УДК 541.64:678.02

ВІТЧИЗНЯНИЙ БІОЛОГІЧНО АКТИВНИЙ КЛЕЙ МЕДИЧНИЙ

Кулеш Д.В.¹, Галатенко Н.А.¹, Рожнова Р.А.¹, Ткач О.С.², Кебуладзе І.М.²

¹ Інститут хімії високомолекулярних сполук НАН України

² Національна медична академія післядипломної освіти імені П.Л. Шупика
м. Київ, Україна

Останнім часом в хірургії застосовуються клейові адгезиви на основі природного або синтетичного походження [1-6]. До медичних адгезивів висуваються ряд вимог, яким вони повинні відповідати. До основних вимог можна віднести такі: здатність міцно утримувати з'єднання поверхонь тканини, бути досить пористими і еластичними, аутостерильними або легко стерилізуватися, не втрачаючи своїх властивостей, не викликати яскраво вираженої запальної реакції, не бути токсичними, не володіти алергічною і канцерогенною дією, розсмоктуватися і виводитися з організму по мірі природного зрощення тканин і не перешкоджати цьому зрощенню. Деякі з відомих медичних адгезивів часто не відповідають окремим з цих критеріїв, а деякі не можуть знайти широкого застосування при проведенні хірургічних операцій через їх високу вартість в Україні.

Мета. Розробка та впровадження в медичну практику недорогого вітчизняного

медичного адгезиву здатного задовольняти широкі потреби в медичній практиці.

Матеріали і методи. Клей медичний представляє собою трикомпонентну систему, яка складається з клеєвої основи (олігоетеруретандіізоціанату), прискорювача полімеризації та біологічно активного наповнювача – фолієвої кислоти.

Результати та обговорення. Нами було отримано біологічно активний клей медичний, який призначено для склеювання або фіксації м'яких тканин, кісток, лоскотів шкіри, а також для прискорення процесів регенерації (рис. 1). Внесенням різних кількостей прискорювача в композицію можна регулювати час полімеризації клею. В умовах вологого середовища операційної рани клей спінюється, утворюючи дрібнопористу еластичну губку. За рахунок цього полімер має сильно розвинуту поверхню і площу контакту з тканинами організму.



Рисунок 1 – Клей медичний

Клей медичний високобіосумісний, не чинить токсичного і алергічного впливу на тканини, сприяє перебігу регенераторних процесів. При використанні поліуретанового адгезиву, вже на ранніх термінах після операції відбувається проростання в його

мікропористу структуру сполучної тканини. При використанні клей медичний утворює клейовий шов, який міцно утримує з'єднані тканини на всіх етапах загоєння рани і формування сполучнотканинного ру-

бця. Завдяки наявності наповнювача – фолієвої кислоти клей володіє біологічною активністю та стимулює регенераторні процеси.

Клей медичний об'єднує в собі властивості клею та пломбувальної маси і може бути використаний не тільки для склеювання тканин організму, але і для пломбування тканинних дефектів, утворених внаслідок різних запальних або патологічних процесів.

Клей медичний успішно пройшов комплексні медико-біологічні дослідження, доклінічні та клінічні випробування. За результатами клінічних випробувань встановлено, що клей медичний є достатньо ефективним, не викликає патологічних змін та алергічних реакцій в місці застосування, пацієнти не відчують дискомфорту в післяопераційний період. Проведено реєстрацію технічних умов «Клей медичний» ТУ У 21.2-05417041-024:2013 в Державній службі України з лікарських засобів та отримано Свідоцтво про державну реєстрацію медичного виробу.

Можливі області використання: щелепно-лицева, пластична, реконструктивна хірургія, ортопедія та травматологія, онкологія.

Технологія виробництва та склад клею медичного захищені Патентом України [7].

Висновки. 1. Розроблено вітчизняний біологічно активний медичний клей, призначений для пластики, склеювання або фіксації м'яких тканин, кісток, лоскотів шкіри, а також прискорення процесів регенерації. 2. Проведено комплексні випробування «Клею медичного» за результатами яких встановлено, що клей є біологічно активним, не чинить токсичного і алергічного

в оточуючих тканинах. Клей медичний піддається біодеградації в організмі за рахунок гідролізу та клітинної резорбції.

впливу на оточуючі тканини при імплантації, прискорює регенераторні процеси в місці застосування, відповідає вимогам щодо біосумісності, які пред'являються до виробів медичного призначення.

Список використаної літератури.

1. Forseth M., O'Grady K., Toriumi D.M. The current status of cyanoacrylate and fibrin tissue adhesives // J. Long Term. Eff. Med. Implants. – 1992. – Vol. 2. – № 4. – P. 221–33.
2. Toriumi D.M., Bagal A.A. Cyanoacrylate tissue adhesives for skin closure in the outpatient setting // Otolaryngologic Clinics of North America. – 2002. – Vol. 35. – № 1. – P. 103–118.
3. Trott A.T. Cyanoacrylate tissue adhesives: An advance in wound care // JAMA. – 1997. – Vol. 277. – P. 1559–1560.
4. Малыгина Н.А. Цианакрилатные клеевые композиции // Вестник Алтайского государственного аграрного университета. – 2003. – №1. – С. 143-145.
5. Spotnitz W.D., Falstrom J.K., Rodeheaver G.T. The role of sutures and fibrin sealant in wound healing// Surgical Clinics of North America. – 1996. – Vol. 77. – №3. – P.651-669.
6. Попов В.А., Сиротинкин Н.В., Головаченко В.А. Латексный тканевый клей и его применение в хирургии // Полимеры и Медицина. – СПб, 2(1)/2006. – С. 25-26.
7. Патент України №80117 на корисну модель «Клейова композиція для з'єднання м'яких тканин» Кулеш Д.В., Галатенко Н.А., Рожнова Р.А., Ткач О.С., бюл. №9, 13.05.2013.

УДК 615.847

ВИКОРИСТАННЯ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ В РЕФЛЕКСОТЕРАПІЇ

Культюгіна К. А., Зубчук В. І.

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

Мета. Проаналізувати сучасний стан і напрямки розвитку використання низькоінтенсивного лазерного випромінювання в рефлексотерапії та визначити оптимальні параметри впливу при акупунктурній методиці.

Матеріали і методи. Проведено огляд та аналіз літературних джерел.

Результати та обговорення. Найбільш актуальним і перспективним напрямком в медицині є вивчення впливу на біологічно активні точки променем лазера в формі переривчастих імпульсів різної частоти, що підтверджується клінічними спостереженнями, нейрофізіологічними, біофізичними та параклінічними дослідженнями.

Правильне визначення біологічно активних точок, вплив на них лазерним випромінюванням мінімальної інтенсивності і оптимальної частоти дозволяє «включати» біорезонансний механізм організму і впливати на стійкі патологічні стани при хронічних захворюваннях.

Оптимальні параметри впливу при акупунктурній методиці: безперервним або модульованим червоним (635 нм) лазерним випромінюванням, потужність на торці акупунктурної насадки 0,8-2 мВт (без модуляції) і 0,3-0,8 мВт (з модуляцією), експозиція на корпоральну точку акупунктури(ТА) 15-30 с. Частота модуляції випромінювання в діапазоні 2-4 Гц [Буйлін В.А., 2002].

При впливі на аурикулярні точки застосовують лазерне випромінювання з довжиною хвилі 532 нм(зелений спектр), так як

випромінювання з даною довжиною хвилі поглинається значно сильніше, немає розсіювання, і таким чином забезпечується вибірковість впливу. Потужність на торці акупунктурної насадки 0,5-1,0 мВт (діаметр світловода 0,8-1 мм), без модуляції, експозиція на аурикулярну ТА 5-10 с [1].

До переваг лазерної рефлексотерапії можна віднести: малу зону впливу (діаметр 0,5-3 мм), неспецифічний характер фотоактивації рецепторних структур, можливість викликати спрямовані рефлекторні реакції, неінвазивність впливу, асептичність, комфортність, можливість точного дозування впливу, можливість застосування методу для вирішення практичних завдань на певному етапі лікування - як самостійного, так і в поєднанні з різними медикаментозними, дієто- і фітотерапевтичними видами лікування[1].

Висновки. Використання низькоінтенсивного лазерного випромінювання в рефлексотерапії є одним з найбільш актуальних і перспективних напрямків в медицині. Приведено оптимальні параметри впливу при акупунктурній методиці, але за рахунок можливості точного дозування впливу доцільно створити систему зі зворотнім зв'язком, котра б регулювала параметри випромінювання індивідуально для пацієнта.

Список використаної літератури.

1. Москвін С.В., Буйлін В.А. Основи лазерної терапії. - М.-Твер, ТОВ «Видавництво «Тріада», 2006. - 256 с.

УДК 621.391

БІОСЕНСОРИ НА ОСНОВІ МДН-ТРАНЗИСТОРІВ

Кутова О.Ю., Тимофєєв В.І.

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

Мета. Основною метою даної роботи є систематизація, класифікація існуючих типів сенсорів та можливими варіантами їх реалізації на основі МДН-транзисторів. Також можливості їх застосування в медицині та навести узагальнену його модель.

Матеріали та методи. МДН-транзистори, біосенсори.

Результати та обговорення. Рушійною силою у дослідженні сенсорів було яскраво виражене розуміння їх широких практичних можливостей. Ці дослідження зумовлені постійною потребою поліпшення охорони навколишнього середовища, контролю біотехнологічних процесів, перевірки якості харчових продуктів та питної води, збільшення клінічних темпів розвитку в медицині та ветеринарній діагностиці.

Медичне застосування наносенсорів пов'язане з їх здатністю точно ідентифікувати необхідні клітини в різних областях організму. За рахунок вимірювання змін об'єму, концентрації, температури іншого фізичного параметру організму або клітин наносенсори здатні розрізняти окремі клітини ще на молекулярному рівні з метою доставки препаратів або моніторингу розвитку певних областей організму. Системи класифікації датчиків можуть бути дуже різними, від дуже простих до складних. Критерій класифікації завжди вибирається залежно від мети проведення класифікації.

Класифікація сенсорів за:

1. типом входних величин: пасивні і активні;
2. методом вимірювання: електрохімічні, оптичні, електричні, термохімічні, магнітні, каталітичні, біохімічні, сенсори маси, термометричні;
3. типом наноматеріалів: 0-вимірні нанооб'єкти, 1-вимірні нанооб'єкти, 2-вимірні нанооб'єкти;
4. типом біоселектора: ДНК, антиген-антитіло, клітина, молекулярне розпізнавання, ферментативні, біоміметичні, рецепторні;
5. типом перетворювача: електрохімічні, п'єзоелектричні, калориметричні, оптичні [1].

Конструктивно біосенсор складається з двох перетворювачів (біохімічного та фізичного), які знаходяться в тісному контакті один з одним. При цьому біохімічний перетворювач виконує функцію біологічного елемента розпізнавання, перетворюючи аналізований компонент, а точніше, інформацію про хімічні зв'язки в фізичну або хімічну властивість чи сигнал, а фізичний перетворювач дозволяє зареєструвати цей сигнал [1].

Узагальнена модель біосенсора на основі МДН-транзистора запропонована на рис.1.

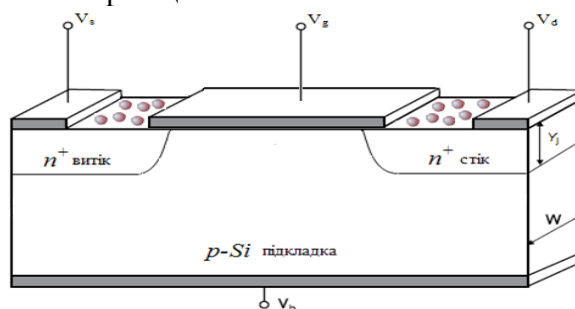


Рис.1 Схема сенсора на основі МДН-транзистора
(V_s – напруга на витоку, V_g – напруга на затворі, V_d – напруга на стоці)

Схематичне зображення сенсора на рис. 1 – це МДН-транзистор з кремнієвою підкладкою *p*-типу з високолегованими областями з електронною провідністю (n^+ - витік, n^+ - стік). Контакти стоку, витоку затвору – оммічі, виготовлені з Al. Области між витоком і затвором та між стоком і затвором – робочі області, на які наноситься досліджувана біоречовини. Окрім такої моделі існують й інші варіанти реалізації сенсора з використанням МДН-транзистора. Це можуть бути сенсори на основі НЕМТ з різними варіантами поєднання структурних шарів в залежності від матеріалу їх виготовлення (прямоzonні та непрямоzonні напівпровідники) та різного матеріалу виготовлення підкладки (Si, Al₂O₃ і інші); на транзисторах, виготовлених за технологією «кремній на ізоляторі» та транзисторах з різною конструкцією затвору (беззатворні транзистори, транзистори з гнучким затвором, на основі іоноселективних польових транзисторів).

Всі вони мають свої переваги та недоліки. Але для всіх таких біосенсорів важливою перевагою є висока чутливість і селективність реакції (особливо у випадку антиген-антитіло), можливість мініатюризації і сумісність з комп'ютерними процесами; недоліками є обмежена стабільність та складність у приготуванні біоелемента [2].

Висновки. Існування на даний час великої зацікавленості в швидкому та якісному аналізі біоречовин ставить перед собою завдання вдосконалення вже існуючих біосенсорів та розробку нових варіантів їх виконання.

Їх конкурентоспроможність на ринку на сьогодні визначається такими вимогами практики: собівартістю пристрою та окремого вимірювання; стабільністю результатів; наявністю можливостей електронного оброблення даних; якістю результатів, що передбачає вибірковість та чутливість аналізу; швидкістю відгуку; кількістю матеріалу, необхідного для дослідження; можливістю проведення аналізу цілого набору різних речовин за допомогою чутливих однотипних елементів [3]. Подальші дослідження будуть направлені саме на вдосконалення структури сенсора для біологічних речовин на основі МДН-транзисторів (рис.1) з використанням нульвимірних наноб'єктів, а саме квантових точок, вирощених з пористого кремнію.

Список використаної літератури

1. Егоров А.А. Систематика, принцип работы и области применения датчиков. Журнал радиоэлектроники. — 2009. №3. — С. 1–22. — ISSN 1684-1719.
2. Гайда Г., Гончар М., Демків О. Біосенсори: наукові основи конструювання та приклади їх застосування для аналізу токсичних сполук// Вісник НТШ: інформаційне видання / Світова рада Наукових товариств імені Шевченка. — Львів, 2013. — № 49. — С. 66–70. — Бібліографія.
3. Мікроелектронні мультипараметричні біосенсори / М. Ф. Стародуб, М. І. Каник, О. М. Шмирева // Біотехнологія. — 2008. — Т. 1, № 1. — С. 61-73. — Бібліографія.

УДК 669.187.526.001.5

ВЛАСТИВОСТІ ПОРИСТОГО ТИТАНУ ОДЕРЖАНОГО МЕТОДОМ ЕЛЕКТРОНО-ПРОМЕНЕВОГО ОСАДЖЕННЯ ДЛЯ МЕДИЧНОГО ЗАСТОСУВАННЯ

Ляпіна К.В., Устинов А.І., Мельниченко В.Т.

Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона
м. Київ, Україна

Мета. Вивчити можливість отримання методом електронно-променевого осадження покриттів на основі пористого титану, тобто встановити залежність модуля пружності від пористості для визначення закономірностей з метою створення технологічних засади виготовлення пористих функціональних матеріалів.

Матеріали і методи: Закономірності формування пористих металічних матеріалів (у вигляді тонкий фольг або покриттів) вивчалися на прикладі електронно-променевого випаровування та сумісного осадження парових потоків титану та пороутворюючих речовин - галогенідів лужних металів (KCl, NaCl, NaF) на підкладку.

Результати та обговорення: Відомо, що титан знайшов широке застосування в медицині завдяки високій міцності і стійкості до корозії, яка поєднується з біологічною сумісністю з живою людською тканиною. М'які і кісткові тканини зростаються особливо добре з пористим матеріалом. А низький модуль пружності і високий показник питомої міцності роблять пористий титан незамінним для ендопротезування [1,2].

Пористу структуру титану отримували шляхом електронно-променевого випаровування злитків у вакуумній камері з подальшим осадженням парового потоку на підкладку [4,5]. Змінюючи умови отримання вакуумних конденсатів титану, були отримані покриття, які характеризувалися відкритою пористістю від 10 до 38%, що розташована по границям стовпчастих кристалітів. Треба відзначити, що при збільшенні пористості конденсатів діаметр пор (в поперечному перерізі) монотонно збільшується та варіюється в межах 1-7 мкм. Структурні характеристики пористих конденсаторів титану визначають їх фізико-механічні властивості. Було виміряні

мікромеханічні властивості конденсатів титану з різною пористістю. Так, збільшення пористості конденсатів титану супроводжується зниженням значення модуля Юнга. Мікротвердість пористих конденсатів зменшується, однак залишається на досить високому рівні. Практично не змінюється пластичність конденсатів титану зі збільшенням пористості.

Висновки: Таким чином, механічні випробування показали, що модуль пружності лінійно залежить від пористості, і при досягненні значення пористості близько 35% модуль пружності титану буде порівнянний з модулем пружності людської кістки. З урахуванням встановлених закономірностей створені технологічні основи виготовлення методом електронно-променевої технології пористих функціональних матеріалів та покриттів із заданими властивостями, зокрема, імплантів.

Список використаної літератури:

1. Chen Liang-jian, Li Ting, Li Yi-min, He Hao, Hu You-hua Porous titanium implants fabricated by metal injection molding // Trans. Nonferrous Met. Soc. China. – 2009. – 19. – pp.1174–1179;
2. Donghua Yang, Zhimeng Guo, Huiping Shao, Xiaoting Liu, Ye Ji Mechanical Properties of Porous Ti-Mo and Ti-Nb Alloys for Biomedical Application by Gelcasting // Procedia Engineering.- 2012.- Volume 36. - pp 160–167;
3. А.И. Устинов, К.В. Ляпина, Т.В. Мельниченко Особенности формирования пористой структуры хрома при его осаждении из паровой фазы в присутствии паров галогенидов щелочных металлов // Металлофизика и новейшие технологии. – 2006. - т.28. - с.97-102;
4. А.И.Устинов, К.В.Ляпина, Т.В.Мельниченко Закономерности формирования пористой структуры нержавеющей стали при ее осаждении из паровой фазы в присутствии паров хлористого натрия // Спец. Электрометаллургия.-2005.-№4.- С.23-28.

УДК 611.11

МОДЕЛЬ БІОПРОТЕЗУ ТРИСТУЛКОВОГО КЛАПАНУ

Максименко В.Б.^{1,2}, Гльоза М.Ю.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

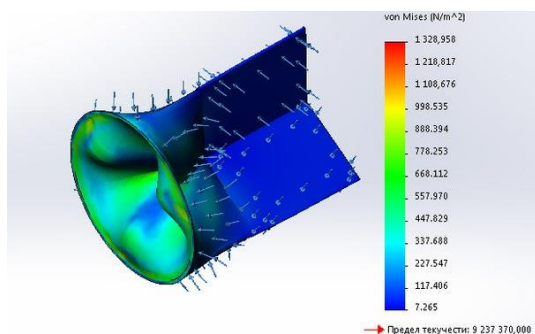
² ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова НАМН України»
м. Київ, Україна

Мета. Створити модель біопротезу тристулкового клапану в середовищі SolidWorks, визначити розподіл навантаження на створену модель клапанного апарату.

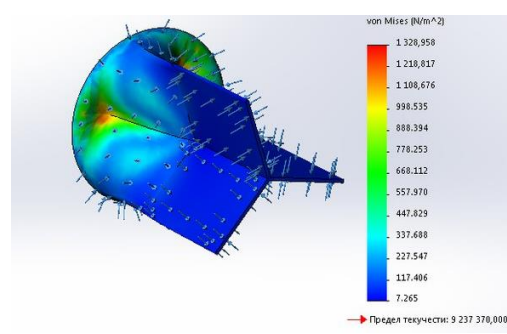
Матеріали і методи. Стінки тубулярного протеза клапану розпадаються під дією зовнішнього тиску і тим самим імітують роботу природного трикуспідального клапану. Унікальний дизайн клапану дозволяє компенсувати природні зміни, що відбуваються в корені аорти, і сприяє зменшенню частоти клапанної регургітації [2].

При моделюванні особливу увагу слід звернути на зміну градієнтів тиску між правим передсердям і шлуночком, середньоквадратичне (Q_{rms}) середнє значення цих показників та ефективну площу отвору (ЕПО). Вище вказані показники розраховуються за наступними формулами:

$$Q_{rms} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N Q_i^2(t)}{N}}, \quad (1)$$



а)



б)

Рис. 1. Розподіл навантаження на трикуспідальний клапан

Висновки. Завдяки використанню кінського перикарду, біопротез зберігає природну конфігурацію, відновлює розподіл навантаження на клапанний апарат і забезпечує чудову гемодинаміку. Розподіл навантаження створеної моделі трикуспідального клапану є найбільш близьким до природного, що збільшується термін служби клапану.

$$\text{ЕПО} = \frac{Q_{rms}}{51.6\sqrt{\Delta p}}, \quad (2)$$

де $Q_i(t)$ – значення потоку крові в міліметрах на секунду, $i = 1$ – початок систоли, $i = N$ – кінець систоли, Δp – градієнт тиску.

Матеріалом для виконання біопротезу є Matrix Patch™, товщиною 0,2-0,4 мм, що являє собою безклітинний кінський перикард для ремонту і реконструкції в серцево-судинній хірургії.

Результати та обговорення. На рис. 1 а, б зображено модель трикуспідального клапану в закритому вигляді. На відміну від інших моделей тканинних клапанів, у яких основне навантаження припадає на область коммісур, в моделі біопротезу трикуспідального клапану максимальне навантаження припадає на напівмісячну підставу стулок, як і в здоровому тристулковому клапані [1].

Список використаної літератури.

1. Cox J, Ad N, Myers K, Gharib M, Quijano RC. Tubular heart valves: A new tissue prosthesis design—Preclinical evaluation of the 3f aortic bioprosthesis. *J Thoracic Surg.* 2005;130:520-7.
2. Pillai R, Ratnatunga C, Soon JL, et al. 3f prosthesis aortic cusp replacement: implantation technique and early results. *Asian Cardiovasc Thorac Ann.* 2010;18:13-16.

УДК 002.53:004.89; 61:007

АНАЛІЗУ СТАНУ ЛЮДИНИ ЗА ЗМІНАМИ ЇЇ ГОЛОСОВОГО СИГНАЛУ

Мєшков О.Ю.^{1,2}, Новіков О.О.¹

¹ Херсонський національний технічний університет

² Херсонський фізико-технічний ліцей при ХНТУ та ДНУ
м. Херсон, Україна

Мета. Метою даної роботи є розробка експертної системи, яка за введенням голосовим сигналом людини може проводити ідентифікацію людини та аналіз її фізичного стану.

Матеріали і методи. Одним із сучасних методів дослідження фізичного стану людини є аналіз її голосу. Експериментально встановлено, що різні відхилення, що мають місце в організмі людини, певним чином змінюють цей сигнал. За характером цих змін, на думку дослідників, можна визначити особливості змін, що сталися в організмі людини [1,2].

Для аналізу голосу необхідно виділити ряд характеристик, на основі яких можна проводити порівняння голосових сигналів. Більшість дослідників стверджують, що оптимальним для порівняння сигналів є частотний простір, у який сигнал переводиться за допомогою перетворень Фур'є. У той же час існує ряд методик дослідження голосових сигналів у часовому просторі, які також дають задовільні результати [1,3].

У ході даного дослідження аналіз голосових сигналів проводилось у часовому просторі. У якості характеристик, що виділялися у кожному сигналі з метою аналізу, було обрано частоту основного тону та розподіл амплітуди сигналу у часовому просторі. Дослідження проводилося на записах голосного звуку /А/ української мови для дикторів обох статей.

Для виділення вказаних характеристик кожен запис голосу людини проходив обробку на авторських алгоритмах. У кожному записі виділялась вокалізована ділянка шляхом відсічення перехідних процесів. Далі проводилась оцінка значення основної частоти голосу. З цією метою виконувалось кепстральне перетворення сигналу та проводився пошук його локального максимуму у діапазоні частот, що відповідає голосу людини.

Кожен голосовий сигнал складається з послідовності квазіперіодичних коливань з подібною структурою. Такі коливання називаються фреймами [4]. Тому на наступному етапі роботи

системи сигнал розбивався на окремі фрейми і проводився аналіз їх структури. Саме структура розподілу амплітуди у часовому просторі якісно визначає наявність тих чи інших частотних складових у сигналі. Кількісна оцінка цих показників повинна проводитись на основі спектрального аналізу, однак на даному етапі дослідження вона не проводилась.

Як для частоти основного тону, так і для структури розподілу авторами було розроблено математичні моделі, які враховують індивідуальні особливості кожного диктора. За основу при розробці моделей було взято твердження, що указані характеристики голосу людини залежать від антропометричних параметрів людини (зріст, маса), вікових та статевих особливостей. За допомогою розробленої моделі можна проводити як моделювання еталонів голосу, так і проводити порівняння сигналів з метою діагностики [4]. У системі впроваджено можливість порівнювати голосові сигнали людини з двома видами еталонів. Індивідуальні еталони побудовані на даних конкретної людини і є адекватними лише для неї. Групові еталони передбачають кластерне розбиття загальної бази даних дикторів за технологією KNN-графу, виділення дикторів, найбільш близьких до даного, та побудову еталону на основі даних усіх цих дикторів.

Тим не менше для проведення діагностики людини спочатку необхідно ідентифікувати людину серед великої кількості дикторів, що наявні у базі даних системи. З огляду на те, що у розробленій системі аналіз стану людини проводиться на основі голосового сигналу, було вирішено використовувати його і з метою ідентифікації людини.

Для задачі ідентифікації людини вхідний голосовий сигнал обробляється за допомогою описаних вище алгоритмів, і з нього виділяються аналогічні характеристики. Далі будується двовимірний простір дикторів («частота-структура») і визначається відстань від введеного сигналу до кожного із сигналів, наявних у

базі. Сигнал, відстань до якого буде найменшою, вважається як такий, що належить даному диктору. У випадку, якщо найменша відстань до сигналу перевищує деяке критичне значення, система приймає рішення про відсутність даного диктора у базі.

Результати та обговорення. У ході дослідження усі математичні моделі та описані методи ідентифікації людини і аналізу голосових сигналів отримали програмну реалізацію у вигляді скрипт-файлів для пакету прикладних математичних програм SciLab 5.5.2. Розроблена система базується на навчальній вибірці дикторів (70 чоловічих, 60 жіночих голосів). Її функціонування також було перевірено на тестовій вибірці дикторів (30 чоловічих, 30 жіночих голосів). Усі диктори пройшли ідентифікацію за допомогою розроблених алгоритмів у короткостроковому періоді (1 тиждень). При дослідженні на довгостроковому періоді було визначено, що записи голосу для ряду дикторів перестають бути актуальними. Це в черговий раз підтверджує, що голосовий сигнал людини є динамічним і для використання з метою ідентифікації його необхідно періодично оновлювати. У той же час отримані результати можуть свідчити і про те, що за змінами, що мають місце у голосовому сигналі, людини можна визначати ті чи інші відхилення, що відбулися у загальному стані людини. Саме з цією метою використовуються впроваджені у системі еталони голосових сигналів людини. Проведені дослідження показали адекватність їх використання із вказаною метою.

На думку дослідників, діапазон частоти основного тону людини складає від 97 до 195 Гц для чоловіків та від 195 до 320 Гц для жінок [1]. Однак у ході дослідження було виявлено, що обидва ці діапазони необхідно розширювати – частота основного тону для чоловіків за даними авторів лежить у межах від 40 до 220 Гц, а жіночих – від 90 до 320 Гц.

На нашу думку, розроблена система може використовуватись не лише з метою ідентифікації людини чи її діагностики. У ході досліджень було помічено, що спектральні голоси людей, які є родичами, можуть бути відтворені за допомогою масштабування з ваговими коефіцієнтами. Тобто аналіз голосового сигналу може використовуватись і для генеалогічних

досліджень. Також, як було вказано, кожен орган людини впливає на її голосову функцію. При цьому кожен орган має власну резонансну частоту, яка, на нашу думку, змінює свої характеристики у спектрі при змінах стану цього органу. Дослідження вказаних особливостей голосових сигналів проводиться авторами на даний момент.

Висновки. У ході дослідження розроблено автоматизовану систему, яка за введеним голосовим сигналом людини проводить її ідентифікацію серед багатьох інших дикторів та може аналізувати її загальний фізичний стан. З цією метою за допомогою авторських алгоритмів голосовий сигнал проходить первинну обробку у часовому просторі. У якості аналізованих характеристики використовуються частота основного тону та структура розподілу сигналу у часовому просторі. Для вказаних характеристик розроблено авторські математичні моделі, які реалізовано у даній системі.

Робота системи перевірена на записах голосів реальних дикторів. Результати перевірки підтверджують можливість використання розробленої системи як з метою ідентифікації та діагностики людини окремо, так і в комплексі. Авторами також запропоновано ряд альтернативних шляхів використання розробленої системи з медичною метою.

Список використаної літератури.

1. Чорна Л.Б. Стохастична модель голосового сигналу для задачі діагностики ритміки серця людини: автореф. дис. канд. техн. наук: 01.05.02 / Л.Б. Чорна; Терноп. держ. техн. ун-т ім. І.Пулля. – Т., 1999. – 19 с.
2. Speech treatment for Parkinson's disease // Lorraine O Ramig, Cynthia Fox and Shimon Sapir // Expert Rev. Neurotherapeutics 8(2), 2008. – P. 299–311.
3. Первушин Е.А. Обзор основных методов распознавания дикторов / Е.А. Первушин // Математические структуры и моделирование, 2011, №24, С. 41-54.
4. Miesnikov O.Y, Novikov O.O. Development of Universal Program Complex for Human Condition Analysis, Based on the Analysis of Human Voice // Theoretical and Applied Aspects of Cybernetics. Proceedings of the 4th International Scientific Conference of Students and Young Scientists – Kyiv: Bukrek, 2014. – P. 294-305.

УДК 621.397.3:04.932

ДОСЛІДЖЕННЯ МОЖЛИВОСТЕЙ ВПРОВАДЖЕННЯ ТЕРМОГРАФІЧНОЇ ДІАГНОСТИКИ В МЕДИЧНУ ПРАКТИКУ У ВІЙСЬКОВО-ПОЛЬОВИХ УМОВАХ

Мироненко С.О.¹, Дунаєвський В.І.², Котовський В.Й.³, Тимофєєв В.І.³, Назарчук С.С.³.

¹Український центр спортивної медицини

² Інститут фізики напівпровідників ім. В.Є Лашкарьова НАНУ

³ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Мета. Надати уявлення про можливості дистанційної інфрачервоної термографії в комплексному обстеженні стану здоров'я військовослужбовців.

Серед існуючих діагностичних методів оперативного контролю за станом здоров'я бійців АТО найбільш доступним та інформативним методом є дистанційна інфрачервона термографія [1-4], перевага якої полягає в простоті проведення діагностики та високого відсотку достовірності отриманих результатів. Дистанційна інфрачервона термографія широко використовується в США, Австрії, Німеччині, Швеції, Бельгії, Росії, Франції, Японії та в інших країнах, які мають високий науково-технічний рівень [2,4,5].

Простота та доступність термографічної діагностики дозволяє швидко отримати початкову інформацію про наявність функціональних чи патологічних змін в організмі людини. Накопичений досвід в діагностиці травм у спортсменів [5] може бути використаний для виявлення травматичних ушкоджень у військовослужбовців. В польових умовах надзвичайно важливим є своєчасне виявлення захворювань, які в подальшому можуть мати непередбачені наслідки, що особливо стосується військовослужбовців з хворобою або синдромом Рейно [6,7].

Матеріали і методи. В роботі використовувався вітчизняний термограф з матричним фотоприймачем, методика використання якого описана авторами [1-3].

Результати та обговорення. За допомогою одного приладу можливо обстежити протягом робочої зміни близько 50-70 військовослужбовців. На основі результатів обстеження доцільно створити інформаційну базу даних, яка дозволить спостерігати за станом

здоров'я протягом певного часу, а при виявленні патологічних змін додатково виконати інші обстеження, що в цілому дозволить з високою вірогідністю встановити діагноз. Застосування методу дистанційної інфрачервоної термографії потребує придбання термографа з матричним фотоприймачем, який не потребує охолодження рідким азотом, комп'ютер, принтер з кольоровим друком.

Метод відноситься до неінвазивних методів променевої діагностики, що дозволяє застосовувати його без шкідливого впливу на стан здоров'я обстежуємого.

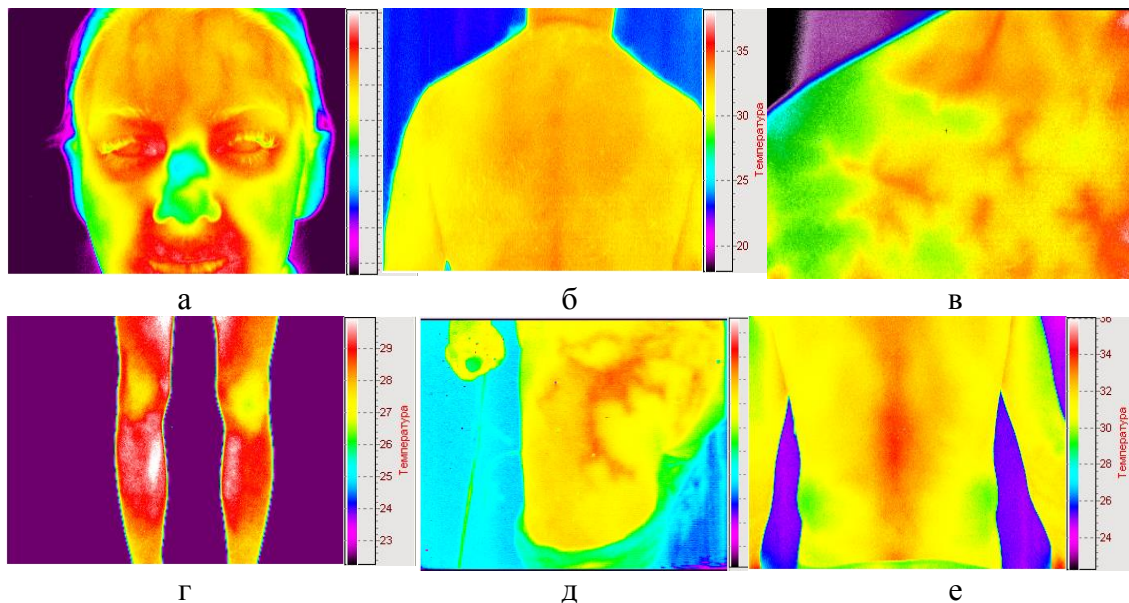
Станом на даний час накопичена значна інформація по використанню дистанційної інфрачервоної термографії у різних напрямках медицини. Отримано багато матеріалів по застосуванню дистанційної інфрачервоної термографії в оториноларингології, ендокринології, флебології, пульмонології, в діагностиці захворювань опорно-рухового апарату, які можуть бути використані в медичній практиці у військово-польових умовах. Розроблені критерії оцінки визначення наявності чи відсутності патологічних змін організму людини.

Прикладом оперативного застосування термографії є використання термографічної діагностики пасажирів в аеропортах під час епідемій (наприклад, вірус Ебола, грипу та ін.). Застосування термографічної діагностики дозволяє обстежити 100 відсотків прибуваючих пасажирів та ізолювати тих, у яких виявлені температурні відхилення від норми та симптоми гострих респіраторно-вірусних захворювань.

Під час перебування в зоні АТО поряд з вогнепальними та опіковими травмами поширеними видами захворювань є обмороження та переохолодження взимку, травматичні

ушкодження опорно-рухового апарату, запальні процеси ЛОР-органів та органів дихання, перегрів організму в літній період. Термографія дозволяє досить ефективно відстежувати зони ураження на поверхні тіла бійця внаслідок опіків, постійно отримувати інформацію про стан загоєння ран та оцінювати ефективність лікування.

Приклад термограм з правобічним гайморитом (а), запаленням легень(б), періартритом лівого плечового суглобу (в), ураженням колінного суглобу(г), травмою кульшового суглобу (д), забоєм попереково-крижового відділу хребта(є) показані на рисунку.



Висновки. З урахуванням накопиченого досвіду з використання дистанційної інфрачервоної термографії доцільно при пересувних медичних закладах, у військових шпиталях впроваджувати неінвазивну термографічну діагностику, як метод, що дозволить своєчасно виявляти захворювання та прискорити одужання бійців.

Список використаної літератури

1. Розенфельд Л.Г., Венгер Е.Ф., Коллюх А.Г. и др. // Матричный полупроводниковый фотоприемник инфракрасного излучения и его применение в биотехнологиях.- Электроника и связь. Биомедицинские приборы и системы.-2007.-Ч.2.-С.27-29.
2. Розенфельд Л.Г., Мачулин В.Ф., Венгер Е.Ф. и др. // Дистанционная инфракрасная термография: достижения, современные возможности, перспективы.- Врачебное дело.- 2007.- С.119-124.
3. Розенфельд Л.Г., Венгер Е.Ф., Лобода Т.В., та інші. // Дистанційний інфрачервоний термограф з матричним фотоприймачем та

досвід його використання у клінічній лікарні.- Укр. радіолог. журнал.-2006.-С. 450-456.

4. Diakides N.A., Bronzino J.D. Medical Infrared Imaging. CRC Press Taylor group LLC. London. New York.- 2006.- 451p.

5. Дехтярев Ю.П., Мироненко С.А., Ничипорук В.И., Дунаевский В.И., Дистанционная инфракрасная термография в диагностике заболеваний и последствий травм у спортсменов // Журнал Российской ассоциации по спортивной медицине и реабилитации больных и инвалидов.-2009.-№4.-С.49-52.

6. Коничев А.В., Корешкина Т.А., Кокорин К.В., Колоков А.В. Феномен Рейно - клинические аспекты заболевания // Вестник хирургии им. И.И. Грекова.-2001.-Т.160, №2.-С.118-122.

7. Арбузов І.В., Спірін Ю.С. // Диференційна діагностика феномену Рейно - сучасний стан, проблеми.- Клінічна хірургія.-2004.- №8.-С.40-42.

УДК 62-51

СТАБІЛІЗАЦІЯ ПОВІТРЯНОГО ПОТОКУ ДЛЯ МАЛЬЦЕРІВСЬКИХ БОКСІВ

Михайленко Д.В., Маріц Н.О.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Факультет біомедичної інженерії

м. Київ, Україна

Мета. Оскільки, ефективне ізолювання пацієнтів з вірусною інфекцією що поширюється повітряно-крапельним шляхом і біологічною аерозолем вимагає скрупульозного дотримання цілого ряду вимог, і неякісна система вентиляції може звести нанівець всі зусилля лікарів і піддати серйозній небезпеці, як медичний персонал, так і інших пацієнтів клініки і населення, тому важливо знайти можливості для стабілізації повітряного потоку всередині мельцерівського боксу, збільшення його функціональності і зниження собівартості технічних пристроїв.

Матеріали і методи. Приступивши до вирішення поставленого нами завдання, ми зрозуміли те, що виграти в підборі компонентів для вентиляційної системи, необхідно притримуватись формули «ціна-якість». Розроблювальний пристрій (виріб) необхідно структурно відразу розділили на чотири великі частини: джерело живлення, контролер управління двигуном, ламповий баласт і панель індикації. Для мінімізації собівартості потрібно було добре розробити їх з'єднання на апаратному рівні, повністю виключивши дублювання вузлів. Дуже важливо було б забезпечити надійність пристрою (програмне забезпечення контролера), тому що інфекційний бокс завжди підключений до мережі живлення для безперервної роботи [1, с.391-394].

Результати та обговорення. Переобладнання вентиляційної системи дозволить досягти потрібного результату при мінімальних витратах. Тому першим пунктом виконання технічного завдання - умова, що вартість нового модуля разом з панеллю керування повинна бути меншою вартості аналогічних закордонних модулів. Панель управління повинна виконувати такі завдання, як установка швидкості потоку, включення люмінесцентних ламп боксу, а також повідомляти про стан

фільтрів. Також буде застосований метод очищення повітря від пилу і мікробних аерозолів за допомогою HEPA (англ. *High Efficiency Particulate Air* або *High Efficiency Particulate Arrestance* — високоефективне стримування частинок) фільтрів тонкого очищення. Відповідно до вимог Європейського стандарту фільтри тестуються на стенді TOPAS GmbH., Який перевіряє фільтруючі елементи на перепад тиску, фракційну ефективність, а також виробляє тестування зважених часток згідно Європейських стандартів EN 1822-4 (сканування фільтрів) і EN 1822-5 (інтегральна ефективність фільтра), класифікує HEPA фільтр. Ефективність HEPA-фільтрів оцінюють за кількістю частинок розміром до 0,06 мікрона на літр повітря, які викидаються назад в середу після проходження фільтра. HEPA-фільтри розраховані на фільтрацію невеликих частинок. Ці частинки уловлюються волокнами. У боксі необхідно стабілізувати швидкість повітря в робочій зоні після фільтра, тобто вона не повинна залежати від ступеня його забрудненості [2].

Висновки. Експериментальна модель надасть можливості для ефективного та економічного переобладнання мельцерівських боксів, що забезпечить визначення різних характеристик та конструктивних особливостей об'єктів, зокрема підвищений рівень захисту як медичного персоналу, так і інших пацієнтів клініки і населення.

Список використаної літератури.

1. Березин О.К. Источники электропитания радиоэлектронной аппаратуры/ О.К. Березин, В.Г. Костиков, В.А. Шахнов. - М.: Три Л, 2000, 398с.
2. Бёрк М. (перевод А. Власенко) Управление скоростью охлаждающего вентилятора: как и зачем это делается. Режим доступа: www.analog.com.ru/Public/FAN%20CO [N].

УДК 616-77

ДОСЛІДЖЕННЯ ВПЛИВУ ТЕРМОЛІЗУ У ВУГЛЕВОДНЕВОМУ СЕРЕДОВИЩІ НА ФАЗОВИЙ СКЛАД КОМПОЗИТНОЇ СИСТЕМИ НА ОСНОВІ БІОГЕННОГО ГІДРОКСИПАТИТУ, ЛЕГОВАНОГО МАГНЕТИТОМ

Отиченко О.М.^{1,2}, Бабутіна Т.Є.², Будиліна О.М.², Перекос А.О.^{2,3}, Проценко Л.С.²

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

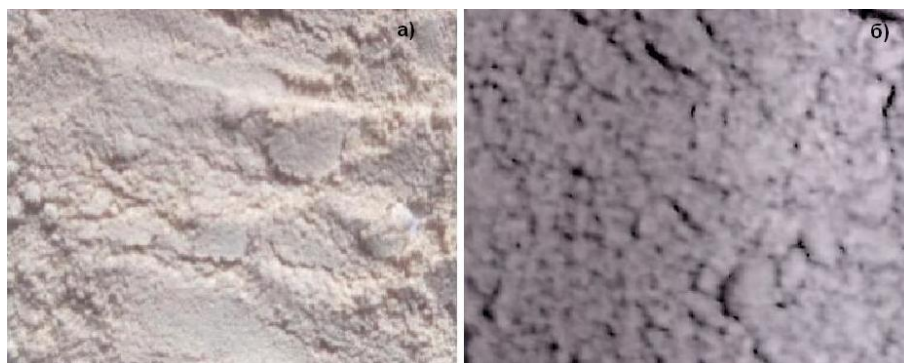
² Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України

³ Інститут металофізики ім. Г.В. Курдюмова НАН України
м. Київ, Україна

Мета. Встановлення наявності чи відсутності змін у фазовому складі остеопатитного матеріалу на основі біогенного гідроксиapatиту (БГА) з феромагнітною добавкою після термолізу його у вуглеводневому середовищі.

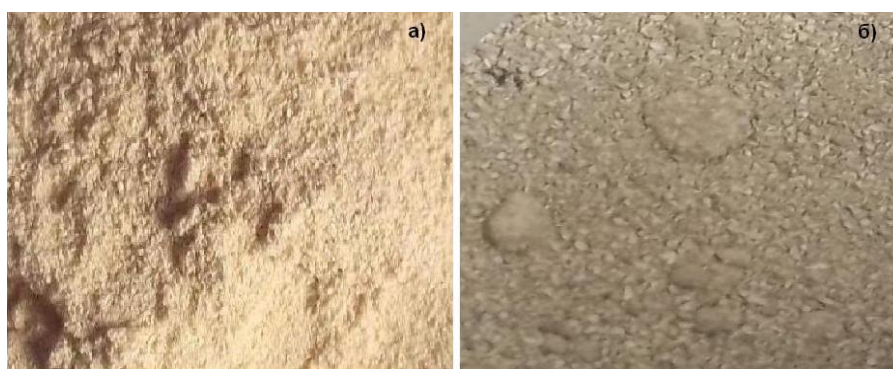
Матеріали і методи. Досліджувані

зразки було отримано шляхом осадження готового оксалату заліза на поверхню мікрогранул БГА в стані гідросуспензії (рис. 1) та через введення БГА безпосередньо в процес одержання осаду оксалату заліза (рис. 2).



а) після фільтрації та просушування; б) після термолізу

Рисунок 1 — Порошковий матеріал, отриманий шляхом осаду оксалату заліза на поверхню БГА в стані гідросуспензії



а) після фільтрації та просушування; б) після термолізу

Рисунок 2 — Порошковий матеріал, отриманий шляхом введення БГА безпосередньо в процес осадження оксалату заліза

В подальшому, після фільтрації та просушування, проводився низькотемпературний термоліз у вуглеводневому середовищі (при $T \leq 500^\circ\text{C}$) для отримання системи БГА + Fe_3O_4

[1] та уникнення окиснення легуючих добавок. Склад зразків контролювали за допомогою рентгенофазового та хімічного аналізів.

Результати та обговорення. Відповідно до результатів хімічного аналізу (табл. 1),

обидва зразки містять практично однаковий вміст заліза. Зважаючи на те, що в обох порошкових матеріалах до термообробки кількість вуглецю (C) була ідентична, можна припустити, що після термолізу у випадку осадження готового оксалату на мікрогранули

гідроксиапатиту виділяється більше діоксиду карбону (CO_2), тоді як під час введення БГА безпосередньо в процес одержання осаду оксалату C вступає у взаємодію з частинками Fe і залишається в зразку.

Таблиця 1 – Результати хімічного аналізу

Матеріал	Метод виготовлення	Параметри термообробки	Питома поверхня, $\text{м}^2/\text{г}$	$\text{Fe}_{\text{заг}}$, %мас.	$\text{C}_{\text{заг}}$, %мас.
БГА+оксалат заліза	осадження готового оксалату на поверхню мікрогранул БГА	-		1,29	0,85
БГА+ Fe_3O_4		вуглеводневе середовище, 500°C , 2 год.	5,23	1,04	0,680
БГА+оксалат заліза	введення БГА безпосередньо в процес одержання осаду оксалату заліза	-		0,98	0,860
БГА+ Fe_3O_4		вуглеводневе середовище, 500°C , 2 год.	6,05	0,96	0,770

При аналізі дифрактограм порошків після термообробки у вуглеводневому середовищі, у зразку, отриманому шляхом введення БГА безпосередньо в процес осадження оксалату заліза, було виявлено не тільки вільний карбон, а й сполуки FeC, Fe–C та Fe_3C , кількість яких дещо вища, ніж у випадку осадження готового оксалату на мікрогранули гідроксиапатиту.

Також цікавим для подальшого дослідження є відмінність у величині питомої поверхні зразків. Значення $6,05 \text{ м}^2/\text{г}$ передбачає потенційно більшу розчинність відповідного матеріалу навіть у порівнянні з розчинністю чистого БГА, отриманого запатентованим методом [2], питома поверхня якого складає $5,35\text{--}5,45 \text{ м}^2/\text{г}$.

Варто зазначити, що для створення ефективних систем на основі остеопатитних матеріалів контрольована швидкість резорбції має велике значення, а тому обидва досліджувані зразки потребують наступних досліджень, зокрема в експериментах *in vitro* з метою прогнозування їх імовірної поведінки при імплантації в кісткову тканину (експеримент *in vivo*).

Висновки. Матеріали, отримані методом осадження оксалату заліза на поверхню БГА різними способами, після термолізу у вуглеводневому середовищі утворюють системи БГА + Fe_3O_4 з приблизно однаковими хімічними характеристиками. Однак через збільшений вміст вуглецю, який до того ж перебуває ще і в сполуках із залізом, та дещо більшу питому поверхню, порошок, отриманий шляхом введення БГА безпосередньо в процес одержання осаду оксалату заліза, представляє більший інтерес з точки зору потенційно більшої величини розчинності.

Список використаної літератури.

1. Otychenko O. Biogenic hydroxyapatite doped with nanomagnetite using condens physico-chemical method / O. Otychenko, A. Parkhomey, T. Babutina, I. Uvarova // HighMath-Tech–2015: abstracts of 5-th International Conf. (Kiev, October 5–8, 2015) – Kyiv, 2015. – P. 204.
2. Патент України № 61938. Гідроксиапатит і спосіб його одержання (варіанти) / Подрушняк Є.П., Іванченко Л.А., Іванченко В.Л. – Пріоритет від 15.12.2003.

УДК.612.822:616-71

ПРИНЦИП ПРИДУШЕННЯ ЗОВНІШНЬОГО ШУМУ ДЛЯ ТОЧНОЇ РЕЄСТРАЦІЇ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАМИ

Паньков С.Б., Білошицька О.К.

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

Мета. Проаналізувати та запропонувати шляхи для подальшого вирішення проблеми зовнішнього шуму при реєстрації електроенцефалограми (далі – ЕЕГ) для більш точного відображення результатів дослідження головного мозку, що допоможе лікарю максимально точно й правильно підібрати потрібну терапію для лікування, а при ряді захворювань – виявити протипоказання до тих чи інших лікарських препаратів.

Матеріали і методи. На даний час існує різноманітна кількість методів обробки даних, отриманих при дослідженні біологічних систем. Однак актуальним залишається питання підвищення стійкості від зовнішніх та внутрішніх загроз. Причиною цього є те, що пристрій не проектується для роботи в умовах реальних труднощів. Тому було розглянуто причини зовнішніх перешкод.

Електричні шуми супроводжуються процесом генерування, посилення і перетворення корисних сигналів електронними приладами. Найбільш частіше зустрічаються перешкоди від електричних полів, які створені пристроями передачі та експлуатації промислового електричного струму. У записі ЕЕГ вони відображаються як регулярні коливання правильної синусоїдальної форми частотою 50 Гц, накладаючись на поточний запис ЕЕГ [1]. Дана перешкода обумовлена виникненням електричного потенціалу, струму від зовнішнього впливу електромагнітних полів мережевого струму, відсутністю заземлення електроенцефалографічного комплексу, поганого контакту між електродом і тілом хворого. При цьому слід враховувати, що при заземленні приладу з внутрішнім енергопостачанням загроза зростає пропорційно збільшенню ємності. Рішення даної проблеми можливе лише при повній симетрії системи відведень і рівних ємностях пацієнт-земля і пацієнт-мережа, коли перешкода близька до нуля в своєму протифазному варіанті. Для забезпечення

таких умов необхідно нескінченний вхідний опір приладу, відсутність заземлення і повна симетрія входів. Усунення заземлення за допомогою цифрової телеметрії не є проблемою, а ось інші умови є недосяжними. Зберегти симетрію входу в умовах дуже великих опорів резистивної матриці та отримати нескінченні значення опорів для прецизійної матриці майже неможливо через фізичні причини [2].

Результати та обговорення. На основі аналізу даної проблеми зовнішнього шуму, можна запропонувати її рішення шляхом перенесення обчислень в цифрову область при достатньому динамічному діапазоні. В результаті чого перешкода буде спочатку усунена, а не відфільтрована, тобто умова придушення зовнішніх шумів буде виконана. Також потрібно укомплектувати прилад хорошими електродами і мати телеметричний канал зв'язку або підключатися до переносного комп'ютера на батареях.

Висновки. Запропоновано створити й розробити чіткий алгоритм перенесення обчислень результату досліджень в цифрову область, при яких буде здійснюватися протидія гармонікам, які виникають при частоті струму в мережі живлення. Слід забезпечити нечутливість ЕЕГ і до інших систематичних перешкод. При подальшому дослідженні не варто аналізувати кожен із зовнішніх бар'єрів в тимчасовій області, а розглянути спектр усіх можливих перешкод і зіставити його зі спектром електроенцефалограми.

Список використаної літератури

1. Методическое руководство по выполнению лабораторной работы (ФЭЛ-1). - Тула: НПО Учебной техники "ТулаНаучПрибор", 2009. - 28 с.
2. Крамаренко А.В. Принцип подавления внешних шумов при проектировании аппаратуры для ЭЭГ исследований. - <http://treDEX-company.com/>

УДК

ТЕХНІЧНІ ЗАСОБИ ПОПЕРЕДЖЕННЯ ЗАСИНАННЯ ЗА КЕРМОМ АВТОМОБІЛЯ

Поденежний Р.О., Маріц Н.О., Попов А.О.

Національний технічний університет «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Мета: узагальнити технічні засоби запобігання засинання за кермом автомобіля; визначити метод подальшого вивчення в науковій роботі.

Матеріали і методи: аналіз, синтез, систематизація, зіставлення, класифікація наукових джерел інформації, що дозволило узагальнити та систематизувати погляди вчених на проблему, яка вивчається.

Результати та обговорення: Втома водія є серйозною проблемою — багато тисяч дорожньо-транспортних пригод щорічно трапляється тільки з цієї причини. Точну кількість нещасних випадків, пов'язаних зі сном виявити неможливо. Дослідження показують, що втома водія може бути чинником, що сприяє до 20% дорожньо-транспортних пригод, а також до однієї чверті смертельних і тяжких нещасних випадків. [1]

Цей тип аварій більше, ймовірно, призведе до смерті або серйозних травм, оскільки водій, який заснув не зможе гальмувати або повернути кермо, щоб уникнути або зменшити шкоду.

Молоді водії-чоловіки найчастіше беруть участь у пов'язаних зі сном дорожньо-транспортних пригодах, але це може бути тому, що вони більш схильні керувати автомобілем в ситуаціях, які, ймовірно, призведе до втоми, а не тому, що вони більш схильні до засипання за кермом. Аналогічним чином, у комерційних водіїв транспортних засобів можуть мати більш високий ризик пов'язаних зі сном аварій через фактори, пов'язаних з роботою.

Розглянемо сучасні технічні засоби попередження засипання водія за кермом:

1) Контроль рульового управління моделі [2]. В першу чергу використовує електронний контроль стійкості або від електричної системи підсилювача кермового управління.

2) Положення транспортного засобу відносно моніторингу лінії руху [3]. Використання камери моніторингу ліній дорожньої розмітки.

3) Моніторинг очей/обличчя водія [4]. Потребує використання камери, що дивиться на обличчя водія.

4) Фізіологічне вимірювання показників організму [5]. Потребує використання датчиків для зняття параметрів з тіла: міра активності мозку, частота серцевих скорочень, провідності шкіри, м'язової активності.

Висновки. Я дійшов висновку, що проводити свої подальші дослідження намагаючись вирішити проблему фізіологічним вимірюванням показників організму, а саме — електро-фізіологічна активність мозку. Це доцільно, оскільки первинні причини та ознаки засипання реєструються саме у ньому.

Список використаної літератури.

1. Fatigue and Road Safety: A Critical Analysis of Recent Evidence, Road Safety Web Publication No. 21, Department for Transport, 2011

2. Jinkwon, Kim Samyong, Kim Hochoul, Jung Byoung Joon, Lee Euiyoon, Chung Driver Assistant Syst "Driver's drowsiness warning system based on analyzing driving patterns and facial images" Geneva, Switzerland: 2001. <http://www-esv.nhtsa.dot.gov/Proceedings/23/files/23ESV-000158.PDF>

3. Walger, D.J.; Breckon, T.P.; Gaszczak, A.; Popham, T. (November 2014). "A Comparison of Features for Regression-based Driver Head Pose Estimation under Varying Illumination Conditions"

4. European Commission Transport Safety Project "In-vehicle detection and warning devices", http://ec.europa.eu/transport/road_safety/specialist/knowledge/fatigue/countermeasures/in_vehicle_detection_and_warning_devices_en.htm

5. Arun Sahayadhas, Kenneth Sundaraj, and Murugappan Murugappan. Detecting Driver Drowsiness Based on Sensors: A Review. 2012

УДК 617.7:615.47

ОФТАЛЬМОЛОГІЧНА ДІАГНОСТИКА ЗА ДОПОМОГОЮ КЕРАТОМЕТРА Поліщук О.С.

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

Мета. Розгляд основних методик, які використовуються при кератометрії

Матеріали і методи. Для встановлення методів було проаналізовано провідні та вітчизняні прилади, кератометри.

Результати та обговорення. На даному етапі проаналізовано існуючі методи які використовуються при кератометрії.

Кератометрія—метод визначення передньої кривизни рогівки ока, а саме дистрофічних змін, що розвиваються при довгому носінні контактних лінз, перенесеній інфекції, операції чи є вродженою вадою.

Прилад дає можливість діагностувати такі відхилення як: кератоконус(КК), кератоглобус(КГ), глаукому та астигматизм. Невеликі зміни кривизни рогівки або її нерегулярність можуть привести до зменшення гостроти зору.

Для отримання точних вимірів, необхідно, щоб пристрій був зафіксований. Для цього використовується метод Шайнера (Scheiner), який заключається в тому, щоб промені, які підходять до окуляру, розглядаються, через дві окремі симетричні апертури. Навколо об'єктива знаходиться диск з симетричними кільцями, який був відкритий в 1880 році Антоніо Пласідо, звідки й назва, “диск Пласідо”. Диск містить концентрично чиргуючі білі та чорні кільцями. Промені світла, відбиваючись від поверхні диска, проєкціюються на роговці, після чого прилад перевіряє отриману проєкцію на симетричність та еліптичність. Чим менший діаметр кривизни поверхні рогівки, тим менше це зображення, а кільця диска розташовуються ближче один до

одного. При астигматизмі в області більш крутого меридіана кільця будуть розташовані більш кучніше.

Існує методика (Bausch and Lomb) під час проведення діагностики кератометр знаходиться тільки в одному заданому положенні. Промені, які відбиті від об'єкта, передаються через спеціальний диск Шайнера, який містить чотири отвори з яких дві апертури використовуються для визначення астигматизму, дві інші – для подвоєння призми.

Згідно методики Javal-Schiotz (Жаваля-Шіотца) використовують кератометр з заданою картинкою, розташованою на пеній відстані від пацієнта. Його можна фіксувати в двох положеннях. Переломлююча сила ока залежить від радіуса кривизни поверхні, величини в середовищах ока, а також від відстані між цими поверхнями. Крім величини переломлення, всі інші параметри можливо без важкості визначити на оці живої людини.

Висновки. Виходячи зі статистики 7 з 10 людей мають ті чи інші вади зору. Кератометрія є однією з діагностик, яка проводиться перед операцією при астигматизму та після неї. Всі перелічені вище методики забезпечують отримання достовірної інформації і можливість встановити такі діагнози, як глауком, кератоконус, кератоглобус, астигматизм та кільця Кайзера — Флейшера.

Викривлина рогівка може бути вродженою, яка має найбільший розвиток від 12 до 20 років, тому проходити діагностику на даному приладу необхідно не менше двох разів на рік.

УДК 615.847.8+815.814.1

МЕТОД ЗВОРОТНОГО ЗВ'ЯЗКУ У ЛАЗЕРНІЙ ДЕРМАТОЛОГІЇ

Салівон О.Ю., Зубчук В.І.

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

Факультет біомедичної інженерії

м. Київ, Україна

Із розвитком лазерних технологій у медицині, зокрема у дерматології з'явилися сучасні незамінні методи лікування судинних патологій та доброякісних новоутворень шкіри. У дерматологічних операціях використовують імпульсні лазери без принципу зворотного зв'язку, параметри задаються виключно лікарем. На практиці такий підхід втрачає у ефективності та безпечності, адже характер впливу важко відслідкувати відразу.

Мета. Розробка та моделювання системи зворотного зв'язку для апаратів лазерного лікування судинних новоутворень шкіри, котра повинна підвищити ефективність, мінімізувати ускладнення, зокрема унеможливити ризик опіку при проведенні селективних операцій у дерматохірургії.

Матеріали та методи. Ефективним способом боротьби з новоутвореннями шкіри є селективний фототермоліз. Методика ґрунтується на тому, що високоінтенсивним світлом можна вибірково впливати на хромофори нагріваючи їх до заданої температури. Гемоглобін і меланін мають яскраво виражені залежності коефіцієнта поглинання світла від довжини хвилі [1]. Коефіцієнт поглинання у елементів крові більший, ніж шкіри. Варіюючи довжину хвилі світла в діапазоні від 515 до 1200 нм, можна змінювати характер поглинання, керувати температурою нагріву та зоною виділення тепла в об'ємі біологічної тканини [2]. Лікування поверхневих судин здійснюється лазером на парах міді $\lambda=575$ нм або неодимовим лазером $\lambda=532$ нм. Для більших судин застосовують діодний ($\lambda=800$ нм) або неодимовий ($\lambda=1064$ нм) лазери [3]. Максимальна ефективність лазерної дерматохірургії може бути досягнена при повному поглинання випромінювання мішенню [1]. Через поглинаючі властивості меланіну це неможливо, тому доцільно контролювати температуру нагріву. Для досягнення ефективності та безпеки потрібно, щоб температура шкіри трималась у визначеному проміжку. Інфрачерво-

ний датчик фіксує температуру, сигнал обробляється комп'ютером. Проводиться визначення потрапляння значення температури у допустимий інтервал і приймається рішення про подальшу роботу апарату. Корегувати щільність енергії випромінювання можна змінюючи частоту генерації імпульсів, тривалість імпульсів і потужність випромінювання.

Результати та обговорення. Аналіз впливу випромінювання на шкіру при проведенні дерматохірургічних операцій на даний час не використовується. Запропонована методика проведення селективного фототермолізу зі зворотнім зв'язком ґрунтується на спостереженні за зміною показників шкіри. Аналіз проводиться на основі фізіологічних показників пацієнта та параметрів лазерного впливу. Маючи інформацію про характер зміни температури можна робити точні висновки про імовірність уражень й ефективність впливу на судини та корегувати хід процедури. Автоматичне зупинення дії при небезпечному перевищенні норми, як і збільшення потужності при малому впливі можливе завдяки системі зворотного зв'язку.

Висновки. Розроблено метод реєстрації реакції шкіри на лазерне випромінювання, на основі якого змодельовано систему зворотного зв'язку, що фіксує реакцію біологічної тканини на світлове опромінення та корегує хід дерматологічної операції. Такий підхід має суттєво знизити ризик опіків і позитивно вплинути на ефективність лікування у цілому.

Список використаної літератури

1. Е. А. Шахно. Физические основы применения лазеров в медицине.-СПб: НИУ ИТМО, 2012.-129 с.
2. Yanliang Xu. Study on the selection of laser wavelengths in the intravascular low-level laser irradiation therapy // Lasers in Medical Science. 2015. №5.
3. Zain Husain. The role of lasers and intense pulsed light technology in dermatology // Clinical and Investigational Dermatology. 2016. №9.

УДК 612.172.4

МОДЕЛЬ РАДІОЧАСТОТНОГО ТЕРМІЧНОГО ВПЛИВУ НА ТКАНИНИ МІОКАРДА Сичик М.М.^{1,2}, Стасюк Ю.П.¹

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова
НАМН України»
м. Київ, Україна

Мета. Вдосконалення методу радіочастотної абляції джерел патологічного збудження в серці шляхом віртуальної візуалізації глибини проникнення струму і поширення температурних полів в товщу міокарда.

Матеріали і методи. Для візуалізації впливу радіочастотного струму на тканину міокарда було розроблено математичну модель їх взаємодії в середовищі COMSOL Multiphysics 4.4. Модель включає в себе три головні елементи: тканина міокарда, кров та електрод. Вони описані відповідними для кожної з них термоелектричними коефіцієнтами: електропровідності, теплопровідності, тепловіддачі та ін. [1]. Для тканини міокарда враховувались морфометричні характеристики для різних ділянок серця.

В основу моделювання покладено мультифізичний модуль “Joule Heating”. Він включає в себе два підмодулі “Electric Currents Module” і “Heat Transfer Module”, що описують характеристики електричного струму та механізм теплообміну в біологічній тканині. Для реалізації омивання електрода потоком крові в модуль теплообміну додано обмеження “Heat Transfer in Fluids Module” [2].

Оцінку ефективності математичної моделі проведено на основі експерименту на свинному серці. Для режимів контролю потужності і температури здійснювалось по три експериментальних дослідження з десятьма точками абляції. Реєструвалась ширина та глибина деструкції, температура кінчика електрода та потужність генератора.

На другому етапі перевірки моделі використовувались клінічні дані процедур радіочастотної абляції. Вхідними параметрами для моделювання були потужність та тривалість впливу. Контроль здійснювався по середній температурі електрода.

Результати та обговорення. Розроблено математичну модель радіочастотної термічної

абляції тканин міокарда, що дає можливість візуалізації трансмуральності деструкції для різних параметрів потужності, температури тканини, тривалості аплікації, типів електродів та ділянок серця, що піддають впливу.

При порівнянні моделі з експериментом на серці свині в режимі контролю температури середня похибка по глибині деструкції склала 0,75 мм, ширині – 0,4 мм. Для режиму контролю потужності середня похибка по глибині деструкції – 0,65 мм, ширині – 1,6 мм. При перевірці точності моделі з клінічними даними за оцінкою температури електрода, середня похибка склала 0,45 °С. Максимальне значення спостерігалось при мінімальній тривалості процедури. Для тривалості понад 20 с, відхилення – менше 0,1 °С.

Висновки. Базуючись на принципах резистивного нагрівання біологічної тканини радіочастотним струмом та теплообміну, що при цьому відбувається з урахуванням омивання електрода потоком крові, створена математична модель абляції тканин міокарда дає досить точні результати. Її застосування для вибору безпечних та ефективних параметрів РЧА, а також можливість візуалізації трансмуральності пошкодження мають великі перспективи для застосування в клінічній практиці.

Список використаної літератури.

1. Tungjitkusolmus S. Using ANSYS for three-dimensional electrical-thermal models for radio-frequency catheter ablation/S. Tungjitkusolmus, C. Hong, T. Jang-Zem, J. G. Webster// Proceeding of the 19th Annual International Conference of the IEEE. – 1997. – pp. 161-164.

2. COMSOL Multiphysics / COMSOL // [сайт] [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://www.comsol.com/comsol-multiphysics#specs> – Загл. з екрану – сайт оновлений в 2016р.

УДК 612.825.1

МЕТОДИ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЗНАЧЕННЯ ЕПІЛЕПТИЧНОЇ АКТИВНОСТІ ГОЛОВНОГО МОЗКУ

Собко А.В., Білошицька О.К.

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

Мета. Створення методу обробки сигналів електроенцефалограми (далі – ЕЕГ) для виявлення епілептичної активності в інтеріктальному періоді дасть змогу визначати «закамуфльовану» пароксизмальну активність та диференціювати сигнали епілептичної і не епілептичної природи, що виникають в головному мозку.

Матеріали і методи. Існує багато методів для вивчення та аналізу сигналів електроенцефалограми, які спрямовані на виявлення патологічних процесів у хворих на епілепсію. Найбільш розповсюдженим і признаним є аналіз Фур'є, призначенням якого є робота з лінійними процесами. Однак, ЕЕГ відображає поведінку складної динамічної системи, що містить не тільки лінійну складову, а й хаотичний характер сигналів. Тому при аналізі ЕЕГ втрачається її нелінійна складова, що призводить до втрати важливої інформації. Ще однією проблемою даного аналізу є сегментація сигналу на епохи по 1-2 секунди, при тому що епілептична активність може мати значно меншу тривалість – 100-200 мс [1]. Вирішити проблему обробки нестационарних сигналів міг би вейвлет-аналіз, проте, як показують дослідження, цей метод не дозволяє розрізнити епілептичну активність від артефактів, а також не завжди може розпізнати у сигналі патологію [2]. Бувають ситуації, коли навіть досвідчені лікарі розходяться у думці, приймаючи один і той же патерн ЕЕГ за аномальну активність або артефакт. Усе вище сказане спонукає до створення нового методу обробки сигналів ЕЕГ, який використовуватиме інший алгоритм дій, спрямований на знаходження щонайменшої епілептичної активності у періоді між нападами, визначатиме пароксизмальну активність. Основа методу полягатиме в оцінці ЕЕГ-сигналу за допомогою певної величини, яка змогла б фіксувати початок появи аномалій (епілептичної активності) числовим значенням,

була б чутливою до зміни функціональної активності мозку. Вирішити цю задачу можуть допомогти нелінійні методи, а саме теорія стійкості, критерій Ляпунова, який характеризує хаотичність сигналу, показник Херста, логістичне відображення та ін.

Результати та обговорення. На основі розробленого методу обробки ЕЕГ планується створити програмний продукт у середовищі MatLab, щоб перевірити дієвість та ефективність створеного методу в порівнянні з наявними. На вхід надходитимуть вже зняті справжні результати ЕЕГ-сигналів пацієнта. Процес обробки виконуватиме сегментацію на ділянки та вираховування критерію стійкості. Про початок епілептичної активності буде свідчити миттєва зміна розрахованих показників.

Висновки. Запропоновано створити новий метод обробки сигналів електроенцефалограми для виявлення епілептичної активності в інтеріктальному періоді, для визначення «закамуфльованої» пароксизмальної активності і диференціювання сигналів епілептичної і не епілептичної природи на основі нелінійних показників. Необхідно розробити чіткий алгоритм математичного розрахунку та віднайти оптимальний спосіб сегментації сигналів для якнайкращої інформативності та для зменшення кількості втраченої інформації при обробці іншими методами ЕЕГ.

Список використаної літератури

1. Меклер, А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ / А.А. Меклер // Актуальные проблемы современной математики: ученые записки; под ред. Калашникова Е.В. – СПб.: ЛГУ им. А.С. Пушкина, 2004. – Т. 13 (вып. 2). – С. 112-140.
2. Воробьев, В.И. Теория и практика вейвлет-преобразования / В.И. Воробьев, В.Г. Грибунин // СПб.: изд. Военного университета связи, 1999. – 204 с.

УДК 628.981

ДОСЛІДЖЕННЯ КОЕФІЦІЄНТА ПУЛЬСАЦІЙ СВІТЛОДІОДНИХ ЛАМП І АНАЛІЗ ЙОГО ВПЛИВУ НА ЗДОРОВ'Я ЛЮДИНИ

Сотніков В. Е., Орлов А. Т.

НТУУ «КПІ», факультет електроніки, кафедра мікроелектроніки, м. Київ, Україна

Пульсації штучного світла, що випромінюються лампами, мають істотний негативний вплив на здоров'я людини - в першу чергу на органи зору і центральну нервову систему. Типові симптоми впливу пульсуючого світлового потоку - підвищена втомлюваність, сухість і біль в очах, головні болі, дратівливість. При тривалому впливі пульсації світла можуть призводити до хронічних захворювань [1].

Мета. Дослідити рівень пульсації світла сучасних світлодіодних ламп і проаналізувати його вплив на здоров'я людини.

Матеріали і методи. Для вимірювання рівня освітленості був використаний фотодіод, спрямований на досліджувану лампу. Струм, що проходить через фотодіод змінюється пропорційно освітленості [2]. Вимірюючи напругу на фотодіоді за допомогою осцилографа, була отримана залежність освітленості від часу для різних зразків світлодіодних ламп і ламп розжарювання. В якості досліджуваних зразків було обрано 6 світлодіодних ламп з різними потужностями від різних виробників, а також 6 ламп розжарювання.

Результати та обговорення. В ході дослідження частота пульсацій для всіх зразків дорівнювала подвоєній частоті зміни напруги в лініях електропередач і становила 100 Гц. Для такої частоти, рекомендується, щоб коефіцієнт пульсації не перевищував 20% [3].

Для всіх ламп розжарювання коефіцієнт пульсації знаходився в межах норми і був прийнятним. У той же час, тільки 3 зразка світлодіодних ламп показали аналогічні результати. Решта світлодіодних ламп мали вкрай високий індекс і коефіцієнт пульсації, що є неприйнятним і шкідливим для здоров'я. Довге знаходження біля таких джерел світла негативно позначається на самопочутті людини, а в деяких випадках може стати причиною нападу епілепсії [4].

Пульсації світлового потоку в світлодіодних лампах залежать від якості перетворювача змінної напруги в постійну, а також від якості світлодіодного драйвера. Таким чином, найбільш низький коефіцієнт пульсації мають ті лампи, в яких добре виконаний драйвер і перетворювач напруги.

Висновки. В ході дослідження були виміряні коефіцієнти і індекси пульсації шести світлодіодних ламп і шести ламп розжарювання. У всіх випадках частота пульсації світлового потоку становила 100 Гц. Три з шести досліджуваних зразків світлодіодних ламп мають неприйнятно високий коефіцієнт пульсації і при довгому впливі на людину можуть викликати швидку втомлюваність, болі в очах і навіть напади епілепсії. Для зменшення коефіцієнта пульсації в світлодіодних лампах необхідно використовувати більш якісні перетворювачі напруги і світлодіодні драйвери.

Список використаної літератури

1. EcoElectronics. Пульсація ламп [Електронний ресурс]. – Режим доступу : <http://eco-e.ru/goodies/stati/svetovaya-sreda/puslation/lamps>
2. Борисов О. В. Основи твердотільної електроніки: навч. посіб. / О. В. Борисов; за ред. Ю. І. Якименка. – К.: Освіта України, 2011. – 462 с.
3. Alliance for Solid-State Illumination Systems and Technologies (ASSIST). ASSIST recommends... Flicker Parameters for Reducing Stroboscopic Effects from Solid-state Lighting Systems. Vol. 11, Iss. 1. Troy, N.Y.:Lighting Research Center. [Electronic resource]. – 2012. – [Cited 2016, 10 Mar.]. – Available from : <http://www.lrc.rpi.edu/programs/solidstate/assist/pdf/AR-Flicker.pdf>
4. Naomi J. Lehman B. FLICKER: Understanding the New IEEE Recommended Practice [Electronic resource] / J. Naomi, B. Lehman // U. S. Department of Energy. Energy Efficiency & Renewable Energy. LightFair 2015. – [Cited 2016, 10 Mar.]. – Available from : http://energy.gov/sites/prod/files/2015/05/f22/miller%20Blehman_flicker_lightfair2015.pdf

УДК 612.769

ЗАСТОСУВАННЯ БІОМЕХАНІЧНОГО АНАЛІЗУ У КЛАСИФІКАЦІЇ ПСИХОСОМАТИЧНИХ ВПРАВ ТРИПІЛЬСЬКОЇ КУЛЬТУРИ У ПОЗИЦІЯХ СТОЯЧИ НА СТОПАХ

Твердохліб О.Ф.

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

За інформаційними джерелами антропоморфні зображення трипільської культури, що процвітала на території сучасної України, Молдови і Румунії у 6 - 4 тис. до н.е., - це сакральні образи, що подають культові психосоматичні дії (ригуали, обряди, танці) [2,3,9]. Письмові пам'ятки трипільської культури невідомі [3], тому безпосереднє дослідження її надбань можливе тільки за археологічними артефактами, а опосередковане - на базі аналогій з іншими культурами (спорідненими, синхронними та ін.). Антропоморфні зображення трипільської культури вивчалися по аналогії, виходячи з наукових позицій релігієзнавства про універсальність принципів шаманських і магічних практик, на основі вірогідних моделей реконструкцій іконографічних типів, ритуалів і обрядів, ретроспективних і порівняльно-типологічних методів досліджень, припускаючи перспективність залучення методів, що вивчають людину [2].

За визначенням фахівців давнини (Аристотеля, Галена, Леонардо да Вінчі, Джованні Бореллі) і сучасних науковців [1,4,6-8] пози усіх живих істот є біомеханічними системами і підпадають під закони механіки, що дозволяє вивчати їх на основі методів механіки, математичних моделей тощо. Рухи і пози усіх живих істот залежать від системи керування, тому у їх вивченні доречні методи психології, антропометрії, анатомії, фізіології та ін.

Біомеханічні, антропометричні, психічні і фізичні характеристики рухів, поз, жестів, експресивної міміки у медицині, психології, педагогіці, фізичній культурі і спорті використовуються у якості індикаторів психосоматичного стану, техніки виконання фізичних вправ, функціональної діагностики, що, на наш погляд, припустимо і у випадку вивчення характеристик поз антропоморфних

зображень у поданнях артефактів трипільської культури.

Мета дослідження – класифікація антропоморфних зображень трипільської культури у позиціях стоячи за біомеханічними критеріями.

Матеріали і методи. На початку дослідження визначили напрямки і методи на базі результатів аналізу даних інформаційних джерел.

Методами візуального, антропометричного і логіко-теоретичного аналізів антропоморфних зображень пластики, мальованого посуду, моделей культових споруд і предметів, що представлені в оригінальних, фотографічних і графічних поданнях експозицій музеїв світу, приватних колекцій, наукових видань, визначали вид вправ за спільними показниками положення тіла і його сегментів, стать, вік, статуру, будову і декор тіла, наявність одягу, фізичний і психоемоційний стан, наявність вербально-звукового супроводу, антропометричні характеристики. Методами візуального і біомеханічного аналізів визначали технічні характеристики вправ. Методом кластерного аналізу класифікували пози фігур в однорідні групи. Методом гоніометрії визначали відхилення базових точок і біоланок фігур від нульового положення за [4,8] та вертикальної соматичної вісі [1,8]. Методами експресивної міміки визначали психоемоційні, розумові і вербально-звукові характеристики [5].

Результати та обговорення. В результаті візуального аналізу більше тисячі антропоморфних культових зображень трипільської культури різних часових періодів і регіонів виявили, що подання фігур у динамічних та статичних позиціях стоячи і сидячи.

Пози стоячих фігур відрізняються положенням тіла, типом опори ніг і т.д.

Із загалу фігур було виявлено 198 у статичних положеннях стоячи на двох ногах з опорою на стопи, з яких 39 дослідили методами візуального, антропометричного, біомеханічного і кластерного аналізів.

У вибірці за статевими ознаками фігури представлені нерівномірно: 66,68% жіночих, 46,15% з яких вагітних, 17,95% орнітоморфних з ознаками жіночої статі, 7,69% орнітоморфних безстатевих, 2,56% орнітоморфних андрогінів, 2,56% андрогінів, 2,56% антропоморфних безстатевих. 53,85% фігур молодого віку (жіночі, орнітоморфна, андрогін), 46,15% середнього (жіночі, антропоморфна безстатева, орнітоморфні безстатеві, орнітоморфні жіночі, андрогіна). 53,85% фігур оголені (жіночі, орнітоморфна андрогіна, андрогіна, орнітоморфна жіноча) За коефіцієнтом пропорційності Леонардо Давінчі [6] будова пропорційна у 30,8% фігур, причому лише жіночих.

У біомеханічному і кластерному аналізах проаналізували 62 показники. З множини початкових даних виділили 21 групу фігур, показники яких виявилися однаковими всередині кожної групи та різними за її межами. Результати кластерного аналізу співпали з результатами біомеханічного і візуального аналізів. Таким чином, у положенні стоячи на стопах виявлено 21 позу.

Пози фігур відрізняються величинами ротації кульшових суглобів вперед, позиціями рук, яких шість, ніг - п'ять, голови - шість, хребта - вісімнадцять.

Виявлено чотири варіанти мімічних проявів психоемоційних станів.

У позах виявлені фігури різної статі, віку, статури, будови і декору тіла, з різних місць періоду існування трипільської культури, переважно, в одиночних композиціях. Виявлено лише три групові композиції.

Переважають жіночі фігури, непропорційної будови, середньої статури, молодого віку.

Висновки. Визначення і аналіз біомеханічних характеристик психосоматичних вправ трипільської культури дозволили встановити об'єктивні показники їх техніки у позиціях стоячи і критерії класифікації, що перспективно використовувати у подальших дослідженнях.

Список використаної літератури

1. Біомеханіка спорту : навч. посібник для студ. вищих навч. закл. з фізичного виховання і спорту / А. М. Лапутін [та ін.]; заг. ред. А. М. Лапутін. - К. : Олімпійська література, 2001. - 318 с.: рис. - Бібліогр.: с. 310-316. - ISBN 966-7133-39-7.
2. Бурдо, Наталія. Сакральний світ трипільської цивілізації / Наталія Бурдо. — К.: Наш час, 2008. - 296 с. ISBN 978-966-8174-50-6.
3. Енциклопедія трипільської цивілізації / Бурдо Наталія Борисівна, Відейко Михайло Юрійович, Дергачов Валентин Онисимович, Дудкін Валерій Павлович, Журавльов Олег Петрович. - В 2 т. / Держ. підприємство Книжкова палата України ім. Івана Федорова; Нац. комісія України у справах ЮНЕСКО; Корпорація "Індустріальна спілка Донбасу"; ЗАТ "Петроїмпекс" / Л.М. Новохатько (голова редкол.). — К. : ТОВ "Укрполіграфмедіа", 2004. - 704с. : іл. Т. 1. - К. : ТОВ "Укрполіграфмедіа", 2004 — 704с. : іл. — ISBN 966-8703-00-6. Т. 2. — К. : ТОВ "Укрполіграфмедіа", 2004 — 654, 57 с. — ISBN 966-8703-00-6.
4. Зациорский, В.М. Основы спортивной метрологии / В.М. Зациорский. – М.: Физкультура и спорт, 1979. - 152 с.
5. Изард, К.Э. Психология эмоций / К.Э. Изард ; пер. с англ. — СПб.: Питер, 2000. — 464 с. ISBN 5-314-00067-9.
6. Кашуба, В. А. Биомеханика осанки / В.А. Кашуба. – Киев: Олимпийская литература, 2003. – 280 с. ISBN: 966-7133-58-3.
7. Маркс, В. О. Ортопедическая диагностика: Руководство-справочник / В. О. Маркс. - Мн.: Наука и техника, 1978. - 512 с. ISBN: 51101-014 М-доп.-77 М316-78.
8. Энока Р.М. Основы кинезиологии / Р. М. Энока; пер. с англ. Г. Гончаренко. - К.: Олимпийская литература, 1998. - 399 с. - ISBN 966-7133-08-7.
9. Monah, D. Plastica antropomorfă a culturii Cucuteni-Tripolie. Muzeul de Istoriy Piatra-Niamț / Dan Monah. – Piatra-Niamț, 1997. – 523 p.

УДК 616.155.16.615.9

АЛГОРИТМ ДОСЛІДЖЕННЯ МОДИФІКАЦІЇ МОЛЕКУЛЯРНОЇ СТРУКТУРИ ГЕМОГЛОБІНУ ПРИ ЙОГО ОКСИГЕНАЦІЇ

Терещук О.П.¹, Коржов В.І.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», Факультет біомедичної інженерії

² ДУ «Національний інститут фізіатрії і пульмонології ім. Ф.Г. Яновського НАМНУ»
м. Київ, Україна

Мета. Дослідити зміни в первинній структурі α - та β -ланцюгів гемоглобіну при його оксигенації. Встановити залежність заміщення амінокислот.

Матеріали і методи. У ході дослідження були використані: файли з молекулами оксигемоглобіну і дезоксигемоглобіну, програма Cn3D, PDB - ProteinDataBank, Swissprot.

Результати та обговорення. Гемоглобін є складною молекулярною автоматичною системою управління, що регулює вміст кисню в організмі. Молекула гемоглобіну складається з чотирьох субодиниць: двох α - і двох β - і відповідно містить чотири поліпептидні ланцюжки двох сортів. Кожен α -ланцюжок містить 141, а β -ланцюжок - 146 амінокислотних залишків. Таким чином, вся молекула гемоглобіну включає 574 амінокислоти. Хоча амінокислотні послідовності α і β -ланцюжків різні, вони мають практично однакові третинні просторові структури, і при приєднанні кисню істотно не змінюються. Проте при оксигенації поліпептидні ланцюги змінюють своє положення один відносно одного, тісніше зближаються між собою, призводячи до зміни четвертинної структури, тобто упаковки чотирьох субодиниць. При цьому α - і β -ланцюги обертаються один відносно одного, внаслідок чого геми обох ланцюжків опиняються в окси-формі ближче один до одного, ніж в дезокси-формі [2].

Інформація, що визначає вторинну, третинну і четвертинну структуру гемоглобіну закладена в амінокислотній послідовності його поліпептидних ланцюгів.

Конформаційним змінам у молекулі дезоксигемоглобіну при приєднанні 4 молекул кисню передують передусім істотні зміни в амінокислотному складі α - і β -поліпептидних ланцюгів.

Встановлено, що в α -ланцюгу відбувається заміщення 34 пар амінокислот. При чому з них 15 пар амінокислот змінюється, але залишається спільна група до якої вони належать, а 19 пар амінокислот змінює і групову приналежність. З 15 пар амінокислот в яких залишається спільна група до якої вони належать 11 пар неполярних гідрофобних, 1 пара полярних негативно заряджених, 3 пари полярних незаряджених. Також видно, що зміна амінокислот відбувається у 64,7% при вандервальсових силах (22) і 35,3% при гідрофобному зв'язку(12) [1].

В β -ланцюгу відбувається заміщення 39 пар амінокислот. При чому з них 17 пар амінокислот змінюється, але залишається спільна група до якої вони належать, а 22 пари амінокислот змінюють і групову приналежність. З 17 пар амінокислот в яких залишається спільна група до якої вони належать 13 пар неполярних гідрофобних, 1 пара полярних негативно заряджених, 2 пари полярних незаряджених, 1 пара полярних позитивно заряджених. Також видно, що зміна амінокислот відбувається у 66,7% при вандервальсових силах (26) і 33,3% при гідрофобному зв'язку(13) [1].

Висновки. Досліджені особливості змін в первинній структурі α - та β -поліпептидних ланцюгах дезоксигемоглобіну при приєднанні до нього 4-х молекул кисню. Встановлено, що при утворенні лігандної форми оксигемоглобіну в молекулі дезоксигемоглобіну відбуваються істотні зміни в амінокислотному складі. При цьому більше змін виникає в β -ланцюгу, аніж у α -ланцюгу.

Список використаної літератури.

- Електронний ресурс - режим доступу: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov>.
- Ленинджер А. Основы биохимии. М.: Мир, 1985.

УДК 615.831: 519.673

ВИЗНАЧЕННЯ ТА КОНТРОЛЬ ПАРАМЕТРІВ НИЗЬКОІНТЕНСИВНОЇ СВІТЛОВОЇ СТИМУЛЯЦІЇ У КВАНТОВІЙ ЕЛЕКТРОРЕТИНОГРАФІЇ

Тимків П.О., Бачинський М.В.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя,
м. Тернопіль, Україна

Мета. Одним із негативних наслідків науково-технічного прогресу є вплив токсичних речовин із забрудненого довкілля на організм людини. Токсикація – це ураження токсинами тваринного чи рослинного походження, а також усі види отруєння, що надходять із зовні (екзогенні) або утворюються всередині самого організму (ендогенні), та пошкодження організму мінеральними, фармакологічними або синтетичними речовинами. При цьому виникає проблема виявлення ризиків токсикації (ідентифікація токсикантів, дози, тривалості впливу, тощо). Згідно рекомендацій ВООЗ (Environmental Health Criteria 223), електроретинографічні дослідження для ідентифікації і прогнозування можливих токсикацій організму людини надзвичайно перспективні, оскільки є неінвазивним та високоточним методом. Енергія світлового подразнення, що використовується у стандартній електроретинографії є зовнішньою, для діагностування прояву токсикацій, тому застосовується квантова електроретинографія (з наднизькою енергією світлового подразнення).

В роботах R. Granit, S. Hecht, P. Ткачука, Б. Яворського досліджується реакція ока (поjawа електричного потенціалу) на подразнення світлом з енергією значно меншою від порогу його зорового відчуття (потокотом фотонів) [1,2]. Відомі використання цього ефекту у дослідженнях з квантової фізики [3]. Проте, виникає проблема зниження енергії світлової стимуляції [4], для збільшення точності та роздільної здатності квантової електроретинографії, та контролю параметрів низькоінтенсивного світлового подразнення.

Матеріали і методи. Розвиток елементної бази спонукає до розвитку і вдосконалення засобів для активних біомедичних дослідженнях (наприклад, у електроретинографії). Виникнення і широке розповсюдження

світлодіодів призводить до проблеми адекватного застосування світлодіодних стимуляторів у електроретинографії. Згідно стандартів ISCEV, для електроретинографії застосовують стимулятори на основі газорозрядних ксенонових ламп. При використанні світлодіодів у електроретинографії в якості джерел світлового стимулу, необхідним є узгодження параметрів стимулу із стандарту ($Kd \cdot c \cdot m^{-2}$) з параметрами світлодіодів (лм, лк) [5]. Світлодіод (LED - light emitting diode) – це напівпровідникове джерело, що випромінює некогерентне світло. Робота базується на фізичному явищі виникнення світлового випромінювання при проходженні електричного струму через р-п-перехід. Основними параметрами світлодіодів є: потужність, світловий потік, довжина хвилі, кут освітлення, колірна температура та інші.

При створенні світлодіодного стимулятора для квантової електроретинографії необхідним є зниження енергії світлового подразнення, тому застосовують три методи [5]:

- 1) зниження електричних параметрів живлення світлодіода,
- 2) зниження тривалості імпульсу живлення світлодіодів,
- 3) застосування модуляції живлення.

Перших два методи мають суттєвий недолік, в зв'язку з тим що знижувати параметри, можливо лише до певної граничної межі, через особливості внутрішньої структури світлодіода. Тому перспективним є застосування широтно-імпульсної модуляції (ШІМ-модуляції) живлення світлодіода.

Результати та обговорення. Основною проблемою застосування LED у світловій стимуляції, є забезпечення необхідних параметрів світлового стимулу у межах робочого діапазону, а особливо, при зниженні інтенсивності у квантовій електроретинографії. Також виникає складність забезпечення однозначності

отриманих результатів. Тому необхідним є об'єктивне оцінювання та контроль світлових параметрів LED, які використовуються в якості стимулятора. Для контролю параметрів світлового стимулу будемо враховувати те, що світлодіод не є джерелом монохроматичного випромінювання. Для оцінки впливу стимуля-

тора на сітківку потрібно визначити параметри світлового стимулу на рівні рогівки ока з достатньою точністю, тому що світловий вплив стимулу залежить не від того, що випромінює стимулятор, а від світлового потоку, який досягає сітківки ока.

Для цього була спроектована установка, що складається з таких вузлів:

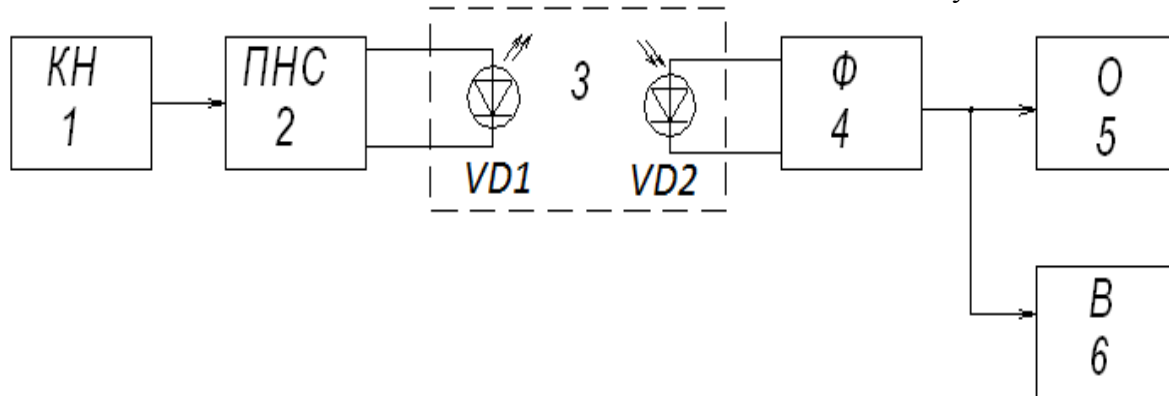


Рис. 1. Схема установки для вимірювання та контролю світлодіодів [5]:

1 – калібратор напруги В1-12, (КН); 2 – перетворювач «напруга-струм» з можливістю підключення ШІМ-модуляції живлення LED, (ПНС); 3 – оптопара з відкритим оптичним каналом; 4 – фотометр, (Ф); 5 – осцилограф, (О); 6 – цифровий вольтметр В7-35 (В).

Освітленість визначається при різній силі струму живлення світлодіода, в межах від 1 до 50 мА, а також при зміні відстані у оптопарі з відкритим оптичним каналом між світлодіодом та фотофідом. Дана установка, дозволяє проводити визначення та контроль параметрів світлодіодів, котрі можуть використовуватися для стандартної та квантової електроретинографії, а також у інших активних біомедичних дослідженнях.

Висновки. Застосування LED в якості світлового стимулятора для стандартної та квантової електроретинографії є перспективним, проте необхідно проводити контроль параметрів світлового потоку. Запропоновано установку, що дозволяє проводити такий вид контролю. Визначення та контроль параметрів LED, уможливорює застосування світлодіодного стимулятора для стандартної та квантової електроретинографії, а також для інших активних біомедичних досліджень.

Список використаної літератури:

1. Hecht S. Energy, Quanta and Vision / S. Hecht // *Journal of General Physiology*. – 1942, July 20. P. 819 – 840.

2. Ткачук Р. А. Устройство возбуждения сетчатки глаза для фотонной электроретинографии / Р.А.Ткачук, Б.И. Яворский // 20-я Международная конференция «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии». — 2010. — С. 128 – 133.

3. Brunner N. Detection of Weak Optical Signals by the Human Visual System: Perspectives in Neuroscience and in Quantum Physics / N. Brunner, Ch. De Balthazar, R. Alvarez // *Electrical Neuromaging Group, HUG, Geneva*. – 2008. – 12p.

4. Бачинський М.В. Методи та засоби побудови джерел опромінення світлом низької інтенсивності / М.В. Бачинський // Збірник тез доповідей сьомої міжнародної науково-технічної конференції «Фотоніка ОДС-2015», Вінниця.: ВНТУ, 21-23 квітня 2015 року. – С. 86.

5. Тимків П.О. Електроретинографічний фотостимулятор: проблеми при застосуванні, та шляхи їх вирішення / П.О. Тимків, Л.Б. Демчук, В.П. Забитівський // *Науковий огляд*.: Київ. – 2014. – № 7(8). – с. 57 – 69.

УДК 612.176

ІНСТРУМЕНТАЛЬНА СИСТЕМА ДЛЯ ОЦІНКИ ХАОТИЧНОСТІ ФОРМИ ФРАГМЕНТІВ ОДНОКАНАЛЬНОЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

Файнзільберг Л.С.^{1,2}, Оріховська К.Б.², Ваховський І.В.¹,

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем
НАН та МОН України
м. Київ, Україна

Мета. Створити інструментальну систему для дослідження хаотичності форми елементів одноканальної електрокардіограми (ЕКГ) на основі різних ентропійних оцінок і провести порівняльний аналіз таких оцінок на реальних сигналах, отриманих для осіб з різним рівнем тренуваності.

Матеріали і методи. При розробці програми були використані різні методи оцінки хаотичності (Шеннонівська ентропія з використанням вікон, апроксимаційна ентропія,

індекс Хьорста, переставна ентропія, кореляційний інтеграл) та внесено ряд модифікацій у відомі алгоритми. Для отримання досліджуваних даних використовується вітчизняний портативний електрокардіограф ФАЗА-ГРАФ®.

Результати та обговорення. Створена інструментальна система (рис. 1), за допомогою якої проводився аналіз хаотичності форми елементів ЕКГ на групах тренуваних та нетренуваних волонтерів (128 осіб різного полу у віці 19-25 років).

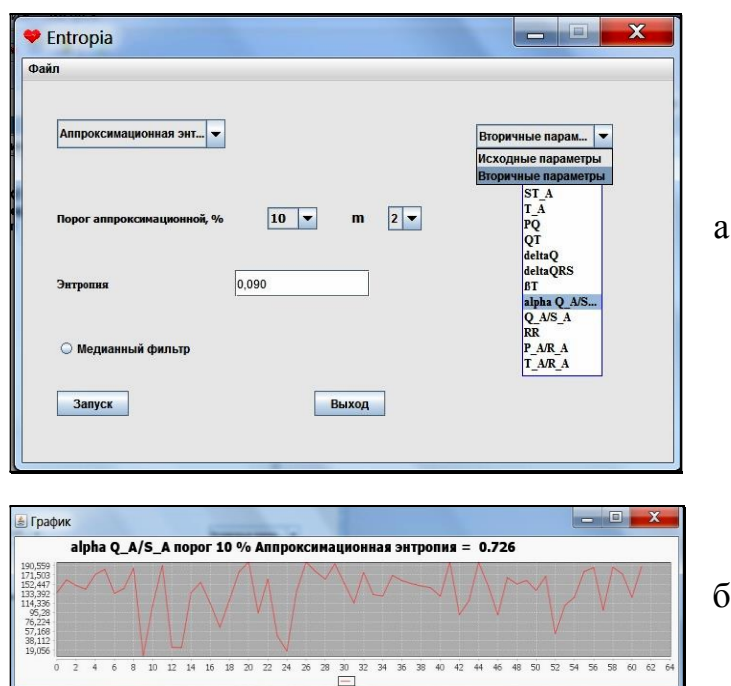


Рис. 1. Робочі вікна інструментальної системи:
діалогове вікно (а); вікно відображення графіка оброблюваного масиву (б)

Реєструвалися ЕКГ волонтерів у стані спокою, одразу після фізичного навантаження (20 присідань за 30 с) та після 3-х хвилинного відпочинку.

Оцінювалась хаотичність 25 параметрів, що характеризують форму окремих елементів

ЕКГ. В інструментальній системі забезпечувався також перехід від масивів первинних параметрів до масивів традиційних діагностичних ознак $E_P[i]$, $E_Q[i]$, $E_{ST}[i]$, $E_T[i]$, $PQ[i]$, $QT[i]$, $\Delta_Q[i]$, $\Delta_{QRS}[i]$, $\beta_T[i]$, $t_0[i]$, що

несуть відповідну інформацію про електричну активність серця від циклу до циклу.

При реалізації процедур оцінки ступеня хаотичності був внесений ряд удосконалень в традиційні методи. Зокрема, в інструментальній системі реалізований оригінальний обчислювальний алгоритм оцінки переставної ентропії за послідовними трійками значень x_{i-1} , x_i , x_{i+1} , $i = 2, \dots, N-1$ часового ряду. Запропонований алгоритм автоматично відносить ці послідовності до одного з 5 класів патернів (рис. 2).



Рис. 2. Класи патернів запропонованої переставної ентропії при $m = 3$.

Розпізнавання патернів здійснювалось на основі перевірки таких умов [1]:

Клас «Максимум», якщо $(x_i - x_{i-1}) > h \wedge (x_i - x_{i+1}) > h$, (1)

Клас «Мінімум», якщо $(x_{i-1} - x_i) > h \wedge (x_{i+1} - x_i) > h$, (2)

Клас «Зростання», якщо $(x_i - x_{i-1}) > h \vee (x_{i+1} - x_i) > h \vee (x_{i+1} - x_{i-1}) > h$, (3)

Клас «Спадання», якщо $(x_{i-1} - x_i) > h \vee (x_i - x_{i+1}) > h \vee (x_{i-1} - x_{i+1}) > h$, (4)

Клас «Постійний», якщо умови (1)-(4) не виконуються, (5)
де h – поріг, який налаштовується під конкретні дані.

Вибір вихідних даних, методу оцінки хаотичності та налаштування параметрів обчислювальних процедур здійснюється в інтерактивному режимі з використанням елементів управління робочого вікна інструментальної системи. Результат обробки подається в текстовому і графічному видах.

За результатами дослідження у тренуваних і нетренуваних осіб спостерігаються достовірні відмінності хаотичності ряду показників, що характеризують форму фрагментів ЕКГ. При цьому у тренуваних осіб хаотичність одних показників під навантаженням була вище, ніж у нетренуваних, а інших показників – нижче.

Виявлені факти, ймовірно, відображають відмінності в ступені «навченості» окремих ділянок міокарда спортсменів і не спортсменів до виконання навантажень. Зрозуміло, виявлені явища, які можуть відкрити нові можливості в оцінці адекватності реакції організму на навантаження, вимагають подальших

поглиблених досліджень за участю фізіологів і спортивних лікарів.

Висновки. Встановлено, що у людей з різним ступенем тренуваності організму виявляються достовірні відмінності показників хаотичності елементів форми ЕКГ. Ці зміни можна використовувати як додаткові ознаки ступеню тренуваності організму.

Розроблена інструментальна система дає можливість зручно проводити необхідні дослідження при розробці нових медичних систем, вибирати відповідний обчислювальний алгоритм, налаштовувати його під конкретні дані і приймати рішення про необхідність його модифікації.

Список використаної літератури.

1. Файнзильберг Л.С., Ориховская К.Б. Информационная технология оценки адаптационных резервов организма в полевых условиях // Кибернетика и вычислительная техника. — 2015. — Вып. 181. — С. 4-22.

УДК 616.12-008.318.1

ЕФЕКТИВНИЙ МЕТОД АНАЛІЗУ ДІАГНОСТИЧНИХ ОЗНАК ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМИ

Файнзілберг Л.С.^{1,2}, Матушевич Н.А.¹

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
Факультет біомедичної інженерії

² Міжнародний науково-навчальний центр інформаційних технологій та систем
Національної академії наук та Міністерства освіти і науки України
м. Київ, Україна

Мета. Розробити конструктивний алгоритм визначення діагностичних ознак електрокардіограми (ЕКГ), що спостерігається в умовах внутрішніх та зовнішніх спотворень.

Матеріали і методи. На відміну від існуючих [1], запропонований алгоритм ґрунтується на визначенні оптимальних параметрів несиметричних гаусових функцій, які апроксимують інформативні фрагменти циклів ЕКГ. Метод програмно реалізований в середовищі Delphi.

Припускається, що кожен інформативний фрагмент ЕКГ можна з прийнятною точністю описати функцією

$$\varphi(k) = A \exp \left[-\frac{(k - \mu)^2}{2\sigma^2(k)} \right], \quad k = 1, \dots, K, \quad (1)$$

де

$$\sigma(k) = \begin{cases} \sigma^{(1)} & \forall k \leq \mu, \\ \sigma^{(2)} & \forall k > \mu, \end{cases} \quad (2)$$

причому в загальному випадку $\sigma^{(1)} \neq \sigma^{(2)}$ [2].

Результати та обговорення. Побудовано обчислювальний алгоритм, за яким визначаються оптимальні значення параметрів $A_i, \mu_i, \sigma_i^{(1)}, \sigma_i^{(2)}$, що задовольняють критерію

$$S = \sum_{k=1}^K \left[\sum_i A_i \exp \left[-\frac{(k - \mu_i)^2}{2[\sigma_i(k)]^2} \right] - z_k \right]^2 \rightarrow \min, \quad i \in \{P, Q, R, S, ST, T\}, \quad (3)$$

де z_k – дискретні значення сигналу ЕКГ, що спостерігається. При цьому параметри $\mu_i, \sigma_i^{(1)}, \sigma_i^{(2)}$ визначаються аналітично, а параметри A_i – за допомогою пошукової процедури.

На рис. 1 представлені результати модельних експериментів, що ілюструють якість апроксимації фрагменту при різних рівнях рівномірного розподіленого адитивного шуму ξ .

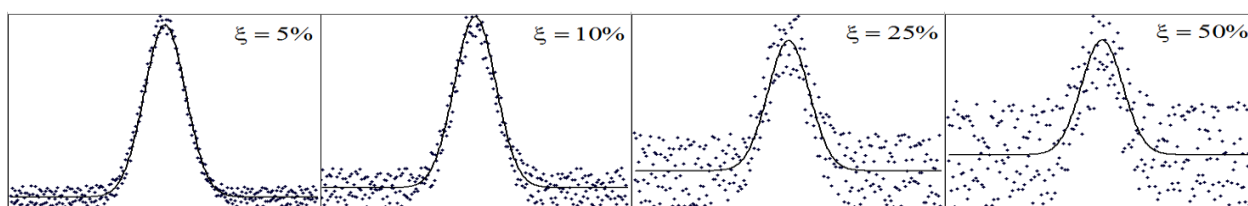


Рис.1. Ілюстрація результатів модельних експериментів

Висновки. Побудований алгоритм дозволяє визначати діагностичні ознаки реальних ЕКГ з точністю, необхідною для інтерпретації сигналу, навіть на фоні 50% шуму.

Список використаної літератури.

1. Абрамов М.В. Аппроксимации экспонентами временного кардиологического ряда на основе ЭКГ // Вестник кибернетики. –

Тюмень: Изд-во ИПОС СО РАН. – 2010. – № 9. – С.85-91.

2. Fainzilberg L.S. Generalized Method of Processing Cyclic Signals of Complex Form in Multidimension Space of Patameters // Journal of Automation and Information Sciences. – 2015. – Vol. 47.– Issue 3. – P. 24-39.

УДК 612.172.4

ЗАСТОСУВАННЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ VITREA ДЛЯ ЕЛЕКТРОФІЗІОЛОГІЧНОГО ПЛАНУВАННЯ РАДІОЧАСТОТНОЇ АБЛЯЦІЇ ТАХІОКАРДІЇ

Філімонова В. В.¹, Сичик М. М.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Державна установа «Національний інститут серцево-судинної хірургії ім. М.М. Амосова Академії медичних наук України»
м. Київ, Україна

Мета. Візуалізація анатомічної будови серця, коронарного русла, легень та стравоходу з метою електрофізіологічного планування радіочастотної абляції, вибору оптимальних параметрів електричного впливу для різних ділянок серця для підвищення безпечності і ефективності методу РЧА.

Матеріали і методи. На сьогоднішній день найбільш ефективним методом лікування тахікардії є катетерна радіочастотна абляція (КРЧА). В основі методики лежить деструкція тканин міокарда передсердь навколо легеневих вен для припинення проходження потенціалів, які викликають аритмію [1]. При виконанні операції відсутній візуальний контроль за розмірами деструкції міокарда, що створює ризики супутнього травмування прилеглих тканин термічного генезу: перфорації стінок камер серця, стравоходу, легень; стенози легеневих вен; пошкодження коронарних артерій та ін.

З цією метою було впроваджено в роботу відділу променевої діагностики ДУ «НІССХ ім. М.М. Амосова НАМНУ» програмне забезпечення Vitrea та адаптовано його до елект-

рофізіологічного планування проведення радіочастотних процедур. Vitrea являє собою систему медичної діагностики, яка дозволяє здійснювати обробку, перегляд і аналіз зображень, передачу та обмін багатовимірних цифрових зображень, отриманих за допомогою різних пристроїв. Робоча станція Vitrea забезпечує поліпшену 2D-, 3D і 4D-візуалізацію і аналіз при щоденній плановій роботі [2]. Vitrea включає в себе інтуїтивний графічний інтерфейс і вбудовану автоматизацію клінічного процесу, даючи користувачеві можливість підготувати звіт про пацієнта за лічені хвилини. Швидкість обробки програмного забезпечення Vitrea дозволяє керувати 3D-об'ємом в діалоговому режимі і здійснювати віртуальний перегляд всередині і зовні анатомічних областей інтересу в реальному часі.

Метод Vitrea для побудови зображень використовує знімки комп'ютерної томографії з контрастуванням, які пошарово знімаються з досить малим інтервалом [3]. При цьому в комп'ютерному томографі застосовують центральну проекцію центрального променя замість паралельного, що дає можливість створювати 3D зображення (рис. 1).

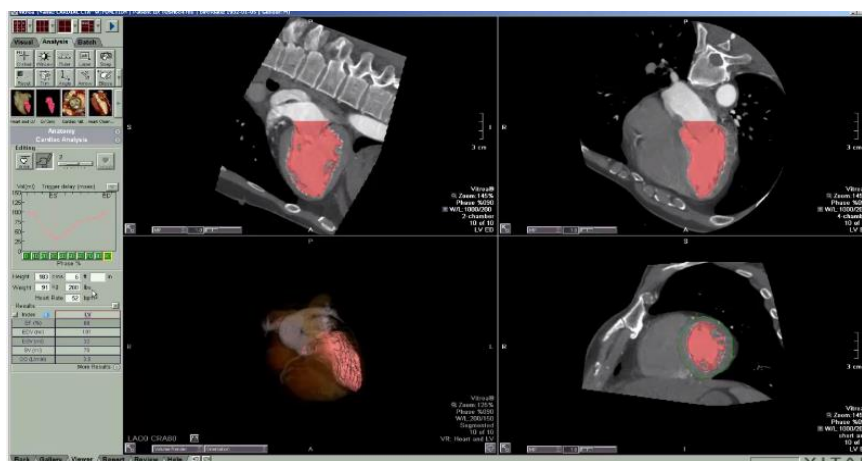


Рис. 1. Діалогове вікно Vitrea побудови 3D візуалізації серця.

Результати та обговорення. Дана методика дозволяє планувати процедуру електрофізіологічного дослідження і радіочастотної абляції. Завдяки ній можна прогнозувати успішність виконання відповідних процедур, підвищити ефективність та безпечність їх проведення. Важлива перевага методу Vitrea полягає в тому, що він є на сьогоднішній день єдиним неінвазивним способом, який дозволяє дати оцінку анатомії та стану внутрішніх структур серця і при цьому не потребує втручання в організм людини. В разі необхідності

і можливості оперування дозволяє скласти план і техніку дій до втручання, щоб під час процедури звести на мінімум травматичність для пацієнта. Хірург, ознайомившись з особливостями анатомії серця, особливо важкодоступних місць біля легеневих вен, для нанесення радіочастотної абляції, має можливість виконувати деструкцію тканини більш направлено і керовано, при цьому не пошкоджуючи сусідні важливі тканини і органи (рис. 2).

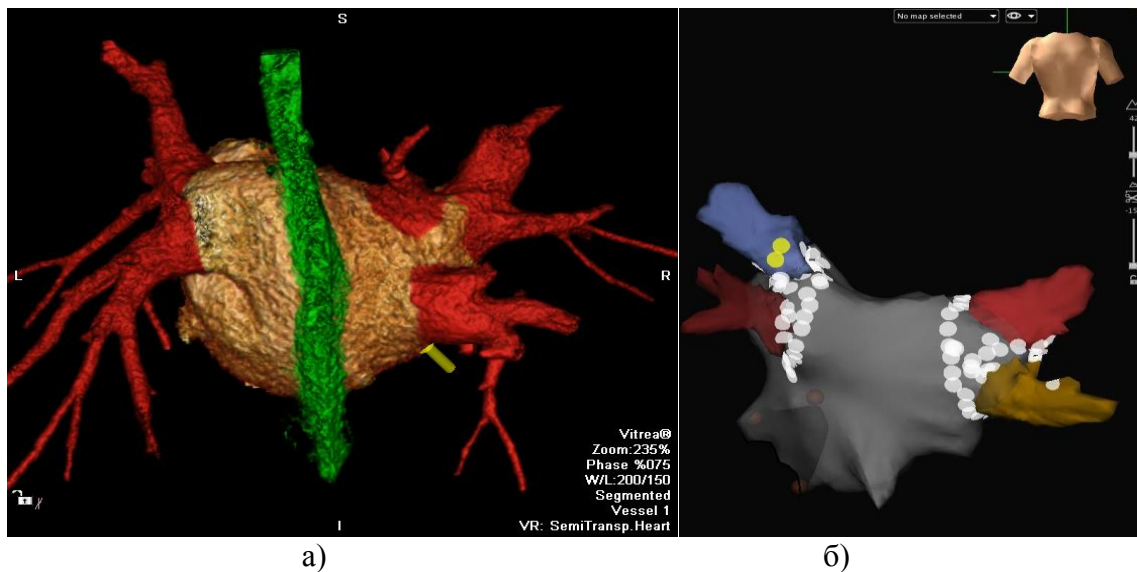


Рис. 2. 3D візуалізація лівого передсердя, легеневих вен і стравоходу в програмі Vitrea (а) та ділянки (білі точки) радіочастотної абляції при виконанні процедури.

Висновки. Дана технологія стала новим діагностичним методом в електрофізіології України, дозволяє зробити кращу селекцію пацієнтів до операції, підвищує ефективність та безпеку радіочастотної катетерної деструкції тканин міокарда при лікуванні тахікардії. Метод Vitrea є на сьогоднішній день єдиним який не потребує прямого втручання в організм людини, за допомогою якого можна дати оцінку анатомії та стану внутрішніх структур серця. Хірург, який проводить операцію, може виконувати деструкцію тканини більш направлено і скеровано, поряд з тим не пошкоджуючи поряд розміщені тканини і органи.

Список використаної літератури:

1. Phana K., Xiea A., Kumarc N., Wongd S., Medie C., Meirc M.. Comparing energy sources for surgical ablation of atrial fibrillation:

a Bayesian network meta-analysis of randomized, controlled trials // European journal of cardio thoracic surgery. – 2015 – Vol. 48., № 2. – P. 201-211.

2. Yarramaneni A. T., Conroy J., Flanagan J., Tang J., Pollack J., Koss El., Wang L., Reichek N., Cao J., Kadiyala M. Assessment of left atrial volumes by 3d ct angiography and 2d echocardiography in patients undergoing atrial fibrillation ablation. / / The Journal of the American College of Cardiology. – 2015. – Vol. 65., № 10. - P. 409-410.

3. Munir S., Chang J. H., Salahudeen Sh. R., Baranchuk Ad., Morris Ch., O'Reilly M., Pal R. S. Atrial thrombi detection prior to pulmonary vein isolation: Diagnostic accuracy of cardiac computed tomography versus transesophageal echocardiography.// Cardiology Journal. – 2015. Vol 22., №5. - P. 576-582.

УДК 615.468.7

ПІДВИЩЕННЯ КРОВОСПИННИХ МОЖЛИВОСТЕЙ ВУГЛЕЦЕВИХ ПОВ'ЯЗОК

Черевко В.М., Уварова І.В.

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

На сьогоднішній день відомо більше ніж 300 різноманітних ранових покриттів, що відрізняються своїми параметрами та характером впливу на організм людини [2,4,1]. Майже всі вони містять лікарські речовини у своєму складі і мають певну основу, відмінну хімічним складом матеріалу, що до неї входить. Проте, якими б колосальними темпами не рухалася наука вперед, досі не існує ідеально універсального препарату, що зможе задовольнити потреби як лікаря так і пораненого. Адже кожна рана за своєю формою, глибиною, розташуванням та умовами, за яких завдана є унікальною і неповторною.

Мета. Підвищити ефективність використання кровоспинних пов'язок, зменшити травматичність та частоту їх зміни. Забезпечити швидкість загоєння та регенерацію шкіри без ускладнень.

Матеріали і методи. Активованій вуглецевий волокнистий наноструктурний матеріал (далі – АВВНМ), розроблений в Інституті проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України, отримано методом керованого ступеневого піролізу вуглеводнів (гідратцелюлози), який дозволяє одержувати вуглецевий наноструктурний матеріал із регульованою пористістю та заданою наноструктурою за один технологічний цикл [5].

АВВНМ має розвинуту систему мікро-, мезо- та макропор, сумарний їх об'єм по бензолу - 0,8-1,2 см³/г, питома поверхня - до 2800 м²/г, міцність по основі від 25-50 до 150-200 Н на смужку 5х10-2 м, при сумарному об'ємі пор 1,2 см³/г та 0,8 см³/г відповідно (що відповідає медико-технічним вимогам). Характеристичний розмір (х) мікро-, мезо- та макропор становить 0,6<х<1,5 нм, 1,5<х<200 нм та х<300 нм відповідно [5].

Результати та обговорення. На основі аналізу отриманих даних можна говорити про ефективне застосування кровоспинних пов'язок на основі вуглецю. Адже, в залежності від характеру поранення можливо підібрати ту чи іншу пористість вуглецевого сорбенту, котрий

буде не лише знезаражувати поранення, а й прискорювати регенерацію тканин [3].

АВВНМ має текстильну структуру, виражену гемостатичну дію, де показники капілярності та гігроскопічності в 3-3,5 рази перевищують аналогічні параметри для марлі, не викликає алергічної реакції і не має подразнюючої дії.

Висновки. Ураження шкірних покривів може призвести до серйозних наслідків, а тому необхідно з відповідальністю ставитися до вибору кровоспинного засобу. Останнім часом все більшої популярності набувають матеріали на основі вуглецю, що може значно полегшити процес загоєння ран. АВВНМ має досить значну адгезію до ранової поверхні, низьку міцність і дренуючу здатність, що може привести до скупчення ранового відокремлюваного під пов'язкою. У зв'язку з цим застосування вуглецевих матеріалів доцільне при лікуванні ран із невисокою ексудацією.

Список використаної літератури.

1. Matouskova E. Human allogenic keratinocytes cultured on acellular xenodermis: the use in healing of burns and other skin defects/Matouskova E., Broz L., Stolbova V.//Biomed. Mater. Eng. – 2006. – Vol. 16. – № 4. – Р. 63-71.
2. Андреев Д.Ю. Современные раневые покрытия/Д.Ю. Андреев, Б.А. Парамонов, А.М. Мухтарова // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. – 2009. – № 3. – С. 98 – 102.
3. Черевко В.М. Вибір кровоспинних препаратів в залежності від густини крові та розміру рани // Матеріали першої науково-практичної конференції біомедичних інженерів і технологів України «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії і медичної промисловості України». – 2015.
4. Шаповалов С.Г. Современные раневые покрытия в комбустиологии. «ФАРМиндекс-Практик» – 2005. – № 8. – С.38 – 46.
5. Щербицька О.В., Гарбуз В.В., Кліпов В.Д. та ін.. Дослідження процесів формування вуглецевих наноструктур при термодеструкції та карбонізації гідратцелюлозних волокон. Ч.2 // Наноструктурное материаловедение. – 2010. – №4. – С.39 – 44.

УДК 617.7:615.47

ОФТАЛЬМОЛОГІЧНИЙ ЛАЗЕРНИЙ ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНИЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ ОКЛЮЗІЙ СУДИН СІТКІВКИ

Чикирісова К.О.¹, Богомолов М.Ф.²

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»,
Факультет біомедичної інженерії

²Національний технічний університет України «Київський політехнічний університет»,
Радіотехнічний факультет
м. Київ, Україна

Мета. Розробити офтальмологічний лазерний лікувально-діагностичний комплекс для дослідження оклюзій судин сітківки.

Матеріали і методи. Низько-енергетичне монохроматичне когерентне випромінювання гелій-неонових лазерів. Використовуючи методи діагностики на основі реєстрації розсіювання лазерного випромінювання від судин сітківки.

Результати обговорення. Оклюзія вен сітківки (ОВС) – друга за поширеністю патологія судин сітківки після діабетичної ретинопатії, яка призводить до значного погіршення зору. ОВС страждають 16,4 млн людей у світі. За даними мета-аналізу, проведеного в 2010 р., поширеність оклюзій гілок вени сітківки складає 4,42 на 1000 дорослих, а оклюзій центральної вени сітківки – 0,8 на 1000 дорослих [1]. Для діагностики оклюзій сітківки проводять візіометрію, біомікроскопію та лабораторні тести. Лікування необхідно розпочинати одразу після діагностики ОВС, щоб попередити подальший розвиток хвороби та виникнення нових захворювань. Найбільш поширеним лікуванням оклюзії центральної артерії (ОЦА) є медикаментозні препарати та зондування з введенням медичних препаратів.

Лазерна діагностика є ефективним засобом вивчення біологічних клітин. В основі макродіагностики лежить використання лазерного випромінювання з високою монохроматичністю і когерентністю, що дозволяє вимірювати положення, швидкість, малі переміщення і форму різних компонентів біологічних об'єктів [2].

Ми пропонуємо лікувально-діагностичний комплекс, для дослідження ОВЗ, що буде проводитись за допомогою лазера. Це дозво-

лить скоротити час на діагностику та скоротити кількість інвазивних методів лікування або взагалі зникне необхідність їх використання. Застосовуючи лазер, можна одночасно і діагностувати патологічні зміни на сітківці, і проводити вплив на судини. В медичній практиці широко використовується лазерне опромінення крові, що добре впливає на формі елементи крові, а саме на гемоглобін. Пропонується використовувати методику лікування тромбозів на судинах сітківки, що дозволить швидко позбавитись від закупорки вен та попередити втрату зору.

Отримання зображення судин може проводитись за допомогою лазерного сканеру сітківки ока, що надасть змогу отримати зображення судин миттєво. Отримавши зображення сітківки можна буде зробити висновок щодо ступеню ураження судин, та підібрати необхідні параметри для неінвазивного лазерного опромінення.

Висновки. Використання лазерних систем для діагностування захворювань судин сітківки дозволить підвищити інформативність та точність визначення ступеню оклюзій судин, що є першою ознакою таких захворювань, як діабет, атеросклероз тощо. Одночасна терапевтична дія лазерного випромінювання дозволить зменшити ризик перетворення захворювання у хронічну форму.

Список використаної літератури

1. Абдулаева Э.А., Амиров А.Н., Берия-Джорджикия Э.П., Коробицин А.Н., Комплексное лечение окклюзий вен сетчатки// Казанский медицинский журнал – К.: 2012 – №6 – Т.93.
2. Злепко С. М. Основы биомедичного радіоелектронного апаратобудування: навч. посіб. / С. М. Злепко, І. С. Тимчик; Вінниц. нац. техн. ун-т. - Вінниця, 2008. - 115 с.

УДК 681.5:004

АЛГОРИТМ СЕЛЕКТИВНОГО ДИНАМІЧНОГО ШУМОПРИГНІЧЕННЯ, ЯК МЕТОД ОБРОБКИ СКЛАДЕНИХ ФОНОКАРДІОГРАМ

Чорний К.В., Соломін А.В.

Кафедра біомедичної кібернетики факультету біомедичної інженерії
Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Використання біомедичних сигналів є важливою частиною діагностики захворювань різних органів та систем людини. Вони дозволяють визначити параметри функціонування органів, та на ранньому етапі з мінімальними затратами проводити діагностику порушень для подальшого їх лікування.

Фонокардіограма – це біомедичний сигнал, який відображає процеси механічної діяльності серця. Її можна легко отримати за допомогою дешевого обладнання. Але інколи сигнал фонокардіограми накладається на інший подібний сигнал, наприклад, у випадку близнюків. Тоді постає задача ефективного розділення цих сигналів для більш точного діагностування порушень у роботі серця.

Мета. Розробка алгоритму селективного динамічного шумопригнічення для розділення і фільтрації фонокардіограм.

Матеріали і методи. В основу алгоритму покладено принцип динамічного шумопригнічення, який застосовують коли потрібно відфільтрувати нестационарну шумову компоненту, яка зазвичай має змінну частоту і амплітуду сигналу. Для ефективного розпізнавання шумової компоненти вводяться елементи селективності. Тобто зняття фонокардіограми відбувається з декількох датчиків, а потім на основі даних про амплітуду складових сигналів розраховується коефіцієнт локального посилення (послаблення), застосовуючи який до відповідних частин сигналу потрібно пригнічувати шумові компоненти і підсилювати корисні. Також для більш коректного розпізнавання тонів фонокардіограми застосовується аналіз періодичності тонів і визначається період корисних сигналів, а також період шумових сигналів для корекції дії локального посилення (послаблення) сигналу і підвищення якості фільтрації. Таким чином,

при застосуванні даного алгоритму спочатку для одного фонокардіографічного сигналу, вважаючи інший шумом, а потім навпаки, можна розділити складені фонокардіограми та передати їх для подальшого аналізу.

Результати та обговорення. Алгоритм було розроблено та протестовано в середовищі LabVIEW на змодельованих сигналах накладених фонокардіограм з додаванням білого шуму та інших шумів які виникають в процесі зняття сигналу та його обробки. Алгоритм продемонстрував високу ефективність розділення нормальних фонокардіографічних сигналів і можливість його використання в даній області.

Висновки. Було розроблено і протестовано алгоритм селективного динамічного шумопригнічення для розділення і фільтрації фонокардіограм для подальшого їх аналізу.

Список використаної літератури.

1. Watrous R.L. Computer-Aided Auscultation of the Heart: From Anatomy and Physiology to Diagnostic Decision Support / R.L. Watrous // Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference. – 2006. – P. 140-143.
2. Obaidat M.S. Phonocardiogram signal analysis: techniques and performance comparison / M.S. Obaidat // J. Med. Eng. Technol. – Vol. 17 (6). – 1993. – P. 221-227.
3. Durand L.-G. Digital signal processing of the phonocardiogram: review of the most recent advancements / L.-G. Durand and P. Pibarot // Critical Review in Biomedical Eng. – 1995. – Vol. 23. – P 163-219.
4. Debbal S.M. Computerized Heart Sounds Analysis / S.M. Debbal // Discrete Wavelet Transforms – Biomedical Applications. – 2011. – P. 63-90.

УДК 615.814.1+615.832.7

ОЦІНКА ФУНКЦІОНАЛЬНОГО СТАНУ ОБСТЕЖУВАНИХ ЗА ДАНИМИ БІОМЕТРІЇ КЛІТИН

Чухрій І.В., Зубчук В.І.

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

Оцінка функціонального стану є необхідною для раннього виявлення відхилень здоров'я від норми, контролю стану спортсменів при підвищених навантаженнях, тощо. Тому створення і подальше вдосконалення неінвазивних методів і засобів визначення функціонального стану є актуальною задачею.

Мета. Серед неінвазивних методів визначення функціонального стану людини видається перспективним обґрунтований Богдановим Г.Б. метод, який враховує нелінійні електричні властивості біоструктур, що збуджуються [1]. Для реалізації такого методу необхідно розробити систему вимірювання і фіксації реакції клітин обстежуваних на дію слабого електричного струму і отримувати вольт-амперну характеристику (далі - ВАХ) клітини відповідної рефлексогенної зони. Характерні точки ВАХ по Богданову Г.Б. є діагностичною інформацією або ідентифікатором функціонального стану відповідного органу.

Матеріали і методи. У складі вимірювального комплексу використовуються персональний комп'ютер (ПК), генератор електричного струму, щуп для контакту з пацієнтом, та аналогово-цифровий перетворювач (АЦП). Керування процесом вимірювання та обробка даних реалізується за допомогою програми LabVIEW.

Струм дуже малих величин, порядку мікроампер, подається на щуп, який взаємодіє безпосередньо з тілом обстежуваного. Сигнал, отриманий внаслідок збудження мембрани клітин, через АЦП у формі цифрових даних передається в накопичувальний пристрій для наступної обробки та формування діагностичних висновків.

Створена програма фіксує отримані значення і заносить їх в базу даних. Залежність вимірюваної напруги U від заданого струму I відображається на екрані графіком. Для отриманої залежності необхідно зафіксувати значення напруги і струму для точок перегину

ВАХ. Екстремуми функції $U(I)$ є діагностичною інформацією [1].

Результати та обговорення. Система для зняття ВАХ з певних точок тіла людини розроблена для подальшої її реалізації та використання в медичних установах. Створення такого продукту дозволяє підвищити швидкість діагностування, своєчасного виявлення і лікування різного роду патологій.

Стан клітин оцінюється в залежності від того, яку форму має крива залежності напруги від струму. Якщо ВАХ нелінійного елемента має S-тип, а режим вимірювального електричного кола відповідає режиму генератора напруги (фіксації потенціала), то, наприклад, фіксованій напрузі U відповідає один струм I . Якщо фіксована друга величина напруги U , то може виявитись, що цій напрузі відповідають два значення струму. Аналогічна картина спостерігається якщо ВАХ нелінійного елемента має N-тип, а режим вимірювального електричного кола відповідає режиму генератора струму. Тоді, наприклад, одному значенню фіксованого струму відповідають два значення напруги. Таким чином, по даним вимірювання екстремумів ВАХ кривих визначається стан клітин і відповідних органів.

Висновки. Оцінка функціонального стану обстежуваних за даними біометрії клітин дозволяє запобігати розвитку патологій на ранній стадії. Завдяки порівнянню даних з еталонами можна судити про стан пацієнта і виявляти патології значно швидше. Автоматичне занесення результатів вимірів в базу даних економить час спеціалістів. Як наслідок, облегшується профілактичний контроль населення та оцінка адаптивних резервів.

Список використаної літератури.

1. Богданов Г.Б. Метрология экстрасенсорики / Богданов Г. // Киев.: Информационно-издательское агенство «Україна» – 1991. – с. 78.

УДК 616-006.07

ВЗАЄМОДІЯ МАГНІТНОГО ПОЛЯ З НАНОЧАСТИНКАМИ В ФАНТОМІ МОЛОЧНОЇ ЗАЛОЗИ З ПУХЛИНОЮ

Шепелюк К.Д.¹, Пастушенко В.І.¹, Орел В.Е.^{1,2}

¹ Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Національний інститут раку
м. Київ, Україна

Мета. Розробити тканиноеквівалентний гетерогенний фантом молочної залози з пухлиною та магнітним наноконкомплексом для дослідження в ньому змін постійного магнітного поля (ПМП).

Матеріали і методи. Ґрунтуючись на отриманих з літературних джерел даних [1, 2], було розроблено технологію виготовлення тканиноеквівалентних матеріалів, котрі б імітували властивості тканин людського організму, зокрема – молочної залози.

Фантом молочної залози було виготовлено з трьох типів матеріалу (рис.1): еквівалентного жировій тканині, еквівалентного залозистій тканині та еквівалентного пухлині. Для цих матеріалів були обрані наступні пропорції:

- для жирового шару: 15% желатину, 85% суміші сафлорової олії та керосину;

- для залозистого шару: 85% желатину, 15% суміші сафлорової олії та керосину;

- для пухлини: 95% желатину, 5% суміші сафлорової олії та керосину.

Суміш керосину та сафлорової олії (далі «масло») виготовлялась у пропорції 50/50.

Для фантому діаметром 100 мм та товщиною 35 мм було загалом використано 30 г сухої маси желатину, 180 мл води та 120 мл масла (60 мл олії та 60 мл керосину). Кількість сурфактанту та формальдегіду визначалась за наступними пропорціями:

- для сурфактанту:
$$V_c = V_m \times 0,056 \quad (1)$$

- для формальдегіду:
$$V_{\phi} = V_{\text{ж}} \times 0,0108 \quad (2)$$

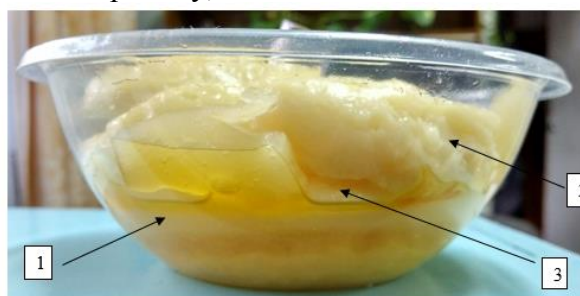


Рис. 1. Фантом молочної залози:

1 – жировий шар; 2 – залозистий шар; 3 – пухлина з магнітним наноконкомплексом

Визначення впливу ПМП на фантом проводилось шляхом вимірювання індукції поля (В), створюваного постійним неодимовим магнітом з силою зчеплення 40 кг, діаметром 4,4 см, висотою 1,5 см та магнітною індукцією на відстані 1 см від поверхні $B = 0.38 \text{ Т}$. Вимірювання здійснювалось за допомогою датчика Холла на відстані 2 см, 2,5 см, 3 см, 3,5 см, 4 см, 5,5 см та 7,5 см від датчика до

поверхні магніту. Використовували наночастинки (НЧ) оксиду заліза Fe_3O_4 , розміром 20 – 40 нм.

Вимірювання проводились для трьох випадків:

- Простір між магнітом і датчиком заповнений повітрям;

- Датчик розміщено у фантомі, магніт розміщено під ним;

- Датчик розміщено у фантомі із включенням трубки, в яку запущено розчин NaCl

із наночастинками оксиду заліза, магніт розміщено під фантомом.

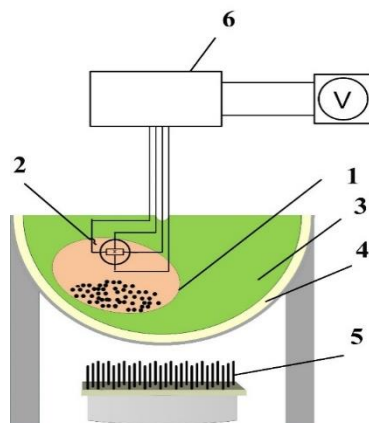


Рис. 2. Схема проведення дослідження впливу фантому на ПМП: 1 – пухлина з НЧ, 2 – датчик Холла, 3 – залозистий шар, 4 – жировий шар, 5 – магніт з аплікатором, 6 – блок реєстрації.

При цьому, для кожного з цих випадків магнітне поле утворювалось за трьох варіантів: магніт самостійно, магніт із дипольним локалізатором, магніт із конічним локалізатором.

Результати та обговорення. Аналіз отриманих даних проводився за двома підходами. Спершу, порівнювались значення індукції поля самого магніту та магніту з різними локалізаторами для трьох вищезазначених випадків розміщення фантому. Аналіз отриманих результатів свідчить, що тип локалізатора не має значення при використанні в аплікаторі, оскільки значення напруженості поля, утворюваного з тим чи іншим локалізатором, відрізняються на 1%-3%. Відповідно, з точки зору інтенсивності індукції постійного магнітного поля, доцільнішим є застосування окремого постійного магніту. Але, при цьому, застосування аплікатора необхідне для задання необхідного розподілу електромагнітного поля в пухлині.

Фантом, при внесенні його до постійного магнітного поля, послаблює його в середньому на 40%. Таким чином, фантом виявляється досить хорошим поглиначем магнітного поля. Разом з тим, введення магніточутливого наноконкомплексу підсилює його в середньому на 20%.

Таким чином, отримані дані свідчать про необхідність врахування різного впливу тканин молочної залози та наноконкомплексу на індукцію магнітного поля в пухлині при проведенні магнітної нанотерапії злоякісних пухлин молочної залози.

Висновки. Проведено експерименти, метою яких було дослідити взаємодію тканино-еквівалентного фантому, магніточутливого наноконкомплексу та постійного магнітного поля. З'ясувалось, що найбільшу індукцію дає постійний магніт без використання з ним будь-яких локалізаторів. Проте, застосування дипольних локалізаторів, все ж, є більш клінічно доцільним. Фантом, як і очікувалось, послаблює індукцію постійного магнітного поля, проте наноконкомплекс є магніточутливим, тому при внесенні до системи підвищує індукцію.

Список використаної літератури.

1. Bindu, G., S. J. Abraham, A. Lonappan, V. Thomas, C. K. Aanandan, and K. T. Mathew, "Active microwave imaging for breast cancer detection," *Progress In Electromagnetics Research*, PIER 58, 149–169, 2006.
2. M. Lazebnik, E. L. Madsen, G. R. Frank and S. Hagness, *Tissue-mimicking phantom materials for narrowband and ultrawideband microwave applications*, Institute of physics publishing, USA, 2005.

УДК 661.183:677.4+621.384

ДОСЛІДЖЕННЯ ВЛАСТИВОСТЕЙ КОМПЛЕКСНОГО ПРЕПАРАТУ З АНТИРАДИКАЛЬНОЮ ДІЄЮ

Щербицька О.В.¹, Сергєєв В.П.¹, Кліпов В.Д.¹, Кононко І.В.¹, Уварова І.В.^{1,2}

¹ Інститут проблем матеріалознавства ім. І.М. Францевича НАН України, м. Київ

² Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»
м. Київ, Україна

Мета. Створення комплексного препарату спрямованої антирадикальної дії шляхом іммобілізації біологічно-активної речовини (кверцетину) на поверхні активованого вуглецевого волокнистого наноструктурного матеріалу (далі - АВВНМ) для лікування екозалежних та радіаційних захворювань.

Матеріали і методи. Роботу виконано на безпородних білих щурах. Використано модель хронічного токсичного гепатиту. Антитоксичну функцію печінки оцінювали по активності фермента N-деметилази. В еритроцитах крові визначали вміст дієнових кон'югатів, гідроперекисів ліпідів, малонового діальдегіду, редукованого глутатіону. Визначали активність глутатіонредуктази та глутатіон-S-редуктази. Іммобілізацію кверцетину на поверхні АВВНМ здійснювали по розробленій авторами методиці. Досліджували властивості АВВНМ, застосовуючи фізико-хімічні методи.

Результати та обговорення. Встановлено, що АВВНМ належить до гранулярно-фібрилярних, композитних, анізотропних наноструктурних систем із регульованою пористістю та заданою наноструктурою [1]. Проведене вивчення ЕПР характеристик АВВНМ свідчить, що парамагнітні властивості його поверхні обумовлені електронами насичених хімічних зв'язків, що можуть мати некомпенсований магнітний момент. Наявність значної кількості ненасичених зв'язків забезпечує високі хемосорбційні властивості АВВНМ, як адсорбентам, щодо широкого спектру речовин різного походження та надає певні антирадикальні властивості матеріалу. Велика акти-

вована поверхня АВВНМ, особливості мікроструктури та фізико-хімічні властивості зумовлюють його високі багатфункціональні характеристики при використанні як багатоцільового матеріалу біомедичного призначення, у тому числі, в якості матриці для іммобілізації лікарських засобів та біологічно-активних речовин [2]. При вивченні радіозахисної дії кверцетину (флавоноїдний глікозид) на моделі внутрішнього опромінення у щурів (медичні співвиконавці - ПІАГ АМНУ) було встановлено, що кверцетин сприяє зменшенню накопичення в організмі тварин радіонуклідів цезію-137 на 16% та підвищенню показників антиоксидантної системи захисту у порівнянні з контрольною групою. В ході досліджень були опрацьовані оптимальні технологічні параметри, які дозволяють одержати комплексний препарат (далі - КП) із вмістом кверцетину 0,03 - 0,04 г/г АВВНМ.

На етапі доклінічних випробувань з використанням моделі хронічного токсичного гепатиту у щурів встановлена висока детоксикаційна спроможність АВВНМ та комплексного препарату. Так, показники активності N-деметилази в гомогенатах тканин печінки тварин, які перорально отримували АВВНМ та КП, складали, відповідно, $9,9 \pm 0,4$ та $10,11 \pm 0,4$ мкмоль/год на 1г білка, проти $5,6 \pm 0,3$ мкмоль/год на 1г білка у контрольних тварин з ураженням печінки. Значення цього показника у здорових тварин становило $9,8 \pm 0,4$ мкмоль/год на 1г білка, тобто, під дією АВВНМ та КП відбувається відновлення антитоксичної функції ураженого органу.

Вивчення стану системи антиоксидантного захисту організму ПОЛ/АОСЗ показало, що при хронічному токсичному ураженні печінки щурів спостерігається суттєва активація прооксидантної системи. Про це свідчило статистично достовірне, відносно контрольної групи здорових тварин, збільшення в периферичній крові вмісту дієнових кон'югатів на 74%, гідроперекисів ліпідів на 35% та кінцевого продукту пероксидації - малонового діальдегіду на 22%.

Зростання процесів кон'югації є одним з індукторів вільно радикального окиснення. Вивчення показників глутатіонового ланцюга антиоксидантного захисту показало, що у щурів з моделлю токсичного гепатиту значно знижується фонд відновленого глутатіону. Це, в свою чергу, позначається на активності (у бік зменшення) залежних від нього ферментів – глутатіонредуктази на 39% та глутатіон-S-редуктази на 20%, що свідчить про зниження швидкості відновлення запасів редукованого глутатіону.

Встановлено, що комплексний препарат сприяє збереженню потенціалу антиокиснювальної системи захисту організму. При його використанні відновлювався рівень редукованого глутатіону до рівня здорових тварин, що, в свою чергу, забезпечувало нормалізацію активності залежного від нього ферменту – глутатіонредуктази. Активація глутатіонзалежної системи захисту організму супроводжувалась зниженням в периферичній крові рівня дієнових кон'югатів на 22% та гідроперекисів ліпідів на 10% відносно рівня цих показників у тварин з ураженням печінки, а також нормалізацією рівня малонового діальдегіду до рівня показника здорових щурів. Помічено збільшення на 20% коефіцієнта антиокиснювальної активності у щурів з моделлю ураження печінки, які отримували КП.

Висновки. Наведені дані свідчать про доцільність використання кверцетину при створенні нового препарату через його здатність зменшувати накопичення радіонуклідів та підвищувати потенціал антиокиснювальної системи захисту організму. Встановлено технологічні параметри отримання комплексного препарату з оптимальним вмістом у його складі активованого вуглеволоконистого наноструктурного матеріалу та кверцетину.

На моделі хронічного токсичного ураження печінки у щурів досліджено вплив одержаного препарату на стан антитоксичної функції печінки, систем перекисного окиснення ліпідів та антиоксидантного захисту організму. Встановлено, що фіксація на поверхні АВВНМ одного з найбільш ефективних антиоксидантів – кверцетину забезпечує суттєве зниження рівня вільних радикалів, продуктів перекисного окиснення ліпідів та відновлення високого потенціалу антиокиснювальної системи захисту організму з одночасним збереженням високих детоксикаційних властивостей висхідної вуглеволоконистої матриці. Розроблений комплексний препарат може використовуватись при лікуванні екозалежних та радіаційних пошкоджень.

Список використаної літератури.

1. Щербицька О.В., Гарбуз В.В., Кліпов В.Д. та ін. // Наноструктурное материаловедение. – 2010. - №4. – С. 39-44.
2. Сергєєв В.П., Щербицька О.В., Кліпов В.Д., Уварова І.В. // Перспективи науково-технологічного забезпечення оборонно-промислового комплексу України: Інформаційно-комунікативний захід (Київ, 22-23 вересня 2015), відп. ред. В.С. Шовкалюк. - К.; ТОВ «Міжнародний виставковий центр», 2015. – С. 212-216.

УДК 57.089.001.66

ЛІКУВАННЯ РАКУ ГОРТАНІ ЗА ДОПОМОГОЮ ЕЛЕКТРОЗВАРЮВАЛЬНОЇ ТЕХНОЛОГІЇ

Ярова С.О.¹, Лебедєв О.В.²

¹Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»

² Інститут електрозварювання ім. Є.О. Патона
м. Київ, Україна

Мета. Електрохірургічний інструментарій для коагуляції біологічних тканин застосовується практично при всіх хірургічних втручаннях. Від якості і швидкості забезпечення гемостазу залежить загальна тривалість операції, тяжкість перебігу післяопераційного періоду, характер відновлення функцій оперованих органів і тканин. Так як процес коагуляції кровоносних судин до сих пір до кінця не вивчено і параметри для хірургічних інструментів підбираються експериментальним чином, необхідні в математичному моделюванні. Рак гортані досить поширене онкологічне захворювання. Розробка нових методик хірургічного втручання з метою зниження ризику виникнення післяопераційних ускладнень з боку рани є актуальним питанням. У хірургічному лікуванні раку гортані з'явився новий напрямок оперативного лікування – високочастотне електрозварювання.

Матеріали і методи. Основними методами лікування хворих на рак гортані є хірургічний, променевий і комбінований. Поступово впроваджується хіміотерапія, вивчаються можливості імунотерапії. У променевому лікуванні поряд із традиційною телегамматерапією з'явилися лінійні прискорювачі, гамма-ніж. Негативні наслідки хіміотерапії значною мірою ліквідовуються застосуванням цитостатиків рослинного походження – таксони. У структурі комбінованого та комплексного лікування чільне місце посідає хірургічне втручання, як найбільш ефективний та радикальний метод.

Результати та обговорення. У ЛОР-клініці НМАПО ім. П. Л. Шупика з 2006 р. застосовується принципово новий електрозварювальний апарат ЄК-300М1, що дозволяє виконувати одномоментно атравматичний розріз та коагуляцію м'яких тканин практично без порушення морфологічної структури тканин. Це досягається за рахунок подачі струму з різними хвильовими характеристиками в певній модуляції, внаслідок чого тканини «зварюються». Застосування комплексу SolidWorks дає можливість досліджувати механічні напруги в посудині і пінцеті. В результаті отримано розподіл напруги, деформації та переміщення. Конструкції всіх типів пінцетів зроблені так, що електроди були розташовані під кутом. Це покращує захоплення тканини, але призводить до нерівномірності стиснення тканини. Вигин бранш пінцета зменшує нерівномірність стиснення тканини.

Висновки. Отже, враховуючи поширеність та невпинне зростання рівня захворюваності на рак гортані, переважно розширені оперативні втручання на патологічно змієних тканинах, а також зниження імунного статусу онкологічних хворих, проблема перебігу післяопераційного періоду без ускладнень є актуальною і сьогодні. Дана методика дозволяє точно контролювати температуру в зоні роботи за допомогою зміни параметрів електричного струму.

УДК 519.873

МЕТОДИ ЛІНІЙНОГО ПРОГРАМУВАННЯ ДЛЯ ФОРМУВАННЯ ОПТИМАЛЬНОГО МЕНЮ ХВОРОГО ЦУКРОВИМ ДІАБЕТОМ

Яценко О.В., Мартинець Н.О.

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

Мета. Розробка математичної моделі, для формування оптимального меню харчування для хворих цукровим діабетом (далі – ЦД), з урахуванням впливу обмежувальних фізіологічних чинників для якісного ведення збалансованої лікувальної дієти, що підвищить працездатність та саморегуляцію внутрішніх систем організму.

Матеріали і методи. Для опису математичної моделі була обрана одна з моделей змішаного цілочислового лінійного програмування – модель лінійного програмування [1]. Завдання лінійного програмування в стандартній формі має вигляд (1.1 – 1.3):

$$\min(cx + fy) \quad (1.1)$$

$$Ax + By \geq b, \quad (1.2)$$

$$x \geq 0, y \geq 0 \quad (1.3)$$

де $c = (c_1, \dots, c_n)$, $f = (f_1, \dots, f_p)$ – вектор-строки з натуральними компонентами, які задають коефіцієнти цільової функції;

$x = (x_1, \dots, x_n)^T$ – вектор-стовпець змінних задачі, що приймають невід'ємні натуральні значення;

$y = (y_1, \dots, y_p)^T$ – вектор-стовпець змінних задачі, що приймають невід'ємні натуральні значення;

A, B – матриці розмірності $(m \times n)$ та $(m \times p)$ відповідно, з раціональними значеннями компонентів, що визначають коефіцієнти в системі із m обмеженнями;

$b = (b_1, \dots, b_m)^T$ – вектор-стовпець натуральних компонент правих частин обмежень.

Для формування прикладної математичної моделі були досліджені основні принципи побудови дієтотерапії хворих ЦД.

Результати та обговорення. При формуванні лікувальної дієти для хворого ЦД, слід дотримуватися основних принципів:

- збалансований склад вуглеводів (55-60%), жирів (20-25%) і білків (15-20%);

- розрахунок енергетичної цінності добового раціону з урахуванням маси тіла, віку, статі, енергетичних витрат;

- харчування має бути дробовим: сніданок – 25% добової калорійності, другий сніданок – 10%, обід – 35%, підвечірок – 10%, вечеря – 20% [2];

- строгий режим розподілу енергетичної цінності добового раціону і цукрової цінності їжі серед кількості та часу прийому їжі [3];

- строгий режим прийому їжі впродовж дня, в один і той самий час з відносно рівномірним розподілом вуглеводів і енергоцінності раціону.

Важливими умовами, котрі також необхідно враховувати при формуванні меню хворого ЦД є мінімізація глікемічного індексу, обмеження калорійності і кількості хлібних одиниць (далі – ХО) в продуктах для споживання.

З урахуванням вище вказаних обмежень, доцільно автоматизувати процес формування меню харчування, шляхом формалізації змісту задачі в математичну форму (2.1–2.7):

$$\min(\alpha y_1 + \beta y_2 + \delta y_3) \quad (2.1)$$

$$\sum_i^n a_{ij} \geq b_i, \quad i = 1, \dots, k \quad (2.2)$$

$$\sum_j^n c_j x_j + y_1 = K \quad (2.3)$$

$$\gamma \cdot \sum_j^n d_j x_j + y_2 = S \quad (2.4)$$

$$\sum_j^n g_j x_j + y_3 = G \quad (2.5)$$

$$x_j \geq 0, j = 1, \dots, n \quad (2.6)$$

$$y_1 \geq 0 \quad y_2 \geq 0 \quad y_3 \geq 0 \quad (2.7)$$

де α, β, δ – параметри балансування критеріїв задачі;

$y_1 \ y_2 \ y_3$ – відхилення критерію задачі від норми;

a_{ij} – вміст i -того необхідного елемента в j -том продукті;

b_i – обмеження наявності i -тої поживної речовини;

c_j – калорійність j -того продукту;

x_j – кількість j -того продукту;

K – мінімальна кількість ккал;

γ – коефіцієнт переведення хлібних одиниць в рівень цукру в крові;

d_j – кількість ХО j -того продукту;

S – допустимий рівень цукру в крові;

g_j – глікемічний індекс j -того продукту;

G – допустимий показник глікемічного індексу.

З урахуванням мінімізації рівня цукру у крові, калорійності їжі та глікемічного індексу, було зафіксовано бажане мінімальне відхилення в калорійності від рівня K , швидких вуглеводів від заданого рівня S та сумарного значення глікемічного індексу усіх обраних продуктів споживання від заданого рівня G .

Денна мінімальна калорійність розраховується на основі ваги, зросту, статі та фізичної активності хворого ЦД, що дозволяє розрахувати калорійність достатньою для поточного способу життя конкретного хворого. Значення білків та жирів вираховується від добової необхідної калорійності. Це дозволяє отримати не середньостатистичні обмеження імітаційної моделі (2.1–2.7), а чисто індивідуальні для кожного хворого.

Продемонстрована математична модель (2.1–2.7) враховує усі вище вказані критерії оптимізації стану хворого ЦД, що дозволяє сформулювати меню з максимально індивідуальним підходом, з урахуванням

фізіологічних особливостей організму, трудової та фізичної активності хворого, гастрономічних переваг та особливостей дієтоterapiї хворого ЦД.

Висновки. Задача формування оптимального меню хворих ЦД є досить складним математичним завданням умовної оптимізації, рішення якої не є доступним для багатьох хворих, задача навіть є трудомісткою для фахівців-дієтологів, оскільки вимагає обробки значних об'ємів довідкової інформації і виконання чисельних інженерних розрахунків. Але за допомогою розробленої математичної моделі процес формування оптимального меню стає доступним для більшості, наприклад, за допомогою створення програмних продуктів. Модель (2.1–2.7) враховує обмежувальні критерії дієтоterapiї ЦД, а також індивідуальні фізіологічні особливості організму хворого. Цю модель можна налаштувати як на розрахунок меню на один прийом їжі, так і для створення меню на цілий день. Усе це дозволяє збалансувати лікувальну дієту, яка після відновлення ферментної системи сприяє відновленню власних саморегулюючих систем організму. Завдяки чому поліпшується самопочуття і збільшується тривалості життя хворих цукровим діабетом.

Список використаної літератури.

1. Алексеева Е.В. Построение математических моделей целочисленного линейного программирования. – Новосибирск: Новосиб. гос. ун-т, 2012. – С. 56-58.
2. Ставицкий В.Б. Диабетическое питание больных сахарным диабетом: советы диетлога. – Ростов н/Дону: Феникс, 2005. – С.160.
3. Малая энциклопедия врача-эндокринолога / Ефимов А.С., Зуева Н.А., Тронько Н.Д. [и др.]. – К.: ООО «ДСГ ЛТД», 2005. – С.117-118.

МАТЕРІАЛИ

НАУКОВО-ПРАКТИЧНОЇ КОНФЕРЕНЦІЇ

«ВІТЧИЗНЯНІ ІНЖЕНЕРНІ РОЗРОБКИ ДЛЯ ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я»

(21-22 квітня 2016 р., м. Київ)

ФБМІ НТУУ «КПІ»,

м. Київ, пр. Перемоги, 37

Тел.: (044) 406 – 85 – 74