

**СЕКЦІЯ 6**  
**БІОМЕДИЧНЕ ПРИЛАДОБУДУВАННЯ ТА ТЕХНОЛОГІЇ**

УДК 615.849

*Бас Ю. Я., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», г. Київ, Україна*

**МЕХАНИЗМ ДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ ДЛЯ ЛЕЧЕНИЯ  
ЯЗВЕННОЙ БОЛЕЗНИ**

Проблема лечения язвенной болезни (ЯБ) по-прежнему остается актуальной. В последние годы вновь возродился интерес к немедикаментозным (альтернативным) методам лечения ЯБ, в первую очередь – к лазеротерапии (ЛТ). Применяются следующие методы лазерного воздействия: трансэндоскопический, внутрисосудистый, чрескожный, лазеропунктура (ЛП).

Анализ лечебного действия различных методов ЛТ дает достаточно оснований рассматривать каждый из них как вполне самостоятельный, имеющий свой особый, отличный от других, механизм лечебного эффекта, а следовательно, свои показания и противопоказания к применению. Под влиянием ЛП улучшается вегетативный статус больных ЯБ, их иммунологический гомеостаз, угнетается активность процессов перекисного окисления липидов (ПОЛ), возникают общие адаптационные реакции, улучшается психический статус.

Установки для проведения ЛТ излучают электромагнитные волны, характеризующиеся монохроматичностью, когерентностью, небольшим рассеиванием потока излучения, что обуславливает возможность фокусированного воздействия и получения высокой мощности излучения на ограниченном участке кожи. ЛП воздействующая на биологически АТ кожи, существенно отличается от иглорефлексотерапии (акупунктуры), так как не требует введения в эти точки игл, что представляется технически более простым и совершенно безопасным методом лечения. Из множества рекомендуемых для этой цели БАТ кожи наиболее действенные путем проведения однократных лечебных процедур для оценки их влияния на основные функции желудка, методами интрагастральной рН-метрии.

В механизме лечебного действия ЛП имеют значение нормализация нарушенных функций желудка, осуществляемая рефлекторным путем, угнетение процессов ПОЛ, улучшение психовегетативного статуса больных.

*Научный руководитель: Тымчик Г. С., д. т. н., профессор*

УДК 618.6-084

*Бас Ю. Я., студент*

*Національний технічний університет України*

*„Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

## **ВПЛИВ МАГНІТОЛАЗЕРНОЇ АКУПУНТУРИ НА ОРГАНІЗМ ЛЮДИНИ**

Біомеханізм магнітолазерної терапії (МЛТ) вельми складний і до кінця не вивчений. Дія на живий організм низько інтенсивним лазерним випромінюванням в поєднанні з магнітним, з лікувальною метою, відноситься до методів фізичної терапії. Складність застосування магнітолазерної терапії пов'язана з відставанням теоретичного і експериментального обґрунтування механізму взаємодії магнітолазерного випромінювання з біооб'єктом, з недостатнім знанням клініцистами основ фізики і біофізики. Лише спираючись на фізико-хімічні явища і відповідні їх закони і поняття, можна з певною часткою достовірності побудувати теоретичну модель цього механізму і визначити основні напрями експериментального її підтвердження.

При застосуванні магнітолазерної терапії основною проблемою є вибір неінвазивної об'єктивної методики вимірювань фізіологічних параметрів, що дозволяють однозначно відтворювати та оцінювати як стан організму в цілому, так і функціонування його окремих органів і систем. Одним із методів такого спостереження є вимірювання параметрів біологічно активних точок (БАТ), відомих як точки акупунктури.

Всі відомі методи дослідження і оцінки функціонального стану організму за наслідками вимірювання параметрів БАТ ґрунтуються на тому, що БАТ мають значення ряду фізичних характеристик, що сильно відрізняються від навколишніх тканин. Зі всіх параметрів найбільш доступні для спостереження зміни температури і провідності БАТ. Температура шкіри відображає стан парасимпатичної нервової системи, а провідність - симпатичній частині ВНС.

Найбільш відомими і широко використовуваними в медичній практиці є методи К. Абакане, Е. Накатані і Р. Фолля.

Пропонується на основі методу Р. Фолля проводити виміри провідності до і після магнітолазерного впливу і порівнювати фонове (перше) значення електропровідності БАТ і другого вимірювання, виконаного після дозованого випромінювання. І по отриманим даним визначати ступінь чутливості певного органу на вплив магнітолазерного випромінювання.

*Науковий керівник: Тимчик Г. С., д. т. н., професор*

УДК 615.373.36.035

*Безверхая Л. В., студентка  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», г. Київ, Україна*

### **ФОТОДИНАМИЧЕСКАЯ ТЕРАПИЯ**

Злокачественные новообразования остаются одной из острейших медико-социальных проблем. Онкологическая заболеваемость неуклонно растет.

Лазерная терапия и хирургия – одна из наиболее перспективных и эффективных отраслей медицины для разрушения злокачественных новообразований. Для облучения используют три вида терапии: низкоинтенсивную стимулирующую, высокоэнергетическую повреждающую и ФДТ опухолей. Наиболее безопасной является ФДТ, поскольку она исключает опасность неконтролируемого термического повреждения стенок органа.

Метод фотодинамической терапии основан на применении фотосенсибилизаторов, которые накапливаются в злокачественных новообразованиях.

В данной работе рассмотрены типы фотосенсибилизаторов, которые используются в фотодинамической терапии.

Существуют следующие классы фотосенсибилизаторов: фотофирины (производные - фотокарцинорин (Китай), фотосан (Германия), фотогем (Россия), гематодрекс (Болгария)), порфирины, хлорины (производные – фотодитазин (Россия), радахолин (Россия), фотохлор (США)), бензопорфирины, фталоцианины (производные – Фотосенс), бактериохлорины, нафталоцианины, текзафирины. К фотосенсибилизаторам предъявляются такие требования – химическая чистота и однородность состава; отсутствие темновой токсичности; высокая способность к аккумуляции в ткани-мишени; быстрая элиминация из организма больного; высокая фотохимическая активность; поглощение света в длинноволновой части спектра (600 - 800 нм).

Проанализировав все классы фотосенсибилизаторов, можно сделать вывод, что одним из лучших являются класс производных хлорина. Они обладают интенсивной полосой поглощения (630-738 Нм), имеют большую световую токсичность (при отсутствии темновой), быстрый вывод из организма и т. д.

*Ключевые слова:* фотодинамическая терапия, фотосенсибилизаторы, злокачественные новообразования.

*Научный руководитель: Безуглая Н. В., ассистент*

УДК: 616-71

*Безручко О. В., м. н. с., аспірант, Прензилович Б. В., д. б. н., Мисюра А. Г.  
Інститут прикладних проблем фізики і біофізики НАН України*

## **МЕТОД ВИЯВЛЕННЯ АМІАКУ У ВИДИХУВАНОМУ ПОВІТРІ ЯК БІОМАРКЕРА ПРОТІКАННЯ ПАТОЛОГІЧНОГО ПРОЦЕСУ В ОРГАНІЗМІ**

Сьогодні все більше приділяється уваги неінвазивним методам ранньої діагностики захворювань. Серед них важливе місце посідає аналіз видихуваного повітря. Відомо, що видих людини – це багатокомпонентна газова суміш, елементи якої являються продуктами складних біохімічних та біофізичних процесів, що протікають в організмі. Будь який патологічний процес певним чином впливає на метаболізм людини, що призводить до зміни якісного та кількісного складу речовин, які виводяться з організму з видихуванним повітрям і являються біомаркерами цієї патології.

Важливою молекулою-біомаркером є аміак, оскільки низка захворювань супроводжуються підвищеним вмістом цієї речовини у видиху навіть на ранніх стадіях. Це такі як променева хвороба, ниркова недостатність, печінкова недостатність, рак легенів тощо.

Створено робочий зразок приладу для виявлення слідових концентрацій аміаку, що працює на основі методу спектрометрії іонної рухливості. Іонізація газового зразка відбувається електричним полем негативної полярності. Висока ймовірність утворення негативного іону аміаку зумовлена позитивною спорідненістю молекули до електрона. Спектрометр обладнаний делількома іонізаційними голками мікронного діаметру на вісті з порожниною всередині для подачі газового зразку. Іонізаційний потенціал від 5 кВ. Напруженість поля всередині дрейфової труби, яка не містить охоронних кілець, сягає до 2 кВ/см. Розділення іонів за рухливістю відбувається повільною зміною напруженості перпендикулярного до руху іонів поля, що виникає на іонному затворі типу Бредбері-Нільсона. Затвор розміщено біля детектора, виконаного за принципом циліндра Фарадея. Сигнал від детектора після підсилення та представлення у цифровому вигляді передається для аналізу на ПК.

Проведено дослідження роботи приладу на калібрувальних газових сумішах. Вивчається вплив температури, вологості, швидкості подачі газу реагенту на розділення за рухливістю молекул різних речовин у сильних електричних полях, на фізико-хімічні процеси утворення та дрейфу негативних іонів у постійному електричному полі високої напруженості.

*Науковий керівник: Мисюра А. Г., д. б. н., директор ІППФБ НАНУ*

УДК 543.429.2

Вдовинець Д. О., студент

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

## БІОМЕДИЧНА СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧНА УСТАНОВКА

Спектрофотометричні методи набувають все більшого поширення та застосування у різних галузях науки, зокрема в клінічній неінвазивній діагностиці. Проте, окрім загальних рекомендацій та принципів функціонування спектральних приладів, практична методологія проведення неінвазивного дослідження за допомогою установок такого типу розроблена в недостатній мірі. З метою вироблення такої методології були проаналізовані існуючі типи дослідницької та лабораторної апаратури, а також основні види неінвазивного біомедичного спектрального аналізу та запропонована схема спектрофотометричної установки (Рис.1). До складу установки входять: джерело випромінювання 1 (галогенна лампа Тр-91), конденсор 2, формуюча оптична система 4, монохроматор 5 (МДР-204), приймач випромінювання 6 (кремнієвий фотодіод ФПУ ФД або германієвий фотодіод ФПУ ФДГ). Позицією 3 на позначений біологічний об'єкт.

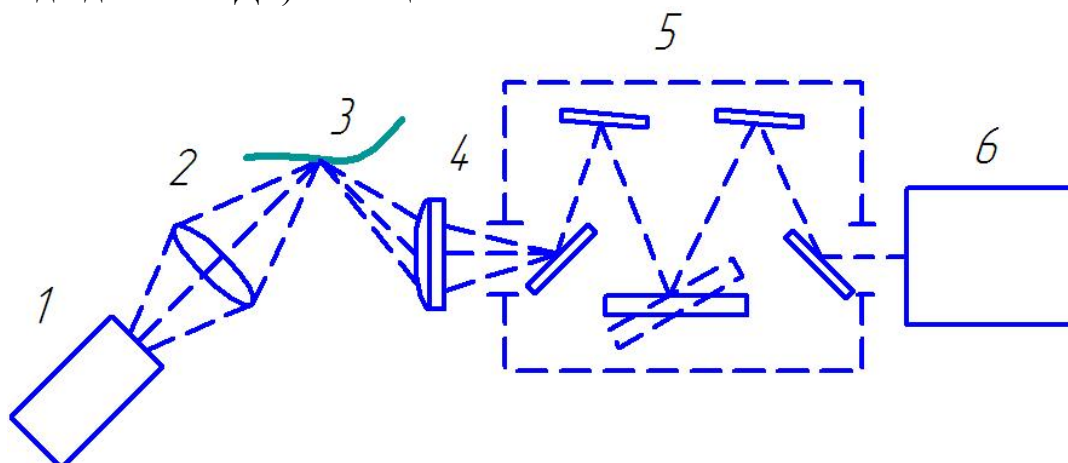


Рис. 1 Функціональна блок-схема спектрофотометричної установки

За допомогою даної установки можуть проводитись *in vivo* дослідження оптичних властивостей біологічних об'єктів, таких як: шкіра, кров, кісткова та м'язова тканини. Серед основних параметрів, що мають клінічну цінність установка дозволяє здійснити оцінку величин спектральної щільності відбитого біологічною тканиною потоку випромінювання, глибину проникнення некогерентного випромінювання в біологічні тканини, а також, при використанні відповідних методик теорії переносу випромінювання, і коефіцієнти розсіяння, поглинання та екстинції.

*Ключові слова:* спектрофотометрія, неінвазивність, монохроматор.

*Науковий керівник:* Безуглий М. О., к. т. н., старший викладач

УДК 615.471

Велигоцький Д.В., студент<sup>1</sup>; Єсьман С.С., гол. спец<sup>2</sup>, Мамілов С.О., к.ф.-м.н. с.н.с<sup>2</sup>.

<sup>1</sup>Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут»

<sup>2</sup>Інститут прикладних проблем фізики та біофізики НАН України

## РОЗРОБКА ДАТЧИКА ДЛЯ НЕІНВАЗИВНОГО ВИМІРЮВАННЯ КАРБОКСИГЕМОГЛОБІНУ В ПОТОКАХ КРОВІ

Найпоширенішою проблемою при отруєнні чадним газом (СО), є невірне та несвоєчасне діагностування рівня карбоксигемоглобіну (СОHb) в крові. Утворений під дією СО комплекс карбоксигемоглобіну нездатний приєднувати кисень (O<sub>2</sub>). Чадний газ володіє набагато більшою спорідненістю (приблизно в 250 разів) до гемоглобіну ніж O<sub>2</sub>, тому навіть не велика концентрація СО спричиняє порушення здатності гемоглобіну транспортувати кисень і розвиток гіпоксії.

З метою неінвазивного діагностування карбоксигемоглобіну було розроблено конструкцію датчика 5, для СО-оксиметра. Принцип дії датчика базується на спектрофотометричних вимірюваннях поглинання світла похідними гемоглобіну за умов модуляції сигналу пульсовою хвилею крові. Датчик розташовують на поверхні біооб'єкту з подальшим випромінюванням відповідними світлодіодами 1, 2 та 3 оптичним випромінюванням 6 трьох довжин хвиль (660нм, 940нм і 568нм) постійної потужності. Після проходження кровонаповненої тканини, сигнал приймається фотоприймачем 4 і оброблюється у підсилювачі, аналого-цифровому перетворювачі та реєструється на жорсткому диску комп'ютера (ПК), який задає параметри вимірювання та хід роботи датчика 5. Далі виконується машинна обробка даних вимірювань з метою отримання кінцевого результату – відносної концентрації карбоксигемоглобіну в крові.

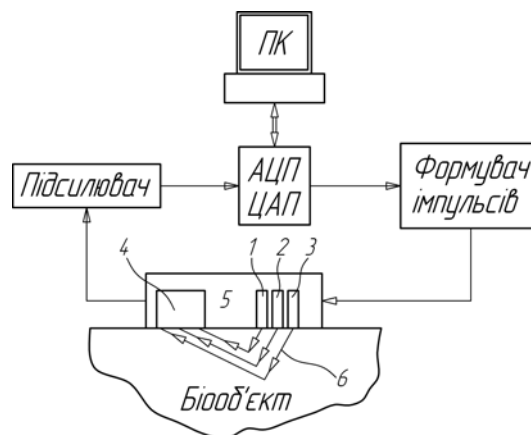


Рис. Структурна схема СО-оксиметра.

Науковий керівник: Стельмах Н. В., к. т. н., старший викладач

УДК 681.784

*Воронцова Ю. О., студент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **КЕРАТОМЕТР З ТОЧКОВОЮ СИСТЕМОЮ ОСВІТЛЕННЯ ОКА**

Проблеми правильної діагностики недоліків зору, вибору метода корекції та визначення параметрів корегуючих елементів є на даний час дуже актуальними. Від якості рішення даних проблем залежить якість сприйняття людиною інформації і, в цілому, якість життя.

Такі методи, як кератотопографія (відеокератометрія) дозволяють з високою точністю оперативно проводити об'єктивну оцінку параметрів переднього відділу ока. Кератотопографія дозволяє детально дослідити поверхню рогівки: уточнити вид, ступінь та вісь рогівкового астигматизму. Чим сильніше спотворена поверхня лінзи, тим менше отримане зображення. Зазвичай за допомогою цих приладів визначаються вертикальна і горизонтальна кривизна рогівки. Також ці прилади використовуються для проектування та підбору контактних лінз, що повинні в точності співпадати з поверхнею рогівки ока пацієнта.

Найбільш поширеним приладом для реєстрації випромінювання і зображення є прилад із зарядовим зв'язком (ПЗЗ). Спрощено прилад із зарядовим зв'язком можна розглядати як матрицю близько розташованих МДП-конденсаторів. З фізичної точки зору ПЗЗ цікаві тим, що електричний сигнал в них представлений не струмом або напругою, як в більшості інших твердотілих приладах, а зарядом. При відповідній послідовності тактових імпульсів напруги на електродах МДП-конденсаторів зарядові пакети можна переносити між сусідніми елементами приладу. Тому такі прилади і названі приладами з перенесенням заряду або із зарядовим зв'язком В результаті в поверхні утворюється збіднений шар, товщина якого складає долі або одиниці мікрометра. Неосновні носії (електрони), що генеруються в збідненому шарі під дією яких-небудь процесів (наприклад, теплових) або що попали туди з нейтральних областей напівпровідника під дією дифузії, переміщатимуться (під дією поля) до кордону розділу напівпровідник-діелектрик і локалізуватися у вузькому інверсному шарі. Таким чином, в поверхні виникає потенційна яма для електронів, в яку вони скачуються із збідненого шару під дією поля. Всі точкові джерела розміщені на поверхні з осью симетрії, форма якої забезпечує найменшу кривизну зображення в площині чутливої площадки відеокамери.

*Ключові слова:* точковий топографер, оптика.

*Науковий керівник:* Тимчик Г. С., д. т. н., професор

УДК 681.784

*Воронцова Ю. О., студент*  
*Національний технічний університет України*  
*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

**ПРИЙМАЧ ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ ПРИЛАДІВ ІЗ  
ЗАРЯДОВИМ ЗВ'ЯЗКОМ**

Найбільш поширеним приладом для реєстрації випромінювання і зображення є прилад із зарядовим зв'язком (ПЗЗ). Спрощено прилад із зарядовим зв'язком можна розглядати як матрицю близько розташованих конденсаторів. З фізичної точки зору ПЗЗ цікаві тим, що електричний сигнал в них представлений не струмом або напругою, як в більшості інших твердотілих приладах, а зарядом. При відповідній послідовності тактових імпульсів напруги на електродах конденсаторів зарядові пакети можна переносити між сусідніми елементами приладу.

Тому такі прилади і названі приладами з перенесенням заряду або із зарядовим зв'язком. Типовий пристрій ПЗЗ: на напівпровідниковій поверхні знаходиться тонкий шар діелектрика (зазвичай оксиду), на якому розташовуються смужки провідних електродів (з металу або полікристалічного кремнію). Ці електроди утворюють лінійну або матричну регулярну систему, причому відстані між електродами настільки малі, що істотними є ефекти взаємного впливу сусідніх електродів

Принцип роботи ПЗЗ заснований на виникненні, зберіганні і направленій передачі зарядових пакетів в потенційних ямах, що утворюються в приповерхневому шарі напівпровідника при додатку до електродів зовнішньої електричної напруги. Якщо до якого-небудь електроду прикласти позитивну напругу, то в структурі виникає електричне поле, під дією якого основні носії (дірки) дуже швидко вирушають від поверхні напівпровідника. В результаті в поверхні утворюється збіднений шар, товщина якого складає долі або одиниці мікрометра.

Одним з небажаних побічних ефектів перенесення заряду на ПЗЗ-матриці, який може заважати спостереженням, є яскраві вертикальні смуги (стовпи) на місці яскравих зон зображення невеликої площі. Також до можливих небажаних ефектів ПЗЗ-матриць можна віднести: високий темновий шум, наявність "сліпих" або "гарячих" пікселів, нерівномірність чутливості по полю матриці.

*Ключові слова:* приймач випромінювання, зарядовий зв'язок.

*Науковий керівник:* Тимчик Г. С., д. т. н., професор



УДК 543.544.5.068

*Гергель Л. Г., студентка*

*Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

## **ЛАБОРАТОРНЫЙ ХРОМАТОГРАФИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС**

Хроматограф – это прибор, который используется для динамического сорбционного метода разделения и анализа смесей веществ, а также для изучения физико-химических свойств веществ. В состав хроматографа входят: система для ввода исследуемой смеси веществ (пробы), хроматографическая колонка, детектирующее устройство (детектор), системы регистрации и термостатирования.

Различают газовые и жидкостные хроматографы по типу используемой подвижной фазы (элюента). В газовых хроматографах элюентом (газом-носителем) выступает газ (как правило, инертный, в основном используются водород, гелий, азот и аргон), в жидкостной хроматографии носителем является жидкость (как правило, органические растворители, вода и водные растворы используются в особых видах хроматографии).

В настоящее время использование новейших технологий позволило объединить газовую хроматографию (ГХ) и высокоэффективную жидкостную хроматографию (ВЭЖХ) в один прибор.

Основная задача, которую необходимо преодолеть для связи ВЭЖХ с ГХ – это избирательность элиминации ВЭЖХ растворителя из интересующего анализа, который не может войти в ГХ колонку. Преимущества комбинированной системы «ВЭЖХ и ГХ», в том, что она обеспечивает двойной индекс удержания, как из выбора фракции в ВЭЖХ, так и из высокой точности времени удержания ГХ. Этот двойной "замок времени удержания" позволяет повысить уровень идентификации разделяемых химических соединений. Система обеспечивает селективность, полученную от двойной системы колонок и их конкретных аналитических условий. А так же упрощенная подготовка проб – два этапа (ЖХ/ВЭЖХ фракционирование и захват), предшествующие введению в колонку ГХ, способствуют упрощению подготовки образца и приведению его к нужным параметрам.

Благодаря своим уникальным характеристикам и производительности система «ВЭЖХ и ГХ» дает химику-аналитику мощнейший инструмент для разработки инновационных методик, с комфортной эксплуатацией, для анализа самых сложных матриц, для достижения гораздо более низких пределов обнаружения, чем газовая и жидкостная хроматография по отдельности.

*Научный руководитель: Осадчий О.В., ассистент*

УДК 615.8-7

*Гордієнко С. В., студентка*

*Національний технічний університет України*

*“Київський політехнічний інститут”, м. Київ, Україна*

## **ЛЮМІНІСЦЕНТНА ДОЗИМЕТРІЯ СИНГЛЕТНОГО КИСНЮ (ЛДСК)**

Фотодинамічна терапія продовжує стрімко розвивається і знаходить нові клінічні критерії, надійна індивідуалізована дозиметрія гарантує досягнення ефективності лікування. Найбільш пряміша дозиметрія ФДТ досягається за допомогою моніторингу синглетного кисню ( $^1\text{O}_2$ ). Пряме вимірювання сингулетного кисню можна здійснювати за допомогою виявлення його фосфоресцентного випромінювання на довжині хвилі 1270 нм, даний метод відомий як люмінесцентна дозиметрія сингулетного кисню (ЛДСК). Виявлення даного сигналу представляє значні технічні труднощі дякуючи довгохвильовому випромінюванню і слабкому сигналу. Ярві і ін. розробили систему основу на фотоелектронному помножувачу здатному виявляти довгохвильові випромінювання сингулетного кисню. Випромінювання стимулюється імпульсним лазером на лікувальній довжині хвилі і часорозподільче вимірювання випромінюваного сигналу дозволяє визначити тривалість існування сингулетного кисню в системі яка досліджується. Додаткові труднощі виникають із-за тлумачення сигналу фосфоресцентного сингулетного кисню. Фосфоресцентне випромінювання виникає при переході кисню з його синглетного стану до основного стану. Тому це процес конкурує з реакцією сингулетного кисню з клітинними і позаклітинними субстратами. Це призводить до зростання фосфоресцентного випромінювання в умовах де субстрати для синглетного кисню не рясні. Щоб розрізнити клітинний сигнал, який відповідає ефекту ФДТ і позаклітинний сигнал, часорозподільчий сигнал може бути представленим як сума сигналів з різною тривалістю.

Також розглядаються технологічні розробки, які можуть потенційно покращити ЛДСК, разом з майбутніми сферами дослідження, також потенційні обмеження даного методу. В заключенні робиться огляд основних напрямків майбутнього вивчення ЛДСК: як інструмент для кількісних фотобіологічних досліджень, як контрольна точка для оцінювання інших технік дозиметрії ФДТ, як оптимальних способів оцінки нових фотосенсибілізаторів і методів передачі.

*Ключові слова:* ФДТ, лазер, синглетний кисень, випромінювання.

*Науковий керівник:* Максимчук І. В., к. т. н., доцент

УДК 616.12-07: 57.087.1

*Дуплавий І. В., магістрант*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ТЕХНОЛОГІЯ АНАЛІЗУ НИЗЬКОАМПЛІТУДНОГО ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛУ**

Сучасний розвиток комп'ютерних технологій та нових методів електрокардіографії дали можливість проводити аналіз електрокардіографічного сигналу на якісно новому рівні.

Однак, незважаючи на значні вдосконалення електрокардіографічних технологій, використання систем 1-го та 2-го поколінь електрокардіографів, які базуються на класичних методах аналізу та інтерпретації результатів на засадах лікарської логіки та методів стандартного аналізу електрокардіограм, не дає можливості детального вивчити природу та класифікувати низькоамплітудний кардіосигнал.

Клінічні завдання, які стоять перед кардіологами, обумовили розробку, дослідження та аналіз нових діагностичних можливостей при використанні комп'ютерних електрокардіографічних систем 3-го та 4-го поколінь. Ці системи базуються на нових методах збору та обробки низькоамплітудного електрокардіографічного сигналу, використовуючи спеціальні перетворення вимірних сигналів із застосуванням додаткових даних про фізичну структуру серця, що дозволяє отримувати більш якісну інформацію, яка недоступна при традиційному, візуальному аналізі електрокардіограми, зберігаючи при цьому неінвазивність методу.

В якості математичних методів для дослідження низькоамплітудних електрокардіосигналів запропоновано використання нейронних мереж та безперервного вейвлет-перетворення. Дані дослідження низькоамплітудного сигналу показали високу ефективність запропонованих методів при класифікації та знаходженні високочастотних змін складових динаміки, а також його візуалізації при виявленні патологій серця.

В подальшому використання запропонованих методів дослідження низькоамплітудного сигналу для задач класифікації та візуалізації, пропонується включити в існуюче програмне забезпечення електрокардіографів, де аналіз сигналу високої роздільної здатності не представлений взагалі, а таких приладів, як показує практика, в Україні - більшість. Таким чином, використання нових електрокардіографічних систем та математичних методів для аналізу низькоамплітудних складових електрокардіосигналу дозволить підвищити ефективність діагностики серцевих патологій.

*Науковий керівник: Вислоух С. П., к. т. н., доцент*

УДК: 615.847

*Журба Т. М., студентка*  
*Національний технічний університет України*  
*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*  
**УЛЬТРАВИСОКОЧАСТОТНА ТЕРАПІЯ**

Ультрависокочастотна (УВЧ) терапія – це найбільш поширений фізіотерапевтичний метод, у якому використовується вплив ультрависокочастотного електромагнітного поля на тканини організму хворого, який перебуває в міжелектродному просторі.

Апарат ультрависокочастотної терапії застосовується при гострих запальних процесах в шкірі і підшкірній клітковині, особливо гнійних запальних і травматичних захворюваннях суглобів, м'язів, кісток, остеомієліті, поліомієліті, невралгії, пораненнях, бронхіальній астмі. Його важливою перевагою є можливість проводити процедури із зазорами між електродом і поверхнею тіла.

УВЧ терапія ґрунтується на впливі на певні ділянки тіла пацієнта змінним безперервним або імпульсним електричним полем ультрависокої частоти. До УВЧ відносять електромагнітні коливання в межах 30-300 МГц. При слабких дозах помічаються активізація каталізаторів ферментів, збільшення кількості альбумінів за рахунок зменшення кількості глобулінів, розширення судин, поліпшення живлення тканин. Цей спосіб електротерапії здійснює протизапальну, розсмоктуючу і болезаспокійливу дію, усуває травми спинного мозку і периферійних нервів, радикуліт, мієліт у періоди підгострого та хронічного перебігу, хворобу Рейно.

Поле УВЧ сприяє осадженню в області осередку ураження циркулюючої в крові лікарської речовини, підвищує його концентрацію в уражених тканинах і тим самим посилює його лікувальну дію. В сучасній медицині для лікування гострого запального захворювання шкіри та підшкірної клітковини найбільш ефективним є спільне лікування електричним полем УВЧ і пеніциліном. Це комбіноване лікування значно скорочує тривалість запального процесу та більш сприятливо впливає на такі загальні показники, як маса, температура тіла та кількість лейкоцитів. Таке поєднане лікування гострих гнійно-запальних захворювань дозволяє без шкоди для ефективності лікування знижувати дозу антибіотика і тим самим зменшувати викликані їм побічні дії. Серед фізіотерапевтичних методів, які застосовуються для лікування гострих гнійно-запальних захворювань перше місце займає поле УВЧ у поєднанні з лікарською речовиною, оскільки йому характерна швидкодія, ефективність і простота методики застосування.

*Ключові слова:* ультрависокочастотна терапія, електромагнітне поле.

*Науковий керівник : Мережаний Ю. Г., асистент*

УДК 615.837.3

*Кирилова А. В., студентка  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ПАРАМЕТРИ ВПЛИВУ УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛУ НА БІОЛОГІЧНІ ТКАНИНИ**

Процес дії ультразвукового (далі УЗ) сигналу на організм складний та багатогранний. Дослідження та отримання адекватних математичних моделей біофізичних процесів впливу та дії параметрів ультразвукових коливань на біологічну тканину є основою для розробки нової терапевтичної ультразвукової апаратури, підвищення ефективності її роботи і удосконалення сучасних методів та принципів проектування приладів даного класу.

Моделювання фізико-біологічних процесів впливу ультразвуку на біологічну мембрану і розробка кількісного методу оцінки якісних процесів під час процедури дасть змогу розробити адекватні фізичну і математичну моделі, щоб дослідити і відслідковувати в реальному часі перебіг фізичних процесів процедури УЗТ та можливість корегувати параметри УЗ сигналу для отримання нормованої та запланованої дози ультразвуку.

Комплексний параметр впливу УЗ - це залежна величина від основних параметрів УЗ сигналу під час терапевтичної процедури - частота, інтенсивність, час:  $K = F(f, \langle I \rangle, t)$ .

Використовуючи зміну мембранної проникності, як біологічний показник ефективності дії ультразвуку, та отриману функціональну залежність основних параметрів ультразвукового озвучування, комплексний параметр впливу  $K$ , можливо змоделювати запланований результат, що дасть змогу розробити математичну модель, що відслідковуватиме в реальному часі перебіг процедури УЗТ та корегуватиме параметри УЗ сигналу для отримання максимально запланованої дози ультразвуку.

В подальших роботах будуть розглянуті та дослідженні особливості впливу ультразвукового сигналу на біологічну тканину при використанні комплексного параметра впливу  $K$  як корегуючої функції основних параметрів ультразвуку.

*Ключові слова:* ультразвук, мембрана.

*Науковий керівник:* Терещенко М. Ф., к. т. н., доцент

УДК 615.837.3

*Кирилова А. В., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

### **МАТЕМАТИЧНА МОДЕЛЬ «УЛЬТРАЗВУК-БІОТКАНИНА»**

Головним завданням сучасного медичного приладобудування ультразвукових (УЗ) апаратів являється аналіз результатів численних експериментальних досліджень і практичного використання ультразвуку в медицині з позиції сучасної біофізичної акустики, а також оптимізація відомих апаратних реалізацій ультразвукового терапевтичного обладнання на основі отриманих результатів.

Оцінки ефективності дії ультразвуку на біологічну тканину займає центральне місце при вирішенні поставлених завдань, оскільки дає можливість контролювати і оцінювати процес взаємодії ультразвуку з біологічними структурами в реальному часі.

Для опису математичної моделі взаємодії УЗ з клітиною розглянуто особливості зміни товщини мембрани і температури. Врахувавши їх, отримано аналітичну математичну модель реакції клітини на УЗ озвучування для бінарного електроліту у вигляді системи рівнянь:

$$\left\{ \begin{array}{l} -\langle C \rangle \cdot \frac{R \cdot T}{F} \cdot \frac{u_K - u_{Na}}{u_K + u_{Na}} \ln \left( 1 - \exp \left[ \frac{l \cdot t}{-\tau} \right] \right) = \left[ \frac{(g_{Na} \cdot \bar{m}^3(E) \cdot \bar{h}(E) + d) \cdot (E - E_{Na})}{+(g_{K1}(E) + g_{K2} \cdot n^4) \cdot (E - E_K)} \right] - I_{ex} \\ \dot{n} = \frac{\bar{n}(E) - n}{\tau_n(E)} \\ -\ln \frac{C(t)}{C_1} = \Omega(t) = \int_0^t \left\{ A \cdot \exp \left( \frac{-E_a}{R \cdot T(\tau)} \right) \right\} d\tau \end{array} \right.$$

На основі отриманої моделі експериментально можливо визначити залежність температури та товщини мембрани:

$$\mu = F(T(\tau), l(\tau)),$$

що дасть можливість розробити адаптивні системи контролю для УЗ терапевтичних апаратів, що регулюватимуть заплановану дозу випромінювання в кожний момент процедури.

*Ключові слова:* ультразвук, мембрана.

*Науковий керівник:* Терещенко М. Ф., к. т. н., доцент

УДК 615.847.8

*Ковтун А. В., магістрант, Усачов П. А., к. т. н., доцент  
Национальный технический университет Украины  
“Киевский политехнический институт”, г. Киев, Украина.*

## **МАГНИТО-ИНФРАКРАСНАЯ ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ В СПОРТИВНОЙ ПРАКТИКЕ**

Спортивная деятельность сопровождается мобилизацией энергетических ресурсов организма спортсмена. В процессе адаптации к физическим нагрузкам уровень активности физиологических систем организма нередко достигает пороговых значений. В связи с этим следует рассматривать возникновение предпатологических состояний и заболеваний, что увеличивает вероятность травматизма. Лазерное излучение занимает особое место среди медицинских средств, для восстановления работоспособности.

Одномоментное внезапное воздействие на организм внешнего фактора вызывает в тканях и органах анатомические или функциональные нарушения. Подавляющее большинство спортивных повреждений - это легкие повреждения, которые требуют правильной первой помощи и в дальнейшем тщательного амбулаторного или стационарного лечения.

Многочисленные исследования, показали, что эффективность низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) в хирургии и травматологии близка к 100%.

В травматологии НИЛИ используется как средство профилактики осложнений травм и операций. Аппараты типа «МИЛТА-Ф» могут использоваться как в острых, так и для лечения последствий травм, у нетранспортабельных больных. Отличительными особенностями аппаратов являются наличие трех факторов: импульсного лазерного и непрерывного светодиодного излучений инфракрасного диапазона длин волн в сочетании с постоянным магнитным полем, а также наличие встроенного биофотометра, позволяющего уточнять индивидуальную дозу облучения и контролировать эффективность проведения лазерной терапии. Сочетанное воздействие указанных трех факторов ускоряет реабилитационный процесс в поврежденных мышцах в 1,5-2 раза. Положительный эффект достигает 90%.

Курсовое проведение лазерной терапии нормализует общий тонус организма, функции центральной нервной системы, снимает болевой синдром. Это обусловлено параметрами светового потока и биофизикой взаимодействия его с биологическими тканями.

*Ключевые слова:* НИЛИ, «МИЛТА-Ф», организм, повреждения.

УДК 616-073.755

*Комбегова К. В., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **АКТУАЛЬНІСТЬ МЕТОДУ ФЛЮОРОГРАФІЇ З ЦИФРОВОЮ ОБРОБКОЮ ЗОБРАЖЕННЯ**

Цифрова флюорографія являється величезним кроком вперед в порівнянні з класичною плівковою методикою і є логічним наслідком подальшого вдосконалення всіх переваг класичної флюорографії перед іншими методами рентгенодіагностики.

У цифровому флюорографі, на відміну від екранно-плівкової техніки (як з підсилювачем рентгенівського зображення, так і без нього), енергія рентгенівських фотонів, що пройшли через об'єкт дослідження сприймається системою для оцифровки зображення. Сьогодні найчастіше використовуються дві методики отримання цифрової флюорограми, тісно пов'язані з різними способами детектування випромінювання:

- методика пошарового сканування зображення пацієнта лінійним рентгенівським детектором. Для отримання знімка легенів детектор переміщається уздовж грудної клітки одночасно з віялоподібним рентгенівським пучком;
- методика фокусування оптичного сигналу з флюоресцентного екрану на спеціальну матрицю - датчик (ПЗС). ПЗС-матриця - це аналоговий пристрій: електричний струм виникає в кожній чутливій точці в прямому співвідношенні з інтенсивністю падаючого світла. Чим вище щільність пікселів (чутливих точок) в ПЗС-матриці, тим більше високою буде роздільна здатність зображення.

У кожної методики є свої особливості, але в цілому, скануючі системи поки забезпечують декілька меншу дозу опромінювання пацієнта, чим системи з ПЗС - матрицею. Основними перевагами цифрових флюорографів є:

- висока інформативність зображення;
- мінімальна доза при обстеженні;
- зручність архівації і зчитування даних;
- відсутність рентгенівської плівки, хімікатів та інших витратних матеріалів;
- низька вартість одного обстеження

*Ключові слова:* цифрова флюорографія, пошарове сканування, фокусування оптичного сигналу.

*Науковий керівник: Держук В. А., к. т. н., доцент*



УДК 535.3

Кондратюк О. С., студент

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

**МЕТОДИ ІЧ-СПЕКТРОСКОПІЇ ДЛЯ БІОМЕДИЧНОЇ  
ДІАГНОСТИКИ**

Серед різних аналітичних методів вивчення хімічного складу речовини оптичний спектральний аналіз є одним з методів, який найбільш швидко розвивається і застосовується на практиці для аналізу біологічних речовин. Коло питань, які вирішуються методами спектрального аналізу, досить широке і охоплює багато галузей науки, в тому числі і медицину. Перспективність використання спектрального аналізу настільки очевидна, що викликає нагальну необхідність систематизація методів оптичних вимірювань в дослідках хімічного, біологічного та біофізичного профілю.

Особливе місце в медицині отримала ІЧ-спектроскопія, що пояснюється відносною простотою реалізації та незначною вартістю пристосувань. Крім того світло ІЧ діапазону при невисокій щільності потоку випромінювання є безпечним для організму при проведенні експериментів в умовах *in vivo* та *in situ*. Світло цього діапазону довжин хвиль добре проникає в біологічну тканину і взаємодіючи з різними структурними і динамічними компонентами тканин, несе інформацію про зміни, що відбуваються в тканинах при різних захворюваннях. Тому виникає необхідність класифікації методів спектрального аналізу БО в ІЧ діапазоні, що і є об'єктом досліджень даної роботи.

Розроблена класифікація поділяє ІЧ-спектроскопію для дослідження біологічних об'єктів за чотирма основними ознаками: діапазоном роботи, технологією виконання досліджень, характером отриманих результатів та способом реєстрації спектрів.

Найбільша увага в представленій класифікації приділена технології виконання досліджень, так як інші ознаки більш загальні. У технології проведення досліджень поділ здійснений на дослідження *in vivo*, *in vitro*, *ex vivo* та *in situ* – це основні методики проведення спектроскопічного аналізу біологічних структур.

З постійним науково технічним прогресом розвивається і медична апаратура в тому числі і діагностична. Постійно з'являються нові способи реалізації спектрального аналізу для діагностування найрізноманітніших захворювань. Тому їх класифікація та систематизація дозволить оптимізувати процес реалізації та вдосконалення технологій проведення ІЧ-спектроскопії, як інженерам-конструкторам так і лікарняному персоналу.

Науковий керівник: Безуглий М. О., к. т. н., старший викладач

УДК 535.421:621.373.8

Коцур Я. О., студент

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

## ЛАЗЕРО-ІНДУКОВАНІ ДИФРАКЦІЙНІ РЕШІТКИ ДЛЯ АНАЛІЗУ ШВИДКОСТІ ПОТОКУ ГАЗУ ПРИ ПРОВЕДЕННІ СПРОМЕТРИЧНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Швидкість газового потоку є однією з базових величин, які повинні вимірюватись при проведенні спірометричного аналізу. Ідентифікація отриманих даних дозволяє оцінити стан дихальної функції пацієнта та достовірно встановити діагноз. Лазеро-індуковані решітки (ЛІР) – дифракційні решітки, що генеруються за допомогою лазерного випромінювання в досліджуваному середовищі, як правило, газі, і представляють собою варіації густини даної речовини в місці, де перехрещуються два лазерних пучка.

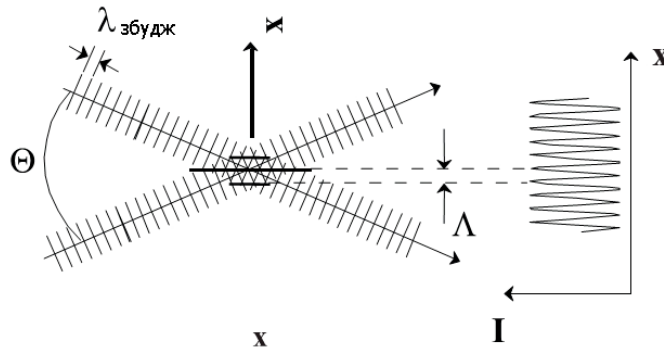


Рис. 1 Механізм утворення ЛІР:  $\lambda_{збудж}$  – довжина хвилі збуджуючого випромінювання;  $\Delta$  – період ЛІР

Проаналізовані механізми утворення ЛІР: електрострикція та термалізація. В основу електрострикційних решіток покладене явище виникнення електрострикційної сили, що діє на поляризовані молекули середовища в напрямку максимальної інтенсивності інтерференційної картини, в результаті в точках максимальної інтенсивності густина стає більшою, ніж в точках мінімальної інтенсивності. Термалізаційні решітки утворюються при умові, якщо частота збуджуючих пучків резонансна з атомними переходами середовища ( $E_2 - E_1 = h\nu$ ). Термалізація поглинутої лазерної енергії призводить до збільшення температури і, відповідно, до варіацій густини середовища.

Для зчитування утвореної ЛІР використовується третій (зондуючий) промінь, який направляють перпендикулярно утвореній решітці. Розміщена в потоці газу ЛІР призводить до зсуву частоти зондуючого променя, аналізуючи яку визначають швидкість потоку. Поряд зі швидкістю розроблені методики для визначення температури та концентрації двоскладових сумішей.

Науковий керівник: Безуглий М. О., к. т. н., старший викладач

УДК 616-71/-78

*Крюков О. О., студент  
Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт», м. Киев, Украина*

### **ВИЗУАЛИЗАЦИЯ В МЕДИЦИНЕ**

В течение многих лет основным средством хранения изображений в медицине была фотопленка. Появления компьютеров и цифровой обработки изображений произвело революцию в способах визуализации в медицине. Современная медицина не может существовать без систем формирования фотографического, рентгеновского, ультразвукового, радиоизотопного, телевизионного изображений. В большинстве случаев количество информации в изображении (информационная емкость) определяется произведением количества его дискретных элементов (пикселей) и числа амплитудных уровней каждого пикселя. Кроме компьютеров, контроллеров, специального программного обеспечения свойства изображения в медицине описываются математическими методами – пространственной передаточной функцией.

Качество изображения описывается и таким определением как разрешение. В этом случае изображение рассматривается как поверхность определенного размера, на которой задано пространственное разрешение, измеряемое числом линий на мм. При таком определении разрешения, объекты на изображении и промежутки между ними считаются эквивалентными по значению.

Пиксель можно определить как участок на поверхности изображения, размер которого по диагонали составляет половину полосы пропускания по горизонтальной оси, а размер вертикали имеет аналогичную величину. Обычно размер пикселя выбирают так, чтобы он был равен наименьшему размеру объектов, из которых состоит изображение. Это не означает, что объекты, которые имеют размеры меньше пикселя, не будут разрешены. Этим скорее задается размер объекта изображения, для которого сохраняется информация по амплитуде. При этом амплитуда малого объекта усредняется, и его изображение будет иметь менее четкий контраст.

*Ключевые слова:* визуализация в медицине, разрешение, пиксель.

*Научный руководитель: Паткевич О. И., к. а. ф. в. н., старший преподаватель*

УДК 543.429.2

*Кузьменко О. В., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ОПТИМІЗАЦІЯ МЕТОДІВ ОПТИЧНОЇ СПЕКТРОФОТОМЕТРІЇ ДЛЯ ДІАГНОСТИКИ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ**

Значна кількість сучасних клінічних діагностичних методів базується на дослідженні морфологічних, функціональних, генетичних та біохімічних показників. Особливе місце належить оптичним методам, зокрема спектрофотометрії, оскільки вона дає змогу отримати результати, що характеризують фізико-хімічний стан біологічних структур. Спектрофотометричні методи особливо доцільні при дослідженні крові, плазми, м'яких тканин, гормонів та інших біологічно-активних речовин.

Практичний інтерес до спектрофотометрії зростає в плані отримання більш точних результатів та розширення спектру досліджуваних об'єктів. Основною проблемою, що стоїть на шляху до створення нових методик діагностики є візуалізація та скорочення часу обробки даних, оскільки при дослідженні біологічних об'єктів часто виникає необхідність отримати дослідні показники при різних температурах та під впливом факторів різної природи.

У даній роботі здійснено аналіз методів оптимізації вимірювальних процесів, що проводяться за допомогою спектрофотометрії, на підставі програмної організації з використанням ЕОМ. Такий підхід дає змогу значно скоротити час отримання результатів, збільшити точність реєстрації показників, відобразити дані в графічному вигляді, а також оперативно застосовувати різні розрахункові методи для їх обробки. Передбачається можливість збереження та передачі даних, що є необхідним для обробки статистичної інформації, а також можливість розширення діапазону оптичних досліджень. Розглянуто можливість використання якісної аналітичної моделі взаємодії оптичного випромінювання з досліджуваним зразком за рахунок програмного моделювання фізичних, хімічних та фізіологічних процесів, що впливають на біологічний об'єкт. Окрема увага приділяється ідентифікації спектрів поглинання, оскільки вони накладаються один на одного. Задача оптимізації зводиться до проектування відповідного програмного забезпечення, що дозволяє використовувати базу даних та проводити розрахунки.

Запропонований метод оптимізації є найбільш альтернативним з економічної та технічної точки зору, забезпечує достатньо високу точність отримання та обробки результатів дослідження.

*Ключові слова:* оптимізація, спектрофотометрія, спектр.

*Науковий керівник:* Безуглий М. О., к. т. н., старший викладач

УДК 519.816

*Левандовська І. В., магістр*  
*Національний технічний університет України*  
*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*  
**СИСТЕМА ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ В**  
**РЕФРАКЦІЙНІЙ ХІРУРГІЇ**

Розробка нових методик сканування, проектування нових лазерних систем та формувачів профілю лазерного випромінювання обумовлює наявність проблеми вибору оптимальних параметрів лазерної системи при індивідуальному підході процесу проведення операції лазерної корекції зору. Для вирішення даної проблеми запропоновано використати систему підтримки прийняття рішень в рефракційній хірургії, що складається з наступних блоків.

Блок обробки вхідних даних призначений для представлення параметричного опису поверхні рогівки пацієнта на основі даних кератотопограми. Форма рогівки описується за допомогою поліноміальних функцій.

Далі розглядаються декілька можливостей проведення моделювання операції корекції – вибирається три або більше математичні моделі, що описують профіль лазерного випромінювання, тобто розподіл густини енергій в промені. На основі цих даних проводиться розрахунок величини оптимального кроку сканування шляхом використання оптимізаційних методів.

В наступному блоці системи виконується вибір алгоритмів сканування, що описують траєкторію переміщення лазерного випромінювання в процесі корекції. Далі, шляхом поітераційного зменшення товщини дефектного шару, проводить моделювання операції корекції форми рогівки.

Результати моделювання оцінюються відносно якості отриманої поверхні, точності форми, тривалості операції, температурному балансу, величини заступу за область сканування. На основі цих даних виконується вибір параметрів лазерної системи, при яких отримано найкращі результати корекції, за допомогою методу багатокритеріального вибору альтернатив з різними відношеннями переваги.

Таким чином, за допомогою розробленої системи підтримки прийняття рішень можливе покращення результатів проведення операції лазерної корекції зору шляхом вибору оптимальних параметрів лазерної системи при індивідуальному підході. Формування бази даних, що складається з параметрів, які описують форму рогівки, та оптимальних параметрів лазерної системи, може бути покладено в основу розробки нейронних мереж для вирішення поставленої задачі.

*Науковий керівник: Максимчук І. В., к. т. н., доцент*

УДК 617-089.844

*Левандовська І. В., магістр*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ОЦІНКА ЯКОСТІ РЕЗУЛЬТАТІВ ОПЕРАЦІЇ ЛАЗЕРНОЇ КОРЕКЦІЇ ЗОРУ**

Досягнення високого рівня точності проведення операції в рефракційній хірургії є однією з найбільш актуальних задач, що поставлена перед розробниками офтальмологічної апаратури. В наш час використовується багато алгоритмів сканування, запропоновано різні профілі лазерного випромінювання та ін. Проте, для визначення параметрів, при яких проведення корекції є найбільш ефективним, необхідно чітко сформулювати критерії оцінки адекватності та точності результатів корекції.

Одним з найважливіших критеріїв оцінки є гладкість поверхні, що утворена під дією лазерного випромінювання. Рівна поверхня рогівки сприяє нормалізації процесу епітелізації після операції та мінімізує імовірність розвитку фіброплазії. Якість, отриманої в результаті корекції, поверхні можна оцінити за допомогою наступних показників: *RMS* – середньоквадратичне відхилення точок поверхні відносно середньої висоти по всій області дослідження; *MAPE* – середнє абсолютне відхилення точок поверхні відносно середньої висоти, виражене у відсотках; *PV* – відстані між найвищою та найнижчою точками області дослідження; *Ra* – середнє відхилення точок поверхні відносно середньої висоти області дослідження.

Точність форми поверхні, яка отримана в результаті корекції, можна визначити за допомогою коефіцієнтів поліномів Церніке, що кількісно описують частку кожного виду аберацій в досліджуваній поверхні. Функція, що описує форму досліджуваної поверхні, представляється у вигляді нескінченного ряду, елементами якого є добуток поліномів Церніке та коефіцієнтів *c*. Значення перших двох коефіцієнтів відображають величину дисторсії в досліджуваній поверхні по двом перпендикулярним осям, третій – сферичність, четвертий та п'ятий коефіцієнт – астигматизм, шостий та сьомий – аберацію типу кома, решта коефіцієнтів відображають наявність аберації вищих порядків. Для загальної оцінки форми поверхні можна використовувати інтегрований показник – середнє абсолютне значення коефіцієнтів поліномів Церніке, виражене у відсотках.

Також важливими є обмеження по тривалості проведення операції.

Аналіз результатів моделювання корекції форми рогівки на основі вище розглянутих критеріїв оцінки дозволяє ще на доклінічному етапі визначити можливості лазерної системи при певних параметрах та перспективи її використання.

*Науковий керівник: Максимчук І. В., к. т. н., доцент*

УДК 615.849.19:002

*Мамедова Л. А., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ЗАСТОСУВАННЯ ЛАЗЕРІВ ДЛЯ ОПРОМІНЕННЯ КРОВІ**

На сьогоднішній день не існує жодної галузі в медицині, де б не використовувався лазер. Причина цього – висока ефективність застосування, можливість лікування таких хвороб, які іншими методами вилікувати неможливо або дуже важко та надто ризиковано для здоров'я людини.

В залежності від робочої речовини – джерела лазерного випромінювання – виділяють твердотільні, газові, напівпровідникові і рідинні лазери. Експериментальні і клінічні дослідження медиків показали високу ефективність застосування гелій-неонового лазера в терапії гіпертонічної хвороби серця. Виявлено хороший терапевтичний ефект внутрішньовенного лазерного опромінення крові з довжиною хвилі 0,63 мкм. Цей метод позитивно діє на гемореологію і мікроциркуляцію при підвищеному згортанні крові. Проте він має певні недоліки: ризик передачі інфекції при недостатній стерильності інструментів, ризик розвитку ускладнень, хворобливість процедури, неможливість точного визначення дози поглинутої енергії, необхідність мати спеціально обладнане приміщення, спеціальну підготовку медичного персоналу. Тому в останні роки все частіше використовують напівпровідникові лазери, так як вони мають ряд переваг, в порівнянні з газовими, таких, як неінвазивність при впливі на кров, простота управління, точність і контроль дозування впливу на організм, ефективність лікування, мініатюрність, універсальність, можливість поєднання з різними діагностичними і фізіотерапевтичними приладами. Для отримання одного і того ж ефекту потрібна значно менша кількість інфрачервоної лазерної енергії, ніж червоного випромінювання гелій-неонового лазера. В наш час, коли спостерігається несприятлива і небезпечна екологічна ситуація, цей аспект отримав особливо важливе значення.

Таким чином, можна зробити висновок, що лазеротерапія – один із найбільш ефективних методів лікування різноманітних захворювань. Лазер дає можливість отримати ті результати, які не дають жодні ліки і хірургічне втручання. А наявний більш ніж тридцяти річний досвід використання лазерних технологій в медицині України свідчить про те, що ми стоїмо сьогодні на порозі створення центрів, кабінетів, відділень, клінік лазерної медицини.

*Ключові слова:* лазеротерапія, лазерне опромінення.

*Науковий керівник: Безугла Н. В., асистент*

УДК 616.12-008.331.1

*Матвієнко С. М., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ОПТИМАЛЬНІ ПРИНЦИПИ ПОБУДОВИ АПАРАТІВ КВЧ-ТЕРАПІЇ**

Розглянуто структуру та загальні вимоги до апаратів КВЧ-терапії та встановлено, що розвиток апаратних засобів в цій галузі сприяє інформаційній важливості КВЧ-сигналів та побудови багатоканальних апаратів для профілактики та лікування захворювань.

Впродовж наших досліджень були встановлені специфічні особливості впливу електромагнітного випромінювання (ЕМВ) КВЧ-діапазону на біологічні об'єкти. Оскільки щільність потоку потужності ЕМВ не повинна перевищувати одиниць міліват на квадратний сантиметр, а динамічний діапазон сигналів, що застосовуються, може складати до 90 дБ, оскільки контрольована доступними технічними засобами нижня межа щільності потоку потужності складає  $1 \cdot 10^{-15}$  Вт/см<sup>2</sup>, це дало змогу сформулювати такі оптимальні вимоги до апаратів КВЧ-терапії:

1) Частота сигналів ЕМВ повинна відповідати одній з резонансних частот біологічної системи (БС).

2) Смуга частотної модуляції повинна дорівнювати або бути більше смуги біологічно-активної резонансної частоти.

3) Повинна бути передбачена можливість як частотної, так і амплітудної модуляції ЕМВ.

4) Опромінення повинно здійснюватися в невеликих (не більше  $\pm 100$  МГц) смугах частот в рамках передбачених фіксованих резонансних частот.

5) При проведенні терапевтичних сеансів повинна бути забезпечена можливість взаємодії ЕМВ на різні ділянки тіла пацієнта, зони Захар'їна-Геда, ділянки великих суглобів та біологічно-активні точки (БАТ).

6) При проектуванні апаратів повинна бути забезпечена багатоканальність апаратури, що дасть змогу здійснювати одночасний вплив на декілька ділянок БС або БАТ.

За даними наших досліджень можна стверджувати, що потрібно проектувати та впроваджувати принципово нові медичні технології з використання електромагнітних хвиль КВЧ-діапазону, інтегрувати їх у вже існуючі методики для профілактики та лікування, а також адаптувати їх для застосування в різних специфічних умовах.

*Ключові слова:* КВЧ-терапія, амплітудна модуляція ЕМВ, КВЧ-діапазон

*Науковий керівник: Терещенко М. Ф., к. т. н., доцент*



УДК 615.849.11

*Матвиенко С. Н., студент*

*Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

## **ПЕРСПЕКТИВНЫЕ НАПРАВЛЕНИЯ ПОВЫШЕНИЯ ЭФФЕКТИВНОСТИ ПРОЦЕДУР КВЧ-ТЕРАПИИ**

При проведении анализа перспективных направлений, связанных с повышением эффективности технологий лечения различных заболеваний посредством использования биоуправляемого миллиметрового воздействия, разработаны структуры модуля миллиметровой терапии, реализованного на принципах компьютерного управления и отличающегося гексагональным расположением генераторов в излучающей миллиметровой матрице.

При разработке аппаратных средств для КВЧ-терапии, следует выделить четыре основных направления:

Первое связано с использованием детерминированного спектра частот в аппаратах на лампе обратной волны и на базе твердотельных диодов в аппаратах КВЧ-терапии.

Второе направление основано на разработке устройств генерации шумоподобных сигналов в КВЧ-диапазоне на базе лавинообразных диодов.

Третье направление работ связано с попыткой дополнительной модуляции шумового сигнала ритмами, связанными с биологическими процессами человека.

Четвертое направление основывается на фундаментальных принципах хронобиологии, учитывающих иерархию управления и цикличность процессов метаболизма в организме человека.

В качестве примера был взят достаточно прогрессивный матричный способ реализации миллиметрового воздействия на основе трех лавинообразных диодов, который основан на хронобиологических принципах модуляции с использованием параметров биологической обратной связи.

Сформированы биоциклические модели коммутации КВЧ-генераторов в матрице, порождающие вращающееся электромагнитное поле КВЧ диапазона. Реализованы алгоритмы программного управления интенсивностью миллиметрового воздействия, основанные на избирательном использовании шести матричных излучателей электромагнитных полей КВЧ-диапазона посредством синхронизации их с параметрами биологической обратной связи и отличающиеся реализацией вращения электромагнитного поля.

*Ключевые слова:* КВЧ-диапазон, биоциклические модели

*Научный руководитель: Терещенко Н. Ф., к. т. н., доцент*

УДК 615.471.036:616

*Мних М. І., магістрант, Філіпова М. В., к. т. н., старший викладач  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ КОМП'ЮТЕРНИХ СПІРОМЕТРІВ**

Дослідження дихання є насущною проблемою різних медичних спеціальностей. Перш за все це пов'язано зі зростанням смертності від захворювань дихальних органів протягом ХХ століття аж, за прогнозами, до середини ХХІ століття.

Спірометрія є одним з перших і найважливіших методів оцінки функції зовнішнього дихання. Вона представляє собою достатньо простий і інформативний метод функціональної діагностики, який дозволяє визначити основні показники, які характеризують легеневі об'єми і ємності, вентиляцію легенів, стан бронхіальної прохідності, ефективність легеневого дихання або газообмін.

Проблема автоматизації спірометричних досліджень обумовлена потребами клінічної практики. З часів широкого розповсюдження методик дослідження форсованого дихання, підвищення інформативності і діагностичної цінності спірометрії, з'явилися фактори, які прискорюють процеси її автоматизації: необхідність проведення масових обстежень великих груп пацієнтів (скринінг, профілактичні обстеження, диспансеризація); необхідність отримання результатів обстежень в режимі реального часу; необхідність уникнути похибок при ручній обробці спірограм; нестача кваліфікованого медичного персоналу; суттєві часові і фінансові затрати на проведення спірометричного тесту.

Сучасні напрямки вдосконалення комп'ютерної спірометрії відбуваються завдяки тенденціям розвитку мікропроцесорної техніки. Підвищення обсягу пам'яті, швидкодії, ступеня інтеграції і мікромініатюризація пристроїв на тлі стрімкого зниження їх вартості визначають перспективу зближення конструктивних виконань обох варіантів комп'ютерних спірометрів (спряжених з ПК і автономних мікропроцесорних спірометрів), аж до повної уніфікації на базі «кишенькових ПК». В останні роки розроблена велика кількість моделей портативних спірометрів, що дозволяє проводити дослідження при будь-яких умовах з високою точністю та надійністю.

Отже, метод спірометрії може і має вдосконалюватись у подальшому, адже загальні тенденції розвитку мікропроцесорної техніки визначають перспективу повної уніфікації комп'ютерних спірометрів на базі «кишенькових ПК».

*Ключові слова:* спірометрія, комп'ютерний спірометр, функції зовнішнього дихання.

*Науковий керівник:* Філіпова М. В., к. т. н., старший викладач

УДК 531.7

*Мних М. І., магістрант, Філіпова М. В., к. т. н., старший викладач  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ДО ПИТАННЯ АВТОМАТИЗОВАНОГО АНАЛІЗУ ШУМІВ ПРИ ДИХАННІ**

У даний час прилади акустичного контролю достатньо широко використовуються в медицині. Поява електронних акустичних приладів розширює функціональні можливості акустичної діагностики, дозволяючи підвищити її якість, проводити діагностику одночасно декільком лікарям, зберігати сигнал і дані проведеного обстеження.

З точки зору теорії обробки сигналів, звуки дихання (ЗД) представляють собою складний нестационарний випадковий процес. В ході аускультативної лікарської діагностики лікар, свідомо або інтуїтивно, враховує велику кількість не тільки індивідуальних особливостей пацієнта, а й умов, в яких проводиться обстеження. Врахування всіх цих факторів і введення їх у пам'ять комп'ютера значно ускладнює алгоритм обробки сигналів і вимагає створення «еталонів» для всіх класів пацієнтів, що робить саму процедуру практично неможливою.

Для забезпечення ефективності таких алгоритмів, з урахуванням високої ступеня індивідуальних різниць ЗД пацієнтів, необхідно мати достатньо обширні апріорні знання про характер захворювання і характеристики системи реєстрації. Тому для вирішення проблеми класифікації «патологія-норма» запропоновано опис об'єкта розпізнавання набором дискретних ознак. Перехід у простір дискретних ознак дозволяє застосовувати методи візуалізації багатомірних даних і формувати інтегровані графічні інтерпретації результатів аускультативних досліджень, виконаних у різних точках корпусу пацієнта. У результаті було створено інформаційну модель паттерну дихального шуму, для вирішення задачі класифікації якого були вибрані ієрархічні алгоритми кластерного аналізу, які з урахуванням індивідуальних особливостей людини та випадкових факторів можуть суттєво змінити кількісні оцінки ЗД і зв'язаних з ними ознак та дозволяють зробити висновок про необхідність переходу від точних кількісних ознак до їх нечітких аналогів. Для цього запропоновано лінгвістичні змінні, на основі яких і формуються нечіткі висловлювання, які визначають характерні ознаки ЗД, що спостерігались при відсутності або наявності захворювань органів дихання.

Таким чином отримані на сьогоднішній день результати дозволяють впровадити в практичну діагностику просту і абсолютно нешкідливу для людини акустичну технологію діагностики захворювань легень.

*Ключові слова:* аускультативна діагностика, звуки дихання, обробка сигналів.

*Науковий керівник:* Філіпова М. В., к. т. н., старший викладач

УДК 617

*Надточій С. Ю., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **МЕТОДИ ЛІКУВАННЯ ХОРІОІДАЛЬНОЇ НЕОВАСКУЛЯРИЗАЦІЇ**

Одним з важливих напрямків лікування ока є локалізація та видалення чужорідних новоутворень в ньому. Такі захворювання представлені різними пухлинами та неоваскуляризаціями.

Найбільш проблематичним є лікування хоріоїдальних неоваскуляризацій (ХНВ). ХНВ — це процес утворення субретинальної неоваскулярної мембрани (СНМ) між фоторецепторами та мембраною Бруха. Оскільки новоутворення знаходяться за фоточутливим шаром ока, існує висока ймовірність його пошкодження та втрати зору.

В роботі розглянуто методи лікування даного захворювання:

1. Консервативний — метод заснований на препаратному блокуванні ендотеліального судинного фактору росту, тобто запобіганню утворенню нових судин в хоріоїдеї, а також збереженні вже існуючих.
2. Лазерний — метод лазерної коагуляції. Є зручним для застосування на відстані не менше ніж 300-500мкм від фовеоли.
3. Мікрохірургічний — метод хірургічного видалення СНМ.
4. Транспупілярна термотерапія — метод лазерного впливу ІЧ променями, що нагріває в опромінювану область і, як наслідок, викликає тромбоз судин СНМ.
5. Фотодинамічна терапія (ФДТ) — метод руйнування чужорідних клітин заснований на вибіркового поглинанні світла тканинами, що фотосенсибілізовані заздалегідь введеним барвником, при цьому відбувається некроз або апаптоз підсвічених ділянок.

На сьогодні ФДТ є найбезпечнішим методом лікування подібних захворювань завдяки винайденню нового барвника — вертепорфіну. Він активно поглинає світло довжиною хвилі 689нм, яке добре пропускається кров'ю, меланіном та фіброзною тканиною. Для освітлення пухлинних ділянок, зазвичай, використовують лазери на парах міді або золота.

За результатами досліджень, використання ФДТ в поєднанні з розробками лазерної техніки, та новими фотосенсибілізаторами, є важливим кроком в лікуванні захворювань ока. Однак, відсутність значного підвищення гостроти зору, нестабільність результатів та високий відсоток рецидивів говорить про те, що метод потребує подальшого вдосконалення.

*Ключові слова:* фотодинамічна терапія, хоріоїдальна неоваскуляризація, субретинальна неоваскулярна мембрана.

*Науковий керівник: Безугла Н. В., асистент*

УДК 617.735-007.281

*Наскалова С. А., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ОФТАЛЬМОКОАГУЛЯТОР АРГОНОВИЙ ЛАЗЕРНИЙ**

Одним з важких захворювань органів зору є відшаровування сітківки ока. Відшаровування відбувається в результаті розриву сітківки, при якому під неї потрапляє внутрішньо очна рідина і відокремлює її від судинної оболонки.

Для усунення даного дефекту використовують лазерні офтальмокоагулятори: діодні, аргонові, на парах міді та фото коагулятори. Дія лазера пов'язана з високою температурою, що викликає згортання або коагуляцію живих тканин, і відбувається спайка сітківки і судинної оболонки ока. Проаналізувавши вищесказані лазерні офтальмокоагулятори, можна зробити висновок, що аргоновий є більш ефективним.

Офтальмокоагулятор аргоновий лазерний дозволяє бінокулярне спостереження зі змінним збільшенням від 8 до 40 крат та прицільну коагуляцію лазерним синьо-зеленим або зеленим випромінюванням тканин і судин очного дна, переднього відділу ока хворого. У фокусі лазерного променя концентрується енергія, достатня для того, щоб швидко нагріти й випарувати біологічну тканину. Довжина хвилі відповідає зеленому спектру випромінювання, яке краще поглинається гемоглобіном крові та меланіном сітківки судинної оболонки ока, надаючи цілеспрямований лікувальний ефект.

Зміцнення сітківки за допомогою аргонного лазера дозволяє уникнути розкриття очного яблука й відбувається безконтактно, що виключає можливість інфікування. Завдяки особливостям лазерного лікування оперативне втручання проходить безкровно. Універсальність аргонного лазера, його висока точність дії, при чіткому візуальному контролі лазерного хірурга за лікуванням, забезпечує абсолютну безпеку для пацієнта.

Таким чином, використання лазерного впливу являється безпечним і мало травматичним способом оптимізації метаболічних процесів сітківки та зорового нерва.

*Ключові слова:* офтальмокоагулятор аргоновий лазерний, сітківка ока.

*Науковий керівник: Безугла Н. В., асистент*

УДК 681.784

*Новгородська О. І., студент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **МАТЕМАТИЧНЕ ЗАБЕЗБЕЧЕННЯ МЕТОДУ ПРОМЕНЕВОЇ ПРОСТОРОВО РОЗДІЛЬНОЇ РЕФРАКТОМЕТРІЇ**

Перспективний напрямок розвитку методів просторово роздільної рефрактометрії полягає в модифікації променевих методів, оскільки вони потенційно можуть забезпечити високе просторове розділення, достатній діапазон вимірювань рефракції, високу продуктивність тощо.

Головною метою є обґрунтування можливості технічної реалізації однопроменевого методу та розробка відповідного математичного апарату, який дозволяє визначити просторовий розподіл абераційних параметрів і рефракції ока по результатам вимірювань поперечних аберацій променя на сітківці.

Поставлена мета досягається експериментальною перевіркою можливості використання тонкого світлового пучка, діаметр якого набагато менше апертури зіниці, для визначення його поперечних аберацій на сітківці ока. Для проведення модифікації променевих методів повинна проводитись теоретична оцінка енергетичного рівня фотоелектричних сигналів з урахуванням подвійного проходження світла через середовища ока, медико-санітарні обмеження щодо допустимої дози світлового опромінення сітківки.

Для розробки і обґрунтування раціонального математичного алгоритму обчислення офтальмологічних параметрів та функцій оптичної системи ока, створюють відповідну комп'ютерну програму.

Отримані значення поперечної аберації променів в кожному вузлі координатної сітки використовуються для визначення рефрактометричних параметрів і характеристик ока.

Проведені експериментальні дослідження показують, що розподіл освітленості в світловій плямі може суттєво змінюватися в залежності від аберацій оптичної системи ока і апертури фотоприймального каналу.

Для зменшення впливу абераційних властивостей ока і розсіяння світла при оберненому ході променів потрібно використовувати центральну зону зіниці з якнайменшим діаметром.

*Ключові слова:* рефрактометрія, поперечна аберація, світлова пляма.

*Науковий керівник: Тимчик Г. С., д. т. н., професор*

УДК 681.784

*Новгородська О. І., студент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ФОТОЕЛЕКТРИЧНИЙ ВИМІРЮВАЧ АМЕТРОПІЇ ОКА**

Людське око довершений орган, але різноманітні фактори, такі як хвороби, старіння, травмування, істотно впливають на якість зображення, яке формує оптична система ока на сітківці. Тому, пошук точних, безпечних та результативних методик корекції вад зору є важливою проблемою у сучасній офтальмології. Безпосередньому виправленню аберацій чи то методами лазерної корекції, чи за допомогою корегуючих лінз, повинне передувати вимірювання абераційної рефракції ока. Ефективність подальшої корекції залежить від точності попередніх вимірювань параметрів ока.

Фотоелектричний вимірювач призначений для вимірювання первинних аберацій ока людини, таких як аметропія. Прилад дає змогу значно спростити і підвищити якість ряду операцій при вищевказаних діях. Саме тому він широко використовується в офтальмології для визначення вад зору людини.

Прилад належить до медичної офтальмологічної техніки, зокрема до рефрактометрів з просторовим розділенням. Рефрактометр з просторовим розділенням містить освітлювальну систему, яка формує вузький пучок променів і створює світлову мікропляму на сітківці ока, вимірювальну систему, яка містить об'єктив, що формує зображення освітленої ділянки сітківки ока, мікродіафрагму, розташовану у зоні вказаного зображення сітківки і пристрій реєстрації зображення зіниці вказаного ока, та світлоподільний елемент, який поєднує оптичні осі освітлювальної системи і вимірювальної системи. Мікродіафрагму зроблено рухомою вздовж оптичної осі вимірювальної системи. При плавному переміщенні цієї діафрагми у певному діапазоні добиваємось того, щоб зображення сітківки ока вздовж оптичної осі вимірювальної системи проходило саме через цю мікродіафрагму.

Даний рефрактометр дозволяє відносно просто одержувати об'єктивні дані про зір пацієнта. При цьому, установлюючи відповідне програмне забезпечення на персональному комп'ютері, з'єднаному з рефрактометром, з'являється можливість запису даних про стан аметропії та подальшому використанні для більш детального обстеження.

*Ключові слова:* аметропія, первинна аберація, фотоелектричний вимірювач.

*Науковий керівник: Тимчик Г. С., д. т. н., професор*

УДК 617.7-007.681-073.756.8.001.76

*Огієнко О. С., студент, Макарець Д. Л., студент  
Національний технічний університет України  
"Київський політехнічний інститут", м. Київ, Україна*

## **HRT-II ЯК НОВИЙ ЕТАП У ДІАГНОСТИЦІ ГЛАУКОМИ**

Одним з приладів для комплексної оцінки стану голівки зорового нерва, макулярної області і усієї центральної зони сітківки є ретиномотограф HRT-II (Heidelberg Engineering, Німеччина).

Головне клінічне призначення HRT - II - опис глаукоматозних порушень в голівці зорового нерва і відстежування розвитку глаукоми. Прилад дозволяє оцінити наступні стереометричні параметри: площа і об'єм диска зорового нерва, екскавації голівки зорового нерва, площа нейроретинального кільця, відношення між ними, середню і максимальну глибину екскавації голівки зорового нерва.

Пристрій складається з інжекційного лазерного діода з довжиною хвилі  $\lambda = 670$  нм, джерела струму для накачування лазерного діода, мікрооб'єктива, формуючого сфокусований зондуєчий лазерний пучок, двох мікро-діафрагм, одна з яких розташована в перетяжці зондуєчого лазерного пучка в площині предметів, а друга - у площині зображень, спряжена з першою мікродіафрагмою відносно напівпрозорого дзеркала для відбиття пучка із зондованої фокальної області сітківки, детектуєчого фотоприймача, оптичного двовимірного сканера, оптичної системи, яка пересуває фокальну пляму лазерного пучка по глибині сітківки ока. Також містить додатковий інжекційний інфрачервоний лазерний діод з довжиною хвилі  $\lambda = 810$  нм, лазерний пучок якого має одну вісь з випромінюванням основного лазерного діода, генератор пилоподібної напруги для модуляції струму інжекції в обох лазерних діодах з періодом меншим, ніж час індикації однієї просторової точки в скануючому ретинальному томографі і додатковий фотоприймач, селективно детектуєчий випромінювання на довжині хвилі  $\lambda = 810$  нм.

Опрацювавши літературу на дану тему можна сказати, що ретиномотограф HRT - II є одним з найбільш точних і чутливих приладів для оцінки стану голівки зорового нерва і центральної зони сітківки і може використовуватися як у науковій, так і в практичній роботі. Беручи до уваги інтенсивний розвиток оптичних і оптико-електронних приладів та систем, можна сказати, що удосконалення вузлів даного приладу не завершено і потребує нових технічних рішень.

*Ключові слова:* Heidelberg Engineering, глаукома, лазерний діод

*Науковий керівник: Маріц Н. О., старший викладач*



УДК 615.47:616-072.7

*Омельчук О. М., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ДОБОВЕ МОНІТОРУВАННЯ ЕКГ: ТЕПЕРІШНІЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ**

В 1961 році Холтер створив новий метод реєстрації ЕКГ. По теперішній час цей метод вдосконалюється. Перші реєстратори були важкі та незручні (до 40 кг). Зараз вони стали легкі за вагою та за використанням, розширилися їх функціональні можливості.

Технічне вдосконалення було спрямоване на покращення якості, запису, зводячи при цьому до мінімуму артефакти, пов'язані з фізичною активністю пацієнта і впливом різних побутових електромагнітних полів, що впливають на запис. З'явилась можливість одночасної реєстрації двох відділень, автоматичного аналізу, що проводиться частково в реєстраторі та частково в стаціонарному приладі, який відтворює запис, або повного аналізу безпосередньо в реєстраторі. Вдосконалення апаратури дало змогу збільшити число параметрів, які реєструються та аналізуються.

Виповнилося більше ніж 40 років з моменту впровадження методу в практику. Однак, не зважаючи на безперервне технічне вдосконалення апаратури всі ці роки, багато клінічних аспектів застосування методики не достатньо вирішені. Починаючи з показань нормативних границь добового ритму, коли багато змін, що інтерпретуються однозначно, як патологічні на стандартній ЕКГ спокою, є нормою для холтерівського моніторингу і закінчуючи оцінкою нових додаткових можливостей обробки тривалого запису ЕКГ (варіабельності ритму серця, аналізу пізніх потенціалів, динаміки інтервалу QT та ін.), які також мають значні відмінності при аналізі результатів холтерівського моніторингу та стандартної ЕКГ спокою.

*Ключові слова:* ЕКГ, реєстратор, холтерівський моніторинг.

*Науковий керівник: Осадчий О.В., асистент*

УДК 616.12-073.97

*Омельчук О. М., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **АРТЕФАКТИ У РЕЄСТРАЦІЇ ЕКГ: ВИНИКНЕННЯ ТА МЕТОДИ УСУНЕННЯ**

Крива ЕКГ є достовірним і/або спотвореним відображення біоелектричної активності серця. Не всі явища, які можуть спостерігатися на відтвореному холтерівському записі, є результатом біоелектричної активності серця; частина з них, що несе помилкову інформацію, називається артефактами. В широкому розумінні артефактами є:

- 1) зареєстровані сигнали, що не є відображенням біоелектричної активності серця;
- 2) паузи, обумовлені різним ступенем зникнення або деформації сигналів ЕКГ;
- 3) постійна деформація сигналів ЕКГ, що залежить від технічних параметрів апаратури.

Артефакти можуть з'являтися під час реєстрації і (або) відтворення запису холтерівського дослідження, їх присутність впливає на результати комп'ютерного аналізу цього дослідження.

Найчастішою причиною реєстрації артефактів є порушення або розриви контакту між електродом і кінцем дроту. Під час холтерівського дослідження рухова активність пацієнта призводить до того, що від'єднаний кінець дроту зазвичай балансує біля електроду і періодично торкається з його металічною частиною. Внаслідок цього відбувається реєстрація порушень, що мають складний характер. На електричні потенціали, що реєструються, накладається так звана мережева деформація.

Не зважаючи на міри, що приймають для попередження появи артефактів, у деяких випадках їх неможливо уникнути. Холтерівські системи зазвичай оснащені фільтрами, що виключають або зменшують вплив артефактів, які деформують криву ЕКГ.

Спеціалізоване програмне забезпечення дає змогу відрізнити артефакти від справжніх імпульсів і порушень ритму, що розпізнає аналізатор. Артефакти, що розпізнає комп'ютер, підраховуються, а їх кількість відмічається в кінцевому результаті. В холтерівських системах програмне забезпечення не завжди вірно розпізнають всі артефакти і частина артефактів приймаються за один із типів аритмій. Це вказує на обов'язковість контролю комп'ютерних даних лікарем.

*Ключові слова:* ЕКГ, артефакти, реєстратор, холтерівські системи.

*Науковий керівник: Осадчий О. В., асистент*

УДК 616.12-073.97

*Риженко О.В., магістрант*  
*Національний технічний університет України*  
*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

**АНАЛІЗ ВАРІАБЕЛЬНОСТІ СЕРЦЕВОГО РИТМУ ЗА  
ДОПОМОГОЮ МЕТОДУ ГРАФА**

Труднощі, з якими стикаються дослідники при інтерпретації показників спектрального аналізу варіабельності серцевого ритму (ВСР), призвели до значного зростання робіт, у яких центральне місце займають методи нелінійної динаміки для визначення ступеня хаотичності (невизначеності) серцевого ритму при різних функціональних станах. Найбільш відомим методом для виявлення хаотичної динаміки в поведінці складної системи є обчислення показника максимальної експоненти Ляпунова. Є два основні класи алгоритмів для його розрахунку. Перший, найбільш поширений у фізіологічних дослідженнях, це метод прямого оцінювання. Застосування його виправдано лише при аналізі вибірок великого обсягу, після попередньої фільтрації шуму і відсутності в системі явищ стохастичного вибуху. Другий клас базується на методі Якобіан (Jacobian method) і апробовано на імітаційних і біологічних даних. Він показав свою ефективність як на великих (2000), так і малих (380) вибірках. Істотним недоліком цього методу є його велика обчислювальна вартість за рахунок активного використання нейронних мереж.

Методичні та технічні труднощі при визначенні хаотичності в поведінці системи з допомогою максимальної експоненти Ляпунова показали необхідність у більш простому і наочному методі оцінки нелінійної динаміки роботи серця.

Застосування методу графа для аналізу моделей гармонійних коливань дозволяє зв'язати період гармонійних коливань з рангом компонент, що мають максимальну накопичену частоту ( $R_{max}$ ). Аналіз графів серцевого ритму при пробах на контрольоване дихання (0.1 Гц) підтверджують це припущення.

Застосування методу графа серцевого ритму для діагностики різних функціональних станів (психічну напругу, невротичні реакції, астенія) дозволяють отримати статистично значущі відмінності цих станів від норми на основі показників структури графа. За допомогою дискримінантного аналізу можуть бути виділені найбільш інформативні ознаки для диференційної діагностики зазначених функціональних станів.

*Науковий керівник: Філіпова М. В., к. т. н., старший викладач*

УДК 621.396

*Роженюк Р. В., студент*

*Национальный технический университет Украины  
«Киевский политехнический институт», г. Киев, Украина*

## **ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛАЗЕРНОЙ ТЕРАПИИ**

Лазерная терапия — постоянно развивающаяся область современной медицины. В основе биостимулирующего воздействия лазерной терапии на организм человека лежит влияние направленного светового потока (лазера) на живую ткань. Поглощая свет, ферменты активизируют в организме важнейшие биохимические процессы, и клетки обновляются, восстанавливают свою жизнедеятельность, включаются механизмы саморегуляции, естественные силы организма мобилизуются.

Под воздействием лазерной терапии расширяются капилляры, улучшается микроциркуляция крови, питание тканей, а все это вместе приводит к тому, что ускоряются процессы заживления в пораженных местах. Лазерная терапия благотворно влияет на иммунитет, уменьшает вязкость крови, усиливает лимфоотток, снижает холестерин, обезболивает, обладает антимикробным, антивирусным и противоаллергенным эффектом.

Спектр показаний для лазеротерапии чрезвычайно широк: от патологии кожи и подкожно-жировой клетчатки до воспалительных заболеваний дыхательной и мочеполовой систем, а также многие болезни нервной, эндокринной и сердечно-сосудистой систем. Одно из свойств лазера — повышение чувствительности организма к медикаментозному лечению. Благодаря этому лазеротерапия помогает сократить время лечения, предотвратить переход острого процесса в хронический, а главное, добиться положительного эффекта минимальными дозами лекарств.

Для повышения эффективности лазерной терапии предложены новые принципы построения аппарата с временным и температурным контролем во время терапевтической процедуры путем биологической обратной связи.

Такое воздействия стимулируют обменные процессы, питание органов и тканей, снижают вероятность наступления ранних возрастных изменений, обеспечивает минимальную дозировку и эффективность воздействия во время терапевтической процедуры.

*Ключевые слова:* принципы построения, аппараты лазерной терапии, биологическая обратная связь.

*Научный руководитель: Терещенко Н. Ф., к. т. н., доцент*

УДК 616.314.17

*Роженюк Р. В., студент*

*Национальный технический университет Украины*

*«Киевський политехнічний інститут», г. Киев, Україна*

## **АППАРАТ ФИЗИОТЕРАПЕВТИЧЕСКИЙ ЛАЗЕРНЫЙ АФЛ-2**

На сегодняшний день накоплен довольно обширный клинический опыт применения лазерной терапии в лечении кожных заболеваний (трофических язвенных поражений кожи, герпеса, псориазического артрита, гнойничковых заболеваний кожи, угревой болезни) и в стоматологии (воспалительных заболеваний полости рта, кариеса, пульпита, пародонтита).

Аппарат физиотерапевтический лазерный АФЛ-2 предназначен для применения в медицинских лечебно-профилактических и научно-исследовательских учреждениях. Он состоит из газового лазера ЛГН-III, в состав которого входит излучатель и источник питания газовых лазеров, блока управления, стойки, столика и светодиода. Аппарат может работать в двух режимах: ручном (непрерывном) и в режиме автоматической выдержкой времени облучения. Диапазон времени лазерного облучения с автоматической выдержкой от 1 до 999 секунд.

В каждом из режимов работы аппарата лазерное излучение может быть непрерывное и модулированное. Блок управления аппарата предназначен для установки режима работы, дозировки времени облучения, индикации уровня мощности лазерного излучения, выбора и индикации частоты модуляции. Стойка предназначена для фиксации световода над облучаемым объектом. Столик предназначен для установки на нем световодного инструмента в процессе подготовки и эксплуатации аппарата.

Нами были проведены работы по оптимизации режимов функционирования, путем расширения динамического и временного диапазонов с обеспечением стабильного терапевтического воздействия.

В результате проведения процедур наблюдается значительное улучшение общего состояния пациента, нормализация температуры тела, снижение болевого симптома, уменьшение отека слизистой оболочки и размеров очагов поражения, улучшение микроциркуляции и трофики в затронутых заболеванием участках слизистой оболочки полости рта. После окончания курса лечения (7 сеансов) выявляется отсутствие явлений венозного застоя, нормализация кровотока, отсутствие болевого симптома, хорошее самочувствие.

*Ключевые слова:* лазерная терапия, автоматизация и оптимизация режимов работы.

*Научный руководитель: Терещенко Н. Ф., к. т. н., доцент*

УДК 621.396

*Ракітіна А.О., студент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ВПЛИВ І ОЦІНКА РІВНЯ ІНТЕНСИВНОСТІ УЛЬТРАЗВУКОВОЇ ЧАСТОТИ**

Методи електротерапії, які використовуються в медичній практиці, використовують широкий діапазон частот, від постійного струму до надто високих частот. Існують різні підходи до класифікації електротерапевтичної апаратури, наприклад, за типом струму, що використовується, по фізичним факторам, за допомогою яких здійснюється дія на організм, за ефектом дії.

Одним з найбільш поширених методів електролікування є дія на тканини організму струмами ультрависокої частоти (25-50МГц). У апаратах, що реалізують методи УВЧ-терапії, електричне поле створюється за допомогою двох конденсаторних електродів, сполучених дротами з генератором УВЧ-коливань. Частина тіла, що піддається дії, поміщається між електродами. При внутрішньопорожнинних діях один з електродів вводиться у відповідну порожнину організму, а другий розташовується біля поверхні тіла.

На частотах, що використовуються в УВЧ-апаратах зменшується нагрів поверхневих шарів тканин, які мають меншу провідність, ніж глибоко розташовані. Аналогічно високочастотний струм проходить через шар жирової тканини, що оточує окремі органи, а так само через кісткову тканину в кістковий мозок. Тобто, забезпечується можливість виборчого прогрівання внутрішніх тканин і органів.

УВЧ-терапія широко використовується в клініках терапевтичного, неврологічного, хірургічного, психіатричного, акушерсько-гінекологічного профілю, а також у педіатрії. Ця терапія надає протизапальну дію за рахунок поліпшення кровообігу, дегідратації тканин і зменшення ексудації, активує функції сполучної тканини, надає антиспастичну дію на гладку мускулатуру шлунку, кишечника, жовчного міхура, прискорює регенерацію нервової тканини, підсилює провідність імпульсів по нервовому волокну, знижує чутливість кінцевих нервових рецепторів, тобто сприяє обезболенню.

Розвиток УВЧ-терапії дає можливість покращення та вдосконалення апаратури для лікування різних гострих та запальних процесів внутрішніх органів, опорно-рухового апарату, вуха, горла, носу, периферичної нервової системи, жіночої статевий системи.

*Ключові слова:* ультразвук, частота, УВЧ-терапія.

*Науковий керівник: Держук В. А., к. т. н., доцент*

УДК 621.396

*Ракітіна А.О., студент**Національний технічний університет України**«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна***АПАРАТ ДЛЯ УЛЬТРАВИСОКОЧАСТОТНОЇ ТЕРАПІЇ (УВЧ)**

Медична техніка для лікування широко використовується в медичній практиці. Компанії, які роблять медичну техніку, розробляють все нові й нові пристрої, і на сьогоднішній день багато медичної техніки містить у собі величезну кількість різних приладів. УВЧ-апаратура одна із найбільш поширених.

Апарат для УВЧ – терапії, призначений для прогрівання тканин тіла пацієнта полем УВЧ, він представляє собою генератор з симетричним виходом, до якого підключається навантаження, яке складається з системи: заходи дії (електроди, індуктор) – пацієнт, утворюючи так званий «контур пацієнта». Оптимальний режим роботи генератора здійснюється при роботі генератора на визначений активний опір, який називається еквівалентним опором генератора.

Апарат забезпечує точне дозування потужності УВЧ – випромінювання і підтримку її на заданому рівні з високим коефіцієнтом корисної дії при проведенні процедури УВЧ – терапії за рахунок використання УВЧ – генератора ключового типу, вихід якого через вихідний контур підключений до контуру пацієнта. При цьому стабілізація вихідної потужності апарату здійснюється шляхом стабілізації потужності, використаної генератором УВЧ.

Апарат для УВЧ-терапії має такі технічні характеристики: дві ступені вихідної потужності ( $30 \pm 9$ ) Вт, ( $15 \pm 4,5$ ) Вт; частота високочастотних коливань складає  $27 \text{ МГц} \pm 0,6\%$ ; апарат працює від мережі змінного струму з частотою ( $50 \pm 0,5$ ) Гц з номінальною напругою 220 В при допустимих відхиленнях напруги мережі від +5 до -10%; встановлення робочого режиму – не більше 3 хвилин; допускається робота на ступені потужності 30 Вт в повторному часовому режимі на протязі 6 годин з циклічністю 10 хвилин роботи і 5 хвилин перерва; габаритні розміри (без тримачів електродів): 350 x 275 x 210 мм; маса апарату складає 12,5 кг.

Апарат для УВЧ-терапії може бути застосований при гострих запальних процесах у шкірі й підшкірній клітковині, особливо гнійних запальних і травматичних захворюваннях суглобів, м'язів, костей, гострому мієліті, поліомієліті, невралгії, пораненнях, бронхіальній астмі, судинних захворюваннях кінцівок, гострій ангіні й ін.

*Ключові слова:* апарат для ультрависокочастотної терапії, технічні характеристики апарату.

*Науковий керівник: Держук В. А., к. т. н., доцент*

УДК 615.472

*Рудик В. Ю., магистрант*

*Национальный технический университет Украины*

*“Киевский политехнический институт”, г. Киев, Украина*

## **ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МАГНИТОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО АППАРАТА**

Для значительного увеличения динамического и частотного диапазона нами в разработанном перспективном, многофункциональном магнитотерапевтическом аппарате "МИТ-11М" (Патент на корисну модель Україна 43204 МПК. G 01 R 33 / 02. Пристрій для відтворення періодичного імпульсного магнітного поля / Терещенко М.Ф., Рудик В.Ю. Опубл. 10.08.2009.) введены автоматизированные блоки управления, синхронизации и широкополосного нормируемого усиления. Предложенный магнитотерапевтический аппарат работает на принципе суперпозиции полей в рабочей части индуктора, который широко используется в медицинской практике. Индуктор - основной элемент магнитотерапевтического аппарата, создающий магнитное поле треугольной и трапецеидальной формы с погрешностью не больше 2,5%. Электродвижущая сила на выходе индукционного датчика пропорциональна скорости изменения магнитного поля, пересекающего витки катушки, и определяется по формуле  $E = -d / dt(\mu W S B \sin \alpha)$ , где  $\mu$  - эффективная магнитная проницаемость,  $S$  - площадь витка катушки,  $W$  - число витков катушки,  $B$  - индукция влияющего магнитного поля,  $\alpha$  — угол между вектором магнитной индукции и плоскостью витка катушки. Электродвижущая сила является функцией изменения любого из параметров -  $\mu$ ,  $W$ ,  $S$ ,  $B$ ,  $\alpha$  во времени. Если параметры постоянны, кроме  $B$ , то метод превращения называется пассивным. В этом случае магнитная индукция определяется по формуле  $B = -E / W S \mu \sin \alpha$ . В работе рассчитано теоретическое значение магнитной индукции индуктора для  $E=10$  Дж,  $W=104$ ,  $\mu=0,9$ ,  $\alpha=35^\circ$ ,  $S=0,054$  м<sup>2</sup>:  $B = -10 / (104 \cdot 0,054 \cdot \sin(35^\circ) \cdot 0,9) = 10$  (мТл).

Эффективность применения предложенного магнитотерапевтического аппарата "МИТ-11М" подтверждается совпадением теоретического значения магнитной индукции, полученного в результате расчетов, и практического, полученного на экспериментальном образце многофункционального магнитотерапевтического аппарата.

Для определения наиболее эффективного инженерного решения проводилась оценка уровня качества изделия. Расчет коэффициента технического уровня аппарата "МИТ-11М" показал, что аппарат "МИТ-11М" в 2,5 раза эффективнее аппарата "МАГНИТЕР".

*Научный руководитель: Терещенко Н. Ф., к. т. н., доцент*



УДК 535.24:612.2

*Ніколаєв М. В., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ПРОГРАМНО-АПАРАТНИЙ КОМПЛЕКС КОНТРОЛЮ ФУНКЦІЇ ЗОВНІШНЬОГО ДИХАННЯ**

Захворювання органів дихання залишаються одними з найбільш розповсюджених в Україні. Провідне місце у структурі хвороб органів дихання займають запальні процеси, що узгоджується з загальносвітовими даними, щодо їх значного поширення. Простежується тенденція до підвищення рівня смертності від запальних захворювань бронхо-легеневої системи, насамперед від хронічного бронхіту з емфіземою легенів.

Натепер використовуються різноманітні інструментальні методи дослідження стану дихальної системи, зокрема перкусійні, рентгенологічні, бронхологічні, спірометричні та інші. Методи дослідження вентиляційної функції легень мають вирішальне значення у діагностиці ранніх стадій захворювань легенів тому, що дозволяють виміряти об'єми і ємності легень в абсолютних числах та по відношенню до належних величин, а також дослідити петлю потік-об'єм. Зміни спірографічних показників дозволяють диференціювати рестриктивні та обструктивні типи порушення функції зовнішнього дихання (ФЗД).

Об'єм форсованого видиху (ОФВ<sub>вид</sub>) традиційно вважається найкращим показником для оцінки ступеню обструкції дихальних шляхів, але при цьому необхідно проводити визначення більш доступного на практиці показника пікової об'ємної швидкості видиху (ПОШ<sub>вид</sub>).

На підставі проведеного аналізу основних показників ФЗД та апаратури для їх вимірювання та контролю, запропоновано програмно-апаратний комплекс моніторингу функцій зовнішнього дихання. До складу комплексу для паралельної обробки діагностично цінних показників включено апаратні системи комп'ютерного спірометру та фотоплетизмографічного вимірювача рівня оксигенації артеріальної крові. Розроблена методика проведення спірометричного дослідження з застосуванням даного комплексу. Проведені тестові експериментальні дослідження функціональних можливостей комплексу на 42 особах однієї вікової групи. На підставі попередньої оцінки отриманих даних можна зробити висновок про необхідність пошуку кореляційних зв'язків між зареєстрованими спірометричними даними, пульсовою хвилею та рівнем насичення киснем артеріальної крові пацієнта.

*Ключові слова:* спірометрія, фотоплетизмографія, пульсоксиметр.

*Науковий керівник:* Безуглий М. О., к. т. н., старший викладач

УДК 54.084

*Татарчук М. М., студентка  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ПЕРСПЕКТИВИ РОЗВИТКУ ФОТОМЕТРІЇ В КЛІНІКО- ФІЗІОЛОГІЧНИХ ДОСЛІДЖЕННЯХ**

Для визначення вмісту концентрації різних речовин в розчинах і визначення параметрів біологічних середовищ в них, широке використання в медицині, і не тільки, знаходить фотометрична техніка.

Фотометричні методи засновані на простій залежності між інтенсивністю забарвлення розчину і концентрацією речовини в цьому розчині. В результаті кольорових хімічних реакцій забарвлення з'являється, змінюється або зникає. Ці методи відрізняються універсальністю, високою чутливістю і точністю. Причому по точності фотометричні методи перевершують багато інших інструментальних методів.

На фотометрії реалізується більша частина всіх наявних методик в діагностиці. Але на даний момент застарілі прилади типу «ФЕК» і «КФК-2 і 3, 5» не відповідають сучасним вимогам споживачів і давно зняті з виробництва. Потужніші прилади, такі як «КФК-3-01», «ЮНИКО», «СФ» - не дешеві і до того ж мають великі габарити. Прилади іноземного виробництва, окрім високої вартості мають проблеми з сертифікацією, забезпеченням витратними матеріалами і технічним обслуговуванням через віддаленість від виробника.

Не зважаючи на широкі діагностичні можливості фотометричних методів, технічне забезпечення досліджень живого організму розроблене не на достатньому рівні. Вдосконалення тих, що існують і створення нових методик необхідні для клінічної практики. Розробка нових, менш затратних приладів, з високими експлуатаційними характеристиками можливі за умови ефективного використання новітніх науково-технічних досягнень.

Перспективним напрямом розвитку в цій сфері можна запропонувати розробку загальноаналітичного приладу високого класу на модульному принципі, який дозволить за допомогою основного приладу і різних допоміжних блоків проводити різні дослідження і реєструвати кінцевий результат як в графічній так і в цифровій формах. Такий прилад може бути багатоканальними, тобто даватиме можливість проводити одночасно аналіз декількох проб, і багатопрограмним, тобто такими, за допомогою якого можна буде здійснювати одночасно декілька аналізів на одній пробі.

*Ключові слова:* фотометричні методи

*Науковий керівник: Держук В. А., к. т. н., доцент*

УДК 615.84

Терещенко С. М., студент, Терещенко М. М., студент  
 Національний технічний університет України  
 «Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна

## УНІВЕРСАЛЬНИЙ МАГНІТОФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНИЙ АПАРАТ

На даний час дуже інтенсивно розвиваються магнітотерапевтичні апарати (МТА). Серед МТА особливе місце займають універсальні магнітотерапевтичні апарати які діють на біологічний організм постійним, змінним та імпульсним полем. Перспективним є наступний принцип побудови універсального МТА (рис.1.)

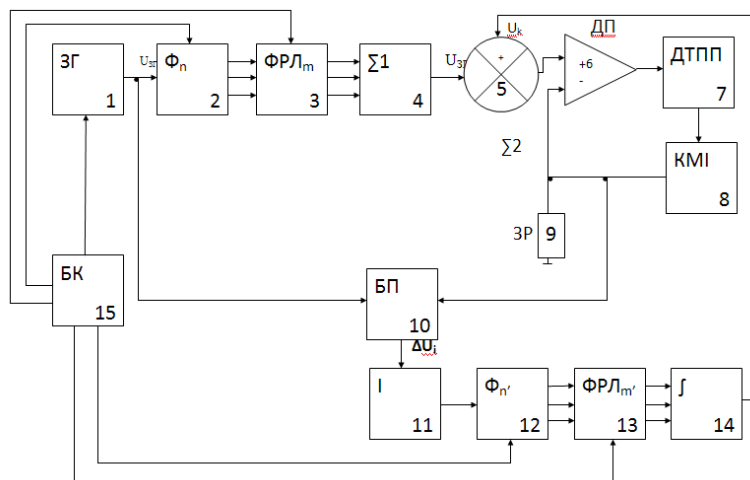


Рис.1 Функціональна схема універсального МТА

На рис.1 представлені: 1 - задаючий генератор (ЗГ); 2 - система  $n$  фільтрів ( $\Phi_n$ ); 3 - система  $m$  фазорегулюючих ланцюгів ( $\PhiРЛ_m$ ); 4 - перший суматор ( $\Sigma 1$ ); 5 - другий суматор ( $\Sigma 2$ ); 6 - диференціальний підсилювач (ДП); 7 - двухтактний підсилювач потужності (ДТПП); 8 - котушка магнітної індукції (КМІ); 9 - зразковий резистор (ЗР); 10 - порівняльний блок (БП); 11 - інвертор (І); 12 - система керованих  $n'$  фільтрів ( $\Phi_{n'}$ ); 13 - система керованих  $m'$  фазорегулюючих ланцюгів ( $\PhiРЛ_{m'}$ ); 14 – інтегратор ( $\int$ ); 15 - блок керування (БК).

Підсилений сигнал з задаючого генератора 1 відтворює в котушці 8 магнітної індукції поле заданої форми. Але при протіканні струму по провідникам котушки змінюється їх температура, змінюється вихідний опір котушки і, відповідно, спотворюється форма магнітного поля. Для забезпечення стабільності форми магнітного поля застосовуються постійне налаштування параметрів сигналу магнітної індукції та його форми за рахунок коректування стабілізації амплітудного значення зворотним зв'язком з зразкового резистора на диференційний підсилювач. Частота та форма поля підтримується шляхом налаштування гармонічних складових як в основному ланцюгу так і в ланцюгу зворотного зв'язку.

Науковий керівник: Яковенко І. О., асистент

УДК 612.014.4

*Терещенко С. М., студент, Терещенко М. М., студент  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **НАНОМАГНІТИ В ЦІЛЬОВОМУ ТРАНСПОРТІ ЛІКАРСЬКИХ ЗАСОБІВ**

Транспортування від місця введення до місця призначення (сукупність уражених клітин чи органи) лікарського засобу є одним з визначальних чинників ефективності дії лікарського засобу. При традиційному методі ведення в організм лікарських засобів – за допомогою ін'єкції чи орально, його концентрація в крові не стабільна, тобто різко коливається між мінімальним та максимальним рівнем. Тому варто створити такі транспортні системи лікарських засобів, щоб можна було забезпечити контрольоване надходження їх до місця призначення.

Проблема цільового транспорту біологічно активних субстанцій дуже важлива в медицині. Було створено спеціальні системи транспорту лікарських засобів, які відомі під назвою «Drug Delivery Systems». Основною їхньою складовою є ліпосоми, використання яких започатковано наприкінці 1960-х років, а також наноструктуровані об'єкти. Ліпосоми побудовані з частинок біфільної природи, здатні легко вклинюватись в молекули біологічно активних засобів. В якості направляючого елемента можна використовувати наномагніти.

Дослідження наномагнітів ведуться в більшості країн світу. Це викликано можливостями широкого застосування їх в медицині. Використання магнітних часток, які прикріплені до біомолекул чи біологічно активним речовинам стало стимулом до розвитку цільової лікарської терапії. Вони можуть бути використані як мітки, які можна побачити за допомогою високочутливих магнітнорезонансних приладів. А також молекулами лікарських речовин, що прикріплені до магнітних кур'єрів можна керувати за допомогою зовнішнього магнітного поля.

Одні з видів наномагнітів, що можуть застосовуватись в медицині – магнітні рідини. Це колоїдний розчин феромагнетиків з розміром часток 5-10 нм, стабілізований в певному середовищі за допомогою поверхнево-активних речовин чи полімерів, в яких висока текучість поєднується з високою магнітною чутливістю. Через малі розміри колоїдні частки не осідають. За допомогою зовнішнього магнітного поля можна переорієнтовувати положення часток в просторі, та зміні фізичних властивостей магнітної рідини. Цільовий транспорт лікарських засобів до місця призначення – це один з елементів медицини майбутнього.

*Ключові слова:* наномагніти, магнітна рідина, цільовий транспорт  
*Науковий керівник:* Терещенко М. Ф., доцент

УДК: 618-7

*Тюпа А. О., студентка*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНЕ ЛІКУВАННЯ ЗА ДОПОМОГОЮ АПАРАТУ «ГІНЕТОН – ММ»**

Сьогодні фармакологічний ринок пропонує величезну кількість препаратів для лікування різних гінекологічних захворювань. Лікування тільки медикаментами малоефективне, оскільки діюча речовина з потоком крові не надходить в належному обсязі до органу або тканини, завдаючи при цьому негативний вплив на організм жінки в цілому. В такому випадку застосовують методи фізіотерапії. Комплексний підхід до лікування захворювання дозволяє досягти покращення стану здоров'я жінки і зменшити навантаження на організм лікарських препаратів.

Різноманітні фізичні фактори, що використовуються в гінекології, можна об'єднати в такі дві групи: природні та апаратні. Апаратні в свою чергу поділяються на: електротерапію, фототерапію, ультразвукову терапію, використання електричного і магнітного поля.

В основі апарату «ГІНЕТОН-ММ» лежить дія факторів механічної природи (ультразвукова терапія – УЗТ). За допомогою УЗТ здійснюють своєрідний мікромасаж тканин, що супроводжується появою тепла, і забезпечують знеболюючий ефект, «розм'якшення спайок», поліпшення кровопостачання тканин і підвищують гормональну активність яєчників.

Апарат «ГІНЕТОН-ММ» є новим технічним засобом, що дозволяє підвищити ефективність лікування цілого ряду запальних захворювань геніталій у жінок із застосуванням енергії низькочастотного ультразвуку у поєднанні з лікарськими засобами. Апарат має високу ефективність використання як в амбулаторних, так і в стаціонарних умовах, високий ступінь інактивації патогенної мікрофлори, бездоганну санацію патологічного вогнища і біотканин. Використання апарату дозволяє економно витратити лікарські засоби. Також при застосуванні відповідних методик можливе лікування пацієнта з використанням низькочастотного ультразвуку без застосування медикаментозних засобів.

Встановлено, що використання НЧ-терапії ефективно у 65-86 відсотків хворих із запальними захворюваннями нижнього відділу геніталій. Методи ультразвукової терапії відносно прості, дозволяють скоротити терміни лікування, зменшити частоту ускладнень і рецидивів захворювання, збільшити період ремісії.

*Ключові слова:* фізіотерапія, низькочастотна ультразвукова терапія

*Науковий керівник: Мережаний Ю. Г., асистент*

УДК 615.471.03

*Христовий О. В., студент*

*Національний технічний університет України*

*«Київський політехнічний інститут», м. Київ, Україна*

## **АНАЛІЗ ТА ОЦІНКА ЯКОСТІ РЕНТГЕНОГРАФІЧНОГО ЗОБРАЖЕННЯ**

Дослідження організму людини з використанням рентгенівського випромінювання є найбільш інформативними неінвазивними методами на сьогодні. Найбільш важливою задачею рентгенодіагностики є досягнення максимальної інформативності рентгенівського зображення з мінімальним опроміненням обстежуваного.

Якщо утворення рентгенівського зображення, проходить коли паралельний пучок монохроматичного рентгенівського випромінювання інтенсивністю  $J_0$  падає на поглинач - плоскопаралельну пластину товщиною  $d$ , так що напрям розповсюдження пучка нормальний до поверхні пластини, то інтенсивність рентгенівського випромінювання в площині за пластиною буде  $J$ . Рентгенівський пучок за пластиною є суперпозицією двох складових: частини пучка інтенсивністю  $J_1$ , що не змінила напрямку при проходженні через пластину, і розсіяного випромінювання з інтенсивністю  $J_2$ , утвореного частиною пучка, що змінила напрям в результаті взаємодії з речовиною поглинача. Якщо пластина має локальну неоднорідність, її рентгенівське зображення також буде неоднорідним тоді відношення (1), що називається контрастом  $K_F$  буде характеризувати внутрішню структуру досліджуваного об'єкту.

$$K_F = \frac{J_2 - J_1}{J_1} \approx \frac{(\mu_1 - \mu_2) \cdot d}{\chi} G \quad (1)$$

де  $\chi$  – чинник накопичення, що характеризує частку розсіяного випромінювання в потоці, що пройшов через поглинач;  $\mu_1, \mu_2$  – лінійні коефіцієнти ослаблення областей з різними значеннями густини,  $G$  – узагальнюючий коефіцієнт оцінки випромінювача і приймача. Таким чином, контраст рентгенівського зображення локальної неоднорідності росте із збільшенням  $(\mu_1 - \mu_2)d$  і зменшується із збільшенням чинника накопичення  $\chi$ , тобто із збільшенням внеску розсіяного випромінювання.

Отже можна зробити висновок, що для збільшення чутливості рентгенографічного зображення необхідно зменшувати частку розсіяного випромінювання в площині приймача випромінювання. Як варіант вирішення даної проблеми пропонується застосовувати спеціалізовані відсіюючі растри, які поглинають значну частину розсіяного випромінювання, та локальні діафрагми, що обмежують перетин робочого пучка випромінювання.

*Ключові слова:* контраст, інтенсивність випромінювання.

*Науковий керівник:* Терещенко М. Ф., к. т. н., доцент