

**АПАРАТУРА ДЛЯ ФІЗІОТЕРАПІЇ  
ТА  
ДІАГНОСТИКИ**

Міністерство освіти і науки, молоді та спорту України  
Вінницький національний технічний університет

# **АПАРАТУРА ДЛЯ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ДІАГНОСТИКИ**

Навчальний посібник

Вінниця  
ВНТУ  
2011

УДК 621.396:615.47(075)

ББК 32.844:34.7.73

A58

Автори:

**С. М. Злепко, С. В. Павлов, В. Б. Василенко, С. В. Тимчик,  
В. Х. Касіяненко**

Рекомендовано Міністерством освіти і науки України як навчальний посібник для студентів вищих навчальних закладів, які навчаються за напрямом підготовки «Опtotехніка». Лист № 1/11 – 5510 від 22. 06. 2010 р.

Рецензенти:

**В. І. Осінський**, доктор технічних наук, професор

**В. Г. Петрук**, доктор технічних наук, професор

**І. І. Хаїмзон**, доктор технічних наук, професор

**Апаратура** для фізіотерапії та діагностики: навчальний  
A58 посібник [Злепко С. М., Павлов С. В., Василенко В. Б. та ін.] –  
Вінниця : ВНТУ, 2011. - 212 с.

ISBN

У навчальному посібнику висвітлено результати експериментальних та клінічних досліджень взаємодії та оцінювання впливу на біологічні об'єкти полів різної фізичної природи: електричного, магнітного і електромагнітного практично всього частотного діапазону. Розглянуто основні типи лазерних та фотонних апаратів, що використовуються у біології та медицині. Наведені новітні розробки фізіотерапевтичної апаратури для застосування в біомедичній практиці.

Навчальний посібник призначений для студентів спеціальностей “Лазерна та оптоелектронна техніка”, “Біотехнічні та медичні апарати і системи та “Електронні апарати”, які займаються розробкою оптоелектронних приладів та систем.

**УДК 621.396:615.47(075)**

**ББК 32.844:34.7.73**

**ISBN**

© С. Злепко, С. Павлов, В. Василенко, С. Тимчик, В. Касіяненко, 2011

## ЗМІСТ

|                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....                                                                    | 6  |
| ПЕРЕДМОВА .....                                                                                    | 7  |
| 1 ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНОЇ АПАРАТУРИ .....                                             | 9  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                         | 11 |
| 2 ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ВЗАЄМОДІЇ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ<br>ПОЛІВ (ЕМП) З БІОЛОГІЧНИМИ ОБ'ЄКТАМИ .....          | 12 |
| 2.1 Оцінка впливу випромінювань різного походження<br>на організм людини .....                     | 12 |
| 2.1.1 Характеристика електромагнітних випромінювань .....                                          | 12 |
| 2.1.2 Високо- та ультрависокочастотні діапазони .....                                              | 13 |
| 2.1.3 Надвисокочастотний діапазон .....                                                            | 14 |
| 2.1.4 Оптичне випромінювання .....                                                                 | 15 |
| 2.2. Лазерне випромінювання в біології і медицині .....                                            | 15 |
| 2.2.1 Фізичні основи лазерного випромінювання .....                                                | 20 |
| 2.2.2 Властивості лазерного випромінювання .....                                                   | 21 |
| 2.2.3 Дози оптичного випромінювання .....                                                          | 24 |
| 2.3 Поглинання і перетворення живими тканинами енергії ЕМП<br>в теплову .....                      | 30 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                         | 32 |
| 3 ПРИНЦИПИ ФІЗІОТЕРАПІЇ .....                                                                      | 33 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                         | 41 |
| 4 ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНА ВИСОКОЧАСТОТНА АПАРАТУРА .....                                                 | 42 |
| 4.1 Фізичне обґрунтування дії ВЧ коливань на тканини<br>організму .....                            | 42 |
| 4.2 Використання імпульсних і змінних струмів для<br>електродіагностики та електростимуляції ..... | 44 |
| 4.2.1 Призначення приладу «Ампліпульс-4» .....                                                     | 52 |
| 4.2.2 Конструкція і принцип роботи .....                                                           | 54 |
| 4.3 Електрохірургічні височастотні апарати .....                                                   | 56 |

|                                                                                           |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 4.4 Апаратура для місцевої дарсонвалізації .....                                          | 63  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                | 65  |
| 5 ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНА НИЗЬКОЧАСТОТНА АПАРАТУРА.....                                         | 66  |
| 5.1 Використання постійних струмів для проведення<br>гальванізації та електрофорезу ..... | 66  |
| 5.2 Апарати для електротерапії імпульсним струмом<br>низької і середньої частоти .....    | 70  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                | 73  |
| 6 ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА ДЛЯ МАГНІТОТЕРАПІЇ .....                                    | 74  |
| 6.1 Використання для терапії низькочастотних магнітних полів.....                         | 74  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                | 75  |
| 7 Ультразвукова терапевтична апаратура.....                                               | 76  |
| 7.1 Фізичні основи ультразвукової терапії .....                                           | 76  |
| 7.2 Апарати для ультразвукової терапії .....                                              | 82  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                | 83  |
| 8 ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА ДЛЯ СВІТЛО-<br>І ТЕПЛОЛІКУВАННЯ.....                        | 84  |
| 8.1 ІНФІТА-терапія .....                                                                  | 87  |
| 8.2 Фотонна апаратура корпорації «Лазер і здоров'я» .....                                 | 91  |
| 8.3 Фотоматрична (ФМ) терапевтична апаратура.....                                         | 92  |
| 8.3.1 Особливості впливу ФМ-апаратури .....                                               | 93  |
| 8.3.2. Взаємодія ФМ-апаратури з біооб'єктом .....                                         | 98  |
| 8.3.3 Фотоматрична апаратура .....                                                        | 99  |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                | 103 |
| 9 ЛАЗЕРНА ТЕРАПІЯ .....                                                                   | 104 |
| 9.1 Принципи взаємодії лазерного випромінювання з<br>біологічними об'єктами .....         | 104 |
| 9.2 Принципи лазерної діагностики .....                                                   | 107 |
| 9.3 Розповсюдження світла в багатошарових тканинах.....                                   | 109 |
| 9.4 Біофізичний механізм дії лазерного випромінювання .....                               | 113 |

|                                                                                             |     |
|---------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 9.5 Біологічні ефекти в живих тканинах, що обумовлені впливом лазерного випромінювання..... | 117 |
| 9.5.1 Фотохімічні ефекти – біостимуляція.....                                               | 119 |
| 9.5.2 Фототермічні і фотоіонізаційні ефекти.....                                            | 125 |
| 9.6 Методи лазерного опромінювання.....                                                     | 135 |
| 9.6.1 Лазеропунктура.....                                                                   | 137 |
| 9.6.2 Лазерна літотріпсія.....                                                              | 141 |
| 9.7 Лазери в офтальмології.....                                                             | 150 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                  | 158 |
| 10 КОРОТКОХВИЛЬОВА ТА МІКРОХВИЛЬОВА ТЕРАПІЯ .....                                           | 159 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                  | 166 |
| 11 ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНА КВЧ-АПАРАТУРА.....                                               | 167 |
| 11.1 Апаратна база КВЧ-терапії.....                                                         | 168 |
| 11.2 Основні тенденції розвитку методу об'єднаної рефлексотерапії .....                     | 171 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                  | 176 |
| 12 ОЗОНОТЕРАПІЯ .....                                                                       | 177 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                  | 179 |
| 13 ВИСОКОТОНОВА ТЕРАПІЯ.....                                                                | 180 |
| 13.1 Природа високотонової терапії.....                                                     | 180 |
| 13.2 Апаратура для високотонової терапії.....                                               | 183 |
| 13.3 Високотонова апаратура для електростимулюючої та ультразвукової терапії.....           | 185 |
| 13.4 Високотонова апаратура для термотерапії .....                                          | 190 |
| КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ .....                                                                  | 192 |
| ПІСЛЯМОВА.....                                                                              | 193 |
| ГЛОСАРІЙ.....                                                                               | 194 |
| ЛІТЕРАТУРА.....                                                                             | 205 |

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

|       |                                           |
|-------|-------------------------------------------|
| ФТА   | фізіотерапевтична апаратура               |
| ЕМП   | електромагнітне поле                      |
| НВЧ   | надвисокі частоти                         |
| НІЛВ  | низько інтенсивне лазерне випромінювання  |
| ІЧ    | інфрачервоний діапазон                    |
| УВЧ   | ультрависокі частоти                      |
| УФ    | ультрафіолетове світло                    |
| ФЧ    | фізичні чинники                           |
| РЗ    | рефлексогенні зони                        |
| ТА    | точки акупунктури                         |
| УМГ   | електроміограма                           |
| ЕЕГ   | електроенцефалограма                      |
| РЕГ   | реоенцефалограма                          |
| ЕХВА  | електрохірургічний високочастотний апарат |
| ДЖ    | джерело живлення                          |
| ГП    | гідрофільні прокладки                     |
| ІНЕМП | імпульсне НЧ електромагнітне поле         |
| ФМА   | фотометрична апаратура                    |
| ФМТС  | фотометрична терапевтична система         |
| НІВ   | низькоінтенсивне випромінювання           |
| ФС    | фотосенсибілізатор                        |
| МРТ   | мікрохвильова резонансна терапія          |
| ММХТ  | міліметровохвильова терапія               |
| ІХТ   | інформаційно-хвильова терапія             |
| НВЧ   | надвисокі частоти                         |
| БАТ   | біологічно-активні точки                  |
| БАЗ   | біологічно-активні зони                   |
| БО    | біологічний об'єкт                        |
| РПТ   | рефлекторно-пунктуальна терапія           |
| ПЕ    | пігментний епітелій                       |
| ГМ    | головний мозок                            |
| ДТЧ   | діапазон терапевтичних частот             |
| МЛТ   | медична лазерна техніка                   |
| ЛВ    | лазерне випромінювання                    |
| СДВ   | світлодіодні випромінювачі                |
| ШКТ   | шлунково-кишковий тракт                   |
| ВТ    | високотонова терапія                      |

## ПЕРЕДМОВА

Усе різноманіття живого на нашій планеті виникло, еволюціонувало і нині існує завдяки безупинній взаємодії з різними факторами навколишнього середовища, пристосовуючись до їх впливу і змін, використовуючи їх у процесах життєдіяльності. Більшість цих факторів мають електромагнітну природу. Протягом усієї епохи еволюції живих організмів електромагнітні випромінювання існують у середовищі їх існування – біосфері. Вчені послідовно виявляли все нові природні електромагнітні випромінювання в різних діапазонах електромагнітного спектра. До давно вже відомого діапазону сонячних випромінювань – від інфрачервоних до ультрафіолетових променів – додався діапазон іонізуючих випромінювань (рентгенівських і гамма променів) космічного і земного походження. В іншій, більш низькочастотній частині електромагнітного спектра, слідом за виявленням повільних періодичних змін (сезонних, місячних, добових) магнітних і електричних полів Землі, були відкриті короткоперіодні коливання магнітного поля Землі з частотами, що поширюються до сотень герц. А випромінювання атмосферних розрядів показало, що виникаючі при цьому електромагнітні випромінювання охоплюють широкий діапазон довжин хвиль – від наддовгих до ультракоротких; і нарешті, були відкриті радіовипромінювання Сонця і галактик у діапазоні від метрових до міліметрових хвиль. Електромагнітні поля і випромінювання пронизують усю біосферу Землі, тому можна вважати, що всі діапазони природного електромагнітного спектра зіграли відповідну роль в еволюції організмів.

Серед служб системи охорони здоров'я фізіотерапія займає одне з провідних місць за числом відвідувань і відпущених лікувальних процедур. До початку 90-х років загальний обсяг парку апаратури складав більше 150000 штук при середній кількості фізіотерапевтичних апаратів (ФТА) в одному кабінеті 8 найменувань і загальною кількістю процедур 60 млн. на рік.

Не дивлячись на те, що за минулий час оснащеність лікувально-профілактичних закладів фізіотерапевтичною апаратурою змінилась, потреба в нових апаратах, що реалізують класичні лікувальні методики, залишилась і стримується виключно фінансовими можливостями охорони здоров'я [1].



На фоні різкого зниження фундаментальних досліджень в області лікувального застосування фізичних факторів і недостатньої підготовки лікарів-фізіотерапевтів, що стримує розширення області застосування фізіотерапії, її обсяг постійно збільшується за рахунок виникнення у великій кількості оздоровчих центрів, косметичних салонів і приватно практикуючих лікарів, які широко використовують фізичні фактори в лікувальних, профілактичних, гігієнічних і реабілітаційних цілях. Особливого значення набуває використання ФТА при медичній реабілітації, яке обумовлене тим, що медична реабілітація базується на системному принципі, а дія фізичних факторів має саме системний характер, який проявляється в комплексному реагуванні систем організму у відповідь на вплив.

Як фізичні фактори для фізіотерапевтичного впливу використовуються найрізноманітніші види електричного струму; електричного, магнітного і електромагнітного полів практично всього частотного діапазону, включаючи оптичний; механічні коливання, в тому числі ультразвук, а також вплив повітря та газів різноманітного тиску і зміненого повітряного середовища [2,3].

## 1 ПРОБЛЕМИ РОЗВИТКУ ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНОЇ АПАРАТУРИ

Проблеми, а саме розвитку фізіотерапевтичної апаратури, впливають із задач у сфері науки та техніки, сформульованих відповідно до Закону України № 2623-III від 11 липня 2001 року „Про пріоритетні напрямки розвитку науки і техніки”, а також фаховим напрямком Міністерства освіти та науки «Новітні біотехнології: діагностика і методи лікування найпоширеніших захворювань».

Фізіотерапевтична допомога, яка використовує для лікування преформовані (штучні) фізичні фактори є одним із важливих видів спеціалізованої медичної допомоги, яку потребують до 80 % хворих, що знаходяться на стаціонарному лікуванні, не менше 60 % амбулаторних хворих і практично всі, хто направлений на санаторне лікування.

Сучасна ФТА має широкий спектр енергетичного впливу від міліват при випромінюванні і долей вата при впливі електричного струму до десятків ват при впливі електричного магнітного поля (ЕМП) і сотень ват для некогерентного оптичного випромінювання. При перевищенні енергії впливаючого фактора компенсаторної можливості організму може відбутись необоротне пошкодження клітини, тому величина і тривалість впливу не повинні сприяти виникненню нового патологічного джерела, наприклад, стійкої гіперемії при лікуванні запальних процесів.

Навколо людського тіла існують такі фізичні поля: електричне, магнітне, електромагнітне, в тому числі НВЧ-поле деци-, санти-, ІЧ- і оптичного діапазону, акустичне, реєстрація яких дозволяє отримати таку інформацію про процеси в людському організмі, що неможливо отримати іншими способами. При цьому передача інформації за межі людського тіла і її узгодження із апаратурою повинно здійснюватись в межах однієї біотехнічної системи одночасно на інформаційному, речовинному і енергетичному рівнях.

Проте для ФТА, що працює за принципом біологічного зворотного зв'язку, повна автоматизація лікувального процесу недоречна, оскільки людський організм являє собою складну самоорганізуючу систему, яка виключає можливість створення жорсткого алгоритму зворотного зв'язку і до того ж індивідуальний оптимум біосистеми далеко не завжди збігається із середньостатистичним, на основі якого може бути синтезований керуючий алгоритм. Тому в наш час підвищення

ефективності апаратури, яка розробляється, полягає в об'єктивізації відповідної реакції організму на фізіотерапевтичний вплив у вигляді максимального прояву необхідного терапевтичного ефекту, що дозволяє правильно вибрати параметри впливу.

Ще одним напрямком підвищення ефективності ФТА є індивідуалізація впливу з урахуванням суб'єктивних даних конкретного пацієнта, наприклад, є синхронізація впливу з його біологічними ритмами.

Зовнішній вплив на організм із чітко визначеною частотою поля ініціює генерацію різноманітними біологічними системами коливань з досить широким частотним спектром відповідних реакцій. Біосинхронізація впливу передбачає зв'язок параметрів впливу із внутрішніми ритмами людини, причому для кожного фізичного фактора ці зв'язки свої.

За своєю суттю *фізіотерапія біооб'єкта* (*physiotherapy of bioobject*) являє собою зовнішню систему, при роботі якої дія фізичного фактора проявляється при поглинанні і трансформації його енергії у відповідні біологічні реакції. Хоча ця енергія безпосередньо не засвоюється організмом, вона сприяє суттєвому впливу на специфічні функції метаболізму, тому для ефективного впливу необхідний постійний контроль за зміною стану об'єкта. В основному перетворення в електричну енергію на етапі фізичної стадії взаємодії веде за собою зміну електричного стану клітини, яке відбувається у вигляді електрослабкої взаємодії, що об'єднує електромагнітну і слабку взаємодії.

Не зважаючи на панування в сучасній вітчизняній фізіотерапії теорії нервізму, одним із загальних принципів лікувального застосування фізичних факторів проголошено принцип малих дозувань, обумовлений введенням у медичну практику терапію низькоенергетичним випромінюванням лазера. За означенням А. С. Прессмана, головного ідеолога теорії низькоінтенсивних, енергетичних, інформаційних впливів [7], потужність яких вимірюється мікроватами, при енергоінформаційному впливі енергія, яка поглинається біосистемою, є одночасно і носієм інформації, що діє як сигнал і викликає реакцію біосистеми, обумовлену її власними енергетичними ресурсами. Оскільки для живого організму неможливий прямий обмін інформацією з навколишнім середовищем, існує часовий інтервал з моменту впливу зовнішнього фактора до появи відповідної реакції організму, причому, якщо при фармакологічному

впливі він складає години, дні і місяці, то при фізіотерапевтичному - дорівнює хвилинам і годинам.

З усіх видів факторів найбільш універсальним є вплив ЕМП, при якому різноманітні терапевтичні цілі досягаються зміною обмеженого набору параметрів, максимальною швидкістю розповсюдження, точним дозуванням самого фактора. Щодо електромагнітного випромінювання досягнення бажаного клінічного ефекту зводиться до вибору таких параметрів, як довжина хвилі, потужність, параметри імпульсної і частотної модуляції.

Останнім часом почали широко розроблятися апарати для комплексного послідовного або загального впливу різноманітними факторами. При виборі сполучення необхідно враховувати, що якщо розглядати фізіотерапевтичний вплив як керуючий сигнал для біооб'єкта, то інформація, внесена одним фактором, може бути стерта впливом іншого.

## **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. Який спектр енергетичного впливу має фізіотерапевтична апаратура?
2. Які наслідки можуть бути при перевищенні енергії впливу?
3. Які шляхи підвищення ефективності фізіотерапевтичної апаратури ви знаєте?
4. Що собою являє фізіотерапія об'єкта?
5. В чому полягає різниця між фармакологічним та фізіотерапевтичним впливом?
6. Які параметри електромагнітного випромінювання потрібно враховувати для досягнення бажаного клінічного ефекту?

## **2 ФІЗИЧНІ ОСНОВИ ВЗАЄМОДІЇ ЕЛЕКТРОМАГНІТНИХ ПОЛІВ (ЕМП) З БІОЛОГІЧНИМИ ОБ'ЄКТАМИ**

### **2.1 Оцінка впливу електромагнітних та інших випромінювань на організм людини**

Середовище навколо нас завжди перебувало під впливом електромагнітних полів. Ці поля називаються фоновим випромінюванням, спричиненим природою. З розвитком науки й техніки фонове випромінювання значно підсилилося. Тому електромагнітні поля, які можна віднести до антропогенних, значно перевищують природний фон і останнім часом перетворилися на небезпечний екологічний чинник.

#### **2.1.1 Характеристика електромагнітних випромінювань**

Розглянемо спочатку поля природного походження. Навколо Землі існує електричне поле середньої напруженості 130 В/м. Воно зменшується від середніх широт до полюсів і до екватора, а також з віддаленням від земної поверхні. Спостерігають річні, добові та інші варіації цього поля, яке постійно змінюється під впливом грозових розрядів, опадів та інших природних катаклізмів.

Також існує магнітне поле напруженістю 47,8 А/м та 39,8 А/м на північному та південному полюсах, відповідно. Це поле коливається з 80-та 11-річним циклами змін, а також більш короткочасними змінами з різних причин, пов'язаних із сонячною активністю. Також існує магнітне поле 19,9 А/м на магнітному екваторі, яке інколи змінюється під впливом магнітних збурень. Діапазон частот електромагнітного поля, що випромінюється сонцем приблизно дорівнює 10МГц–10ГГц. Взагалі слід зазначити, що електромагнітне поле Землі постійно змінюється через низку факторів, таких як, сонячна активність, процеси у земних надрах та інше. Щодо спектра сонячного випромінювання, то він знаходиться біля короткохвильової області та поєднує у собі інфрачервоне та ультрафіолетове випромінювання. Інтенсивність цього випромінювання має постійну властивість періодично змінюватися та досить сильно збільшуватися під час атмосферних спалахів.

Ці поля впливають на біологічні об'єкти протягом всього часу їх життя. Тому у процесі еволюції людина пристосувалася до їх впливу і виробила здатність захищатися від можливих ушкоджень, обумовлених

природними чинниками. Систематичні дослідження щодо впливу електромагнітних полів на організм людини почалися десь з 50-х років XX століття, що дозволило встановити зв'язок між спалахами сонячної активності і змінами електромагнітного поля, та деякими групами захворювань у людей. Вивчаючи це явище, вчені помітили зміну умовно-рефлекторної діяльності біооб'єктів у рамках цього процесу.

Існує і така номенклатура розподілу діапазонів згідно з регламентом радіозв'язку:

|              |         |
|--------------|---------|
| 30-300 кГц   | НЧ      |
| 300-3000 кГц | СЧ      |
| 3-30 МГц     | ВЧ      |
| 30-300 МГц   | метрові |
| 300-3000 МГц | УВЧ     |
| 3-30 ГГц     | СВЧ     |
| 30-300 ГГц   | НВЧ     |

Електромагнітні поля НЧ часто використовують у термічній обробці. ВЧ – у радіозв'язку, медицині, телебаченні, радіомовленні. Простір біля джерела поля поділяють на зони: ближню (зона індукції) та дальню (зона випромінювання). Границя між зонами дорівнює  $R = \lambda / 2\pi$ . В залежності від розташування зони характеристиками поля є: у ближній зоні – складова вектора напруженості електромагнітного поля; у дальній – енергетична характеристика, інтенсивність щільності енергетичного потоку.

### 2.1.2 Високо- та ультрависокочастотні діапазони

Розглянемо випромінювання ВЧ та УВЧ діапазонів. Медичні обстеження засвідчили суб'єктивні розлади, що спостерігаються під час ВЧ та НВЧ випромінювання: слабкість, підвищена втомлюваність, сонливість, головний біль, болі в області серця. Пригнічуються харчові та статеві рефлекси. Вченими було зафіксовано зміни показників білкового та вуглеводного обміну, збільшення концентрації азоту в організмі, а також зменшення концентрації альбуміну та підвищення глобуліну. Крім того, фіксують деякі зміни у крові, а саме: збільшення кількості лейкоцитів, тромбоцитів та інше.

При дослідженні впливу електромагнітних полів на організм людини, спостерігали групу людей, які мешкали поблизу радіостанцій. Це дослідження дало цікавий та тривожний результат: у цій контрольній групі

кількість скарг на здоров'я майже у два рази перевищувала середню. При дослідженні дітей було виявлено порушення розумової працездатності, зниження уваги через розвиток послідовного гальмування та пригнічення нервової системи. Було також виявлено, що внаслідок дії електромагнітних полів страждає також і імунно-біологічна система. Можливе також виникнення гострих та хронічних хвороб та функціональні порушення у роботі майже усіх систем організму. Зміни діяльності нервової та серцево-судинної систем мають кумулятивний характер, та не зважаючи на це, при припиненні впливу, а також поліпшенні умов праці, як правило, спостерігається покращення їх функціонування.

### **2.1.3 Надвисокочастотний діапазон**

Активність впливу полів різних діапазонів частот збільшується з ростом частоти і дуже серйозно впливає у НВЧ діапазоні, де працюють багато теле- та радіостанцій, а також майже усі радіорелейні станції, радіолокатори та інше. НВЧ випромінювання поширюється у межах прямої видимості, а на деяких ділянках діапазону НВЧ хвилі розсіюються молекулами кисню, атмосферними опадами, що обмежує дальність їх поширення. У апаратурі, що використовує НВЧ діапазон, його застосування пов'язане із зменшенням перешкод та більш високою якістю передачі інформації, ніж у УВЧ діапазоні.

Але слід зазначити, що сучасна побутова та промислова апаратура зв'язку досить широко використовує саме СВЧ діапазон, у якому працює більшість телефонів мобільного зв'язку, безпроводні комп'ютерні мережі, радіостанції та інше.

При використанні НВЧ діапазону здебільшого встановлюють ненаправлені антени, які мають можливість сфокусувати випромінювання у вузький промінь антеною невеликих габаритів. У межах цього променя інтенсивність електромагнітного поля значно збільшується, а за його межами стає ледь помітною, що дозволяє досить чітко визначити зони, які є небезпечними для здоров'я.

При інтенсивності поля близько  $20 \text{ мкВт/см}^2$  спостерігається зменшення частоти пульсу, зниження артеріального тиску. Ця дія більш сильна у людей, що вже отримували подібне опромінення. З ростом інтенсивності проявляються електрокардіографічні зміни, відмічається прискорення пульсу, коливання об'єму крові. При досягненні відмітки

інтенсивності у  $6 \text{ мВт/см}^2$  відмічають зміни у статевих залозах, крові та помутніння кришталика.

Подальше опромінення помітно впливає на тканини, викликає больові відчуття. Якщо інтенсивність перевищує  $1 \text{ Вт/см}^2$ , це спричиняє швидку втрату зору.

Пошкодження органів зору, до речі, являє собою один з найсерйозніших ефектів, спричинених електромагнітними полями НВЧ діапазону. На низьких частотах такі ефекти не спостерігаються, тому вони є специфічними саме для НВЧ діапазону. Ступінь ушкодження внаслідок ураження електромагнітним полем НВЧ діапазону може бути різним і частіше залежить від інтенсивності опромінення та часу його дії.

#### **2.1.4 Оптичне випромінювання**

Під терміном “*оптичне випромінювання*” (*optical radiation*) будемо розуміти хвилі видимого для людського ока діапазону, розташованого в межах  $0.38 - 0.78 \text{ мкм}$ . Також до оптичного випромінювання відносять ІЧ-діапазон ( $0.78 - 10 \text{ мкм}$ ) та УФ-діапазон ( $0.14 - 0.38 \text{ мкм}$ ).

#### **2.2 Лазерне випромінювання в біології і медицині**

Використання лазерів у біології та медицині може здійснюватися в кількох напрямках, одним з яких можна вважати розробку на основі лазерної техніки приладів та методів для виявлення, ідентифікації, дослідження будови біологічних об’єктів, а також для вивчення природи процесів, що відбуваються в них.

Використання лазера для проведення експрес-аналізу елементного складу має в основі чисто тепловий характер дії лазерного випромінювання – спектральний лазерний ультрамікроаналіз. В цьому методі під дією досить потужного лазерного випромінювання, сфокусованого оптичною системою мікроскопа на мікроділянку біооб’єкта, відбувається його миттєве випаровування і пара, яка світиться, аналізується з допомогою спектрометра. Дуже важливим є те, що аналіз триває дуже короткий час і для його проведення потрібна дуже мала кількість часу – всього  $10^{-7} - 10^{-12}$  год. Теоретична межа цього методу вважається рівною  $10^{-15} - 10^{-17}$  год. Фактично це означає можливість проведення експрес-аналізу елементного складу не тільки на рівні тканин та клітин, але й окремих внутрішньоклітинних органел.



Матеріалом для аналізу є мікротомні зрізи тканини, мазки крові та тканинних виділень тощо. Можливим є й безпосередній аналіз живої тканини (in vivo). Перші зразки приладів для лазерного спектрального аналізу вже випускаються промисловістю та використовуються на практиці. На сьогодні з допомогою цього методу можна надійно визначати в різних біотканинах, мікроорганізмах та вірусах присутність великої кількості елементів: Ag, Al, B, Be, Ca, Cu, Fe, Hg, K, Mg, Mn, P, Si, Ti, Zn, V.

**Використання лазерів у спектроскопії розсіяного світла.** Процеси розсіяння світла фізики інтенсивно досліджують вже протягом більше 100 років. Основна мета цих робіт - бажання виявити за характером розсіювання природу і властивості частинок, що розсіюються. Останнім часом у вирішенні цього завдання досягнуті неабиякі успіхи. Саме тому процеси розсіювання світла зацікавили не лише фізиків, але й біологів.

Для біологічних досліджень дуже перспективним є використання як пружного (релеївського), так і непружного (комбінаційного) розсіювання.

Пружне розсіювання в його найпростішій формі використовують у біології вже дуже давно, наприклад, у дослідях із визначення чисельності мікроорганізмів. Сучасна релей-спектроскопія, насамперед передбачає можливість зняття діаграми розсіювання, тобто залежності між інтенсивністю розсіяного світла та кутом, під яким відбувається реєстрація. Справа в тому, що теоретичні дослідження показали, що за виглядом діаграми розсіювання можна зробити висновки про деякі властивості частинок, що розсіюються: розміри, форму тощо. З цією метою найважливіше реєструвати розсіювання під малими кутами –  $0,5^{\circ} \dots 2^{\circ}$ , отже, необхідним є джерело світла з дуже малим розходженням. Тим самим обґрунтовується виключна перспективність використання лазера в такого роду дослідженнях.

Розглянутий метод вже широко використовується в біології. Наприклад, з його допомогою визначають розміри бактеріальних клітин, вірусів, еритроцитів, мітохондрій та інших субклітинних утворень. Почали з'являтися відомості про те, що за діаграмами розсіювання можна слідкувати за зміною стану клітин та їх поверхні під дією різноманітних отрут, наркотиків, патогенних мікроорганізмів та вірусів.

Поряд з цим методом в останні роки розвинувся ще один варіант лазерної релеївської спектроскопії на основі використання ефекту

Доплера. Як відомо, відповідно до цього ефекту, частота фотона, розсіяного мікрочастинкою, залежить від швидкості її руху, тому в спектрі розсіяного світла, поряд з вихідними частотами збуджувального випромінювання, повинні з'явитися нові частоти – доплерівське розширення спектра. Реєструючи розширення ліній лазерного випромінювання, можна визначити швидкість руху частинок, що розсіюються, а також їх розміри, оскільки у фізиці давно встановлено точні кількісні співвідношення між швидкістю руху частинки, її розміром та в'язкістю середовища.

На сьогодні таким методом з високою точністю визначають швидкості руху еритроцитів по капілярах, швидкості хаотичного і направленого руху мікроорганізмів, швидкості дифузії і молекулярні ваги вірусів тощо. Цим самим методом досліджують механізми кооперативних перебудов у молекулах білків, ДНК і РНК, а також процеси їх денатурації під дією різних факторів.

Відомо, що багато біологічно важливих сполук складаються з кількох компонентів, так званих субодиниць, кожену з яких можна розглядати як самостійну частинку з власним розсіюванням. Релей-спектроскопія дає змогу вивчати рухомість окремих частин такої макромолекули та вплив на неї різних факторів зовнішнього середовища. Цим методом було визначено, наприклад, параметри будови такої складної частинки, як вірус тютюнової мозаїки (ВТМ), яка складається з молекули РНК та білкового чохла.

Релей-спектроскопія може застосовуватися також при вивченні процесів міжмолекулярної та міжклітинної взаємодії, наприклад, агрегації та дезагрегації молекул і клітин, утворення колоїдних частинок, злипання клітин при аглютинації і преципітації, згортанні крові тощо.

Разом з цим слід враховувати, що метод релей-спектроскопії має ряд принципових труднощів, які полягають, головним чином, у складності розв'язування протилежної задачі – за характером розсіювання відтворити властивості частинок. Для деяких частинок і молекул ця задача вже розв'язана теоретично і одержано хороший збіг результатів теорії та експерименту. Можна зробити висновок, що дальший успішний розвиток методів релей-спектроскопії буде визначатися саме успіхами в розробці загальної теорії розсіювання світла різними типами молекул і частинок.

Більш однозначну та просту в інтерпретації інформацію про будову та деякі властивості біологічних об'єктів дає метод комбінаційного розсіювання світла. В цьому випадку, поряд з основною частотою, в спектрі розсіяного світла з'являється ряд нових частот, що відповідають коливанням молекул, які розсіюються.

Основні принципи комбінаційної спектроскопії було сформульовано більше 50 років тому. Однак їх ефективне використання в біологічних дослідженнях стало можливим лише після створення лазера. Пояснюється це тим, що інтенсивність ліній у спектрах комбінаційного розсіювання є дуже низькою і не перевищує  $10^{-5} - 10^{-6}$  інтенсивності збуджувального світла. Тому для надійної реєстрації розсіяних фотонів необхідною є дуже тривала експозиція. Кількість речовини, необхідної для дослідження, складає кілька грамів. У багатьох випадках низька монохроматичність джерела світла спричиняє перекривання спектрів, збуджених його різними частотами випромінювання, і утруднює їх розшифрування.

Лазер же неначе спеціально створений для збудження комбінаційних спектрів розсіювання, настільки вдало поєднуються в ньому всі необхідні для цього властивості. Поєднання високої монохроматичності та інтенсивності лазерного випромінювання дозволило в багато разів скоротити час реєстрації та значно зменшити кількість речовини, необхідної для дослідження ( $\sim 0,001$  г), з'явилась можливість реєструвати тонку структуру спектра розсіювання та дуже малі частоти коливань досліджуваних молекул.

Метод лазерної комбінаційної спектроскопії застосовується в біології насамперед для дослідження будови молекул. Спектр комбінаційного розсіювання є індивідуальною і дуже виразною характеристикою розсіювальної біомолекули. Кількість та розміщення ліній у спектрі та численні значення параметрів, що їх характеризують, визначаються будовою молекули, тому детальне дослідження спектрів комбінаційного розсіювання дозволяє встановити як хімічну будову багатьох біологічних молекул, так і їх просторову структуру.

Очевидно, що цей метод є дуже перспективним також і для вивчення кінетики різних біохімічних реакцій. Останнім часом з'явилися імпульсні лазерні спектрометри, що дають змогу одержувати спектри розсіювання за час порядку  $10^{-9} - 10^{-11}$  с. Це відкриває можливість слідкувати за ходом хімічних реакцій з малим часом проходження, а також фіксувати нестійкі

проміжні сполуки, що виникають в ході реакцій, збуджені стани, вільні радикали тощо.

На сьогодні виконуються роботи із вивчення структури різних синтетичних поліпептидів та полінуклеотидів, білків, нуклеїнових кислот, жирних кислот, вуглеводів, стероїдів, порфіринів, каротиноїдів, наркотиків, гормонів та інших біологічно активних сполук. Виявилось, що спектри комбінаційного розсіювання кожної з цих біохімічних сполук є настільки специфічними, що можуть служити для ідентифікації цих сполук і для виявлення їх у клітинах, тобто для якісного спектрального аналізу. В недалекому майбутньому, очевидно, з допомогою комбінаційної спектроскопії можна буде ідентифікувати мікроорганізми, - віруси і патогенні клітини за спектрами їх розсіювання (для цього необхідно знайти характерні для них частоти розсіювання).

В останні роки досягнуто значних успіхів у подальшому вдосконаленні методу комбінаційної спектроскопії. Досліджено, що якщо спеціально підібрати довжину світла так, щоб вона точно попадала в смугу електронного поглинання молекули, то при цьому спостерігається ефект різкого (в 10...100 разів!) збільшення інтенсивності розсіювання, який одержав назву резонансного комбінаційного розсіювання. Використання цього ефекту дає змогу різко підвищити чутливість методу, оскільки при однаковому методі реєстрації можна буде визначати набагато менші концентрації сполук. Крім того, цей ефект дає змогу покращити загальну вибірковість методу. Звичайно при аналізі суміші кількох сполук методом комбінаційної спектроскопії спостерігається настільки складна картина взаємного розміщення спектрів розсіювання, що розібратися в ній дуже непросто. В резонансному ж спектрі розсіювання ліній небагато, часом всього одна, що спрощує його розшифрування. Якщо, до того ж, використовувати лазер з перестроюваною частотою випромінювання, то можна послідовно збуджувати інтенсивне резонансне комбінаційне розсіювання індивідуальних компонентів у цій складній суміші і тим самим аналізувати її склад.

Все це відкриває можливості застосування комбінаційної спектроскопії до нових класів сполук і, головне, їх реєстрації безпосередньо в непошкоджених органах і тканинах. Сучасна техніка дозволяє, наприклад, знімати *in vivo* спектри комбінаційного розсіювання каротину, хлорофілу, бактерій, еритроцитів тощо. Що стосується

дослідження механізму зору, то лише резонансна комбінаційна спектроскопія дозволила проводити ці роботи безпосередньо на сітківці непошкодженого ока.

### 2.2.1 Основні характеристики лазерного випромінювання

Лазер, як і будь-яке інше джерело світла, характеризується енергією  $E$ , потужністю  $P$  і тривалістю  $\tau$  (тривалістю імпульсу для імпульсних лазерів) випромінювання, коефіцієнтом корисної дії - к.к.д., довжиною хвилі випромінювання  $\lambda$ . Енергія, потужність і тривалість випромінювання зв'язані між собою співвідношенням:

$$P(\text{Вт}) = E/\tau (\text{Дж/с}).$$

Енергія випромінювання імпульсних лазерів досягає кількох сотень і тисяч джоулів.

Більш суттєвою для лазерів є така характеристика – потужність випромінювання  $P$ . Потужність випромінювання лазерів неперервної дії може бути різною – від одиниць і часток міліват до сотень кіловат (газові лазери). Потужність випромінювання імпульсних лазерів, особливо в режимі гігантських імпульсів, внаслідок незначної тривалості імпульсу  $\tau$  досягає значень тисяч гігават ( $10^{12}$  Вт).

Тривалість імпульсу  $\tau$  імпульсних лазерів також є різною - від кількох мілісекунд ( $1 \text{ мс} = 10^{-3} \text{ с}$ ) до одиниць наносекунд ( $1 \text{ нс} = 10^{-9} \text{ с}$ ), і навіть до одиниць пікосекунд ( $1 \text{ пс} = 10^{-12} \text{ с}$ ) для лазерів у режимі гігантських імпульсів.

Дуже важливим для практичного застосування є питання про коефіцієнт корисної дії лазера (к.к.д.). Як було сказано вище, *лазер* (*laser*) – це прилад, у якому енергія джерела накачування, витрачена на перехід частинок у збуджений стан та створення інверсії населеностей, трансформується (перетворюється) в енергію когерентного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону. Лише частина енергії накачування безпосередньо перетворюється в енергію лазерного випромінювання, решта втрачається даремно – на нагрівання активного середовища, на спонтанне випромінювання, на компенсацію втрат світла при відбиванні від дзеркал і при поглинанні в найактивнішій речовині

тощо. Існуючі лазери мають не надто високий к.к.д. - для лазерів на кристалах та склах - не більше кількох процентів, для газових та рідинних - від одиниць до кількох десятків процентів. Найбільший к.к.д. мають напівпровідникові лазери - в принципі аж до 100%.

Сучасні лазери можуть генерувати когерентне випромінювання майже у всьому оптичному діапазоні, починаючи з дальньої ділянки інфрачервоної області ( $\lambda = 300$  мкм) і закінчуючи ультрафіолетовою областю ( $\lambda = 0,1$  мкм). Крім того, когерентне випромінювання одержано в субміліметровій області електромагнітного спектра (аж до 1800 мкм), і зараз теоретично доведено можливість генерації в області більш коротких, ніж оптичні, хвиль, а саме в області рентгенівських і  $\gamma$ -променів.

Інші характеристики лазерного випромінювання - густина потужності, спектральна густина потужності, кутове розходження розглядаються в наступному розділі.

### **2.2.2 Властивості лазерного випромінювання**

Основними властивостями лазерного випромінювання, які відрізняють його від випромінювання звичайних, відомих раніше джерел (електрична дуга, лампа розжарювання, газовий пальник, сонце тощо) і забезпечують внаслідок цього найширше застосування лазерів у різних областях науки і техніки є:

- а) висока когерентність;
- б) монохроматичність;
- в) надзвичайно мале розходження;
- г) висока густина потужності та енергії випромінювання.

Розглянемо більш докладно наведені вище властивості лазерного випромінювання:

#### **а) когерентність випромінювання**

Випромінювання звичайних джерел світла складається з випромінювання величезної кількості збуджених атомів (іонів або молекул) в результаті їх спонтанних переходів вниз. При цьому, як вже говорилося, внаслідок випадкового характеру спонтанних переходів окремі атоми (іони, молекули) випромінюють неодноразово і незалежно один від одного, тобто електромагнітні коливання, генеровані окремими атомами, ніяк не узгоджені між собою.

Абсолютно іншим є випромінювання лазера. Воно також складається з випромінювань окремих атомів (іонів, молекул), але в результаті їх вимушених переходів вниз. Внаслідок цього вимушене випромінювання, що виникає при генерації, збігається за фазою з уже поширеним в активній речовині змушувальним випромінюванням. Інакше кажучи, випромінювання атомів активної речовини лазера відбувається узгоджено, тому їх загальне підсумкове випромінювання набуває деякої впорядкованості та регулярності в просторі і часі. Цю регулярність, узгодженість і називають когерентністю.

Відносно коливань розрізняють два типи когерентності: часова – коли існує узгодженість або зв'язок між фазами коливань хвиль в одній і тій же точці простору в різні моменти часу і просторова – узгодженість між фазами коливань хвиль у різних точках простору в один і той же момент часу. Випромінювання лазера характеризується обома типами когерентності.

#### **б) монохроматичність випромінювання**

Відомо, що ідеальне монохроматичне випромінювання (випромінювання з однією і тією ж самою частотою  $\nu = \text{const}$ ) є нереальним і в реальних випадках енергія випромінювання сконцентрована, в основному, в деякому інтервалі частот  $\Delta\nu$  (спектральна ширина випромінювання) в околі середнього значення  $\nu_0$ . При цьому співвідношення  $\Delta\nu/\nu_0$  характеризує міру немонохроматичності реального випромінювання. Якщо  $\Delta\nu/\nu_0 \ll 1$ , дану електромагнітну хвилю називають майже монохроматичною, тобто квазімонохроматичною.

До лазерів квазімонохроматичним вважалось випромінювання одноатомних розріджених газів з шириною випромінювання  $\Delta\nu/\nu_0 \approx 10^7 - 10^9$  Гц ( $\Delta\nu/\nu_0 \approx 10^{-5} - 10^{-7}$ ). Лазерне випромінювання має ще вужчий інтервал частот. Так, деякі газові лазери генерують випромінювання зі спектральною шириною  $\Delta\nu \approx 10^{-1} - 10^2$  Гц. Таке випромінювання можна вважати монохроматичним ( $\Delta\nu/\nu_0 \approx 10^{-16} - 10^{-13} \ll 1$ ).

Висока міра монохроматичності лазерного випромінювання пояснюється тим, що вимушене випромінювання, на відміну від спонтанного випромінювання звичайних джерел світла, це - резонансний процес.

### **в) напрямленість випромінювання**

Важливою властивістю лазерного випромінювання є його напрямленість, що характеризується малим розходженням випромінювання. Під *розходженням пучка* (*beam difference*) випромінювання розуміють плоский або тілесний кут  $\Theta$  при вершині конуса, всередині якого розповсюджується більша частка енергії або потужності випромінювання. Чим ближчим до нуля є кут  $\Theta$ , тим більш напрямленим і ближчим до паралельного буде випромінювання.

Звичайні випромінювачі світла мають слабку напрямленість (великий кут  $\Theta$ ), і найчастіше ці джерела випромінюють однаково у всіх напрямках. Пояснюється це тим, що випромінювання звичайних джерел є некогерентним, і тому створене ними електромагнітне поле має хаотичний характер: всі атоми випромінюють у різних фазах і в різних напрямках.

Інакшим є лазерне випромінювання, яке характеризується гострою напрямленістю вже внаслідок того, що, як було сказано вище, генеруються лише ті електромагнітні хвилі (фотони), напрямки яких є паралельним до осі оптичного резонатора лазера.

Однак неможливо одержати ідеальне паралельне лазерне випромінювання. Кутове розходження лазерного випромінювання обмежується явищем дифракції когерентних хвиль на вихідному напівпрозорому дзеркалі лазера:

$$\Theta_{\min} \geq \lambda/D,$$

де  $D$  – діаметр дзеркала.

$\Theta_{\min}$  має порядок кількох одиниць або десятків кутових секунд. Слід, однак, відзначити, що одержане на практиці розходження лазерів усіх типів значно перевищує теоретичну величину і знаходиться в межах кількох одиниць (у газових) або кількох десятків кутових хвилин (у твердотільних та рідинних).

### **г) висока густина потужності і енергії випромінювання**

Внаслідок когерентності і напрямленості лазерне випромінювання можна сконцентрувати у вузьконаправленому промені з великою густиною потужності. *Густина потужності* (*power density*) випромінювання дорівнює відношенню потужності  $P$  випромінювання до площі  $S$  поперечного перерізу лазерного пучка:



$$P_s = P/S \text{ (Вт/м}^2\text{)}.$$

Відповідно *густина енергії* (*energy density*)  $E_s$  випромінювання дорівнює відношенню енергії до площі  $S$  перерізу лазерного пучка:

$$E_s = E/S \text{ (Дж/м}^2\text{)}.$$

Когерентне випромінювання лазера з допомогою оптичної системи лінз можна сфокусувати на малу, порівняно з довжиною хвилі, площу поверхні об'єкта. Густина потужності лазерного випромінювання у фокусі, внаслідок підсумовування енергії величезної кількості когерентних випромінювань окремих атомів, які приходять у дану точку простору в однаковій фазі, досягає величезного значення. Наприклад, густина потужності лазера потужністю  $P = 1$  МВт і довжиною хвилі  $\lambda = 0,69$  мкм у фокусі дорівнює  $3 \cdot 10^{18}$  Вт/м<sup>2</sup>, тобто перевищує густину потужності випромінювання біля поверхні Сонця (яка дорівнює приблизно  $10^{12}$  Вт/м<sup>2</sup>) більше, ніж у мільйон разів. Існують лазери, в яких  $P_s$  досягає  $10^{24}$  Вт/м<sup>2</sup>.

Лазерне випромінювання з високою густиною потужності супроводжується, відповідно, високою напруженістю електричного поля електромагнітної хвилі, яка для наведеного вище прикладу дорівнює  $E = 3 \cdot 10^{10}$  В/м, тобто стає спільномірною з напруженістю  $E$  внутрішньоатомного та міжатомного електричних полів. Таке інтенсивне випромінювання при взаємодії з речовиною змінює його оптичні властивості.

Спектральна густина потужності  $P_{sl}$  лазерного випромінювання, рівна густині потужності  $P_s$  випромінювання на одиницю довжини хвилі, внаслідок високої монохроматичності також може досягати значення  $10^{21}$  -  $10^{22}$  Вт/м<sup>2</sup>·мкм, що перевищує спектральну густину потужності лазерного випромінювання у 10 разів.

### 2.2.3 Дози оптичного випромінювання

Лазерне світло, що попадає на поверхню тканини, підлягає законам оптики - воно частково відбивається, розсіюється, абсорбується або проходить крізь тканину. З точки зору лазерної терапії найважливішою проблемою є ефективне підведення випромінювання на відповідну

глибину тканини і ефективне перетворення енергії світла лазера в інші види біологічної чи хімічної енергій. Це підведення лазерного випромінювання певної потужності у визначеному часовому інтервалі називається енергетичною дозою випромінювання. Ось три приклади визначення однієї і тієї ж самої енергетичної дози, яка рівна 1 Дж для трьох різних потужностей лазерного світла:

$$1 \text{ Дж} = 10 \text{ мВт} \times 100 \text{ с} ;$$

$$1 \text{ Дж} = 20 \text{ мВт} \times 50 \text{ с} ;$$

$$1 \text{ Дж} = 40 \text{ мВт} \times 25 \text{ с} .$$

На рис. 2.1 показано енергетичну дозу 1 Дж для постійного (а) та імпульсного (б) режимів роботи лазера.

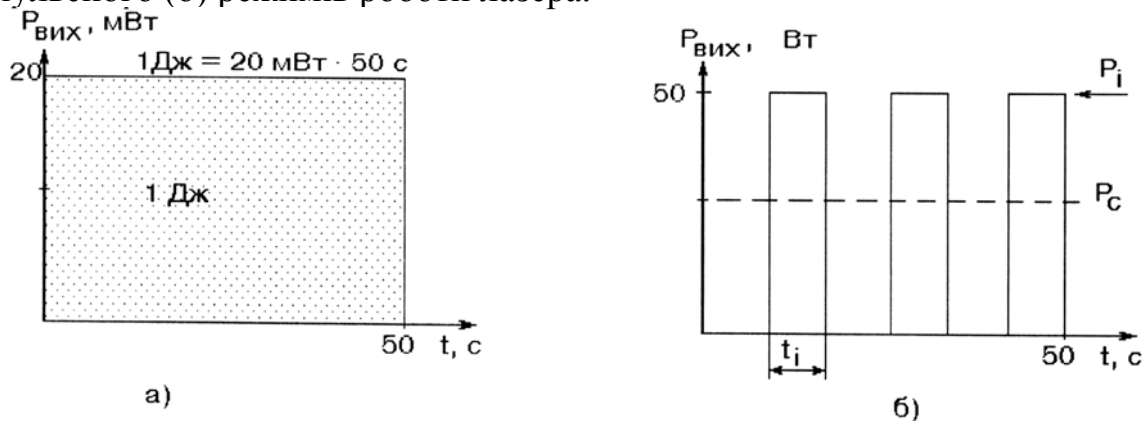


Рисунок 2.1 – Енергетична доза випромінювання 1 Дж для постійного (а) і імпульсного (б) режимів

Щоб визначити енергетичну дозу випромінювання для імпульсного режиму, треба спочатку визначити середню потужність  $P_c$ . Потім визначаємо енергетичну дозу, помноживши  $P_c$  на час роботи лазера.

Середню потужність визначають з виразу:  $P_c = P_i t_i f$ , де  $P_i$  – потужність імпульсу;  $t_i$  – тривалість імпульсу;  $f$  – частота повторення імпульсів. Для найпоширеніших лазерів  $P_i = 1, 5, 10, 20, 30, 50$ , рідше 75, 100 Вт;  $t_i = 50$ ,

150, 200 нс ;  $f = 1 - 4000$  Гц , у найновіших конструкціях – до  $10^4$  Гц.

Отже, якщо  $P_i = 50$  Вт , то  $P_c = 50 \text{ Вт} \cdot 200 \text{ нс} \cdot 2000 \text{ Гц} = 20 \text{ мВт}$ , тоді, відповідно:

$$1 \text{ Дж} = 20 \text{ мВт} \cdot 50 \text{ с} .$$

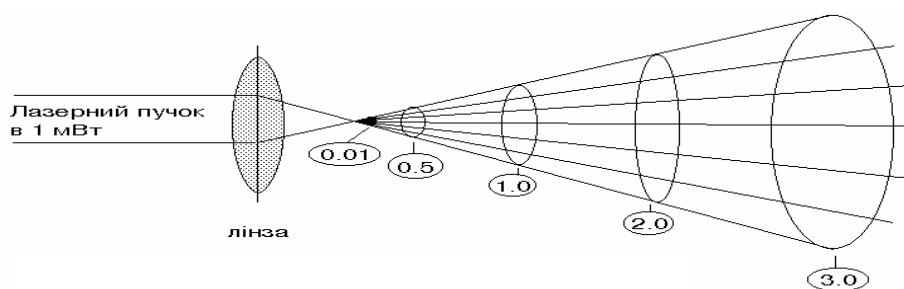


Рисунок 2.2 – Залежність густини потужності від діаметра лазерної плями

Важливими фізичними величинами, що характеризують лазерне випромінювання, є густина потужності (PD) і густина енергії (ED) випромінювання. Перша з цих величин – це густина потужності випромінювання лазерного пучка, який падає на біотканину. Розрізняють поверхневу густина потужності ( $PD_s$ ) і об'ємну ( $PD_v$ ). Тому  $PD_s = P/S$  [Вт/см<sup>2</sup>] і  $PD_v = P/V$  [Вт/см<sup>3</sup>].

Дані величини можна легко контролювати через зміну потужності випромінювання в лазерному пучку. На рис. 1.2 показано лазерний пучок потужністю 1 мВт, який за допомогою оптичної системи збігається до "плями" діаметром 0,1 мм. Освітлюючи тканину лазером з різних відстаней можемо отримати різну густина потужності на одній і тій же глибині тканини. Для прикладу, при опроміненні пучком діаметром 0,1 мм, поверхневу густина потужності можна обчислити як:

$$PD_s = P / \pi r^2,$$

де  $P$  – потужність опромінювання в мВт,

$r$  – радіус плями в см.

Підставивши відповідні величини отримаємо:

$$PD_s = 1 \text{ мВт} / 3,14 \cdot (0,05)^2 = 12732 \text{ мВт/см}^2$$

Варто зауважити, що збільшення радіуса  $r$  в два рази приводить до чотирикратного зменшення  $PD_s$  і т. д. (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Діаметр лазерної плями і відповідна їм поверхнева густина потужності

|                              |       |     |      |      |      |      |
|------------------------------|-------|-----|------|------|------|------|
| Діаметр, см                  | 0,01  | 0,5 | 1,0  | 2,0  | 3,0  | 4,0  |
| $PD_s$ , мВт/см <sup>2</sup> | 12732 | 5,1 | 1,27 | 0,32 | 0,14 | 0,08 |

Щодо об'ємної густини потужності ( $PD_v$ ), то визначення цієї величини безпосередньо зумовлюється застосуванням конкретного оптичного зонда (тобто, форми пучка випромінювання). Розрізняють два види формування лазерного пучка:

- а) циліндричний (сколімований);
- б) конусоподібний, коли пучок збіжний або розбіжний.

Схематично це показано на рис.2.3.

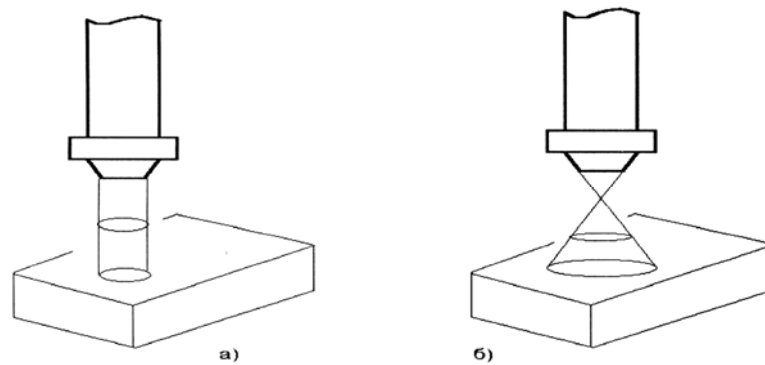


Рисунок 2.3 – Типові форми лазерного пучка:

а) - циліндрична; б) - конусоподібна

В терапевтичній практиці найчастіше використовують таку величину, як густина енергії ( $ED$ ). Густина енергії випромінювання характеризується параметрами, які легко контролювати: потужністю випромінювання, часом освітлення і освітленою площею або об'ємом:

$$ED_s = P \cdot t / S \text{ і } ED_v = P \cdot t / V.$$

Процес взаємодії з біологічною тканиною грубо (тобто без урахування розсіювання і т. д.) можна описати виразом:

$$P_o = P_{\text{пр}} + P_{\text{погл}} + P_{\text{відб}}, \quad (2.1)$$

де  $P_o$  – потужність випромінювання, що падає на об'єкт;

$P_{\text{пр}}$ ,  $P_{\text{погл}}$ ,  $P_{\text{відб}}$  – частина потужності, яка пройшла через об'єкт, поглинута ним або відбита від нього, відповідно.

Розглянемо характеристики процесів проходження випромінювання через об'єкт або взаємодію з ним.

1. Коефіцієнт пропускання  $\tau$  – потужність випромінювання  $P_{\text{пр}}$ , пропущена об'єктом у напрямку поширення випромінювання, поділена на потужність випромінювання  $P_o$ , яка попадає на об'єкт:

$$\tau = P_{\text{пр}}/P_o. \quad (2.2)$$

2. Коефіцієнт поглинання  $\alpha$  - потужність випромінювання, поглинута об'єктом  $P_{\text{погл}}$ , поділена на потужність випромінювання  $P_o$ , яка попадає на об'єкт:

$$\alpha = P_{\text{погл}}/P_o. \quad (2.3)$$

3. Коефіцієнт відбиття  $\rho$  - потужність випромінювання, відбитого від поверхні об'єкта  $P_{\text{відб}}$ , поділена на потужність випромінювання  $P_o$ , яка попадає на об'єкт:

$$\rho = P_{\text{відб}}/P_o. \quad (2.4)$$

З виразу (2.1), враховуючи (2.4) можна отримати:

$$1 = \tau + \alpha + \rho. \quad (2.5)$$

4. Коефіцієнт лінійного послаблення  $m$  – величина послаблення випромінювання при проходженні однорідного об'єкта, поділена на довжину об'єкта:

$$m = -\lg \tau / l = D/l. \quad (2.6)$$

Тут від'ємний десятковий логарифм пропускання,  $-\lg \tau$ , називається послабленням (або оптичною густиною  $D$ ). У випадку використання натурального логарифма коефіцієнт лінійного послаблення має вигляд :

$$\mu = -\ln \tau / l. \quad (2.7)$$

Розмірність  $m, \mu$  -  $[m^{-1}]$ .

5. Поглинання  $A$  - від'ємний логарифм різниці одиниці і коефіцієнта поглинання однорідного об'єкта:

$$A = -\lg(1 - \alpha) = -\lg \tau. \quad (2.8)$$

На відміну від оптичної густини, яка визначається і поглинанням, і розсіюванням, поглинання  $A$  зв'язане тільки з поглинанням всередині об'єкта.

При використанні натурального логарифма поглинання визначається виразом:

$$B = -\ln(1 - \alpha) = -\ln \tau. \quad (2.9)$$

6. Лінійний коефіцієнт поглинання  $a$  - відношення поглинання  $A$  до довжини шляху  $l$ , який пройшло випромінювання всередині однорідного об'єкта:

$$a = A/l, \quad (2.10)$$

або

$$\alpha = B/l. \quad (2.11)$$

Розмірність  $a, \alpha$  -  $[m^{-1}]$ .

7. Молярний коефіцієнт поглинання  $\epsilon$  - відношення лінійного коефіцієнта поглинання  $a$ , обумовленого будь-якою компонентою об'єкта, до концентрації  $C$  цієї компоненти в молях:

$$\epsilon = a/C = A/C \cdot l. \quad (2.12)$$

Аналог, одержаний при використанні натурального логарифма, має вигляд:

$$k = \alpha/C = B/C \cdot l. \quad (2.13)$$

Розмірність  $\epsilon, k$  -  $[m^2 \text{ моль}^{-1}]$ . Позасистемною одиницею виміру  $\epsilon$  (або  $k$ ) є  $л \cdot \text{моль}^{-1} \text{ см}^{-1}$  або  $дм \cdot \text{моль}^{-1} \text{ см}^{-1}$ . В даному випадку  $\epsilon$  (або  $k$ ) називають коефіцієнтом екстинкції.

Інколи використовується термін "поперечний переріз поглинання"  $\sigma$ , який вимірюється в  $см$  і зв'язаний з  $\epsilon$  співвідношенням:

$$\sigma = 3.8 \cdot 10^{-21} \epsilon. \quad (2.14)$$

Фізичний зміст  $\sigma$  - ефективний переріз молекули, при проходженні якого відбувається поглинання кванта світла даної довжини хвилі.

Залежність  $A$ ,  $\epsilon$  (або  $B$ ,  $k$ ) від довжини хвилі називається спектром поглинання.

Із виразів (2.9) і (2.13) можна отримати фундаментальні співвідношення, які отримали назву закону Бугера:

$$P_{\text{пр}} / P_o = e^{-dl}, \quad (2.15)$$

і закону Бугера-Ламберта-Бера:

$$P_{\text{пр}} / P_o = e^{-dlc}. \quad (2.16)$$

### **2.3 Поглинання і перетворення живими тканинами енергії ЕМП в теплову**

Механізм перетворення в живих тканинах енергії ЕМП у теплову вважали єдиною можливою причиною будь-яких біологічних ефектів, що створюються ЕМП на усіх частотах – від низьких до надвисоких. На цій основі були розроблені й одержали широке поширення методи застосування ЕМП високих, ультрависоких і надвисоких частот для лікування різних захворювань.

Тоді, коли біологічні об'єкти піддаються впливу ЕМП досить високих інтенсивностей (при якій тепловий ефект уже можливий), вона є досить корисною.

У низькочастотному і високочастотному діапазонах перетворення енергії ЕМП у теплову пов'язано в основному із втратами провідності, що виникають за рахунок виділення у тканинах джоулевого тепла індукованими в них іонними струмами.

До частот порядку 10 МГц розміри тіла людини і тварин (а тим більше дрібних) малі в порівнянні з довжиною хвилі, а тканини тіла можна розглядати як провідне середовище. Тому виконуються умови квазістаціонарності і розрахунки можна робити як для статичного поля, коли потужність ЕМП, що поглинається одиницею об'єму тіла, може бути обчислена за законами постійного струму:

$$P = i^2 \rho \text{ [Вт/см}^3\text{]}.$$

У діапазонах ультрависоких і надвисоких частот перетворення енергії ЕМП у теплову пов'язано вже не тільки із втратами провідності, але і з діелектричними втратами. При цьому частка діелектричних втрат у загальному поглинанні енергії ЕМП у тканинах зростає з частотою.

Наприклад, втрати, пов'язані з релаксацією молекул води в тканинах, при частоті 1 ГГц, складають близько 50% від загальних втрат, при частоті 10 ГГц – близько 90% і при частоті 30 ГГц – близько 98%.

У цих частотних діапазонах (вище 100 МГц) розміри тіла людини і великих тварин уже можуть порівнюватись з  $\lambda$  чи перевищувати її, а тканини тіла вже не можна розглядати як провідне середовище.

Із урахуванням відбиття, потужність ЕМП, що поглинається на  $1 \text{ см}^2$  поверхні об'єкта, чи діюча потужність ( $P_d$ ) буде рівною:  $P_d = P_o \cdot (1 - k_o)$ ,

де  $P_o$  – щільність потоку потужності, що падає на поверхню об'єкта,  $k_o$  – коефіцієнт відбиття.

Значення коефіцієнта відбиття ЕМП різних частот від різних тканин при різних частотах і глибина проникнення енергії ЕМП у глиб тканин (тобто глибина, на якій енергія зменшується в  $e$  раз) наведені в таблицях 2.2, 2.3.

Таблиця 2.2 – Коефіцієнт відбиття від границь розподілу між тканинами при різних частотах. Частота, МГц [14, 89]

| Границі розподілу | 100   | 200   | 400   | 1000  | 3000  | 10000 | 35000 |
|-------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Повітря – шкіра   | 0,758 | 0,684 | 0,623 | 0,570 | 0,550 | 0,530 | 0,470 |
| Шкіра – жир       | 0,340 | 0,227 | -     | 0,231 | 0,190 | 0,230 | 0,220 |
| Жир – м'язи       | 0,355 | 0,351 | 0,3   | 0,26  | -     | -     | -     |

Залежність ступеня поглинання енергії ЕМП у біологічному об'єкті від розмірів останнього можна оцінити за допомогою розрахунку для напівпровідної сфери. З них випливає, що при  $R > \lambda$  у напівпровідній сфері поглинається приблизно 50% потужності, що падає на поперечний переріз, незалежно від активної провідності речовини, з якої складається сфера. Розрахунки й експерименти на моделях показали, що це справедливо для біологічних об'єктів будь-якої форми в діапазоні частот від 300 МГц до 3 ГГц. Але при  $R < \lambda$  потужність, що поглинається, залежить від електричних параметрів об'єкта і при деяких значеннях  $R/\lambda$  у ньому поглинається більше енергії, ніж падає на поперечний переріз.



Таблиця 2.3 – Глибина проникнення електромагнітних хвиль у різні тканини, см.  
Частота, МГц [14, 89]

| Тканина          | 100   | 200   | 400   | 1000  | 3003  | 10000 | 24000 | 35000 |
|------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
| Кістковий мозок  | 22,9  | 20,66 | 18,73 | 11,9  | 9,924 | 0,34  | 0,145 | 0,073 |
| Головний мозок   | 3,56  | 4,132 | 2,072 | 1,933 | 0,476 | 0,168 | 0,075 | 0,037 |
| Кришталік ока    | 9,42  | 4,39  | 4,23  | 2,915 | 0,500 | 0,174 | 0,07  | 0,037 |
| Склоподібне тіло | 2,17  | 1,69  | 1,41  | 1,23  | 0,535 | 0,195 | 0,045 | 0,031 |
| Жир              | 20,45 | 12,53 | 8,52  | 6,42  | 2,45  | 1,1   | 0,342 | -     |
| М'язи            | 3,451 | 2,32  | 1,84  | 1,456 | -     | 0,314 | -     | -     |
| Кров             | 2,86  | 2,15  | 1,787 | 1,40  | 0,78  | 0,148 | 0,059 | 0,027 |
| Шкіра            | 3,765 | 2,78  | 2,18  | 1,638 | 0,646 | 0,189 | 0,072 | -     |

Залежність характеру поглинання від анатомічного розташування тканин визначається головним чином товщиною підшкірного жирового шару і способом дії ЕМП на об'єкт. Якщо вплив створюється шляхом встановлення об'єкта між пластинами конденсатора, то в підшкірному шарі, що має більш низькі значення відносної діелектричної проникності  $\epsilon$  і активної провідності  $\sigma$ , ніж у глибше розташованих м'язових тканин, напруженість  $E$  буде вищою, ніж у м'язах. Відповідно розподілиться і потужність, що поглинається ЕМП. Якщо проходить опромінення об'єкта хвилями, то жировий шар може зіграти роль “трансформатора імпедансів” між повітряним середовищем і м'язовою тканиною, що може привести до тієї чи іншої компенсації відбиття хвиль.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Що являє собою електромагнітне поле?
2. Наведіть номенклатуру розподілу діапазонів частот.
3. В чому полягає різниця між НВЧ,УВЧ випромінюваннями та лазерним?
4. Який негативний вплив здійснює ЕМП на біологічний об'єкт?
5. В чому полягає ефект поглинання ЕМП в біологічному об'єкті?

### 3 ПРИНЦИПИ ФІЗІОТЕРАПІЇ

Протягом останніх десятиліть у розвитку фізіотерапії (ФТ) можна визначити три етапи: перший етап (70-ті роки) – виявлення й опис, переважно специфічних особливостей і ефектів окремих фізичних чинників (ФЧ).

Другий етап (80-ті роки) – збереження уваги до попередньої тенденції, розвивається нова у вигляді розробки загальних і часткових способів і шляхів оптимізації ФТ. Третій етап (90-ті роки) – пріоритетними стають інтегративні тенденції, що знаходить своє вираження в прагненні до створення загальної теорії дії ФЧ і, як її невід’ємного компонента, – формулювання загальних принципів ФТ.

Закономірним підсумком наукових досліджень, виконаних у білоруському, російському та українському фізіотерапевтичних центрах, стало визначення універсальності впливу ФФ, що впливає з адаптаційної теорії П. К. Анохіна. Лікувальний ефект ФТ у світлі цієї теорії подається частковим проявом пристосувальної реакції в умовах хвороби, що також відзначали А. Е. Щербак, А. Р. Киричинський та інші видатні вчені-фізіотерапевти. В наш час визначені загальні закономірності реакцій організму на дію ФЧ з урахуванням фазності структурно-функціональних, метаболічних та енергетичних змін, що супроводжують лікувальні процедури.

Отримала визнання загальна теорія механізму дії ФЧ із виділенням трьох умовних фаз або стадій (фізичної, фізико-хімічної, біологічної) і ряду ентропійних процесів трансформації зовнішньої енергії, що відбуваються при цьому. У даному аспекті, провідне значення приділяється тепловому обміну, іонним зсувам і активації окисно-відновлювальних процесів, конформаційним змінам біомолекул. Крім того, зроблений ряд успішних спроб наукового пояснення біоінформативної сутності ФТ. Зокрема, розширені уявлення про механізми окремих специфічних ефектів лікувально-профілактичної дії ФЧ і їхньої спроможності активувати стреслімітуючі, у тому числі пептидергічні системи, підвищувати антитоксичні функції й антирадіаційну резистентність організму.

Важливим у методологічному відношенні є і виділення, у рамках традиційної моделі, етіотропного, патогенетичного і симптоматичного

лікування четвертого компонента – саногенетичної і превентивної спрямованості ФТ. Нині визначене і сформульоване широке коло реабілітаційних задач із досягнення максимально можливої реституції, повноцінної або часткової регенерації і компенсації, адекватної імунної реактивності. У існуючій систематизації принципів ФТ основу складають фундаментальні онтологічні поняття, виражені в загальноприйнятій термінології і лаконічно інтерпретовані. На схемі (рис. 3.1) подані три групи принципів – базових, методичних і диференціальних – оформлених у вигляді рівностороннього трикутника, що підкреслює необхідність їхнього гармонічного представництва при практичному застосуванні ФЧ.

**I група. Базові (інтеграційні) принципи** досить відомі і, мабуть, не потребують детальних коментарів. **Системність** (*systematism*) – припускає наявність загальної методології, цільових програм, єдиної критеріальної бази, термінології, класифікації; **комплексність** (*complexity*) – використання всіх реальних можливостей ФТ, включаючи нетрадиційні й альтернативні методики; **безперервність** (*continuity*) – виділення дискретних послідовних етапів із визначеними критеріями їхнього об'єму і довжини, що відповідають, звичайно, фазам і стадіям пато- і саногенеза. При цьому, з огляду на одновимірність і необоротність тимчасових процесів, провідна роль при реалізації останнього з наведених базових принципів приділяється сталості передбачення (прогнозування) очікуваних результатів лікування з оперативною, своєчасною і сумірною корекцією періоду захворювання, фізіотерапевтичної стратегії і тактики.

**II група. Методичні (загальнофізіотерапевтичні) принципи.** До даної групи варто відносити такі аспекти призначення ФЧ, як оптимальність їхніх параметрів (принцип "що"), просторова орієнтованість (принцип "де"), часова структурованість (принцип "коли").

**Оптимальність** (*optimum*) параметрів припускає виділення ефективних доз лікувальних ФЧ за специфічними фізичними величинами у відносних одиницях виміру – на одиницю площі або маси тіла. При цьому, необхідний постійний контроль проведених фізіотерапевтичних навантажень і динамічної корекції їхньої інтенсивності й обсягу. Оптимальність параметрів у наш час оцінюється як за жорстко-, так і за гнучко-детермінованими показниками. До перших із них варто віднести призначення ФЧ в: усереднених дозах (використовують звичайно клімато-, гідро- і бальнеотерапію), що залежать від форми, стадії і фази

захворювання; умовних дозах – слабких, середніх, сильних – відповідно до вихідних параметрів більшості електролікувальних приладів; дозах, що викликають визначені фізіологічні відповіді (скорочення м’яза, гіперемію шкіри, анальгезію і т. д.); дозах, що викликають визначені сенсорні відповіді – “передбачені відчуття”. До других можуть бути віднесені: біосинхронні впливи за параметрами серцевого, дихального циклів і електрофізіологічними показниками – ЕМГ, ЕЕГ, РЕГ, які дозовані по каналах біологічного зворотнього зв’язку (адаптивне біорегулювання) і за розміром індивідуальної поглиненої дози. Прикладом останнього може служити визначення ступеня випромінювання радіаційно-конвективних потоків як показника теплоенергетичної трансформації і дисипативності. Гнучкодетермінований підхід до дозування об’єднує способи діагностики і лікування, що додає ФТ спроможність оперативної корекції функціонального стану організму.

#### ПРИНЦИПИ ФІЗІОТЕРАПІЇ

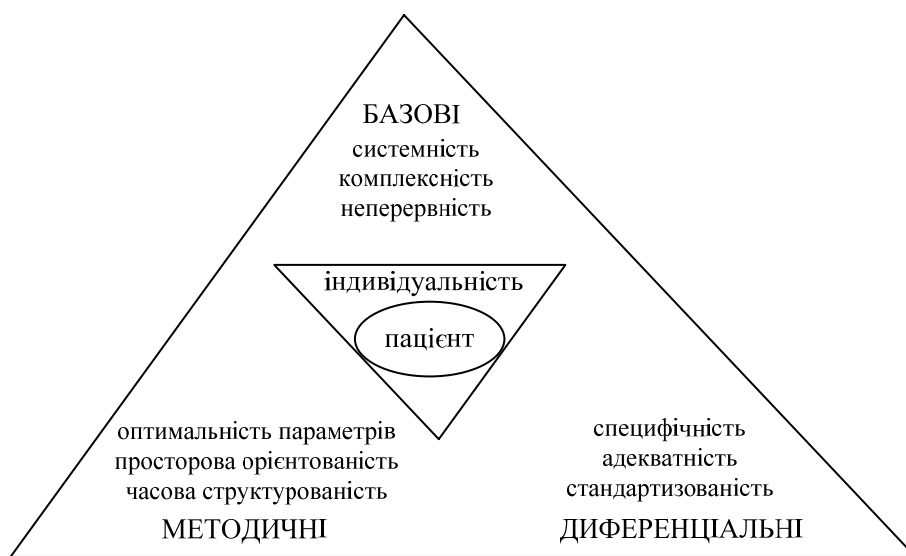


Рисунок 3.1 – Структурна схема кутових принципів призначення фізичних методів лікування

**Просторова орієнтованість** (*spatial orientation*) припускає вибір пріоритетних зон локалізації або “мішеней” впливів. Поряд із застосовуваними у ФТ загальними, сегментарними і місцевими “локальними” впливами, у клініці соматичних і нервових захворювань набувають особливої значимості додаткові зонально-орієнтовані по полях впливи, які входять у структурно-функціональні патерни формування

стійких патологічних зв'язків в організмі хворого. До найбільш значимих варто віднести: метамерно-рецепторний з відповідними дерма-, міо-, нейро-, склеро- і спланхіотомами; класичні і додаткові акупунктурні зони; нейротрункулярні, нейросудинні і міогенні тригерні області; оліготрофні зони, подані зміненими сполучнотканинними утвореннями (зв'язками, періостом, сухожиллям); вертеброгенні ключові зони, що підтримують неоптимальні рухові стереотипи і порушення біомеханіки. Ігнорування принципу просторової орієнтованості або шаблонне його виконання зменшують значення клінікотопічного підходу.

**Часова структурованість** (*time struggling*) – визначення тривалості окремої процедури і часу її проведення; темпу впливу (основні, прискорені й уповільнені схеми лікування); ритмічності (з обліком широкого кола біологічних ритмів – сну і його розладів, роботи і відпочинку, дихання (вдих і видих), кровообігу (систола і діастола), добових, тижневих, сезонних річних і окремих вікових періодів); послідовності процедур у часі (міжпроцедурні інтервали залежать від ступеня оборотності змін у зоні впливу і від системних відповідей організму).

**III група. Диференціальні принципи** – специфічність, адекватність і стандартизованість. Реалізацію цих принципів варто здійснювати в співпраці із терапевтами, ортопедами, невропатологами й ін. Лікарю-фізіотерапевту часто доводиться спростовувати непорозуміння, а іноді, і недовіру лікарів-клініцистів до лікувальних можливостей ФТ.

**Специфічність** (*specificity*) методів і методик ФТ – це, у першу чергу, їх відповідність типовим патофізіологічним процесам – ішемія, і інші розлади мікроциркуляції, запалення, імунні реакції негайного й уповільненого типів, дистрофія, стрес та інші глибоко запрограмовані стереотипні реакції організму.

**Адекватність впливу** (*adequacy of the impact*) – відповідність окремих лікувальних ефектів ФТ (протизапального, вазоактивуючого, стреслімітуючого, анальгезуючого) і конкретної клінічної ситуації, включаючи ступінь ризику можливих ускладнень і прояви побічної або негативної дії, а також поняття сумісності і несумісності при комплексному застосуванні ФЧ. Необхідно зняти довгостроково існуюче “табу” для опису можливих негативних наслідків застосування ФТ, що спостерігаються, до речі, менше, ніж при проведенні інших видів

лікування. Надлишок поверхневих, аморфних рекомендацій, найчастіше дезорієнтує лікарів і дискредитує саме фізичне лікування.

**Стандартизованість** (*standardization*). Варто підтримати думку про визначення, у рамках окремих клінічних дисциплін, типових лікувально-профілактичних програм і їхніх модифікацій, реалізованих на основі клініко-лабораторних діагностичних і прогностичних критеріїв, специфічних показань, абсолютних і відносних протипоказань. Для реалізації даного принципу необхідне відпрацьовування єдиних методичних підходів до оперативного впровадження найбільш передових технологій. Сумнівним методикам ФТ повинна бути дана відповідна оцінка.

І нарешті, про **індивідуальність** (*individuality*) – вузловий принцип, що пронизує весь лікувально-профілактичний процес. Індивідуальність означає, насамперед, облік інтимних, біологічних, психологічних і соціальних складових особистості, своєрідність чинників, що визначають об'єм, ступінь і темпи розвитку захворювання, а також характер партнерських взаємовідносин між лікарем і пацієнтом, або, користуючись сучасною термінологією, – клієнтом, приймаючи до уваги сучасні неминучі тенденції щодо конвергенції медицини, соціального страхування і комерції.

Існуюча фізіотерапевтична апаратура може бути поділена на терапевтичну й діагностичну. Вироби терапевтичної апаратури прийнято називати апаратами, вироби діагностичної апаратури – приладами.

**Терапевтичні апарати** (*therapeutic devices*) впливають на пацієнта з метою отримання бажаних зрушень в його організмі – перебудову патологічного процесу у бік нормалізації. **Хірургічні апарати** (*surgical devices*), які є частиною терапевтичних, призначені для здійснення радикальних змін в структурі органів і тканин. Отже, терапевтичні апарати є такими, що здійснюють необхідний вплив.

Діагностичні прилади призначені для дослідження характеристик живого організму для того, щоб встановити можливі відхилення від норми і причини, що їх викликали. Діагностичні прилади можуть бути такими, що здійснюють впливи і такими, що їх сприймають (реєструють)

**Діагностичні прилади** (*diagnostic devices*), що здійснюють впливи дають необхідну інформацію про реакцію пацієнта на певний чинник (наприклад, діагностичні електростимулятори), або на внесені тілом пацієнта збурювання в потік енергії (рентгенівське просвічування, ультразвукова ехографія тощо). При діагностиці прагнуть, як правило,

знизити до максимально можливого рівня енергію впливу, щоб виключити побічні шкідливі для організму ефекти. Межу такому зниженню ставить чутливість організму до впливу або чутливість методу реєстрації внесених збурювань.

**Реєструючі діагностичні прилади** (*recordings diagnostic devices*) подають інформацію про різні процеси в організмі – біопотенціали, що генеруються тканинами й органами, звукові тони серця, температуру тіла й ін. Ці прилади аналогічно іншим вимірювальним приладам, повинні впливати на досліджуваний процес і передавати інформацію з найменшими спотвореннями.

Терапевтичні апарати і діагностичні прилади, що здійснюють вплив в залежності від виду енергії, не спрямованої на пацієнта, поділяються на такі, що впливають електричною енергією й такі, що впливають механічною енергією (за сформованою термінологією багато діагностичних приладів впливу прийнято називати апаратами, наприклад, рентгенівські, для електродіагностики й ін.).

Апаратуру, яка використовує для впливу механічну енергію, розділяють за агрегатним станом робочого “тіла”, тобто “тіла”, що безпосередньо контактує з пацієнтом. Робоче “тіло” може бути твердим, рідким або газоподібним. Відповідно можна виділити електромедичні механізми, гідравлічні й газові апарати й прилади. До перших відносяться ультразвукові терапевтичні апарати й діагностичні прилади, аудіометри, вібромасажні апарати й ін.; до других – аерозольні апарати з відцентрованими ультразвуковими розмикачами і треті – апарати зі штучною вентиляцією легенів з електроприводом.

Апаратура, що працює на принципі використання частини спектра електромагнітних коливань, включає в себе низькочастотні, високочастотні, світлооптичні, рентгенівські й радіологічні апарати й прилади.

Низькочастотні терапевтичні апарати поділяються на дві групи в залежності від форми електричної енергії впливу (струм, поле). Серед апаратів впливу, виділяють три групи відповідно до виду струму (постійний, змінний або імпульсний). Подальший розподіл цих апаратів проводиться за функціональною ознакою й містить у собі назви медичних методик. За родом поля, апарати поділяються на апарати, що використовують електричне й магнітне поля, а за видом поля: постійне, змінне імпульсне. Подальший розподіл – після медичних методик (рис. 3.2).

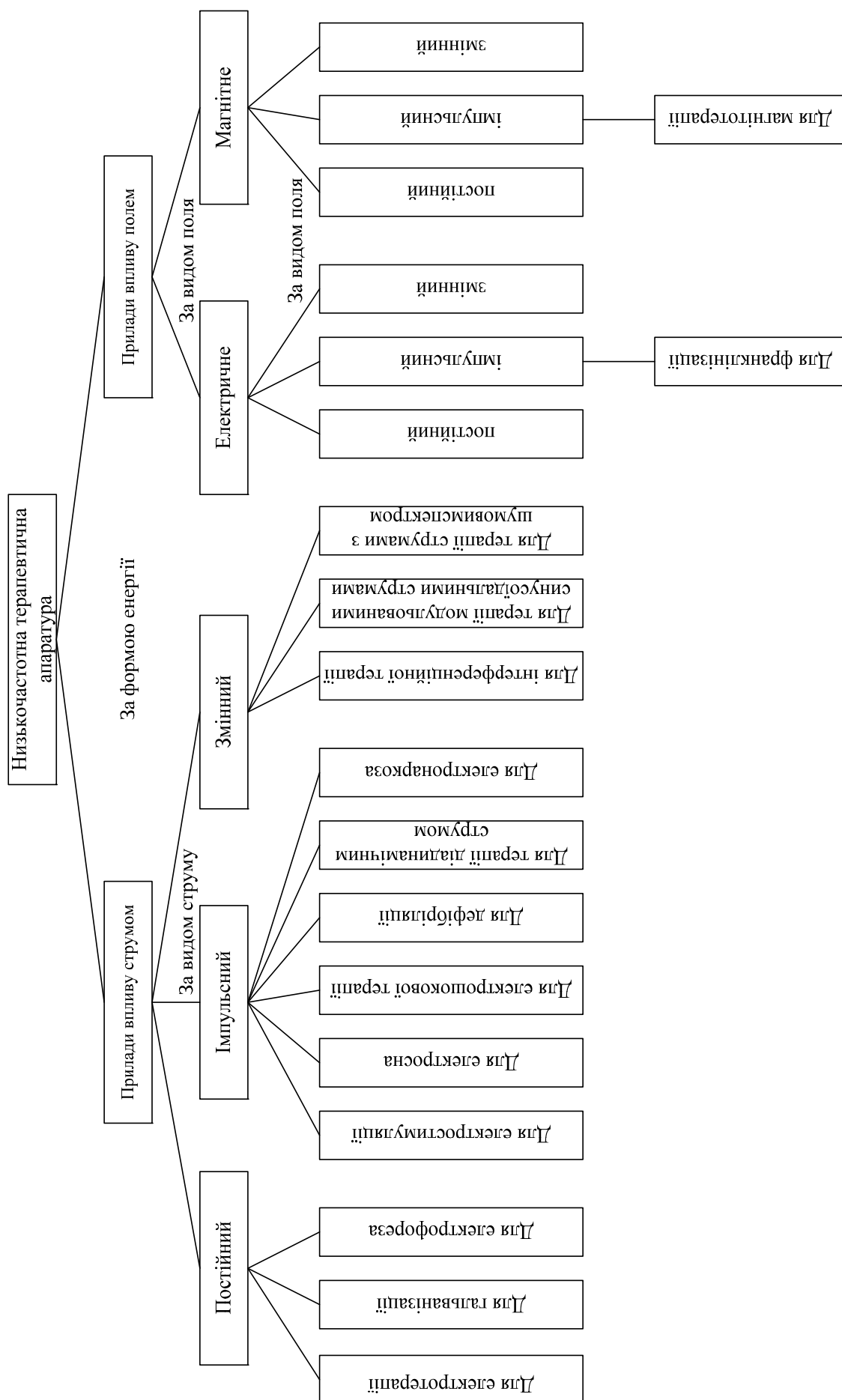


Рисунок 3.2 – Класифікація НЧ електротерапевтичної апаратури



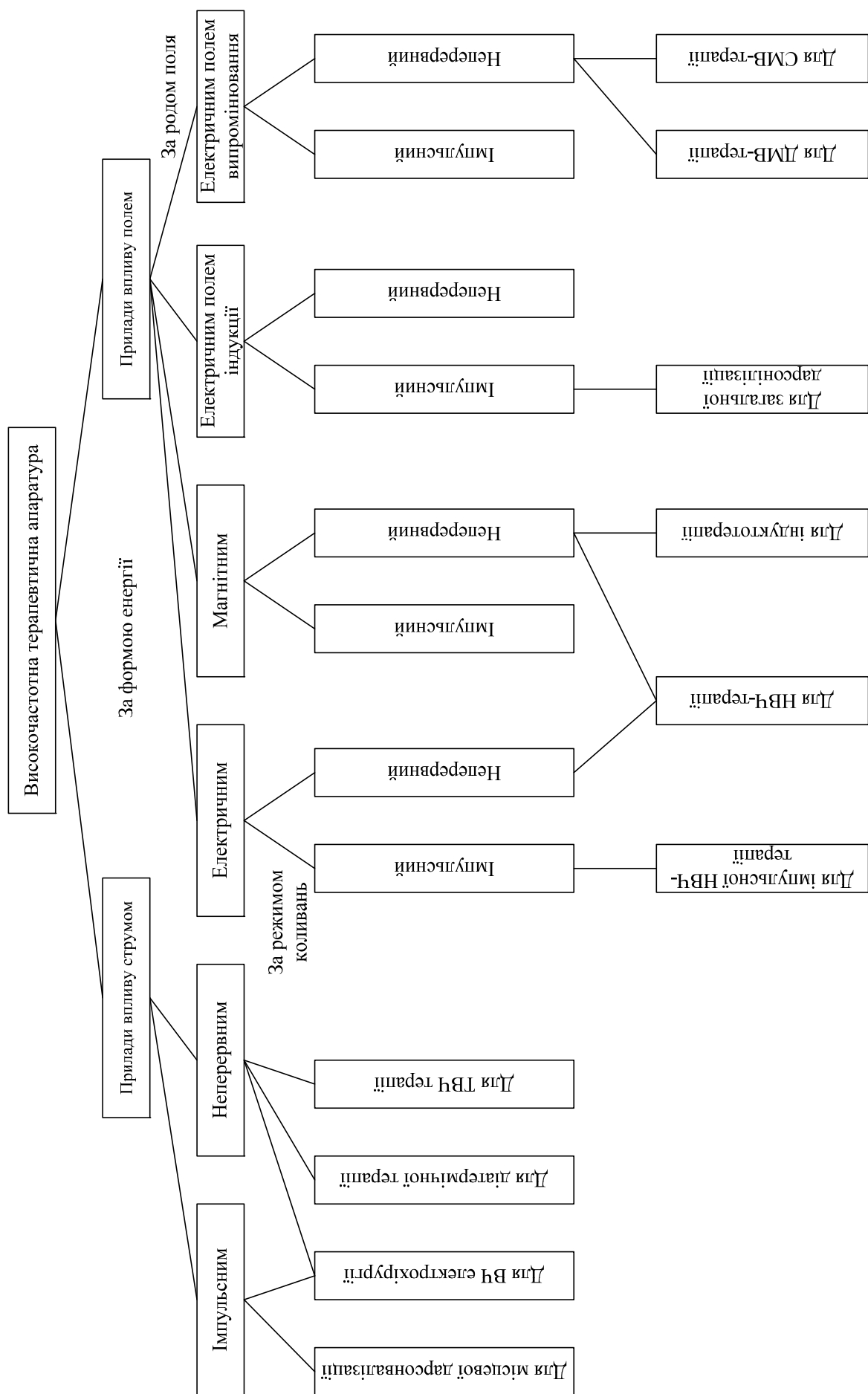


Рисунок 3.3 – Класифікація ВЧ електротерапевтичної апаратури

Відповідно до форми використаної енергії ВЧ терапевтичні апарати складають дві групи: апарати, що впливають струмом і полем (рис. 3.3).

В залежності від використання складового електромагнітного поля (електричне, магнітне, електромагнітне), апарати поділяються на три групи.

Подальший розподіл апаратів – за режимом коливань – безперервним коливанням або імпульсним. Закінчується класифікація конкретними медичними методиками.

Діагностичні НЧ і ВЧ прилади впливу нараховують усього кілька найменувань. Прикладом НЧ приладів є прилади для електродіагностики, прикладом ВЧ – прилади для імпедансної плетизмографії.

Класифікація діагностичних приладів основана на формі енергії, що передається від пацієнта до приладу. При діагностиці може сприйматися електрична, механічна, теплова, хімічна енергія. Електрична енергія сприймається у вигляді біопотенціалів різних тканин і органів (серця, м'язів, мозку, шлунка й т. д.).

Механічна енергія віддається від організму до приладу у вигляді акустичних тонів серця (фонокардіографія), незначних рухів усього тіла в результаті поштовхів крові в серці й великих судинах (балістокардіографія), переміщень ділянок тіла в результаті скорочення шлунка, матки (гістерографія) і т. д.

Теплова енергія тіла сприймається при вимірюванні температури контактними (електронні термометри) або безконтактними (термографія) методами, що використовують інфрачервоне випромінювання тіла.

Таким чином ми розглянули основні види електромедичної, фізіотерапевтичної апаратури та її типові представники. При цьому варто враховувати, що деякі види приладів і апаратів виділилися в самостійні розділи медичної техніки, як, наприклад, рентгенівські й радіологічні.

## **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. В чому полягають принципи системності і комплексності?
2. Чим відрізняються методичні принципи від диференційних?
3. Дайте означення оптимальності, просторової обґрунтованості і часової структурованості?
4. Поясніть суть принципу адекватності.

## **4 ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНА ВИСОКОЧАСТОТНА АПАРАТУРА**

### **4.1 Фізичне обґрунтування дії ВЧ коливань на тканини організму**

В основі будь-якої лікувальної дії ВЧ коливань лежить їх вплив на заряджені частинки (електрони, атоми та молекули) речовин, з яких складаються тканини організму. В дії ВЧ коливань розрізняють 2 основні групи ефектів – тепловий ефект і так званий специфічний ефект.

Тепловий ефект, що досягається впливом ВЧ коливань, відрізняється від аналогічного, отриманого іншими методами (грівки, укутування, інфрачервоне опромінення та інші) рядом суттєвих переваг. Нагрівання тканин струмами і полями ВЧ відбувається не за рахунок передачі тепла, підведеного до поверхні тіла, а за рахунок безпосереднього виділення теплоти у розміщених всередині тіла тканинах і органах. Це дозволяє значною мірою виключити теплоізолюючу дію системи шару шкіри і підшкірної жирової клітковини, а також теплорегулюючу дію системи кровообігу, що значно ослаблює передачу тепла всередину з поверхні тіла.

Суттєвими перевагами ВЧ методів є можливість легко регулювати потужність коливань, що діють на об'єкт, і відповідно інтенсивність теплового ефекту.

Специфічний ефект від дії ВЧ коливань найбільш явно проявляється на ультра- та надвисоких частотах в різноманітних внутрішньо-молекулярних фізико-хімічних процесах та структурних перебудовах, які можуть змінювати функціональний стан клітин тканин.

Як приклад можна вказати на вишиковування в ланцюжки, орієнтовані паралельно електричним силовим лініям, еритроцитів, лейкоцитів і деяких інших клітин і частин, орієнтування по полю поляризованих бокових гілок макромолекул.

Електричні параметри біологічних тканин, як і будь-якої іншої речовини, можуть бути охарактеризовані діелектричною проникністю  $\epsilon$  і питомою електричною провідністю  $\sigma$ . Електричні характеристики різноманітних тканин значною мірою залежать від вмісту в них води з розчиненими в ній солями, іони якої обумовлюють провідність як самого розчину, так і тканин, що містять його.

Всі тканини тіла відповідно до вмісту в них води можуть бути розділені на 3 основні групи.

1. Рідкі тканини (кров, лімфа), що являють собою водну суспензію клітин і білкових молекул.

2. М'язові і їм подібні тканини внутрішніх органів (серце, нирки, печінка та ін.), що також містять велику кількість води, але мають ущільнену структуру.

3. Тканини з малим вмістом води (жир, кістки).

Оскільки час релаксації молекул води становить близько  $10^{-11}$  с, зміни величин  $\epsilon$  та  $\sigma$  тканин, пов'язані з полярними властивостями води, починають суттєво виявлятися на частотах більше 1000 МГц. На рисунку 4.1 наведена залежність діелектричної проникності  $\epsilon$  і питомого опору  $\rho$  (величина, обернена питомій провідності  $\sigma$ ) від частоти для м'язової та жирової тканин.

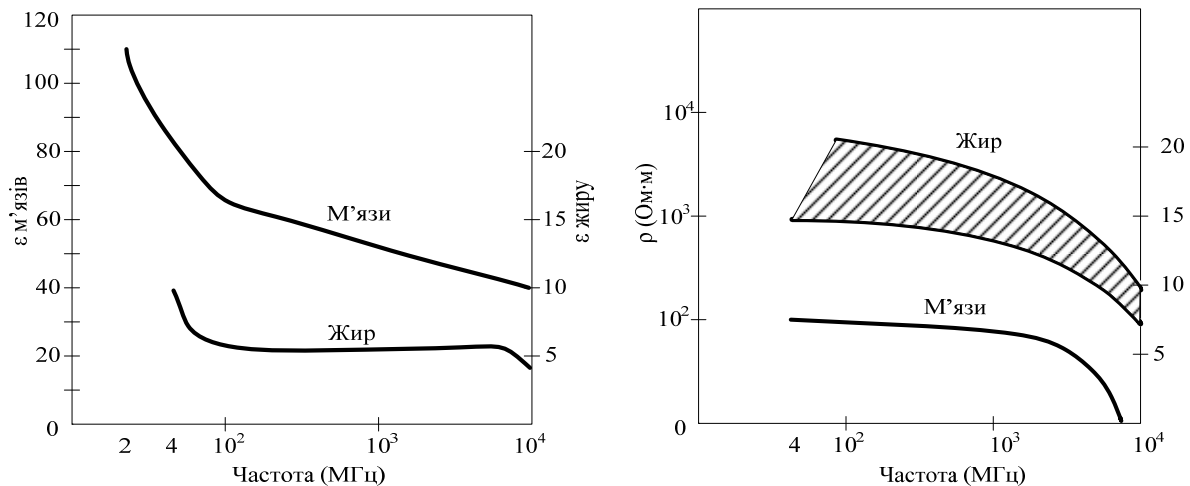


Рисунок 4.1 – Залежність діелектричної проникності  $\epsilon$  і питомого опору  $\rho$

Відповідно до вищевказаного як  $\epsilon$ , так і  $\rho$  зменшуються з частотою. Еквівалентна електрична схема може бути зображена у вигляді конденсатора  $C$  без втрат, зашунтованого опором втрат  $R$  (рисунок 4.2).

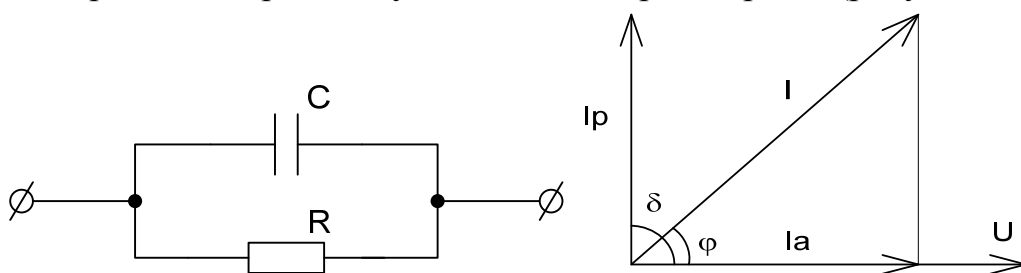


Рисунок 4.2 – Еквівалентна електрична схема

Повний струм  $I_l$ , що протікає через діелектрик, дорівнює векторній сумі активної  $I_a$  та реактивної  $I_p$  складових:

$$I = \sqrt{I_a^2 + I_p^2} = \sqrt{\left(\frac{U}{R}\right)^2 + (U \cdot \omega C)^2}, \quad (4.1)$$

де  $U$  – напруга на діелектрику,

$\omega$  – кутова частота коливань.

Діелектрик характеризується кутом втрат  $\sigma$ , який доповнює до  $90^\circ$  кут зсуву фаз  $\varphi$  між струмом і напругою. Кут втрат визначається таким відношенням:

$$\operatorname{tg} \delta = \frac{I_a}{I_p} = \frac{1}{\omega RC}. \quad (4.2)$$

Реактивна складова, що не викликає втрат енергії, визначається реактивною провідністю конденсатора, тобто діелектричною проникністю діелектрика і частотою коливань.

## 4.2 Використання імпульсних і змінних струмів для електродіагностики та електростимуляції

*Імпульсними струмами (impulsive currents)* будемо називати ритмічно повторювані короткочасні “поштовхи” електричного струму. Імпульсна послідовність наведена на рисунку 4.3.

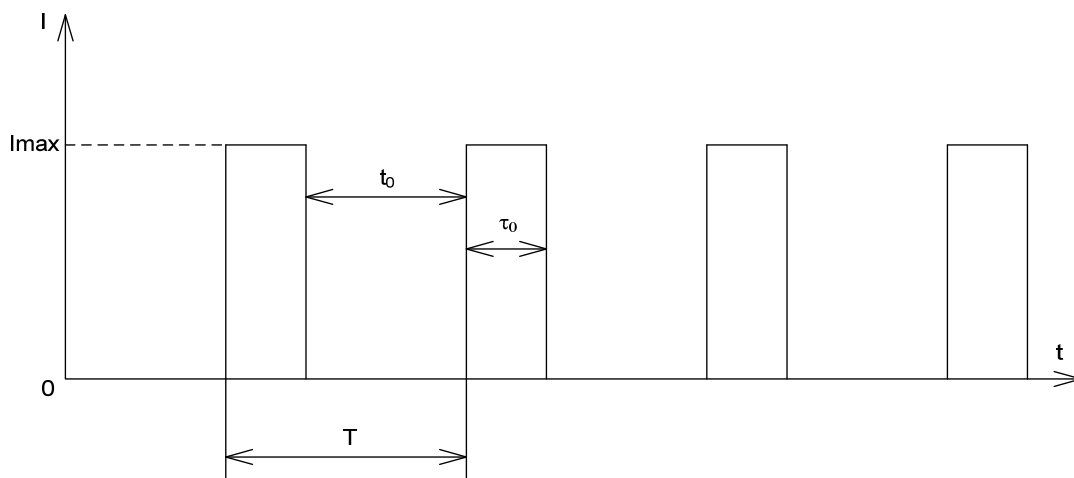


Рисунок 4.3 – Імпульсна послідовність струмів

Дія імпульсного струму на організм, окрім сили струму, значною мірою визначається часовими характеристиками, до яких відносяться: тривалість імпульсу  $\tau_0$ , період  $T$  чи частота повторення  $f$ , форма імпульсу, особливо тривалість фронту  $t_\phi$  та тривалість зрізу  $t_{зр}$ .

Основні співвідношення між цими величинами:

$$\begin{aligned} T &= \frac{1}{f}, \\ \tau_0 &= T - t_0, \end{aligned} \quad (4.3)$$

де  $t_0$  – тривалість паузи.

$$\frac{T}{\tau_0} = S, \quad (4.4)$$

де  $S$  – шпаруватість.

Слід враховувати, що подразнююча дія імпульсного струму при даних часових співвідношеннях обумовлена його амплітудним значенням  $I_{max}$ , яке виміряти достатньо важко. Тому частіше застосовують постійну складову струму  $I_0$ . Постійна складова залежить від форми і частоти слідування імпульсів. Для прямокутних імпульсів амплітудне значення дорівнює постійній складовій, помноженій на шпаруватість:

$$I_{max} = I_0 \cdot S. \quad (4.5)$$

При синусоїдальних імпульсах, отриманих при однопівперіодному випрямленні змінного струму:

$$I_{max} = I_0 \cdot \pi. \quad (4.6)$$

При двопівперіодному випрямленні:

$$I_{max} = I_0 \cdot \frac{\pi}{2}. \quad (4.7)$$

В сучасних апаратах використовуються імпульси різної форми тривалістю від десятків мікросекунд до декількох секунд з частотою повторення від часток до десятків тисяч Герц. При цьому може забезпечуватися незалежне регулювання тривалості і частоти повторення. Форма імпульсів може бути від прямокутних до експоненціальних (рис. 4.4).

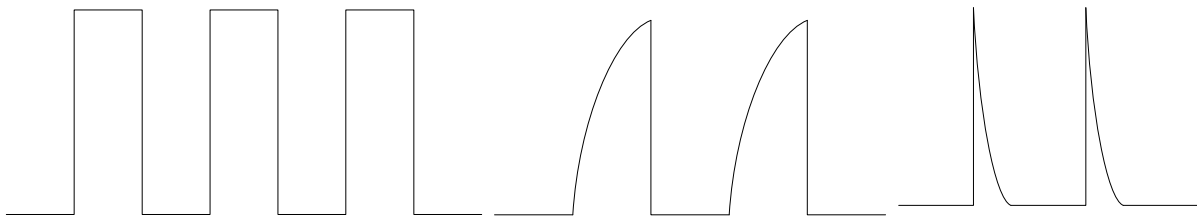


Рисунок 4.4 – Форми імпульсів

До імпульсних струмів належать і так звані діадинамічні струми, які являють собою комбінації імпульсів, за формою близькі до синусоїдальних. При цьому амплітуда імпульсів може бути не постійна, а змінюватися (модулюватися) за певним законом.

Слід мати на увазі, що подача імпульсів окремими серіями з перервами, рівними чи близькими до тривалості серії, є більш фізіологічною, ніж неперервна послідовність імпульсів. Це пояснюється тим, що забезпечується можливість для відпочинку тканини, що є абсолютно необхідним, наприклад, при скороченні м'язів. При цьому плавне наростання і спадання амплітуди імпульсів забезпечують більш безболісне скорочення м'язів. Так, наприклад, для підсилення перистальтики сечоводів з метою безболісного виведення ниркових каменів використовуються імпульси такого типу (рис. 4.5).

Окрім однополярних імпульсів в електротерапії широко застосовуються змінні струми частотою до 5...10 кГц, промодульовані за амплітудою напругою низької частоти (рис. 4.6), що дозволяє значно зменшити болісність, оскільки з ростом частоти поріг больової чутливості росте швидше, ніж поріг скорочення м'язів. Це пояснюється тим, що з ростом частоти зменшується ємнісний опір шкіри, в якій знаходяться больові рецептори. Окрім цього, при змінному струмі відсутнє явище поляризації, що дозволяє уникнути подразнення шкіри і відчуття печії під електродами.

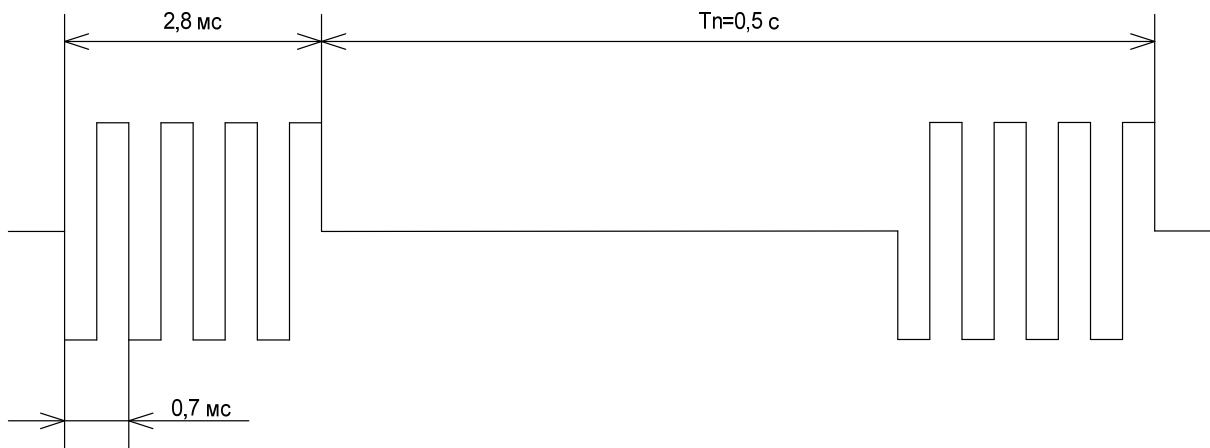


Рисунок 4.5 – Імпульси для підсилення перистальтики сечоводів

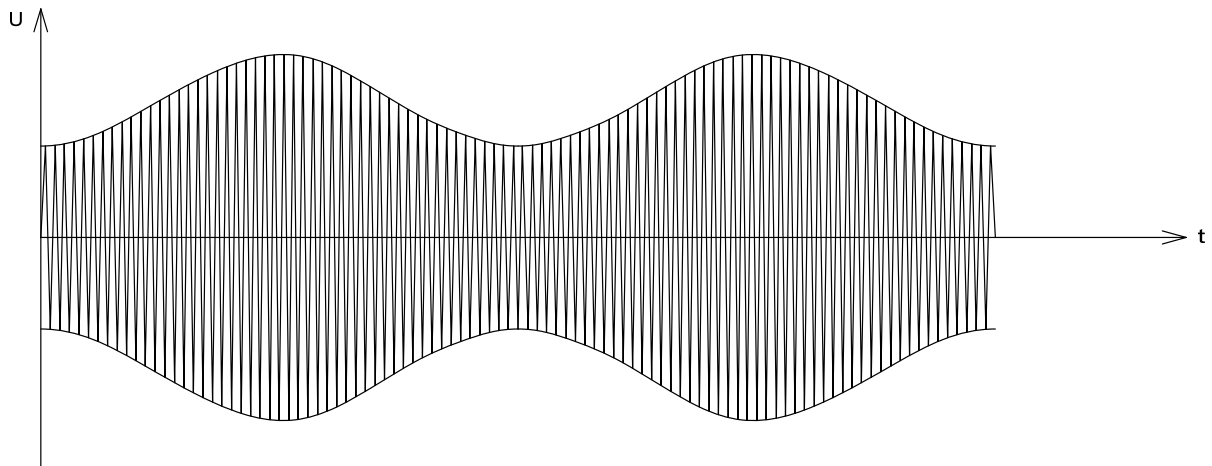


Рисунок 4.6 – Однополярні імпульси в електротерапії

Варто зазначити, що в терапевтичних апаратах і стимуляторах частіше всього використовуються струми в діапазоні 2...5 кГц. Це пояснюється тим, що при більш високих частотах для ефективної дії необхідні значно більші значення струму, а на більш низьких частотах втрачається перевага безболісності.

Застосовуючи імпульсний і особливо змінний струм для дії на тканини організму, слід враховувати, що електропровідність тканини має також ємнісну складову. Еквівалентна електрична схема в цьому випадку складається з декількох послідовно ввімкнених резисторів, кожний з яких зашунтований конденсатором (рис. 4.7).



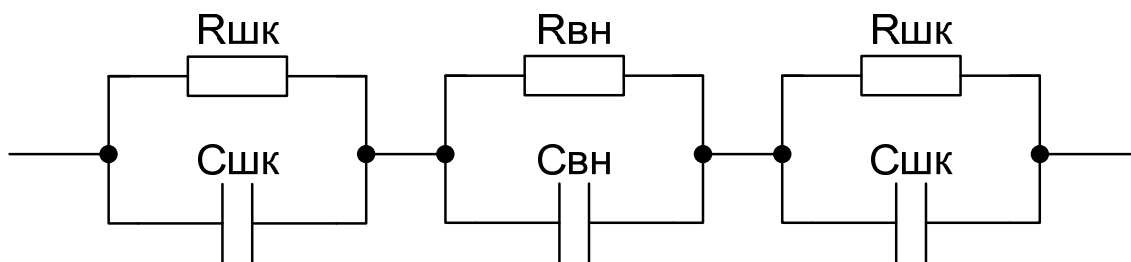


Рисунок 4.7 – Еквівалентна електрична схема

Тут  $R_{шк}$  і  $C_{шк}$  – відповідні еквівалентні опори і ємності шару шкіри і підшкірної клітковини, в яких ємність має значну роль.

$R_{вн}$ ,  $C_{вн}$  – опір та ємність глибоко розміщених тканин, де ємність має менше значення. Орієнтовні дані: при невеликій площі електродів (декілька квадратних сантиметрів) і значній силі струму (постійна складова – частки міліампера)  $R_k=(1...2)$  кОм і  $C_k=(0,03...0,05)$  мкФ;  $R_{вн}=(0,5...1)$  кОм,  $C_{вн}=(0,01...0,02)$  мкФ. Внаслідок ємнісного характеру тканини форми імпульсів струму, що проходять через них, відрізняються від форми прикладеної напруги, що необхідно враховувати в практичній діяльності.

Імпульсні і змінні струму застосовують також для електродіагностики, яку називають методом визначення функціонального або анатомічного стану периферійних нервів і м'язів за допомогою подразнення їх електричним струмом. Суть полягає в тому, що в залежності від ступеня розвитку дегенеративних процесів в м'язі, він відповідає на подразнення не миттєвим скороченням, яке характерне для здорової тканини, а більш сповільненим млявим. Спотворюються також нормальні співвідношення між пороговими значеннями струму при подразненні, при розмиканні і замиканні кола постійного струму.

В наш час найбільш поширений метод електродіагностики одиничними імпульсами прямокутної форми різної тривалості. Ідея полягає в тому, що подразнююча дія короткочасних імпульсів (малі частки секунди) залежить від їх тривалості. При дослідженнях визначають силу струму, яка викликає найменшу реакції подразнення (порогову) при різних тривалостях прямокутного імпульсу. Потім будують графіки залежності порогового струму  $I_n$  від  $\tau$ . Цю залежність називають кривою

електрозбудливості чи кривою “сила-тривалість”. За такою залежністю судять про стан нерва чи м’яза (рис. 4.8).

При електродіагностиці використовується також подразнення імпульсами, що повторюються з певною частотою. При цьому визначається здатність тканини сприймати той чи інший ритм подразнення, так звана лабільність. Якщо оптимальна частота повторення імпульсів (тобто така частота, при якій частота впливу і реакції (скорочення) м’язів збігаються) в порівнянні зі здоровою тканиною зменшується, то це свідчить тією чи іншою мірою про ураження нерва чи м’яза. При дослідженні встановлюється зв’язок між характером скорочення м’яза і частотою електричного подразнення.

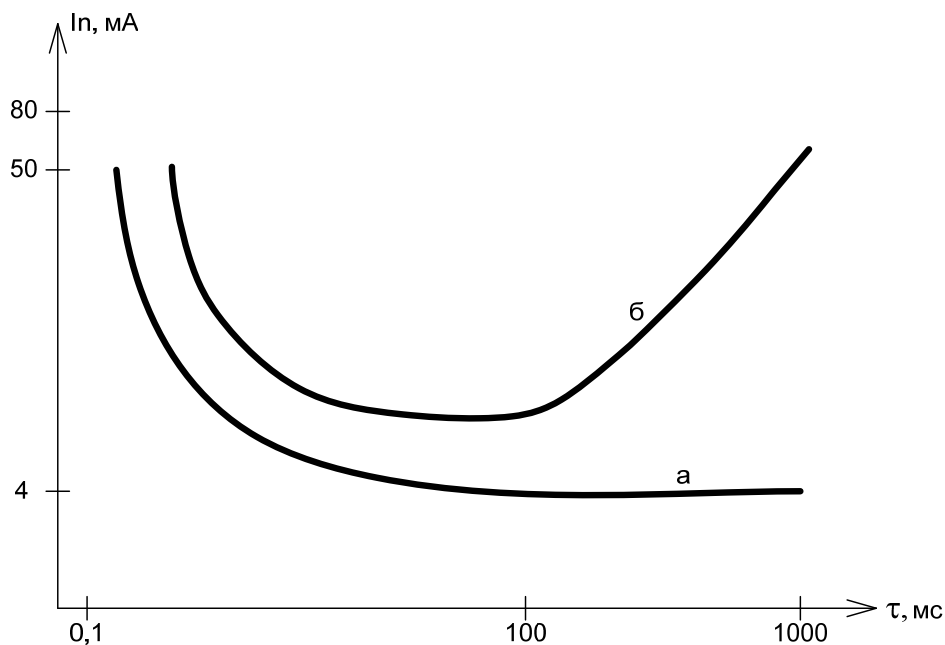


Рисунок 4.8 – Крива електрозбудливості чи крива “сила-тривалість”.

- а) при подразненні прямокутним імпульсом;
- б) при подразненні трикутним імпульсом

При більш складних методах дослідження електрозбудливості, одночасно змінюються всі три параметри імпульсів: тривалість, частота, фаза. При електродіагностиці застосовують два електроди: активний і пасивний. Активний електрод має малу площу, тобто точковий. Тому на ньому утворюється висока густина струму і він розміщується в точці нанесення подразнення.

Пасивний електрод виготовляється у вигляді пластинки значної площі (не менше 150 см<sup>2</sup>). Він розміщується в будь-якому нейтральному місці. Так, при дослідженні верхніх кінцівок чи верхньої половини тіла він розміщується в міжлопатковій області, а при дослідженні нижніх кінцівок – в крижово-поперековій області.

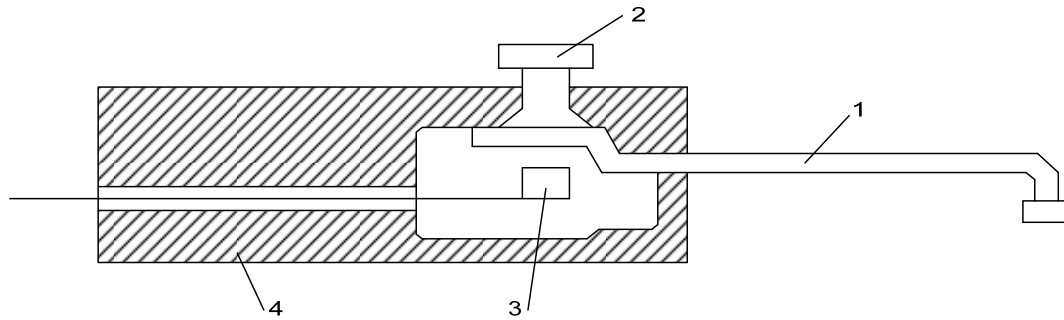


Рисунок 4.9 – Конструкція активного електрода

Такий метод дослідження називається моноактивним (монополярним).

Активний електрод 1 має форму вигнутого стрижня і вставляється в ручку 4 (рис. 4.9) в якій знаходиться кнопковий переривач 2, 3 для увімкнення чи вимкнення струму. Неактивний електрод розміщується в нейтральному місці.

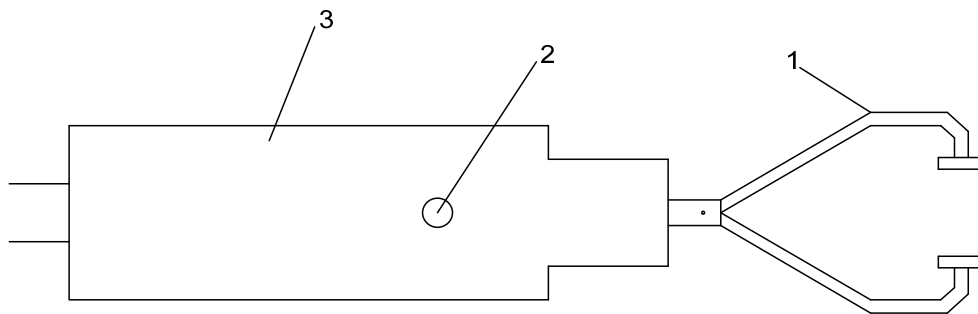


Рисунок 4.10 – Конструкція біоактивного електрода

Застосовується і біоактивний (біополярний) спосіб подразнення. Електрод складається з двох вигнутих стрижнів (бранш) 1 з потовщеннями на кінцях. Обидва електроди закріплюються в спільній рукоятці 3 (рис. 4.10). Бранші розсувні і до них підводяться дроти від апарата. Переривач 2 монтується в бранші одного з електродів. При цьому обидва електроди є активними, і розміщені в двох точках: чи по кінцях досліджуваного м'яза чи вздовж відрізка нервового стовбура. Якщо

порушується провідність периферійних нервів, м'яз починає дегенерувати, перетворюючись в з'єднувальну тканину, що втратила функціональну здатність. Атрофія м'язів може виникнути і при тривалій бездіяльності. Для того, щоб підтримувати життєздатність нервово-м'язового апарату застосовується електричне подразнення нервових стовбурів і м'язів. Такий метод називають електростимуляцією.

Застосовуються як моноактивні, так і біактивні методики і електроди, аналогічні діагностичним, але без переривача, чи дві свинцеві пластини малої площі з прокладками.

При електростимуляції м'язів електричне подразнення повинно подаватися на м'язи періодично з паузами. Тривалість повторення (паузи) вибирається з розрахунку, щоб м'яз міг відпочити між скороченнями. Пошкоджений м'яз має більш подовжений відновлювальний період і швидше втомлюється. Тому період повторення повинен бути більшої тривалості. При цьому, якщо у пацієнта збережена хоча б незначна активність руху, то подразнення відбувається одночасно зі спробою хворого здійснювати природний рух. Це називають активною стимуляцією. А імпульсний струм включають за допомогою спеціального ручного керування.

При цьому дуже важливо, щоб подразнення відбувалося тільки уражених м'язів. З цієї точки зору найбільш оптимальним є експоненціальні імпульси.

Електростимуляція оснований на подразнюючій дії імпульсного струму. Але при певних параметрах імпульсного струму його вплив може викликати гальмування в центральній нервовій системі. Метод впливу на головний мозок імпульсним струмом слабкої сили з метою викликати гальмування, що переходить у звичайний сон, називається електросном. При електросні вплив на головний мозок здійснюється через електроди, накладені на закриті очі і відростки скроневих кісток. Вплив здійснюється імпульсним струмом прямокутної форми при тривалості імпульсів 0,2...0,5 мс і частоті повторення в межах від 1...5 до 80... 100 Гц. Частота імпульсів підбирається індивідуально, величина струму також, щоби не викликала у хворого неспокою.

Імпульсний струм все ширше застосовується для стимуляції інших внутрішніх органів: електрокардіостимуляція (стимуляція роботи серця),

стимуляція шлунково-кишкового тракту, діафрагми, сечостатевих та інших органів.

Інтенсивно розвивається біокерована стимуляція, тобто стимуляція, параметри якої змінюються в залежності від стану, потреб організму. Розрізняють стимуляцію за вимогою (стимулятор включається тоді, коли власні керуючі сигнали не забезпечують нормальне функціонування органу), біосинхронізацію (стимулятор працює синхронно з власним ритмом органу) і повну стимуляцію (регулюються не тільки часові характеристики стимулятора, але і амплітудні).

Конструкції електростимуляторів відрізняються великою різноманітністю. В залежності від розміщення відносно тіла хворого розрізняють екстракорпоральні (зовнішні), інтракорпоральні (імплантовані – вбудовані всередині тіла хворого) і змішаного типу. Більш детально про особливості електростимуляторів розглядається в спеціальних курсах.

Як приклад, розглянемо структурну схему апарата для терапії модульованими синусоїдальними струмами типу “Ампліпульс” (рис. 4.11).

#### 4.2.1 Призначення приладу „Ампліпульс-4”

Апарат „Ампліпульс-4” (рис. 4.11,а)призначений для проведення лікувальних дій синусоїдальними модульованими струмами з несучою частотою 5000 Гц, модульовані за синусоїдальним законом частотою від 30 до 150 Гц. Ці струми, не викликаючи роздратування і неприємних відчуттів під електродами, мають швидконаступаючу болезаспокійливу дію. Вони покращують функціональний стан нервово-м'язової системи і периферичний кровообіг, здатні викликати скорочення м'язів.



Рис. 4.11,а – Фізіотерапевтичний апарат „Ампліпульс-4”

Струми, що генеруються апаратом „Ампліпульс-4”, можуть застосовуватися для лікування осіб, які страждають захворюваннями периферичної нервової системи, болями, що супроводжуються вегетативними або руховими порушеннями, зокрема, при радикулітах, нейроміозітах, невритах, плекситах, невралгіях, при атрофії і порізах м'язів з метою їх електростимуляції. Ці струми можуть застосовуватися і для лікування осіб з порушенням периферичного кровообігу (при ангіоспазмах,

атеросклерозній облітерації судин кінцівок з метою розвитку колатерального кровообігу); при різних травматичних пошкодженнях м'язово-зв'язкового апарату (ударах); при плечолопаткових і інших періартритах, артрозі, спондилезі; при підгострих і хронічних гінекологічних захворюваннях. Синусоїдальні модульовані струми стимулюють, відходження каміння сечоводів. Відсутність дратівливої дії під електродами дозволяє широко застосовувати ці струми і в дитячій практиці. Протипоказане застосування синусоїдальних модульованих струмів при злоякісних новоутвореннях або підозрі на них, при активному туберкульозі легенів, тромбофлебіті у області дії, порушенні функції згущуючої і антизгущуючої систем крові, свіжих крововиливах в порожнині і тканині, розривах м'язів і зв'язок, а також при переломах кісток з нефіксованими відламками.

Несуча частота коливань синусоїдальної форми  $(5000 \pm 500)$  Гц з коефіцієнтом гармонік не більш 15 %.

Частота коливань модулюючої напруги синусоїдальної форми встановлюється дискретно: 30; 50; 70; 100; 150 Гц  $\pm 10$  % з коефіцієнтом гармонік не більш 10%.

Коефіцієнт модуляції встановлюється дискретно 0; 50; 75; 100 %, а режим перемодуляції (коефіцієнт модуляції  $>100$  %) з паузами від 20 до 40 % від періоду.

Похибка коефіцієнта модуляції не більша  $\pm 15$  % при калібруванні за останньою рисою на шкалі міліамперметра.

Середньоквадратичне значення струму в колі пацієнта плавно регулюється від 0 до 80 мА при активному опорі  $(250 \pm 50)$  Ом і до 30 мА при активному опорі  $(1 \pm 0,1)$  кОм при глибині модуляції до 100 %.

Вимірювання струму в колі пацієнта фіксується стрілковим вимірювальним приладом на піддіапазонах: 20 мА і 80 мА з похибкою  $\pm 10\%$  від кінцевого значення робочої частини шкали.

Апарат забезпечує чотири види робіт:

- безперервні модульовані коливання з будь-якою з вказаних вище частот модуляції;
- серії модульованих коливань з будь-якою з вказаних вище частот модуляції, що чергуються з паузою;

- серії модульованих коливань з будь-якою з вказаних вище частот модуляції, що чергуються із серіями немодульованих коливань (з частотою 5000 Гц);
- серії модульованих коливань з будь-якою з вказаних вище частот модуляції, що чергуються із серіями модульованих коливань з частотою модуляції 150 Гц.

Тривалість серій і пауз встановлюється, відповідно, в співвідношеннях 1:1,5; 2:3 і 4:6 з похибкою  $\pm 15\%$ .

#### **4.2.2 Конструкція і принцип роботи**

Апарат „Ампліпульс-4” виконаний настільним, переносним. Каркас кожуха апарата зібраний з литих деталей і закритий алюмінієвими стінками. На каркасі передбачена ручка для перенесення апарата. Ця ж ручка може служити підставкою для зміни нахилу апарата щодо площини столу.

У апарата є футляр зі штучної шкіри. Футляр забезпечений шкіряним ремнем з наплічником. На одній із стінок футляра розташована кишеня, в яку укладаються електроди і шнури, необхідні при наданні медичної допомоги вдома.

Апарат складається з трьох конструктивних блоків: генератора, комутуючого пристрою і блока живлення.

Комутуючий пристрій змонтований на передній панелі, що складається з субпанелі і декоративного шильдика. На панелі розташовані всі органи управління і елементи підключення до мережі живлення. На кнопкових перемикачах П2К змонтовані плати друкарського монтажу з розміщеними на них елементами комутуючого пристрою.

Генератор змонтований на шасі. Велика частина елементів схеми генератора розміщена на друкарській платі. На шасі також розташована блокова частина роз'єму, за допомогою якого здійснюється електричне з'єднання з блоком живлення.

Блок живлення змонтований на окремій платі, яка вставляється в апарат зверху.

У апараті передбачений захист від ураження електричним струмом за класом II ОСТ 64-1-203-75. що досягається спеціальними конструктивними рішеннями. Так, наприклад, субпанель і шильдик виконані з ізоляційного матеріалу, силовий і вихідний трансформатори і ручка потенціометра мають необхідну ізоляцію.

Структурна схема апарата низькочастотної терапії „Ампліпульс-4” наведена на рис.4.11,б.

Схема апарата складається з генератора високої частоти, генератора регульованої частоти, модулятора, підсилювача, комутатора для отримання різних режимів, вимірювача струму в колі пацієнта, блока живлення.

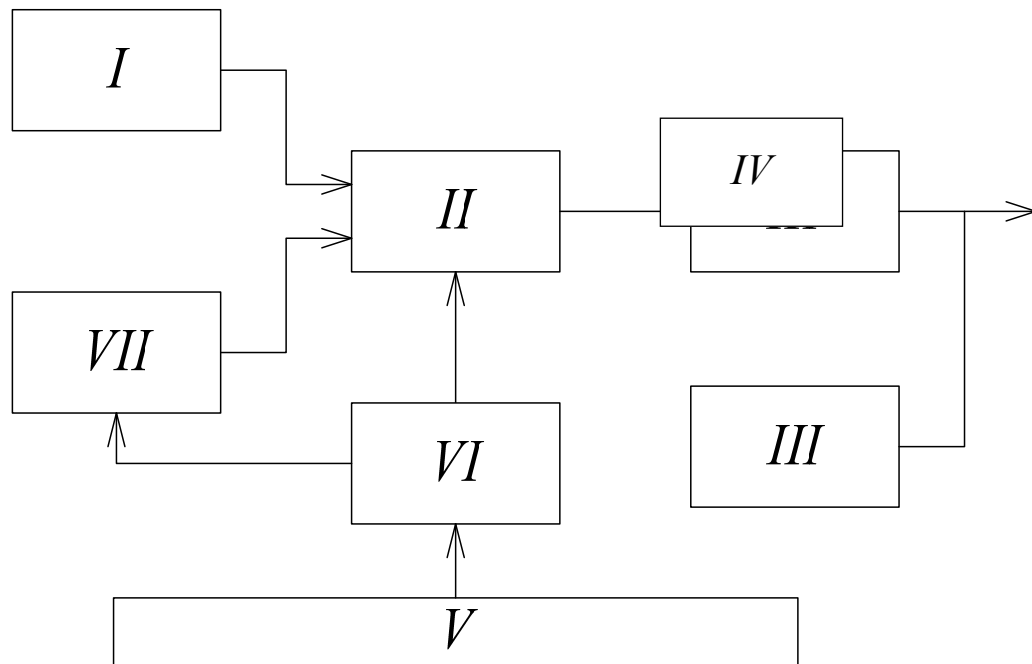


Рисунок 4.11,б – Структурна схема приладу:

I – генератор ВЧ; II – модулятор; III – підсилювач; IV – вимірювач струму;

V – блок живлення; VI – комутатор; VII – генератор НЧ

Схема апарата складається з генератора високої частоти, генератора регульованої частоти, модулятора, підсилювача, комутатора для отримання різних режимів, вимірювача струму в колі пацієнта, блока живлення.

Генератор високої частоти генерує напругу синусоїдальної форми частотою 5000 Гц. Генератор низької частоти генерує напругу синусоїдальної форми фіксованих частот 30; 50; 70; 100 і 150 Гц. У модуляторі напруга частотою 5000 Гц модулюється напругою низької частоти. Модульована напруга поступає на підсилювач з двотактним виходом, а потім на коло пацієнта. За допомогою електронного комутатора відбувається перемикання відповідних кіл для отримання необхідного роду роботи:

- серій синусоїдально-модульованих коливань, що чергуються з



паузою;

- серій синусоїдально-модульованих коливань, що чергуються з серіями немодульованих коливань;
- серій синусоїдально-модульованих коливань з довільно вибраною частотою модуляції 30; 50; 70; 100 або 150 Гц, що чергуються з серіями модульованих коливань частотою 150 Гц.

Форми сигналів на виході апарата показано на рис.4.12.

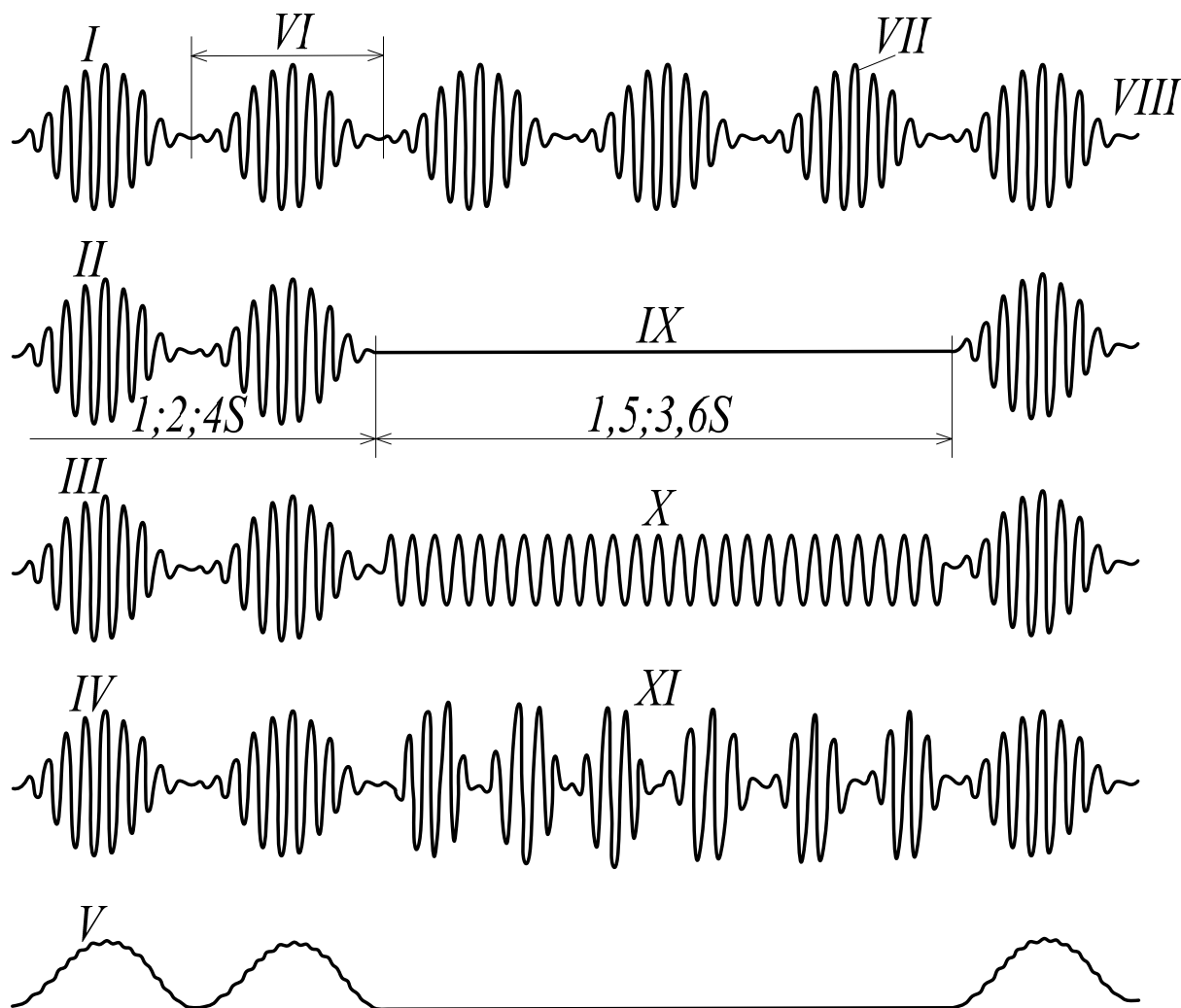


Рисунок 4.12 – Форми сигналів на виході приладу:

I – рід роботи I; II – рід роботи II; III – рід роботи III; IV – рід роботи IV; V – випрямлений режим (для всіх режимів роботи); VI – період модульованої частоти; VII – несуча частота 5000 Гц; VIII – модуляція 100 %; IX – серії модульованих коливань – пауза; X – серії модульованих і змодульованих коливань; XI – серії модульованих коливань будь-якої частоти і частоти 150 Гц

### 4.3 Електрохірургічні високочастотні апарати

За даними наукових видань і публікацій [11], [12], [13], [14], [15], [16], [17], [18], і ін. у наш час випускаються більше 50 різновидів електрокоагуляційної апаратури і сотні тисяч апаратів знаходяться в експлуатації. Проте питання про створення універсального багатофункціонального електрохірургічного високочастотного апарата (ЕХВА), що забезпечує ефективну роботу в різноманітних областях хірургії, залишається відкритим.

При аналізі наявних публікацій будемо виходити з того, що ефективність коагуляційного впливу, як показує практика електрохірургії, тісно пов'язана з технічними характеристиками ЕХВА і насамперед, з такими як, навантажувальна характеристика генератора, параметри електричних коливань, що використовуються для електрокоагуляції, потужність генератора та ін.

Численні дослідження, наприклад [19], [20], [21], [22], показують, що високі показники спайки і гемостазу багато в чому визначаються раціональним вибором навантажувальної характеристики електрохірургічного апарата, що забезпечує високу стабільність нагрівання тканини при коагуляції. Вибір навантажувальної характеристики, що визначає залежності вихідної потужності генератора  $P_r$  від навантаження  $R_h$ :  $P_r = f(R_h)$ , має особливо велике значення при його використанні для роботи з біполярним пінцетом, тому що в цьому випадку обсяг коагульованої тканини безупинно змінюється в широких межах.

Ідеальна навантажувальна характеристика генератора за умови сталості температури в центрі коагуляції має достатньо складний вигляд і реалізація її на практиці є дуже важкою задачею. Тому в багатьох електрохірургічних апаратах реалізовано генератор з апроксимованою навантажувальною характеристикою, що має декілька (частіше два-три) характерних відрізків. Робота генератора на тому або іншому відрізку навантажувальної характеристики визначається дискретним переключенням внутрішнього опору генератора. Так, в електрохірургічному комплексі ЕХВА-50-1, що серійно випускається в Росії, реалізований генератор з навантажувальною характеристикою, що має три характерних ділянки. Величина внутрішнього опору генератора, за результатами експериментів, проведених при коагуляції м'язових тканин кролика, прийнята:  $R_r = 50 \text{ Ом}$  – при малих опорах тканини (режим

генератора напруги),  $R_r = 150$  Ом – для середнього опору тканини (режим генератора потужності) і  $R_r = 750$  Ом – для значних об'ємів тканини (режим генератора струму).

Пропонуються також ЕХВА, що забезпечують автоматичну підтримку постійного значення вихідної потужності. Так, постійне значення вихідної потужності генератора передбачено в запатентованому в Німеччині високочастотному апараті [13], а також у ЕХВА японського виробництва типу ESU-123 [16]. За рахунок цього забезпечується постійна гострота ріжучого пристрою, що дозволяє працювати одночасно двом монополярним пристроям. При цьому енергія подається на них поперемінно, що дає можливість уникнути нагрівання тканин, яке може викликатись інтерференцією коливань напруги двох генераторів.

У ряді розробок застосовуються заходи для забезпечення незалежності вихідної потужності генератора від коливань напруги живлення, як, наприклад, це передбачено в запатентованому апараті в США [23], де є пристрій, який реагує на коливання вихідної потужності джерела живлення і здійснює регулювання рівня потужності підсилювача.

Існують генератори для ЕХВА, в яких замість режиму стабілізації потужності передбачається режим стабілізації струму і напруги. Так, в Германії розроблений ВЧ-генератор [12], в якому здійснюється стабілізація струму при імпедансі навантаження нижче певного рівня і стабілізація напруги, якщо імпеданс навантаження перевищує це значення. На думку авторів цього винаходу, досягається стабільність режиму роботи ВЧ-генератора навіть при сильних коливаннях імпедансу навантаження, а також при неякісному налаштуванні вихідного фільтра.

Крім раціонального вибору навантажувальної характеристики ЕХВА, значною мірою показники коагуляційної спайки і гемостазу визначаються параметрами електричних коливань, які використовуються для коагуляції тканин. Найбільш раціональним параметром регулювання є струм, який утворюється двома незалежними електричними коливаннями, а саме, високочастотними коливаннями з мінімальним відношенням амплітудного значення до середнього і низькочастотними імпульсами великої амплітуди і малої енергії. В ряді досліджень показано, що в ЕХВА для одержання високої міцності коагуляційної спайки і гемостазу можуть з успіхом використовуватись згасаючі коливання з глибокою модуляцією типу, поданого на рис. 4.13.

В згаданому вище електрохірургічному комплексі ЕХВА-50-1 в режимі коагуляції використовують коливання наведені на рис. 4.14.

В [24] показано, що при заданій потужності ефективність різання тканин залежить від форми імпульсів, що задаються на електрохірургічному скальпелі, при цьому в ряді досліджень, наприклад в [19], показано, що найкращі показники коагуляції отримують у випадку імпульсів з крутим фронтом, тобто в ідеальному випадку – при прямокутних імпульсах.

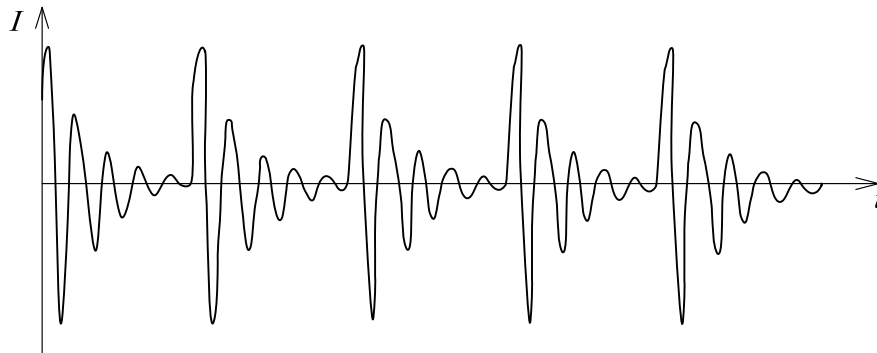


Рисунок 4.13 – Згасаючі коливання з глибокою модуляцією,  $I$  – струм,  $t$  – час

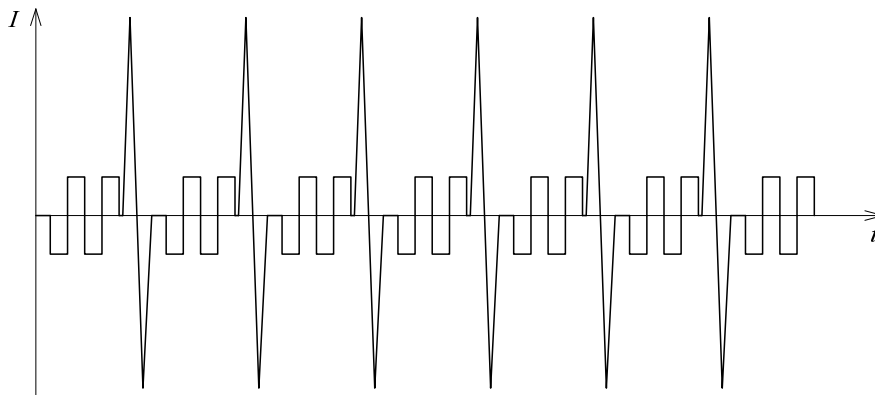


Рисунок 4.14 – Форма коливань струму в режимі "коагуляція" в комплексі ЕХВА-50-1,  $I$  – струм,  $t$  – час

На даний момент часу немає єдиної думки як про основну частоту генератора, так і про параметри модуляції, які дають найбільший ефект при використанні електрохірургічної апаратури, про що свідчить той факт, що ЕХВА, розроблені фірмами різних країн (США, Франції, Японії, Німеччини, Росії, Болгарії та ін.), мають робочі частоти, частоту і форму модуляції, які істотно відрізняються. Так, в електрохірургічному апараті з мікропроцесорною системою керування "Ендотом-1 (Росія),

напівпровідниковий ВЧ-генератор працює на частоті 440 кГц [11]. Розроблена і випробувана в США електрохірургічна система [14] містить генератор, що працює на частоті 400 кГц і має вихідну потужність 50 Вт при навантаженні 250 Ом в режимі коагуляції та сигнал, модульований частотою 25 кГц. В ЕХВА “Electrotom-80”, (Німеччина), а також в ЕХВА, запатентованому в США [18], основна частота струму складає 500 кГц, коливання струму мають прямокутну форму.

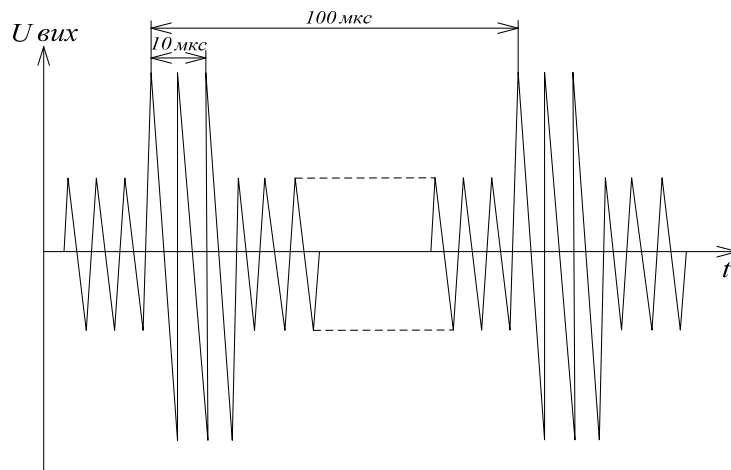


Рисунок 4.15 – Діаграма вихідної високочастотної напруги підсилювача потужності високої частоти,  $U_{вих}$  – вихідна напруга,  $t$  – час

Французький електрохірургічний апарат [25] формує вихідні ВЧ-сигнали також прямокутної форми, при цьому основна частота складає 875 кГц. Електрохірургічний апарат, що випускається серійно промисловістю Болгарії “ВЧХ400П”, має джерело імпульсів частотою 700 кГц і при цьому передбачена можливість подачі імпульсів серіями з частотою 25 кГц.

В багатьох ЕХВА передбачена можливість зміни форми вихідної напруги для забезпечення кращих характеристик апарата. Для ефективної коагуляції доцільно використовувати ВЧ коливання з великим пік-фактором.

Для формування ВЧ коливань з великим пік-фактором існує два шляхи.

1. Використовується одночасна робота двох генераторів на загальне навантаження. При цьому один із генераторів виробляє синусоїдальні коливання або коливання будь-якої іншої форми з малим пік-фактором,

інший генератор – імпульсний, з великим пік-фактором. Кожний з генераторів має незалежне регулювання вихідної напруги, що дозволяє змішувати ВЧ-коливання двох генераторів в будь-якій бажаній пропорції. Переваги таких ЕХВА полягають в гнучкості параметрів і широких можливостях здійснення електрохірургічного впливу.

2. Використовується один генератор, пристосований для генерування коливань різної форми. Один режим такого генератора забезпечує на виході генератора немодульовані коливання напруги з малим пік-фактором для розтину, інший – модульовану напругу з великим пік-фактором для коагуляції.

При змішаному впливі на тканину використовується, як правило, ВЧ-напруга з пік-фактором рівним 2-2,5. І цю форму високочастотних коливань можна розглядати як прийнятну для здійснення як коагуляції, так і розтину тканини.

Практика використання ЕХВА показала, що можливість зміни хірургом протягом операції в широких межах режиму роботи апарата не завжди можлива. Цим і пояснюється той факт, що апарати, в яких зміна форми ВЧ напруги здійснюється в невеликих межах або взагалі не змінюється, виявляються більш надійними і простими в експлуатації, а тому вони мають і більш стійку реалізацію, незважаючи на свої обмежені можливості.

Що стосується потужності ЕХВА, то вона визначається номінальною величиною, під якою розуміють вихідну потужність, яка може бути передана електрохірургічним апаратом в підключене до нього активне навантаження. Величина цього навантаження в сучасних ЕХВА знаходиться в межах 50-5000 Ом. З врахуванням модуляції вихідної напруги, а також з врахуванням перервної роботи апарата, за номінальну потужність прийнято приймати середнє значення потужності за 1с. Стандартом [26] потребується маркувати на ЕХВА розмір вихідної потужності і навантаження, при якому ця потужність досягається.

Номінальна потужність ЕХВА залежить від його призначення. Виходячи з умови підвищення безпеки вона обмежується міжнародним стандартом і складає 400 Вт. З причини безпеки не рекомендується використовувати ЕХВА великої потужності для здійснення незначних впливів. Цим і пояснюється той факт, що в наш час є широка номенклатура ЕХВА з номінальною потужністю від одиниць до сотень ват.

Таким чином, у наш час на світовому ринку є велика кількість ЕХВА, які іноді різко відрізняються один від одного своїми параметрами, незважаючи на те, що вони призначені для одного і того ж виду впливу. І в той же час, хірурги, при практичному використанні різноманітних ЕХВА при однаковому виді електрохірургічного впливу, домагаються практично однакових результатів, тобто якість електрохірургічного втручання визначається в більшому ступені досвідом хірурга, ніж типом ЕХВА.

Відсутність єдності в побудові ЕХВА та в методиці їх використання в першу чергу пояснюється широким розкидом фізико-хімічних властивостей тканин та індивідуальними прийомами ЕХВА хірургами.

Чітке й однозначне визначення технічних вимог до ЕХВА можливе тільки при виявленні причинних зв'язків, що виникають при електрохірургічному впливі. Проте до теперішнього часу в цьому питанні зроблені тільки перші кроки, а основні успіхи в електрохірургії досягнуті тільки емпіричним шляхом, за винятком окремих досліджень – [19], [20], що стосуються окремих випадків електрохірургічного впливу.

В табл. 4.1 наведені порівняльні характеристики деяких височастотних хірургічних апаратів вітчизняного та закордонного виробництва.

Таблиця 4.1 – Порівняльні характеристики височастотних хірургічних апаратів

| Назва апаратів                  |        | РАП-100-12 | Полином-2       | PSD-10   | Ланцетрон | MEE-200   | Minicutlers | ERBE-350            |
|---------------------------------|--------|------------|-----------------|----------|-----------|-----------|-------------|---------------------|
| Країна - виробник               |        | Україна    | Росія           | Японія   | Польща    | Німеччина | Німеччина   | Німеччина           |
| Режим коагуляції:               | –БІ    | +          | +               | –        | +         | +         | +           | в середовищі аргону |
|                                 | – МОНО | +          | +               | +        | +         | +         | +           | +                   |
| Макс. вихідна потужність:       | – БІ   | 100        | 70              | -        | 20        | 175       | 70          | 100                 |
|                                 | – МОНО | 100        | 240             | 80       | -         | 175       | 70          | 300                 |
| Регулювання вихідної Потужності |        | плавн.     | плавн. ступінч. | ступінч. | ступінч.  | ступінч.  | ступінч.    | ступінч .           |
| Кількість режимів               |        | 4          | 3               | 3        | 2         | 4         | 2           | 4                   |

Продовження таблиці 4.1

|                                                                |        |        |        |        |                  |        |        |
|----------------------------------------------------------------|--------|--------|--------|--------|------------------|--------|--------|
| Функції керування:                                             |        |        |        |        |                  |        |        |
| – ногоною педаллю (подача Uвих)                                | +      | +      | +      | +      | +                | +      | +      |
| – вибір, режиму Коагуляції (ногоною педаллю)                   | +      | +      | +      | –      | –                | –      | –      |
| – керування вихідною потужністю за допомогою ногоної педалі    | +      | –      | –      | –      | –                | –      | –      |
| – вибір режиму впливу за допомогою ногоної педалі              | +      | –      | –      | –      | –                | –      | –      |
| Індикація режимів:                                             |        |        |        |        |                  |        |        |
| – світловий, рівня вихідної потужності                         | +      | –      | –      | +      | –                | +      | +      |
| – звуковий, реж. Коагуляції                                    | +      | +      | +      | –      | –                | –      | –      |
| – звуковий, рівня вихідної потужності                          | +      | –      | –      | –      | –                | –      | –      |
| – звуковий, режиму впливу                                      | +      | –      | –      | –      | –                | –      | –      |
| Вага                                                           | 12     | 22     | 8      | 20     | –                | –      | 18     |
| Захисні функції:<br>– захист від витоку струму в колі пацієнта | +      | –      | –      | –      | –                | –      | –      |
| Ціна                                                           | 1530\$ | 2700\$ | 2500\$ | 2000\$ | 4000\$<br>8000\$ | 2000\$ | 7000\$ |

#### 4.4 Апаратура для місцевої дарсонвалізації

В основі лікувальної дії апарата на біологічні об'єкти лежить коронний розряд, що виникає між поверхнею тіла і електродом. Основними діючими чинниками при коронному розряді є електромагнітне випромінювання в широкій смузі частот (від надтональних до ультрафіолетового спектра включно);

– високочастотний струм, що протікає в глибинах тканини;



- теплові випромінювання, що виникають в тканинах організму і у області коронного розряду;
- ультразвукові коливання слабкої інтенсивності, що виникають безпосередньо в тканинах (осциляторний ефект);
- хімічні активні речовини (озон і в невеликих кількостях окислу азоту).

Особливістю дії фізичних факторів при коронному розряді є те, що розряд розвивається не тільки в повітряному проміжку, але і ендогенно в глибинах біологічних тканин. Шкіра людини містить численні вивідні протоки потових і жирових залоз, які є струмопровідними каналами, заповненими електролітом. У цих каналах і розвивається електричний розряд із утворенням електромагнітних випромінювань і ультразвукових коливань, які здійснюють своєрідний дренаж вивідних протоків. Електромагнітні випромінювання різного діапазону, що виникають в глибинах тканин, стимулюють обмін речовин, тканинне дихання, нормалізують діяльність вегетативної нервової системи, діяльність ендокринних залоз, сприяють частковому розсмоктуванню сольових конгломератів в суглобах, регенерується пошкоджена тканина. Враховуючи багатofакторність дії коронного розряду, апарат можна рекомендувати для лікування таких захворювань: шкірні хвороби, гнійні і запальні процеси, захворювання дихальної системи, захворювання носа, захворювання м'язів, суглобів і суглобових сумок та апоневрозів, захворювання артерій і вен, неврологічні захворювання.

Апарати для електротерапії імпульсним струмом з імпульсами надтональної (надзвукової) частоти в діапазоні від 30 кГц до 300 кГц використовуються, в основному, для дарсонвалізації, а також для шкірної електронејростимуляції. Суть дарсонвалізації полягає в дії на організм пацієнта електричними розрядами, що виникають між конденсаторними пластинами, до яких підведений струм високої напруги (від 3 до 20 кВ), та малої сили (близько 0,02 мА). Протибольовий ефект при черезшкірній електронејростимуляції досягається шляхом подачі на великі нервові стовбури пачок прямокутних імпульсів (стимулів) частотою до 80 кГц, модульованих частотою від 100 до 250 Гц. Після відключення стимулів пацієнти не відчують болі протягом 2 – 4 годин. При поновленні болів проводять повторні сеанси електростимуляції. Подача пачок прямокутних імпульсів здійснюється через гнучкі пласкі електроди. У вітчизняному апараті “Элиман-401” вперше в практиці крізьшкірної

електронеїростимуляції використано автоматичне біорегулювання параметрів стимулу. Періодичне підстроювання параметрів стимулу в залежності від імпедансу тканин під електродами послаблює адаптацію нервових структур до дії стимулюючих імпульсів струму, що забезпечує високу ефективність знеболення протягом тривалого лікування. За рахунок вибору оптимальної форми струму стимуляції забезпечується ефективне збудження нервових структур при мінімальних відчуттях під електродами.

Під електроімпульсною **рефлексотерапією** (*reflexotherapy*) (електроімпульсною акупунктурою) розуміється лікування методом подразнення електричними імпульсами біологічно активних зон або точок поверхні тіла. Дія на ці точки голкоподібними електродами обумовлює виникнення рефлексорних реакцій різних органів і систем організму. Кожний з цих апаратів працює в двох режимах: діагностичному і лікувальному (терапевтичному). При діагностичному режимі відшукуються біологічно активні точки шляхом вимірювання електричних параметрів шкіри, наприклад електричного опору, який в біологічній активній точці дорівнює нулю. При цьому параметри діагностичних струмів, як правило, збігаються з параметрами терапевтичних струмів. Апарати випускаються як в настільному виконанні, так і в переносному.

Універсальні електротерапевтичні апарати характеризуються можливістю роботи в багатьох режимах: гальванізація діадинамотерапії, електростимуляції, дарсонвалізації, індуктотермії і ін. При цьому одноканальні апарати забезпечують послідовну дію на пацієнта різних видів струму, а деякі багатоканальні апарати забезпечують одночасно дію на пацієнта різними видами струмів.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Що являють собою тепловий і специфічний ефект?
2. Поясніть принцип дії імпульсного струму на організм.
3. Поясніть необхідність застосування модульованих струмів для електростимуляції.
4. В чому полягає суть методу електродіагностики?
5. В чому різниця між активним і пасивним електродами?
6. Поясніть конструкції електродів (рис. 13, 14).
7. Що являє собою і яке призначення апарата „Ампліпульс-4”?

## 5 ФІЗИОТЕРАПЕВТИЧНА НИЗЬКОЧАСТОТНА АПАРАТУРА

### 5.1 Використання постійних струмів для проведення гальванізації та електрофорезу

Тканини тіла людини, в основному, складаються з білкових колоїдів і розчинів неорганічних солей калію (K), натрію (Na), кальцію (Ca), і магнію (Mg). Перші відносно погано проводять електричний струм, другі є гарними провідниками і тому визначають електропровідність тканини.

Найкращу провідність мають рідини організму (кров, лімфа та інші) і тканини, які рясно просякнуті рідиною тканини, наприклад, м'язова тканина. Рідини тканин за складом близькі до плазми крові і також являють собою суміш колоїдних розчинів органічних і неорганічних солей. Загальна концентрація солей в рідинах тканин відповідає 0,85...0,90% розчину кухонної солі. (8,5 г на 1 л води). Це так званий ізотонічний розчин.

Поганими провідниками електричного струму є нервова (мозкова), з'єднувальна, жирова тканини. До дуже поганих провідників, швидше до діелектриків, відносяться грубоволокниста з'єднувальна тканина, суха шкіра і, особливо, кістка, позбавлена окістя.

Питома електропровідність різних тканин організму наведена в таблиці 5.1 (температура 37 °C).

Таблиця 5.1 – Питома електропровідність тканин

| Тканини організму         | Електропровідність, Ом <sup>-1</sup> см <sup>-1</sup> |
|---------------------------|-------------------------------------------------------|
| Спинномозкова рідина      | 0,018                                                 |
| Сироватка крові           | 0,014                                                 |
| Кров                      | 0,006                                                 |
| М'язова тканина           | 0,005                                                 |
| Внутрішні органи          | 0,002...0,003                                         |
| Мозкова і нервова тканини | $0,7 \cdot 10^{-3}$                                   |
| Жирова тканини            | $0,3 \cdot 10^{-3}$                                   |
| Шкіра суха                | $10^{-7}$                                             |
| Кістка без окістя         | $10^{-7}$                                             |

Як слідує з таблиці 5.1, струм між електродами, які накладені на поверхні тіла, поширюється не по короткому шляху, як в однорідній

речовині, а головним чином вздовж потоків тканинної рідини, кровоносних і лімфатичних судин і так далі. Це пояснюється тим, що електропровідність визначається вмістом тканинної рідини. Тому розподіл шляхів струму в живому організмі може бути складним і захоплювати області, віддалені від місця накладання електродів.

Електропровідність шкіри залежить від стану її поверхні: суха, особливо огрубіла шкіра, нігті не проводять електричного струму. А електропровідність тонкої, молодोї шкіри, а також вологої і пошкодженої значно вища.

Тому загальний опір постійному струму частини тіла між електродами визначається в основному опором шару шкіри і меншою мірою шаром підшкірної жирової клітковини в місці накладання електродів. Опір більш глибоко розміщених тканин порівняно невеликий. Таким чином, загальний опір між електродами, накладеними на поверхню шкіри, в основному залежить від стану шкіри і від площі дотику її з електродами і мало залежить від відстаней між електродами.

Оскільки всередині тканин знаходяться різноманітні напівпроникні перегородки, то біля них виникають місцеві скупчення струмів, які утворюють просторові заряди того чи іншого знаку. Заряди створюють різницю потенціалів, протилежну за знаком прикладеній напрузі.

В медичній практиці, поряд з сучасними методами фізіотерапії, достатньо широко застосовують такі традиційні методи електротерапії як гальванізація і лікарський електрофорез, що були започатковані ще в XIX столітті. Вони технічно прості, дешеві і забезпечують високоефективну терапевтичну дію без шкідливих наслідків для організму, їх застосовують при лікуванні нервової системи, ушкоджень мозку, гіпертонії, виразок шлунку тощо.

**Гальванізація** (*galvanization*) – це фізичний метод лікування тканин і систем організму постійними електричними струмами 0...50 мА при напругах до 80 В і густині струму не більшій 0,1 мА/см<sup>2</sup>.

При гальванізації (рис. 5.1) постійний струм підводиться від джерела живлення (ДЖ) до поверхні шкіри чи слизової поверхні тканини за допомогою провідників (П) і металевих гнучких електродів А і К, і виготовлених із свинцю або залуджених оловом металів, через струмопровідні і гідрофільні прокладки (ГП).

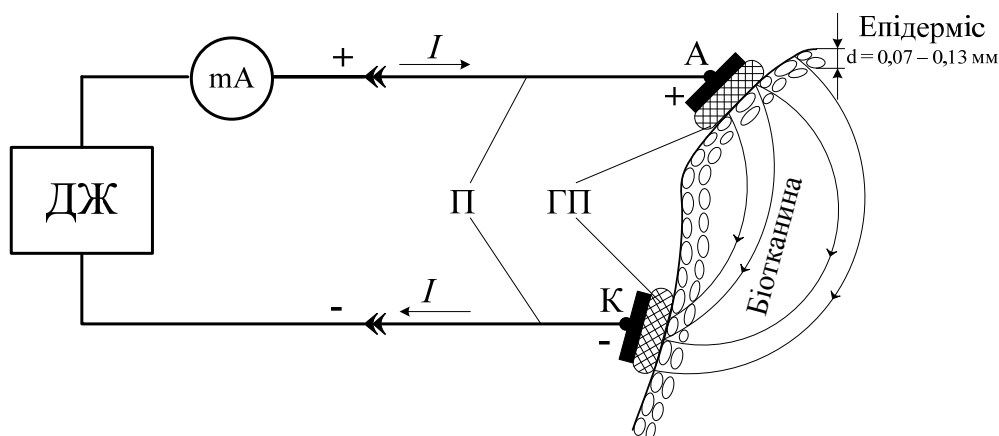


Рисунок 5.1 – Схема гальванізації

Гідрофільні прокладки призначені для запобігання дотику металевих електродів до поверхні шкіри або слизової оболонки тканини. Безпосередній дотик металу до поверхні біотканини не допускається, бо продукти електролізу тканинних електролітів викликатимуть хімічні подразнення або опіки. Тому гідрофільні прокладки, які виготовляють з безкольорової фланелі, байки або бумазеї, мають розміри більші ніж самі металеві електроди. Перед використанням їх стерилізують кип'ятінням у фізіологічному розчині або воді і вологими накладають на механічно не ушкодженні ділянки шкіри тіла людини. Зверху на них розміщують металеві електроди, до яких підводять електричну енергію від джерела. Механізми лікувальної дії постійного електричного струму тісно пов'язані зі структурною будовою і електричними властивостями тканин біооб'єкта. Так, у зв'язку з великим активним опором рогового шару епідермісу (рис. 5.1), електричний струм входить в тканину головним чином через отвори потових і сальних залоз, площа яких складає 1/200 частини поверхні шкіри. В шарі епідермісу більша частина електричної енергії перетворюється в теплову, що сприяє активізації біохімічних процесів та кровопостачання.

Разом з тим мембрани клітин і подібні їм структури, проявляючи електроємнісні властивості, здатні накопичувати біля своїх зовнішніх і внутрішніх поверхонь різні органічні і неорганічні іони, наприклад:  $K^+$ ,  $Na^+$ ,  $H^+$ ,  $Ca^{++}$ ,  $Mn^{++}$ ,  $Cl^-$ ,  $OH^-$ . Зміна концентрації цих іонів впливає на механізми транспорту речовин крізь мембрани, на процеси збудження або гальмування клітин, а також на зсув кислотно-лужних рівноваг.

Крім того, при проходженні постійного електричного струму в тканинах, виникають електрокінетичні явища: електроосмос і електрофорез, які суттєво впливають на процес лікування. Наприклад, за рахунок електроосмосу тканини змінюють свої фізичні властивості: під катодом вони розпушуються і набрякають, а під анодом, навпаки, ущільнюються і втискаються.

Перераховані вище фізико-хімічні явища, що викликаються проходженням постійного електричного струму крізь біооб'єкт, є первинними. В свою чергу, вони забезпечують запуск, підсилення або гальмування складних біологічних процесів на рівні органів і систем організму, чим досягається кінцевий результат лікування електричним струмом.

Постійний електричний струм при необхідності застосовують і для внесення в тканини організму лікарських речовин. Такий метод одержав назву лікарський (лікувальний) електрофорез. **Електрофорез** (*electroforez*) – це явище руху іонів речовини в розчині під дією зовнішнього електричного поля. Він поєднує в собі дію постійного електричного струму і фармакологічного препарату.

В розчині молекули лікарських речовин дисоціюють, тобто розпадаються на іони. Якщо в ньому за допомогою джерела постійного струму створити електричне поле напруженістю  $E$ , то іони з зарядами  $+q$  і  $-q$ , внаслідок дії на них відповідних сил ( $F_3=qE$ ) з боку електричного поля, почнуть рухатись направлено і прискорено. Але, одночасно з цим, на них буде діяти сила в'язкого тертя ( $F_T=fv$ ), що пропорційна швидкості  $v$  їх руху, де  $f$  – коефіцієнт пропорційності. Тому через деякий проміжок часу сили  $F_3$  і  $F_T$  зрівноважаться ( $F_3=F_T$ ) і рух іонів речовини стане рівномірним (стаціонарним). В цьому випадку переміщення іонів характеризується їх електрофоретичною рухливістю, що не залежить від  $E$  та  $v$  і визначається за формулою:

$$u = \frac{v}{E}, \quad (5.1)$$

де  $v$  – швидкість руху іонів;

$E$  – напруженість електричного поля.

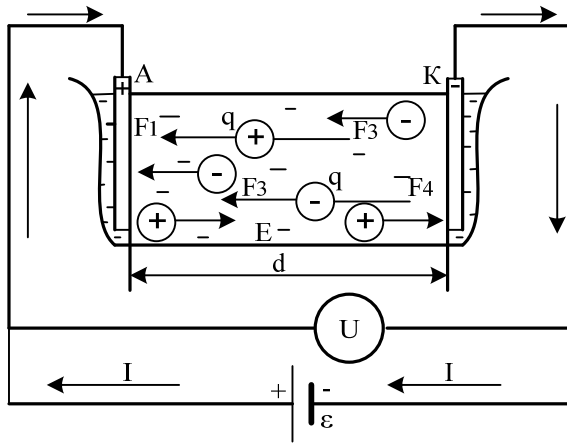


Рисунок 5.2 – Приклад вимірювання напруги

Якщо виміряти напругу  $U$  і відстань  $d$  між електродами  $A$  і  $K$ , а також час  $t$  переміщення зарядів  $q$  на деяку відстань  $l$ , то можна обчислити такі параметри.

1. Напруженість  $E$  електричного поля:

$$E = \frac{U}{d}. \quad (5.2)$$

2. Швидкість  $v$  рівномірного руху іонів:

$$v = \frac{l}{t}. \quad (5.3)$$

3. Електрофоретична рухливість  $u$  іонів:

$$u = \frac{ld}{Ut}. \quad (5.4)$$

## 5.2 Апарати для електротерапії імпульсним струмом низької і середньої частоти

Апарати для електротерапії імпульсним струмом низької частоти (у діапазоні до 999 Гц) містять стаціонарний електронний блок-генератор імпульсного струму, а також комплект підключених до нього моно- і/або біполярних електродів. Ці електроди призначені для примусового

збудження певних груп м'язів пацієнта. З цієї причини дані апарати іноді називають апаратами для “пасивної гімнастики”. Крім того, дія будь-яких низькочастотних імпульсів забезпечує посилення крово-, лімфообігу в області стимульованого м'яза, інтенсифікацію доставки живильних речовин і виведення продуктів окиснення токсинів; при цьому в м'язах не накопичується молочна кислота, що викликає характерні больові відчуття після фізичних вправ.

Електричні сигнали можуть бути одиничними або ритмічними. Форми електричних сигналів, що використовуються для лікувальних цілей, багатобразні, оскільки лікувальний ефект залежить від них безпосередньо. У косметології для збудження мімічних м'язів обличчя пекторальних м'язів (м'язи грудей), м'язів живота, талії, стегон, сідничних м'язів і т. д. використовується правильна трапецеїдальна хвиля (рис. 5.3, а), яка забезпечує спалювання жиру (електроліполіз), ступінчаста трапецеїдальна хвиля (рис. 5.3, б) лікування целюліту; хвилі Н-образної форми (рис. 5.3, в) підтягання (ліфтинг) м'язів і т. д.

В результаті дії струмів низької частоти відбувається зміцнення серцево-судинної системи, підвищення пружності і еластичності шкіри. Тому, крім косметичного ефекту, електроміостимуляція надає і лікувальний ефект при захворюваннях судин нижніх кінцівок, набряках, гіпотонії м'язів після тривалої нерухомості та ін. Найбільш поширеним напрямком використання імпульсних струмів низької частоти є електростимуляція нервової системи. Для цієї мети генеруються імпульсні струми прямокутної форми ультраімпульсні за Требертом тривалістю 2 мс (рис. 5.3, г), неофарадичних тривалістю 1 мс (рис. 5.3, д і 5.3, е), експоненціальної (рис. 5.3, ж) і полусинусоїдальної форми у вигляді одиничних імпульсів або серій, пачок, а також у вигляді ритмічних імпульсів, що чергуються з певною частотою (рис. 5.3, з, 5.3, і, 5.3, к). Такі струми, з частотою від 50 до 100 Гц, називають діадинамічними. Хвилі прямокутної форми за фазовою структурою подібні струму мембран нервово-м'язових кліток, що дозволяє сигналам найкращим чином сприйматися пошкодженими тканинами і викликає адекватні у відповідь реакції м'язів без негативних наслідків в структурі організму, підвищуючи м'язовий тонус; електростимуляція нервової системи і підвищення порогу її больової чутливості забезпечується роздратуванням периферичних нервових закінчень, крово- і лімфообігів та ін., то при цьому з'являється



безболісний ефект. Імпульси прямокутної форми в безперервному режимі (рис. 5.3, д) з частотою від 1 до 150 Гц застосовуються для лікування електросном, імпульсний струм є слабким подразником, що дає монотонну ритмічну дію на гіпоталамус і ретикулярну форму головного мозку; синхронізація імпульсів з біоритмами центральної нервової системи викликає її заторможення і веде до появи сну. У апаратах різних фірм форми імпульсів і порядок їх дії в процесі лікувальної процедури може задаватися програмним шляхом.

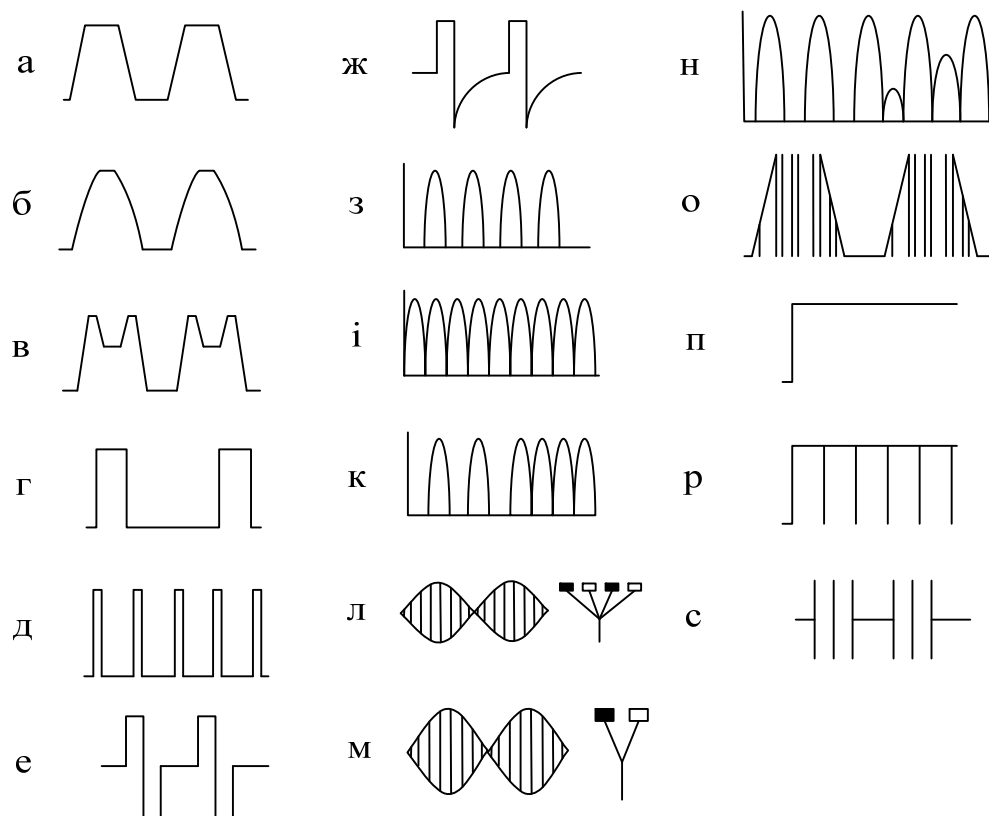


Рисунок 5.3 - Форми електричних сигналів, що використовуються для лікувальних цілей

Апарат для НЧ терапії і діагностики „Endomed 589” фірми ENRAF-NONIUS B. V. (Нідерланди) [28] з-поміж найбільш часто застосовуваних видів терапії, таких як діадинамічні струми, прямокутні і трикутні імпульсні струми дає можливість використовувати переривистий постійний струм середньої частоти (рис. 5.3, р). Ця нова форма струму має високу частоту імпульсів – 8000 Гц при коефіцієнті заповнення імпульсу 95% і сприймається пацієнтом як більш помірна, ніж неперервний постійний струм, в той час як ефекти впливу ідентичні. Це особливо

важливо при проведенні електрофорезу, оскільки може застосовуватись більш висока густина струму, яка дозволяє ввести більшу кількість ліків за одиницю часу при одночасному зменшенні впливу на шкіру, що робить процедуру для пацієнта більш комфортною.

Універсальний двоканалний апарат змінного струму „Endomed-582” (фірма ENRAF-NONIUS B. V. (Нідерланди) дає можливість використовувати загальноприйняті форми терапії, які ґрунтуються на інтерференційній терапії м’язів і черезшкірної електронейростимуляції. „Endomed 582” містить в собі такі найважливіші форми струму:

- чотириполюсну інтерференційну терапію з вектором чи без нього (рис. 5.3, л);
- двополюсну інтерференційну терапію (амплітудно-модульований змінний струм, рис. 5.3, м);
- перервний змінний струм середньої частоти для тренування м’язів (рис. 5.3, с);
- асиметричний двофазний імпульсний струм із середнім значенням, яке дорівнює нулю (рис. 5.3, ж);
- симетричний двофазний імпульсний струм із середнім значенням, яке дорівнює нулю (рис. 5.3, е).

„Endomed 582” має два канали з роздільними регуляторами інтенсивності, при цьому на першому каналі 1 можливе переключення струму з постійної величини на незмінну постійну напругу для нестационарних лікувальних процедур. Апарат комплектується двома пультами дистанційного управління, комплексом стандартного і додаткового приладдя.

## **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. В чому полягають відмінності терапії постійним струмом від терапії імпульсним струмом?
2. Поясніть принцип гальванізації.
3. Що таке електрофорез?
4. Поясніть структуру апаратів для електротерапії.
5. Поясніть призначення струмів, форма яких зображена на рис. 5.1.
6. Які ви знаєте низькочастотні апарати для електротерапії імпульсним струмом?

## **6 ФІЗІОТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА ДЛЯ МАГНІТОТЕРАПІЇ**

### **6.1 Використання для терапії низькочастотних магнітних полів**

Низькочастотне магнітне поле – своєрідний фізичний фактор. На відміну від УКВ, ультрафіолету, ультразвуку, синусоїдальних та імпульсних струмів воно проходить через біологічні тканини так вільно, як через повітря. Крім того, магнітне поле практично не відчувається пацієнтом, поліпшує кровообіг і обмінні процеси, має протизапальну, знеболювальну дію. Крім того, воно сприяє загоєнню ран, зменшує зуд при шкірних захворюваннях, використовується при судинних захворюваннях, захворюванні нервової системи, хворобах суглобів і хребта. При цьому відсутні шкідливі побічні дії, зменшується трудомісткість процедур. Лікування можна проводити, не знімаючи одягу, мазеві, гіпсові та інші вологі чи сухі пов'язки, оскільки поле проникає через них без перешкод.

Механізми біологічного впливу магнітних полів повністю ще незрозумілі. Є припущення, що ці механізми основані на змінненні швидкості дифузії, змінненні структури і властивостей води організму і т. д. Але при цьому практичне застосування як постійних, так і змінних магнітних полів має значні успіхи.

Найсуттєвішою частиною апаратів для низькочастотної магнітотерапії є індуктор. Індуктор – це котушка, по витках якої протікає змінний струм. Котушка може мати розімкнуте осердя із пластин сталі (трансформаторної) чи може використовуватись без осердя.

Котушки без осердя створюють найбільшу магнітну індукцію у своїй внутрішній частині. Тому вони використовуються зазвичай для впливу на кінцівки, які вставляються в порожнину котушки.

Котушки з осердям, так звані електромагніти, забезпечують отримання високої магнітної індукції у полюсів осердя. Такі електромагніти застосовуються для впливу на обмежені ділянки тіла.

Для живлення індукторів використовують зазвичай змінний струм промислової частоти. Застосовуються також пульсуючий, одно- або двопівперіодний струм. Режим коливань може бути неперервним або ж перервним з періодом у декілька секунд.

В процесі роботи необхідно періодично проводити вимірювання вектора магнітної індукції магнітного поля. Оскільки тканини тіла не спотворюють конфігурацію магнітного поля, то такі вимірювання

проводяться в повітрі перед індуктором. Для вимірювання використовують індукційний метод. При цьому використовується вимірювальна котушка діаметром (1...2) см.

В кожній точці котушка орієнтується в двох взаємоперпендикулярних напрямках. Потім за цими даними обчислюється модуль і напрямлення вектора індукції поля в даній точці. Для синусоїдального струму індукція визначається як:

$$B_m = E_m / 2\pi f S_k , \quad (6.1)$$

де  $E_m$  - амплітуда напруги,

$S_k$  - постійна вимірювальної котушки, яка дорівнює сумі площ всіх витків. Для одношарової котушки:

$$S_k = w \cdot S , \quad (6.2)$$

де  $w$  - кількість витків.

**Низькочастотне синусоїдальне магнітне поле** (*low-frequency sinewave magnetic field*) має анальгетичну і протизапальну дію, поліпшує мікроциркуляційні процеси і місцевий кровообіг, сприяє розсмоктуванню запального і травматичного набряку і, поліпшуючи умови для відновлення пошкоджених тканин, прискорює репаративну регенерацію.

При впливі низькочастотним магнітним полем спостерігається добра переносимість у ослаблених хворих, хворих похилого віку, які страждають супутніми захворюваннями серцево-судинної системи, що дозволяє застосовувати апарат в багатьох випадках, коли вплив іншими фізичними факторами (зокрема УВЧ, НВЧ-терапія) протипоказані.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Поясніть вплив низькочастотного магнітного поля на організм людини.
2. Що таке індуктор?
3. Поясніть переваги застосування в медицині низькочастотного магнітного поля.

## 7 УЛЬТРАЗВУКОВА ТЕРАПЕВТИЧНА АПАРАТУРА

### 7.1 Фізичні основи ультразвукової терапії

В тканинах організму так, як і в будь-якій твердій, рідкій або газоподібній речовині, можуть виникати механічні (пружні) коливання і хвилі. Механічні коливання і хвилі при частоті нижче 16 Гц називають інфразвуковими. Лікувальне застосування подібних коливань можна спостерігати на прикладі вібраційного масажу. Механічні коливання і хвилі в діапазоні частот від 16 Гц до 20 кГц називаються звуковими і сприймаються вухом. Механічні коливання і хвилі з частотою вище 20 кГц називаються ультразвуковими або *ультразвуком* (*ultrasound*) і вухом не сприймаються. Верхня межа спектра ультразвукових коливань не встановлена. В наш час отримують ультразвукові коливання з частотою в декілька сот мільйонів герц.

В звукових і ультразвукових хвилях коливання частинок відбуваються в тому ж напрямку, що і розповсюдження хвилі. Такі так звані поздовжні хвилі, являють собою ділянки ущільнення і розрідження речовини, які переміщуються в напрямленні розповсюдження хвилі. В твердих речовинах можуть створюватись, крім поздовжніх і поперечні звукові або ультразвукові хвилі.

Відстань між двома найближчими точками хвилі, які коливаються в одній фазі (наприклад, між центрами двох сусідніх ділянок ущільнення чи розрідження), називається довжиною хвилі. Між частотою ультразвукових коливань  $f$  і довжиною хвилі  $\lambda$  існує залежність  $\lambda = \frac{C}{f}$ , де  $C$  - швидкість розповсюдження хвилі в даному середовищі. Швидкість розповсюдження залежить від пружних властивостей і густини (щільності) середовища; в рідинах вона вища, ніж в газах, а в твердих тілах вища, ніж в рідинах.

В повітрі ультразвукові хвилі розповсюджуються зі швидкістю близько 330 м/с. Швидкість розповсюдження ультразвуку в різноманітних м'яких тканинах організму знаходиться в межах 1445 – 1600 м/с, не відрізняючись більше, ніж на 10% від швидкості розповсюдження у воді (близько 1500 м/с).

В кістковій тканині швидкість розповсюдження вища – близько 3370 м/с. Таким чином, при найбільш часто використовуваний в

ультразвуковій терапії частоті 880 кГц довжина хвилі у воді і м'яких тканинах тіла має величину приблизно 1.6 – 1.8 мм.

Для створення і підтримки ультразвукової хвилі потрібна постійна передача в середовище енергії джерела коливань. Ця енергія, в процесі коливання частинок середовища біля положення рівноваги, передається від однієї частинки іншій так, що в ультразвуковій хвилі відбувається передача енергії без перенесення самої речовини.

Кількість енергії, яка переноситься за 1 с через площину в  $1 \text{ см}^2$ , перпендикулярну напрямку розповсюдження хвилі, називається **інтенсивністю ультразвукових коливань** (*intensity of ultrasound vibrations*). Оскільки величина енергії за 1 с є потужність, то інтенсивність дорівнює потужності коливань, які приходяться на  $1 \text{ см}^2$ .

Коливальні рухи частинок речовини, які відбуваються в ультразвуковій хвилі, характеризуються дуже малою амплітудою зміщення і надзвичайно великими прискореннями. Так, наприклад, при частоті 880 кГц частинки тканин тіла, в яких розповсюджується хвиля з інтенсивністю  $2 \text{ Вт/см}^2$  (максимальна інтенсивність, яка використовується при ультразвуковій терапії), коливаються з амплітудою близько  $3,5 \cdot 10^{-6} \text{ см}$ . Максимальне прискорення досягає при цьому  $90 \cdot 10^6 \text{ см/с}^2$ , що перевищує величину прискорення вільного падіння тіл майже в 100 тис. разів.

На частинки речовини, які коливаються, діють значні величини змінного (акустичного) тиску. Так, наприклад, при терапевтичному застосуванні ультразвуку з вищевказаними параметрами амплітуда змінного тиску досягає 2,7 атм.

Величезні прискорення і значні тиски, які отримують частинки середовища при ультразвукових коливаннях, визначають значною мірою дію ультразвуку (в тому числі і лікувальну) на тканини організму.

При розповсюдженні ультразвукової хвилі відбуваються втрати енергії на нагрівання частинок середовища. Інтенсивність ультразвуку зменшується при цьому за експоненціальним законом. Для характеристики цього процесу використовують поняття „глибина проникнення”. **Глибина проникнення** (*depth of penetration*) дорівнює відстані до поверхні, на якій інтенсивність ультразвукової хвилі зменшилась в  $e$  раз ( $e = 2.7$  – основа натуральних логарифмів). Поглинання енергії збільшується з частотою коливань, відповідно зменшується глибина проникнення. На частоті 880 кГц глибина проникнення ультразвукової енергії в м'язові тканини

складає близько 5 см, в жирові тканини – близько 10 см, в кістки – близько 0.3 см. Малі втрати енергії в шарах жирової тканини і, як наслідок, незначне їх нагрівання при достатньому проникненні енергії у м'язи забезпечує хороші умови для терапевтичного застосування ультразвуку.

Разом з тим, розподілення ультразвукової енергії між шарами тканин тіла має характерну особливість, яка полягає в інтенсивному нагріванні кісткових тканин. Це відрізняє дію ультразвуку від дії електромагнітної хвилі, що необхідно враховувати при проведенні процедур ультразвукової терапії.

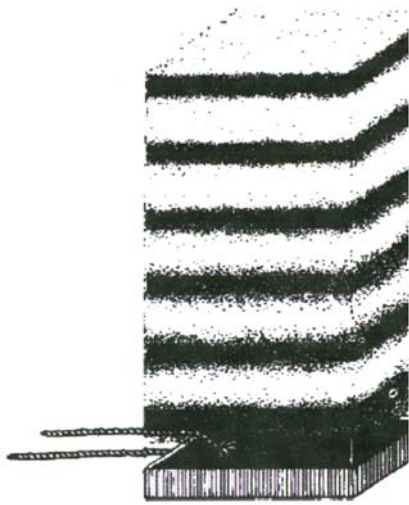


Рисунок 7.1 – Розповсюдження ультразвукової хвилі між шарами тканини

Джерелом ультразвукових хвиль є будь-яке тіло, яке знаходиться в коливальному русі з відповідною частотою. Для отримання ультразвуку частотою в декілька десятків кілогерц зазвичай використовується явище магнітострикції, яке полягає в тому, що під дією змінного магнітного поля дещо змінюється довжина розташованого вздовж поля осердя із феромагнітного матеріалу. Це періодичне подовження і вкорочення осердя приводить в коливальний рух наближені до кінців осердя частинки середовища, в якому створюється ультразвукова хвиля. В медицині для цілей

терапії застосовується ультразвук відносно високої частоти порядку 800 – 3000 кГц, який отримується з допомогою так званого зворотного п'єзоелектричного ефекту. Зворотний п'єзоелектричний ефект полягає в тому, що у багатьох кристалах (кварц, сегнетова сіль, титанат барія і ін.) під дією електричного поля відбувається деяке взаємне зміщення полярних груп атомів, які складають основну структуру речовини, що викликає відповідні зміни розмірів кристалів.

Якщо до торцевих поверхонь пластинки, яка вирізана певним чином із кристалу кварцу, за допомогою електродів прикласти змінну електричну напругу, то товщина пластинки буде по чергову зменшуватись і збільшуватись з частотою прикладеної напруги. При зменшенні товщини пластинки у прилеглих шарах навколишнього середовища утворюється розрідження, а при збільшенні – ущільнення частинок середовища.

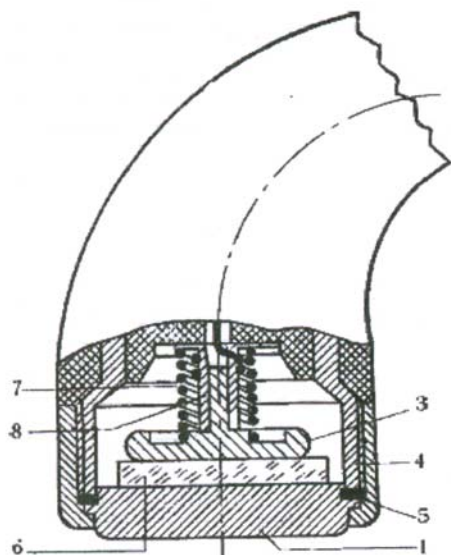


Рисунок 7.2 – Схема головки апарату для ультразвукової терапії

Таким чином, в результаті періодичної зміни товщини пластинки, яка називається п'єзoeлектричним перетворювачем, в середовищі виникає ультразвукова хвиля, яка розповсюджується в напрямку, перпендикулярному до поверхні пластинки (рис. 7.1).

Ультразвукові хвилі під порядковуються тим же законам, що і звукові. У зв'язку з більш високою частотою і відповідно меншою довжиною хвилі ультразвукові хвилі легше фокусуються, вони сильніше поглинаються середовищем, ніж звукові.

Апарат для лікування ультразвуком складається з генератора електричних коливань, до коливального контуру якого підключений п'єзoeлектричний перетворювач. Перетворювач виноситься в окрему головку (випромінювач), з'єднану кабелем з апаратом.

Головка, схематично показана в розрізі на рис. 7.2 складається з циліндричного металевго корпусу 4, на основі якого розташований п'єзoeлектричний перетворювач – пластина 6. Пластина утримується за допомогою тримача 3 і пружини 7. Під тримачем завжди є тонкий прошарок повітря, тому в сторону ручки ультразвук не випромінюється.

Амплітуда коливань пластини, і відповідно, інтенсивність ультразвукової хвилі, яка розповсюджується від передньої поверхні перетворювача, будуть максимальними при збігу власної резонансної частоти пластини з частотою генератора. Ця умова виконується, якщо товщина пластини дорівнює непарному числу півхвиль (при частоті 880 кГц товщина кварцової пластини, яка дорівнює одній півхвилі, складає близько 3.26 мм).

Основа 1 кріпиться до корпусу головки за допомогою накидної гайки 5. Для того щоб ультразвукова хвиля проходила через основу (резонатор) без ослаблення, товщина його повинна складати ціле число півхвиль (зазвичай, одну або дві).

Корпус головки закріплений в ручці, за допомогою якої її тримають під час процедури. Всередині ручки проходить провід живлення від



генератора. Провід через втулку 8 з'єднаний з тримачем 3, який має електричний контакт з перетворювачем. Другим електродом служить корпус головки, до якого прикріплюється шунтувальна плівка кабелю живлення.

За останні роки в ультразвукових терапевтичних апаратах широкого застосування набули п'єзоперетворювачі з кераміки титанату барію. Кераміка титанату барію являє собою спечені при високій температурі дрібні кристали, тобто має полікристалічну структуру. Перевагою її у порівнянні з кварцем є дешевизна і менша величина напруги, яка необхідна для збудження ультразвукових коливань (напруга на кварцевій пластині при частоті 880 кГц і інтенсивності 2 Вт/см<sup>2</sup> перевищує 1500 В, напруга ж на пластині з кераміки титанату барію при такій же інтенсивності не більше 100 В). Це дозволяє спростити конструкцію і схему апарата, зокрема, застосувати для живлення головки гнучкий низьковольтний кабель.

Вплив ультразвуком на тканини організму здійснюється зазвичай безпосередньо шляхом прикладення торцевої поверхні головки до області, на яку потрібно впливати. Такий спосіб застосовується при впливі на відносно плоскі поверхні м'яких тканин тіла і може бути як нерухомим (стабільним), так і рухомим (лабільним), при якому ультразвукову головку плавно, масажним рухом переміщують по всій поверхні області впливу.

При проведенні процедур ультразвукової терапії особливо велику увагу треба приділяти забезпеченню хорошого акустичного контакту між головкою і тілом хворого. Через значні відмінності густин повітря і твердих тіл, а також різниці в швидкостях розповсюдження ультразвуку в цих середовищах на межі твердого тіла з повітрям, відбувається практично повне відбиття ультразвукової хвилі. Тому між головкою і тілом хворого не повинно бути повітряних прошарків. Для цього поверхню ділянки тіла, яку будуть опромінювати, покривають шаром проміжного середовища, зазвичай вазелінового масла, яке заповнює всі можливі повітряні проміжки між головкою і тілом.

На поверхні тіла складної форми, наприклад, стопи, вплив ультразвуком проводиться через воду у ванні. У ванну з теплою водою поміщають кінцівку і випромінювач. Випромінювач або розташовується нерухомо на невеликій відстані від поверхні тіла, або його повільно і плавно переміщують над областю впливу. Якщо потрібно здійснити вплив

знизу, то на дні ванни встановлюють плоский металевий відбивач, який направляє хвилю випромінювача на поверхню, яку опромінюють.

Дія ультразвукових коливань на тканини організму має складний механізм, в якому можна розрізнити три основних складових: механічну, теплову і хімічну.

**Механічна дія** (*mechanical effect*) ультразвуку, обумовлена коливаннями частинок тканини, являє собою своєрідний „мікромасаж” тканин. Зміни взаємного просторового розташування клітинних структур, які відбуваються при цьому, призводять до їх перебудови та змін в їх функціональному стані. **Теплова дія** (*thermal effect*), пов’язана з поглинанням енергії ультразвукової хвилі, внаслідок взаємного тертя частинок призводить до переважного нагріву м’язових і особливо кісткових тканин.

**Хімічна дія** (*chemical effect*) ультразвуку є наслідком вказаних механічних і теплових ефектів. Основними біохімічними зсувами, які викликаються ультразвуком, є зміни інтенсивності процесів окислення, посилення процесів дифузії та ін.

Дозиметрія при ультразвуковій терапії полягає в установленні заданої величини інтенсивності ультразвуку і тривалості впливу. Інтенсивність в Вт/см<sup>2</sup> вказується, як правило, на шкалі регулятора вихідної потужності апарата; звичайні величини застосовуваних інтенсивностей при рухомій методиці складають 0,5 – 1,5 Вт/см<sup>2</sup>, при нерухомій методиці 0,05 – 0,3 Вт/см<sup>2</sup>.

Крім неперервної дії в ультразвуковій терапії широко застосовується також і імпульсний (перервний) режим впливу. При цьому тривалість імпульсу регулюється в межах 4 – 10 мс, при частоті слідування 50 Гц. Середня інтенсивність коливань в цьому випадку менша вказаної на шкалі у стільки разів, в скільки тривалість імпульсів менша періоду їх слідування.

При експлуатації ультразвукових приладів повинен проводитись періодичний контроль калібровки шкали регулятора інтенсивності. Для цього за допомогою спеціального прибору вимірюється вихідна ультразвукова потужність апарата. За відомими значеннями потужності і робочої площі випромінювача може бути визначена інтенсивність ультразвукових коливань.

Вимірювання потужності ґрунтуються на тому, що ультразвукова хвиля, яка розповсюджується, здійснює постійний тиск на поверхню тіла, яке перешкоджає її розповсюдженню. Величина цього тиску при повному відбитті від перешкоди прямо пропорційна інтенсивності і обернено пропорційна швидкості розповсюдження ультразвуку. Не дивлячись на те, що тиск, який спричинює хвиля, незначний (при максимальних терапевтичних інтенсивностях у воді чи тканинах тіла – десятитисячні частки атмосферного), його можна виміряти чутливими приборами, які градууються у величинах потужності, яку випромінює джерело ультразвуку.

## **7.2 Апарати для ультразвукової терапії**

Одним із найбільш застосовуваних апаратів для ультразвукової і електротерапії є „SonoPuls 464” фірми ENRAF-NONIUS B. V. (Нідерланди) [30], що містить вбудований мікропроцесор, який забезпечує йому додаткові унікальні вихідні характеристики. Вони полягають в тому, що при звичайній експлуатації „SonoPuls 464” має вихідні характеристики струму постійної величини. Але коли збільшується опір, апарат переходить на вихідні характеристики незмінної постійної напруги, що значною мірою усуває початок і кінець реакції при накладанні і знятті електродів під час процедури.

Ще однією особливістю апарата „SonoPuls 464” є можливість вибору будь-якого із таких п’яти режимів терапевтичного впливу:

- ультразвуку (1 МГц). Механічна вібрація з енергією, яка поглинається, відбивається на терапевтичному ефекті;
- змінного струму середньої частоти. Процедура двополусної інтерференційної терапії використовує амплітудно-модульований змінний струм частотою 4000 Гц для вибіркової стимуляції нервових волокон типу II і типу III глибоких тканин;
- переривистого постійного струму середньої частоти. Несуча частота 4000 Гц постійного струму веде до меншого опору шкіри, що забезпечує стимуляцію нервових волокон типу II і типу III;
- поверхневих тканин. У спектр впливу даної стимуляції входить і поверхнева гіперемія;

- комбінування ультразвуку із будь-якою з двох форм струму успішно застосовується для локалізації і лікування тригерних зон, областей гіперестезії, дерматом і міотом.

Неоднорідність ультразвукових променів, які випромінюються випромінювачем, визначається коефіцієнтом неоднорідності променя – BNR, який визначається таким співвідношенням:

$$BNR = \frac{I_{\max}}{I_{cp}},$$

де  $I_{\max}$ ,  $I_{cp}$  - відповідно максимальна і середня інтенсивності ультразвукового променя. Чим нижче BNR, тим однорідніший промінь. Для апаратів типу „SonoPuls 464” BNR наближається до теоретичного мінімуму 4 і виключає можливість небажано високої концентрації енергії (т. з. „гарячих точок”) в промені.

Ще одним критерієм оцінки роботи УЗ апаратів і випромінювачів є ERA (ефективна площа випромінювання,  $\text{см}^2$ ), яка визначається співвідношенням:

$$ERA = \frac{W_{\Sigma}}{I_{тек}},$$

де  $W_{\Sigma}$  - сумарна вихідна потужність (Вт);

$I_{тек}$  - застосовувана інтенсивність ультразвукового променя ( $\text{Вт}/\text{см}^2$ ).

Всі ультразвукові випромінювачі фірми ENRAF-NONIUS мають дуже низьке паразитне випромінювання ( $< 10 \text{ мВт}/\text{см}^2$ ), що відповідає вимогам FDA (Управління із санітарного надзору за якістю харчових продуктів і медикаментів США), візуальне позначення контролю контакту, оптимально ефективну площу випромінювання, низький BNR, абсолютно водонепроникні випромінювачі.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. В чому полягає принцип ультразвукової терапії?
2. Поясніть механізм утворення ультразвукової хвилі.
3. Поясніть конструкцію головки апарата для ультразвукової терапії.
4. Безпека процедури ультразвукової терапії.
5. Що являє собою апарат „SonoPuls 464” ?

## 8 АПАРАТУРА ДЛЯ СВІТЛО І ТЕПЛОЛІКУВАННЯ

До *апаратури для світлолікування (phototherapy equipment)* відносять апарати, які генерують випромінювання з довжинами хвиль від 2000 до 180 нм (від  $1,5 \times 10^5$  до  $1,66 \times 10^6$  ГГц), відповідно. В рубрикуванні всі фототерапевтичні апарати розділені на класи за видами випромінювання в порядку зменшення довжин хвиль (і відповідно збільшення частоти): 731...від 2000 до 650 нм – інфрачервона (ІЧ) частина хвильового спектра; 732...від 650 до 400 нм – видима частина хвильового спектра; 733...те ж, але в імпульсному режимі (випромінювання, яке генерується лазерними апаратами); 734...від 400 до 180 нм – ультрафіолетова (УФ) частина хвильового спектра.

Фототерапевтичні апарати залежно від конструктивних особливостей забезпечують зовнішню терапію (для потреб дерматології і косметології: грибкові захворювання шкіри і екзема, в'язозаживаючі рани і трофічні виразки і ін.), внутрішньопорожнинну терапію (в отоларингології – запальні захворювання, в стоматології – пародонтоз, катаральний гінгівіт, стоматит і т. п., в урології – простатит, цистит і ін., в проктології – тріщини прямої кишки, геморої, анальний свербіж і ін., і в гінекології – захворювання шийки матки, придатків, церцевіт і ін.) і транскутанне опромінення крові, яке використовується для ліквідації наслідків захворювань внутрішніх органів, патології опорно-рухового апарату, пошкоджень шкіри, уражень периферійної нервової системи, захворювань сечостатевої системи і т. п.

Апарати для опромінення ІЧ променями з довжинами хвиль від 2000 до 650 нм забезпечують тепловий прогрів всієї товщини шкіри і навіть підшкірних тканин, оскільки ІЧ промені проникають на глибину до 20...30 мм і мають протизапальну дію, яка покращує живлення тканин, в т. ч. судин, а також анальгетичну дію. Джерелом випромінювання для апаратів з ручним виконанням є світлодіоди. Джерелом випромінювання для апаратів настільного і автономного виконання є лампи розжарювання з температурою до  $3600^{\circ}\text{C}$ .

З усіх видів випромінювань електромагнітного спектра УФ-промені мають найкоротші довжини хвиль, а тому і несуть найбільшу енергію. Оскільки УФ-промені різних довжин хвиль спричиняють на людський

організм різний лікувальний біологічний вплив, то весь спектр УФ-випромінювань умовно розділяють на три зони:

|              |   |                  |           |
|--------------|---|------------------|-----------|
| 320...400 нм | - | довгохвильова    | (зона А), |
| 250...320 нм | - | середньохвильова | (зона В), |
| 180...250 нм | - | короткохвильова  | (зона С). |

Відповідно до цього поділу і випускаються апарати різного призначення.



Рисунок 8.1 – Двосторонній солярій Санлайн Комбі



Рисунок 8.2 – Односторонній солярій Холідей

**Ультрафіолетові промені довгохвильової зони А** (*ultraviolet beams of long-wave zone*) проникають у тканини на глибину, яка не перевищує 1 мм, тому прямий вплив їх обмежений поверхневими шарами шкіри і слизових оболонок. Висока енергія ультрафіолетових променів в поверхневих шарах тканин перетворюється в хімічну і інші види енергії. Зокрема, при впливі УФ-променів на шкіру відбуваються хімічні процеси, в результаті яких в її клітинах створюється і накопичується пігмент меланін, який забезпечує так звану засмагу шкіри. Тому процедура загального УФ-опромінення для досягання штучної засмаги широко використовується в косметології.

Однак при засмазі шкіри, крім косметологічного ефекту, має місце і реактивне розширення капілярів, посилення забезпечення міокарда киснем і підвищення активності захисних і саногенетичних механізмів. Для опромінення УФ-променями зони А фірми-виробники медичної техніки пропонують спеціальні апарати - солярії. Як правило, солярії являють собою ложе для тіла пацієнта, яке накривається кришкою; рідше пропонуються вертикальні солярії, в яких пацієнт поміщається у весь зріст. Але відомі також солярії тільки для кінцівок і інших окремих частин тіла. На рис. 8.1 зображений двосторонній солярій „Sunline Kombi” німецької фірми „Гольф” (Golf), основними вузлами якого є ложе для пацієнта і

кришка, в якій повздовжньо вмонтовано по 10 трубчатих ламп, що випромінюють хвилі ультрафіолетового діапазону. Враховуючи різну чутливість до ультрафіолетових променів шкіри обличчя і тулуба, в кришку багатьох двосторонніх соляріїв вмонтований спеціальний випромінювач для обличчя; для запобігання посиленому потовиділенню під час сеансу в соляріях, як правило, забезпечується кондиціонування повітря; для забезпечення заданого лікарем часу сеанса в соляріїв вмонтовується таймер.

На рис. 8.2 показаний типовий односторонній солярій „Holiday” німецької фірми „Кетлер” (Kettler), який являє собою обертально закріплений на телескопічному штативі циліндричний відбивач з повздовж вмонтованими трубчастими лампами, які випромінюють світло ультрафіолетового діапазону. Відбивач будь-якого одностороннього солярія може бути плавно повернутий на бажаний кут для загального опромінення лежачого або сидячого пацієнта. Кількість ламп в односторонніх соляріях коливається від 4 до 13. Як і двосторонні, деякі односторонні солярії містять спеціальні лампи-випромінювачі для обличчя.

***Середньохвильові УФ-опромінювачі (average-wave UV-irradiators)*** призначені для місцевого опромінення, що виконується або за допомогою світловодів, або за допомогою чашовидних або циліндричних рефлекторів, в зоні фокуса яких розташована відповідно точкова або трубчаста УФ-лампа, яка випромінює промені щонайменше двох зон УФ-спектра – А, В чи В, С. Такі випромінювачі використовуються частіше всього для лікування фотодерматозів, екземи, опіків, фотоофтальмії, системної червоної вовчанки, загострення туберкульозу. Деякі моделі таких УФ-опромінювачів обладнані таймерами, які керують тривалістю лікувального сеансу. Точкові УФ-випромінювачі мають автономне, пересувне (на підлоговому штативі) або стельове виконання. Для автономного пересувного виконання деякі фірми зазначають замість габаритних розмірів тільки висоту штативу. Окремо слід відмітити лампи, які випромінюють УФ-хвилі у вузькому діапазоні С з довжиною 180 – 250 нм, і мають високу бактерицидність. До них належить російський апарат „Пакт-01”, угорські апарати „KLA-132” (фірми „MediKor”), призначені для знищення хвороботворних бактерій в повітрі під час проведення хірургічних операцій, для прискорення загоєння ран і т. п. Як і

односторонні солярії, ці апарати містять по декілька трубчастих ламп, виконуються для підлогового або настінного розміщення.

Під впливом УФ випромінювання в крові підвищується кількість еритроцитів і збільшується ступінь їх насиченості киснем, що необхідно для лікування гіпоксемічних станів при деяких формах кисневого голодування. Для реалізації цього ефекту розроблені і випускаються вітчизняні екстракорпоральні УФ опромінювачі “Ізольда” і “Надія”. Дані апарати забезпечують взяття крові у хворого, опромінення її УФ променями в спеціальній кюветі і наступне введення опроміненої крові в кровоносне русло хворого.

### **8.1 ІНФІТА-терапія**

Установка комбінованої імпульсної НЧ електромагнітної і фототерапії ІНФІТАТРОН є модулем імпульсного НЧ фізіотерапевтичного апарата на 2-3 робочих місця. Установка ІНФІТАТРОН спільно з базовим апаратом ІНФІТА формує такі лікувальні фізичні фактори:

- імпульсне низькочастотне електромагнітне поле (ІНЕМП) з переважно електричною складовою (ІНФІТА-терапія);
- електромагнітне поле видимої оптичної частини спектра (фототерапія);
- сукупність двох рознесених за частотним діапазоном електромагнітних полів – поле видимої оптичної частини спектра і ІНЕМП (ІНФІТА-фототерапія).

Фототерапія за допомогою установки ІНФІТАТРОН за своєю ефективністю на порядок відрізняється від відомих методів фототерапії, оскільки здійснюється генерація в спектрі оптичного діапазону хвиль світлодіодами.

У той час у відомих закордонних та вітчизняних аналогах використовуються прості діоди, які генерують лише одну довжину хвилі, а колір змінюється за допомогою скляних або пластикових фільтрів різного кольору. Це не дозволяє створити необхідну кількість кольорової гами і відтінків, поглинає та відбиває хвилі, не дає можливості хвилі проникати глибоко в шкірні і підшкірні покрови, знижує інтенсивність фотохімічних реакцій, а в результаті – різко зменшує лікувальну ефективність методу.

Проблема оптимізації фізіотерапевтичних впливів, вибору адекватних доз фізичних лікувальних факторів, з урахуванням важкості



захворювання, функціонального стану організму є актуальною проблемою сучасної фізіотерапії і відновлювальної медицини. Достатньо гостро ця задача висвітлюється у зв'язку з ранньою реабілітацією хворих, застосуванням фізіотерапії на стаціонарному етапі лікування, часто з важкою патологією, а в цілому ряді випадків і в реанімації.

Доволі часто гострота процесу обмежує застосування фізичних факторів, тому питання тактики фізіолікування гострих і підгострих запальних процесів, вираженого больового синдрому на різних стадіях захворювання і розробка диференційованих методів фізіотерапії є актуальною проблемою сучасної медицини.

Оптимізація фізіотерапевтичних процедур за режимом впливу здійснюється за рахунок імпульсного характеру впливу і за рахунок комутації груп світлодіодів, що дозволяє враховувати індивідуальні особливості пацієнтів.

Можливість сполучення в часі й просторі фототерапії та інфінатерапії дає виражений лікувальний ефект і можливість підібрати оптимальне дозування адекватно нозології активності і стадії захворювання.

Установка ІНФІТАТРОН в залежності від режиму роботи:

- фіксує в просторі (стаціонарний режим) ІНЕМП, поле видимої частини спектра або їх сукупність;
- переміщує в просторі (скануючий режим) ІНЕМП, поле видимої частини спектра або їх сукупність;
- формує тимчасову послідовність вплив - пауза - вплив (дискретний режим) ІНЕМП, поле видимої частини спектра або їх сукупність;
- синхронізує з ритмами дихання і пульсу (режим біоуправління) ІНЕМП, поле видимої частини спектра або їх сукупність [33].

1. **Стаціонарний режим** (*stationary mode*) – режим, в якому ІНЕМП і електромагнітне поле видимої частини спектра постійні за часом і не переміщуються в просторі. Даний режим є базовим, де найповніше проявляються властивості кожного із полів.

Патогенетична дія ІНЕМП обумовлена регулюючим впливом на нейро- і геодинаміку, мікроциркуляцію і основана на біомедичних віконно-частотних резонансних ефектах слабких електромагнітних полів, до яких організм проявляє особливо високу індивідуальну чутливість.

Лікувальна дія ІНЕМП реалізовується при неконтактному застосуванні через оптико-, таламо- і гіпоталамо-гіпофізарну систему

шляхом регуляції підкірково-кортикальних біоелектричних процесів, обміну нейромедіаторів, ендорфінної і імунної систем, гормональної діяльності ендокринних залоз, покращення нейрон- і загальної гемодинаміки, в результаті чого нормалізується мікроциркуляція в тканинах, загальний і периферичний кровообіг, реологія крові, виникає протизапальний ефект, десенсибілізація, укріплюється імунітет.

При контактному впливі виконується сенсорна інгібіція (Gate Control), в результаті чого здійснюється аналгетичний ефект і розривається коло БІЛЬ - ЗАПАЛЕННЯ – БІЛЬ.

Лікувальний ефект електромагнітного поля видимої частини спектра при впливі на очі має психоемоційний характер і реалізовується через сітківку ока, частково проникає глибше, спричинюючи прямий вплив на нервові провідники зорового нерву і ядра зорових бугрів. Це обумовлює можливість активації коркових процесів і вегетативних центрів стовбура мозку.

В той же час при впливі на шкіру через фотопроцесори реалізуються фотохімічні реакції, які повертають до життя різноманітні біофізичні процеси в шкірі і навколишніх тканинах та обумовлюють специфічні і неспецифічні реакції та ефекти.

**2. Режим сканування (*scanning mode*)** – режим, в якому лікувальним фактором є сукупність двох електромагнітних полів, які переміщуються в просторі: імпульсного низькочастотного (ІНЕМП) і поля видимої частини спектра.

Скануюче поле біотропне, тому у організмі не виникає звикання до даного фактора у зв'язку зі змінами конфігурації поля, що обумовлює більш високу ефективність терапії, більш м'яку дію. Завдяки скануванню здійснюється "легкий масаж" імпульсним низькочастотним електромагнітним полем, що викликає поліпшення трофіки тканин, реології крові, спазмолітичну, знеболюючу, протизапальну, протинабрякову, антиалергічну дію, і дозволяє швидше вивести токсичні продукти патологічного запального процесу і знизити дози лікувальної терапії.

**3. Режим дискретного управління (*mode of discrete management*)** – дискретний режим впливу (вплив - пауза - вплив), який біологічно більш активний, оскільки при його застосуванні з'являється додатковий,

оптимально підібраний, біотропний параметр, який дозволяє застосувати більш адекватну терапію, оптимальну для тяжких, ослаблених хворих.

4. **Режим біокерування** (*biomanagement mode*) – режим, в якому лікувальним фактором є модульоване за амплітудою ІНЕМП і електромагнітне поле видимої частини спектра, яке синхронізується з ритмами дихання і серцевих скорочень організму людини.

За рахунок синхронізації ритмами дихання і серцевих скорочень підвищується адекватність фізіотерапевтичного впливу, потрібний менший курс лікування і менша тривалість процедури, оскільки багаточастотний біоритмічний вплив біотропний до організму людини, скорочуються строки лікування через посилення швидкості внутрішньоклітинної та клітинної регенерації і тканинної проліферації.

БІО-ІНФІТА-терапія є новим напрямком в курортології і фізіотерапії і являє собою хронофізіотерапевтичний вплив. Цей напрямок зародився в хронобіології – науці, яка вивчає роль часу у структурі життєдіяльності живих організмів. І поряд з уже відомими гілками хронобіологічної науки (хрономедицини, хронотерапії, хронофармакології), виділився в окрему гілку – хронофізіотерапію і насамперед – в ХРОНО-ІНФІТА-терапію.

Фізіотерапевтична приставка ІНФІТА-БІО разом з базовим апаратом ІНФІТА формує імпульсне низькочастотне електромагнітне поле нетеплової інтенсивності, яке синхронізується з ритмами дихання і серцевих скорочень організму людини [29].



Рисунок 8.3 – Інфітатрон

Людський організм – складна відкрита система. Основою гомеостазу живих систем є ритмічність фізіологічних функцій, з допомогою яких в організмі виникає кореляція функцій з ритмами навколишньої фази. Ця ритмічність організовує біологічні процеси у часі й просторі на клітинному, субклітинному, фізико-хімічному рівні, визначаючи фізіологічні реакції і функції організму. Таким чином, організм можна умовно представити у вигляді генератора частот, який змінюється і який здатен під впливом зовнішнього ритму виробляти цілий комплекс ритмічних процесів. "Живі" годинники доволі легко можуть регулюватися

зовнішніми сигналами і є за думкою Е. С. Бауера (1977 р.) одним із принципів функціонування живих систем.

Локальний вплив здійснюється накладанням виносних конденсаторних пластин на місце патології. Дистанційний вплив здійснюється на гіпоталамо-гіпофізно-адреналінову систему пацієнта, корегуючи її функціональний стан і біоелектричну активність кори головного мозку. За даними ретинографії відмічалось підвищення амплітуди хвиль. Тетраполярна реографія показує дійсне зниження загального периферійного опору судин. За даними ЕЕГ здійснюється корекція біоелектричної активності мозку, підвищення тону мозку, модульованості ритму. Лабораторні дослідження показали позитивну динаміку показників гуморальної ланки імунітету у хворих на алергічні захворювання.

Приставка ІНФІТА-БІО разом з базовим апаратом ІНФІТА є електромагнітним фізіотерапевтичним апаратом, який призначений для застосування у фізіотерапевтичних відділеннях лікувально-профілактичних та санаторних закладів.

## **8.2 Фотонна апаратура корпорації “Лазер і здоров’я”**

В основу лікувальної дії апарата ***"Барва-Флекс"*** (*Barva-Flex*) покладена здатність світла видимого й інфрачервоного діапазонів спектра збільшувати енергетичну активність клітинних мембран, приводити в дію регенераційні процеси, збільшувати поглинання кисню тканинами, стимулювати створення АТФ в мітохондріях, що підвищує біоенергетичний потенціал клітин. Світло у видимому й інфрачервоному спектрі має протизапальний, заживляючий і анальгетичний ефекти, знімає больові синдроми у суглобах, хребті, м'язах; нормалізує роботу регуляторних систем організму людини (імунної, ендокринної і центральної нервової), артеріальний тиск.

Під дією світла активізується мікроциркуляція в зоні опромінення, що дозволяє більш ефективно використовувати лікувальні препарати, знижувати їх дозування [30].

Поліхромні ***матриці Коробова "Барва-Соларис/Гідро"*** (*Matrixes of Korobov "Barva-Solaris/Gidro"*) - це найефективніші сучасні апарати для проведення фотобальнеотерапевтичних процедур. Апарати даної серії

можуть вбудовуватись в будь-яку душеву кабінку і застосовуватись як в лікувальних закладах, санаторіях, аквапарках, так і в домашніх умовах.

Апарати "Барва-Соларис/Гідро" дозволяють проводити опромінення в п'яти оптичних діапазонах спектрів: інфрачервоному, червоному, жовтому, зеленому і синьому, вибираючи необхідний спектральний діапазон або їх комбінацію залежно від того, який вплив необхідно отримати.

Використовуючи сполучення світлового впливу певного спектрального складу, масажного і температурного впливу води з душу, можна отримати як ранкову збуджуючу процедуру, так і вечірню, яка знімає стреси і втому, що накопичились за день.

Як джерела світла в апаратах використовуються безпечні для зору надяскраві світлодіоди, строк служби яких складає 10000 годин і більше.

Апарати "Барва-Соларис/Гідро" дозволяють відтворити оптичний спектр випромінювання приближений до сонячного світла.

Застосування апаратів "Барва-Соларис/Гідро" дозволяє отримати необхідну кількість сонячного світла в будь-яку погоду і в будь-який час доби [30].

В основу лікувальної дії апарата "Барва-Пневмо" покладена сполучена дія двох факторів – негативного тиску і світла. Вакуумний масаж забезпечує масажування як поверхневих, так і глибоколежачих тканин. Такий різновид масажу розширює кровоносні і лімфатичні судини, відкриває нефункціонуючі капіляри і тим самим активізує кровообіг і живлення тканин, збільшує вихід токсичних продуктів із секретом потових залоз на поверхню шкіри [30].

При поєднанні світлотерапії з медикаментозною (фотонний зонд Коробова "Барва-ГПУ") концентрація лікувальної речовини в зоні впливу світла збільшується, його дія пролонгується, лікувальний ефект посилюється, що дозволяє зменшувати дозування фармпрепаратів, особливо таких небезпечних своїми негативними побічними діями, як антибіотики.

Завдяки розташуванню випромінюючих світлових діодів всередині зонду забезпечується створення на опромінюваній поверхні рівня густини потужності випромінювання, необхідного для досягнення оптимального терапевтичного ефекту [34].

### 8.3 Фотоматрична (ФМ) терапевтична апаратура

У сучасній медичній практиці поряд з традиційною фототерапією все частіше використовуються фізіотерапевтичні методи лікування, серед яких є перспективним застосування матричних систем на основі над'яскравих світлодіодів [31,32]. Вони побудовані за принципом об'єднання групи світлодіодів із заданими характеристиками випромінювання в матрицю, форма якої в першому наближенні повторює геометричні параметри патологічної зони [33,34]. Фотоматрична (ФМ) терапевтична апаратура призначена для опромінення просторово-протяжних патологій і біотканин людини низькоенергетичним квазімонохроматичним випромінюванням видимого та ближнього інфрачервоного (ІЧ) спектрів [35,36]. В наш час створено близько 25 модифікацій фотоматричних терапевтичних систем (ФМТС), в тому числі в поєднанні з іншими джерелами фізичного впливу. Вони вирізняються вихідним призначенням і геометричними розмірами відповідно до медичних вимог при опроміненні поверхні біотканини і антропометричних даних людини [36,37].

#### 8.3.1 Особливості впливу ФМ-апарата

**Механізм.** Спочатку вплив випромінювання *фотоматричних терапевтичних систем* (*photomatrix therapeutic systems*) призводить до ініціювання цілого ряду фотобіологічних реакцій на молекулярному та клітинному рівні, які потім в результаті адитивних та синергічних процесів призводять до фізіологічного відгуку організму на тканинному і органному рівні, включаючи можливу системну відповідь організму в цілому [38]. Як засвідчують численні експериментальні дані з різних джерел, їх вплив може призводити до біостимулюючих, анальгетичних, протизапальних і протинабрякових ефектів, а також нормалізації параметрів мікроциркуляції та імунітету і багатьох інших явищ [39]. Джерела на основі ФМТС не є винятком, крім того, в силу їх геометричних властивостей, відбувається просторове і часове підсумовування подразнення на великій поверхні, що може підсилювати багаторівневі рефлекторні та нейрогуморальні реакції організму [40].

**Монохроматичність.** У зв'язку із спектральною селективністю більшості фотобіологічних реакцій і відносно вузькими спектрами біодії багатьох біологічних систем використання монохроматичного випромінювання є вкрай бажаним при лікуванні багатьох захворювань [41]. З іншого боку, смуги поглинання багатьох клітинних хромофорів є відносно широкими – не менше 20-30 нм, що й дозволяє використовувати світлодіоди зі спектральною шириною випромінювання на піввисоті порядку 10-20 нм. При цьому світлодіодна довжина хвилі випромінювання обов'язково повинна збігатися з максимумом спектра біодії [42].

У більшості зразків ФМ-апаратури використовуються світлодіоди з довжиною хвилі, що лежить у видимому червоному діапазоні біля 660 нм, що пов'язано зі збігом цієї довжини хвилі з одним із максимумів спектра фототерапевтичного впливу. У багатьох зразках також використовується ближній ІЧ-діапазон поблизу 890 нм, що збігається з іншою смугою біодії [43]. Дуже важливо, що цей діапазон збігається з "вікном прозорості" більшості біотканин, що забезпечує значно глибше проникнення випромінювання – до декількох сантиметрів з урахуванням деякого послаблення – у порівнянні з довжинами хвиль червоної спектральної області [44]. Це дозволяє формувати необхідну фототерапевтичну дозу при опроміненні органів, розміщених в глибині організму. При цьому при дозиметрії береться до уваги рівень послаблення випромінювання при досягненні патологічної ділянки, яке виникає в основному за рахунок розсіювання та поглинання [45].

**Когерентність і поляризованість.** Раніше вважалося, що, крім зазначених ознак, випромінювання також повинно мати властивості когерентності і поляризованості, які здатний забезпечувати лазер [46].

Однак на сьогоднішній день численні дані свідчать про подібність дії лазерного випромінювання, тобто когерентного і поляризованого, з випромінюванням від некогерентного і неполяризованого джерела, причому на всіх рівнях організму [47]. Крім того, на глибині понад 200 мкм зазначені властивості значно послаблюються і при більшій глибині експериментальні дані свідчать про подібність впливу випромінювання над'яскравих світлодіодів і лазера [48]. Таким чином, на сьогоднішній день існують дані, які вказують на те, що властивості когерентності і поляризованості не відіграють суттєвої ролі в досягненні

ефекту фотостимуляції, хоча це питання потребує подальшого вивчення [49].

**Площа опромінення.** Основною перевагою ФМТС є можливість одночасного опромінення досить протяжних патологічних ділянок практично будь-якої просторової геометричної складності, аж до опромінення всієї людини [50]. При цьому форма підкладки, на якій розміщуються світлодіоди, забезпечує необхідну біоадекватність, тобто в першому наближенні повторює просторову форму біооб'єкта і рельєф поверхні.

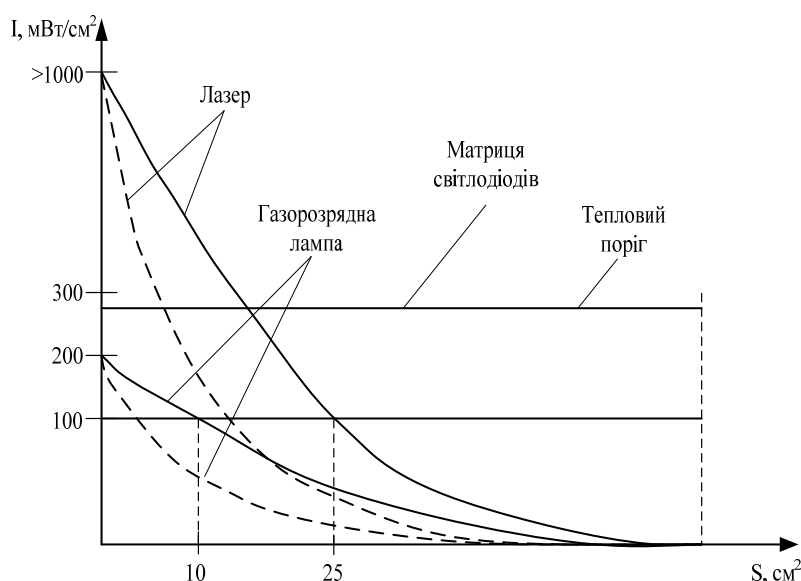


Рисунок 8.3 – Залежність інтенсивності випромінювання ( $I$ ) на поверхні об'єкта від його площі ( $S$ ) для найтипівіших оптичних джерел

Порівняння основних оптичних джерел, які отримали досить широке розповсюдження в фототерапії, показує (рис. 8.3), що матриця світлодіодів здатна забезпечувати інтенсивність порядку 100 мВт/см<sup>2</sup>, практично на будь-якій площі біооб'єкта. При цьому лазери можуть забезпечувати значно більшу інтенсивність, однак на обмеженій малій площі, і їх переваги швидко втрачаються із зростанням площі біооб'єкта. Таким чином, ФМТС має переваги в порівнянні із лампою зі світлофільтром, що вирізає спектральну ділянку 30 нм, починаючи вже з площі 10 см<sup>2</sup>, а в порівнянні з лазером потужністю 2,5 Вт і з системою розфокусування для опромінення протяжної області, починаючи з 25 см<sup>2</sup>.



При побудові вказаної залежності за верхню межу приймалась інтенсивність порядку  $100 \text{ мВт/см}^2$ , тобто в три рази нижче порогу, що призводить до необоротних теплових пошкоджень біотканини. Однак великі переваги для ФМТС досягаються при опроміненні неплоского рельєфу – в принципі будь-якої просторової конфігурації, що позначено пунктиром для циліндричної поверхні. Наприклад, у разі опіку шкірного покриву кінцівки циліндрична ФМТС буде найкращим чином відповідати біооб'єкту, у той час як при використанні лазера або лампи необхідно застосовувати досить складні оптичні системи. Сканування поверхні біооб'єкта за допомогою вузького лазерного променя також не зовсім прийнятне, оскільки максимальний терапевтичний ефект досягається при одночасному опроміненні всієї біотканини.

**Доза опромінення.** Крім перерахованих вище параметрів, також принципово важливим у фототерапії є правильний вибір дози опромінення [50]. Для досягнення ефектів стимуляції вона обов'язково повинна бути біологічно адекватною, в іншому випадку фототерапії буде або неефективна при малих дозах, або мати патологічну спрямованість при високих дозах. Величини інтенсивності випромінювання  $I$  ( $\text{Вт/см}^2$ ) та оптичної дози  $D$  ( $\text{Дж/см}^2$ ) пов'язані між собою простим співвідношенням

$$D = I \cdot t_{\text{опр}},$$

де  $t_{\text{опр}}$  - час опромінення.

Не розглядаючи докладно механізми фототерапії, зазначимо, що величина дози може вибиратися також емпірично, виходячи з накопичених у фізіотерапії численних даних стосовно до конкретних типів захворювань.

У більшості випадків вибір інтенсивності та часу опромінення може ґрунтуватися на компромісному рішенні. Наприклад, коли ефект визначається дозою і слабо залежить від інтенсивності, вона вибирається, виходячи з розумного скорочення тривалості процедури, але при цьому інтенсивність повинна бути такою, щоб не викликати теплове пошкодження тканини. З іншого боку, інтенсивність може визначатися також, виходячи з умови підвищення локальної температури біотканини на декілька градусів для забезпечення необхідної стимуляції кровообігу.

В подальшому враховується ступінь просторово-часової нестабільності випромінювання використовуваної ФМТС на основі

узагальненої функції доза-ефект (рис. 8.4.) При побудові вказаної залежності ілюструється можливий вибір дози опромінення, виходячи з необхідності зменшення просторово-часової нестабільності інтенсивності, і, отже, дози до необхідного рівня, що задається параметром  $\mathcal{E}_{f_e(D)}$ . Не вдаючись у деталі, зазначимо, що гранично допустима ступінь досягнення ефекту  $\mathcal{E}_{f_e(D)}$  повинна задовольняти співвідношення  $|f_e^{\max}(D) - f_e(D)| < \mathcal{E}_{f_e(D)}$ , де  $f_e^{\max}(D)$  і  $f_e(D)$  - відповідно максимальне і типове значення фототерапевтичного ефекту.

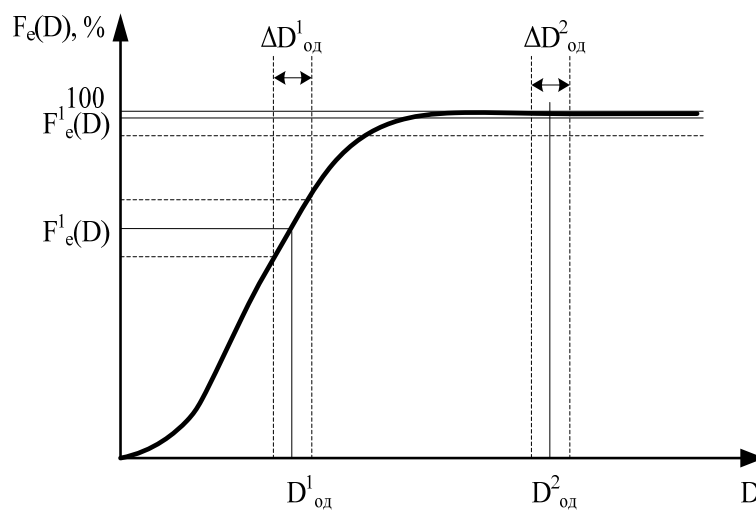


Рисунок 8.4 – Залежність фототерапевтичного ефекту від оптичної дози з використанням узагальненої функції доза-ефект

Таким чином, задаючи ступінь досягнення фототерапевтичного ефекту, можна сформулювати вимоги до величини необхідної оптичної дози і відповідно до нестабільності випромінювання, а далі, і до потрібної інтенсивності випромінювання ФМТС і нестабільності випромінювання використовуваних світлодіодів. Зокрема, просторово-часова нестабільність випромінювання ФМ оптичних джерел, яка з використанням параметра дози може бути виражена як  $\Delta D_{од}$ , і, в свою чергу, визначає зміни функції ефекту  $\Delta f_e(D)$ . Із аналізу графіка випливає, що при одній і тій же флуктуації дози  $\Delta D^1_{од} = \Delta D^2_{од}$  без вибору ступеня досягнення ефекту можуть відбуватися значні флуктуації самого ефекту  $\Delta f_e^1(D) \gg \Delta f_e^2(D)$ , в результаті чого може бути не набрана необхідна для початку виникнення

біофізичного ефекту оптична доза. Із характеру наведеної залежності також впливає, що оптичну дозу краще вибирати ближче до області насичення, що істотно знижує вплив нестабільності випромінювання.

Слід зазначити, що, хоча вище наведена дозова залежність з насиченням, у ряді випадків ефект може зменшуватися при передозуванні, що висуває більш суворі вимоги до вибору оптимальної дози.

### **8.3.2 Взаємодія ФМ-апаратури з біооб'єктом**

Дія монохроматичного низькоінтенсивного (НІ) випромінювання основана на фотобіологічному відгуку, що має на увазі поглинання світла з певною довжиною хвилі фоторецепторною молекулою [48]. Тому виділення зі світлового спектра конкретної довжини хвилі є принциповим [51]. Крім того, велике значення має і сама інтенсивність випромінювання [52]. Для досягнення ефектів стимуляції вона обов'язково повинна бути біологічно адекватною, в іншому випадку опромінення матиме патологічну спрямованість [52]. Таким чином, в результаті поглинання НІ-випромінювання певної довжини хвилі молекули набувають електронно-збудженого стану, що в свою чергу призводить до виникнення біофізичних ефектів [38]. Раніше вважалося, що, крім зазначених ознак, випромінювання також повинно мати властивості когерентності і поляризованості, виконання яких може забезпечувати лазер [53]. Однак, на сьогоднішній день, численні дані свідчать про подібність дії лазерного випромінювання, тобто когерентного і поляризованого, з випромінюванням від некогерентного і неполяризованого джерела, причому на всіх рівнях організму [46]. Крім того, на глибині понад 200 мкм лазерне випромінювання повністю втрачає ці властивості і при більшій глибині експериментальні дані свідчать про подібність впливу випромінювання над'яскравих світлодіодів і лазера. Таким чином, при НІ-стимуляції властивості когерентності і поляризованості не мають вирішального значення [45].

Основний *принцип фізіотерапевтичного впливу* (*principle of physiotherapeutic influence*), оснований на методах фототерапії, полягає в тому, що в біооб'єкті відбувається виражена фотоактивація на молекулярному, клітинному, тканинному, органному і системному рівнях [41]. При цьому досягаються біостимулюючі, анальгетичні, протизапальні та протинабрякові ефекти, нормалізуються параметри мікроциркуляції та

імунітету та багато іншого [34]. Терапевтичні ефекти при опроміненні досягаються відносно швидко, оскільки випромінювання під час процедури проникає в біотканини на кілька сантиметрів при ІЧ-довжині спектра опромінювання і в зоні впливу виявляються різні рецептори, з'єднувальні клітини, нервові сплетення, лімфатичні і кровоносні судини.

Безпосередній терапевтичний вплив НІ-випромінювання на людину оснований на опроміненні в області частот червоного та ближнього ІЧ-спектра [35]. На даний момент в більшості зразків ФМ-апаратури використовуються довжини хвиль червоної області, причому в основному 660 нм, тобто максимум червоного спектра [54]. Вибір саме цієї довжини хвилі не випадковий, оскільки в діапазоні 0,6-1,2 мкм знаходиться так зване «вікно прозорості» біоб'єктів, що в порівнянні з іншими довжинами хвиль поза цією областю забезпечує значно більш глибоке проникнення електромагнітного випромінювання в біотканині [39]. Крім того, на відміну від ІЧ, випромінювання червоного спектра реєструється оком, що є додатковою перевагою для роботи медперсоналу з апаратурою даного класу [55]. Тому в наш час при розробці ФМ-апаратів вибирається червоний діапазон довжин хвиль, що відповідає нижній межі «вікна прозорості» біоб'єктів.

У ФМТС зі світлодіодними матрицями ІЧ-діапазону використовується довжина хвилі 890 нм, яка в силу властивостей «вікна прозорості» при інших рівних умовах дозволяє цьому випромінюванню проникати дещо глибше у порівнянні з довжинами хвиль червоної спектральної області [56]. Така ФМ-апаратура використовується у випадку необхідності опромінення глибоко розташованих внутрішніх органів, до яких практично не можна дістатися звичайними методами, наприклад, при впливі на передміхову залозу [42]. Крім неможливості візуального спостереження за процесом ІЧ-випромінювання, також відносним обмеженням є спектральна ширина ІЧ-світлодіодів, що може досягати  $\pm 40$  мкм, у той час як для джерел червоного діапазону вона становить  $\pm 10$  мкм [57]. Слід зазначити, що випромінювання світлодіода тієї чи іншої довжини хвилі утворюється за рахунок кристалу, створеного зі спеціального сплаву, причому в більшості випадків для червоної та ІЧ-областей на основі GaAlAs [58].

### 8.3.3 Фотоматрична апаратура

1. Апарат «Фотолампа» з довжиною хвилі над'яскравих світлодіодів 660 нм відноситься до півсферичного типу (розроблений у ФГУП НДІ «Полюс»). Він дозволяє виробляти опромінення як у сфокусованому режимі, наприклад для досягнення максимальної інтенсивності, так і в режимі опромінення невеликого сферичного сегмента, радіус якого менший за радіус сфери. Такі області застосування використовуються перш за все при сеансі фотодинамічної терапії при шкірних онкологічних захворюваннях, а також при опроміненні ділянок голови. Максимальна інтенсивність в сферичному центрі становить близько  $50 \text{ мВт/см}^2$ , при цьому для її досягнення «Фотолампа» потребує найменших енергетичних витрат у порівнянні з будь-якими іншими відомими оптичними джерелами [60].

2. Наступні два зразки ФМТС призначені для впливу на ліктьові і колінні суглоби в профілактичних і лікувальних цілях з довжиною хвилі 660 нм, що показано перш за все при артрозі. На відміну від попередніх конструкцій, їх основною перевагою є можливість застосування в побутових або польових умовах. Вони виконані із гнучких пластмасових та синтетичних тканинних частин, мають мінімальну масу серед тих ФМТС, матричні структури яких створені з окремих світлодіодних джерел, і фіксуються на суглобовому згині за допомогою «липучок» або ремінця. Крім того, для своєї роботи вони можуть використовувати як міську мережу, так і незалежні джерела у вигляді батарейок або перезаряджуваних акумуляторів [60].

3. Апарат «Теракот» являє собою набір світлодіодних лінійок, розміщених на гнучкій синтетичній підкладці (розроблений в ФГУП НДІ «Полюс»). Це дозволяє йому повторювати форму рельєфу біооб'єкту в поперечному відносно лінійок напрямку. Таке виконання ФМ-каркасу значно розширює можливості його фізіотерапевтичного застосування. В той же час у розгорнутому вигляді цю ФМТС можна віднести до плоского структурного типу і застосовувати відповідним чином. Апарат має два різновиди в залежності від довжини хвилі. В першому випадку використовуються джерела червоного спектра – 660 нм, а в другому застосовуються ІЧ-світлодіоди – 980 нм. Як і в попередньому випадку, фМТС може фіксуватися за допомогою «липучок» [60].

4. Бактерицидний «Фотопластир» призначений для стимуляції репаративних процесів при неглибокому проникаючому пораненні шкірних покривів. Його довжина хвилі складає 660 нм, хоча саме на цьому типі ФМТС проводились численні дослідження з над'яскравими світлодіодами понад 10 різних довжин хвиль видимого та ближнього ІЧ-діапазону. За структурою випромінюючу ФМ-ділянку можна віднести як до плоского типу, так і до циліндричного сегмента в залежності від конкретного застосування. Даний варіант ФМТС створений на основі вбудованого акумулятора, зарядка якого здійснюється за допомогою стандартного роз'єму від батареї типу «Крона». Кріплення фотопластиря на поверхні шкіри також здійснюється за допомогою «липучок», після чого в результаті активації вмикача здійснюється фотобактерицидна терапія [60].

5. Фотоультразвуковий інструмент, що поєднує в собі півсферичну ФМТС та ультразвуковий магніостриктор, призначений для обробки гнійно-інфікованих ран. Сам метод оснований на комбінованому впливі за допомогою фотодинамічної терапії та низькочастотного ультразвуку з частотою коливань 26,5 кГц. У цьому інструменті ФМТС дозволяє проводити опромінення з інтенсивністю близько  $32 \text{ мВт/см}^2$  при довжині хвилі 660 нм, яка практично відповідає спектру максимального поглинання фотосенсибілізатора (ФС) «Фотосенс», що застосовується для обробки ран. Таким чином, ФМ-апарат забезпечує рівномірне освітлення всієї площі поверхні розчину «Фотосенсу», що знаходиться в рані, а ультразвук додатково виступає як перемішувальний фактор. Таким чином, здійснюється одночасне опромінення всього об'єму розчину. Крім того, відбувається прискорення процесів дифузії ФС в патогени, які знаходяться в інфікованій рані.

6. Як і в попередньому випадку, застосування двох наступних промислових апаратів відноситься до сумісних методів фізіотерапії. Фономагнітний апарат «Яровит» призначений для лікування запальних захворювань сечостатевої сфери чоловіків та жінок (розроблений ТОВ «Яровит»). В основі впливу на область патології лежить одночасне застосування двох фізичних факторів – імпульсного магнітного поля з напруженістю порядку 0,5-12 мТл і монохроматичного ФМ-випромінювання. В середині двох катушок-індукторів конструктивно розташовані світлодіодні матриці, при цьому є два їх різновиди в

залежності від довжини хвилі. В першому випадку вона складає 660 нм, у другому - 980 нм, причому випромінювання ІЧ-спектра використовується перш за все при лікуванні хронічного простатиту.

7. Фотовакуумний апарат «Яровит» призначений для лікувального та профілактичного впливу в разі еректильної дисфункції, в тому числі внаслідок простатиту (розроблений в ТОВ «Яровит»). Цей апарат також має два основних канали впливу: локальної декомпресії з регулюванням розрядження повітря в колбі навколо статевого органу в діапазоні 0,1-0,4 кгс/см<sup>2</sup> у вигляді пневмоімпульсів і оптичного випромінювання червоного спектра з довжиною хвилі 660 нм за допомогою відгвинтувальної матриці над'яскравих світлодіодів. Крім того, розроблені спеціальні аудіо-, відеопрограми, що дозволяють одночасно з чергуванням фаз розрядження і спокою сприймати психотерапевтичну аудіо-, відеопрограму.

8. Експериментальний зразок апарата «Фотобраслет», створений на основі монолітного інтегрального чипу, в якому випромінювальні кристали розміщені на одній підкладці (розроблений в ЗАТ «Телаз»). Мінімальна відстань між кристалами становить 1 мм, внаслідок чого ФМ-модуль має єдиний оптичний корпус. Він використовується для стимуляційного впливу на реологічні параметри кровотоку, при цьому оптичний корпус щільно прилягає до біотканини. Є два варіанти світлодіодного виконання в залежності від довжин хвиль – 660 і 980 нм, при цьому інтенсивність випромінювання може регулюватися до максимальних значень 60 мВт/см<sup>2</sup>. «Фотобраслет» має автономне живлення від батарейок, які використовуються для електронного годинника. Схожість з наручним годинником не випадкова, оскільки він фіксується на зап'ясті за допомогою ремінця.

9. Зразок «Фотонавушники» складається з фоточипів з довжиною хвилі 660 нм і 12 × 5 кристалів, розміщених на одній підкладці і закритих герметичним оптичним корпусом, і призначений для лікування вušних захворювань. З урахуванням глибини розміщення слухових елементів, а також кісток черепа, які зустрічаються на шляху розповсюдження випромінювання, максимальна регульована інтенсивність на поверхні корпуса складає порядка 100 мВт/см<sup>2</sup>. На відміну від попереднього зразка, де металевий корпус одночасно є радіатором, в даному випадку потрібне інтенсивне охолодження. В експериментальній моделі використовуються

як вентилятор від 386-го процесора, так і радіатор. Однак, враховуючи специфіку застосування – для органу слуху, від вентилятора, що є джерелом шуму, довелося відмовитися. В результаті, в корпусі навушника вбудований радіатор, а захисна сітка, показана на лівому навушнику, забезпечує вільний доступ охолоджувального повітря [17].

10. Наступний ФМ-комплекс створений на основі джерела магнітного поля і незалежних червоних та ІЧ-світлодіодів. Основною перевагою такого комплексу є абсолютна ізолюваність світлодіодних елементів за рахунок дистанційного живлення. Принцип його роботи полягає в тому, що за рахунок наведеного магнітного поля виникає індукований струм. При цьому максимальна напруженість поля уздовж центральної осі складає 0,5 Тл, а струм у обмотці навколо джерел досягає 50 – 150 мА. У свою чергу це сприяє виникненню напруги в діапазоні 1 – 3 В, достатньої для роботи над'яскравих світлодіодів. Такі фізіотерапевтичні методи перспективно використовувати, наприклад, у стоматології або при опроміненні стінок шлунково-кишкового тракту [60].

## **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. В чому полягає принцип фототерапії ?
2. Поясніть принцип роботи УФ-опромінювача і обґрунтуйте вибір робочого діапазону хвиль.
3. В чому полягають відмінності установки ІНФІТАТРОН від інших приладів для фототерапії?
4. Які режими роботи установки ІНФІТАТРОН ви знаєте ? В чому їх відмінності один від одного?
5. Що являє собою універсальна приставка ІНФІТА-БІО ?
6. Основні переваги і недоліки апаратури корпорації “Лазер і здоров’я”.
7. Що являє собою апарати "Барва-Соларис/Гідро" ?
8. В чому проявляється механізм випромінювання в ФМТС ?
9. Як залежить інтенсивність випромінювання від площі біооб’єкта ?
10. Чим надякий світлодіод відрізняється від звичайного ?
11. Як вираховується доза опромінення в ФМТС ?
12. Поясніть механізм взаємодії ФМА з біооб’єктом.
13. Дайте характеристику апаратів “Теракот” і “Фотопластир”.
14. Що являє собою апарат “Яровит” ?
15. Що являють собою апарати “Фотобраслет” і “Фотонавушники”?



## 9 ЛАЗЕРНА ТЕРАПІЯ

### 9.1 Принципи взаємодії лазерного випромінювання з біологічними об'єктами

Застосування лазерів у біології і медицині ґрунтується на використанні широкого кола явищ, пов'язаних із різноманітними проявами взаємодії світла з біологічними об'єктами. Лазерне випромінювання, так само як і звичайне світло, може відбиватися, поглинатися, розсіюватися, перевипромінюватися біологічним середовищем, і кожний із цих процесів несе інформацію про мікро- і макроструктуру цього середовища, рух і форму окремих його складових. Червоне, інфрачервоне (ІЧ) та ультрафіолетове (УФ) світло можуть надавати фотобіохімічну дію. Яскравими прикладами цього є фотосинтез рослин і бактерій, а також механізм зору. Високоінтенсивне світлове випромінювання ультрафіолетового (УФ), видимого червоного та інфрачервоного (ІЧ) діапазонів, довжин хвиль робить руйнівну (деструктивну) дію на біологічні об'єкти. Необхідні інтенсивності можна створити і не тільки за допомогою лазерів [3].

Таким чином, процеси, що характеризують види взаємодій лазерного випромінювання з біооб'єктами, можна розділити на три групи. До першої відносять усі неспотворювальні взаємодії (принаймні у межах похибок вимірів, що не здійснюють помітної дії на біооб'єкт), до другого - процеси, у яких виявляється фотохімічна дія, і до третього - процеси, що призводять до фотодеструкції. На рис. 9.1 подана класифікація основних принципів застосування лазерів у біології і медицині, що враховує зазначені групи процесів.

Оскільки ми маємо справу з живими об'єктами, то крім фізико-хімічних проявів дії лазерного випромінювання необхідно враховувати його вплив і на функціонування живої матерії. Цей вплив визначається ступенем гомеостазу живого об'єкта [3].

**Ступінь гомеостазу** (*homeostasis degree*) характеризує стани і процеси, що забезпечують стабільність організму до зовнішніх втручань, вона є функцією еволюційного розвитку і виявляється найнижчою у біологічних молекул і найвищою в хребетних тварин. Світло малої інтенсивності не запускає адаптаційні механізми біосистеми, з ростом інтенсивності спочатку

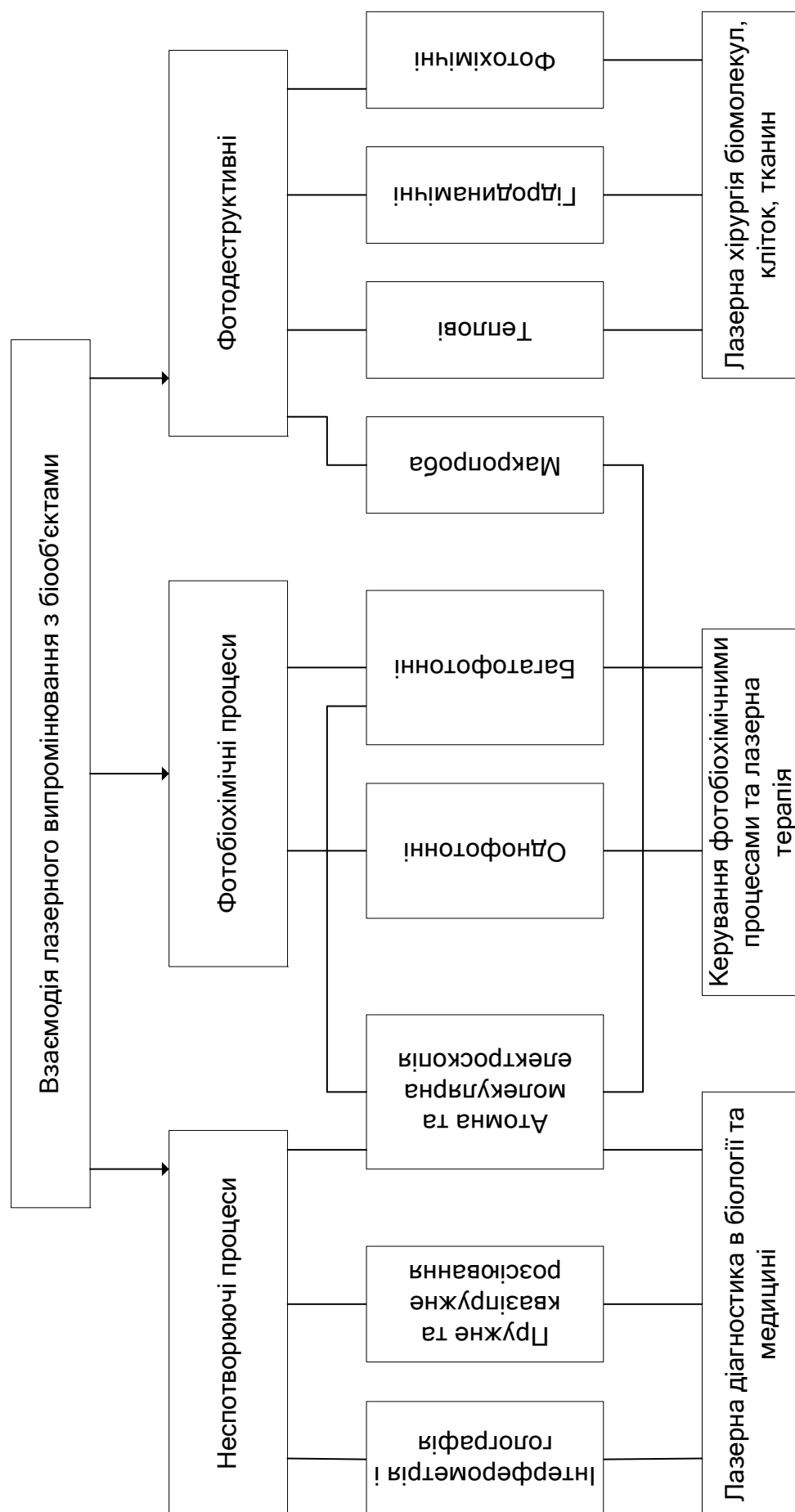


Рисунок 9.1 – Класифікація основних принципів застосування лазерів в біології та медицині

це стосується гомеостазу живої системи на локальному рівні, потім включаються загальні адаптаційні і регуляційні механізми системи, що повністю її відновлюють, далі вони вже не справляються з повним відновленням і частково відбуваються необоротні процеси, що нарастають і призводять до руйнацій у системі. Проте об'єкт можна ще вважати «живим». При високих інтенсивностях руйнації виявляються настільки значними, що об'єкт уже не може вважатися «живим» [3].

З погляду застосування фізичних методів дослідження, найбільший інтерес викликають області дуже малих і дуже великих інтенсивностей. У першій із них можливе застосування ряду найбільш чутливих фізичних методів дослідження, що не потребують сильних світлових потоків і, отже, не вносять перекручувань у результати вимірювань за рахунок гомеостазу живої матерії навіть на локальному рівні. Друга область цікава тим, що результати вимірювань також виявляються неспотвореними за рахунок регуляторних механізмів біосистеми, оскільки вона вже «нежива». Проте дослідник у цьому випадку має справу лише з органічною матерією, склад і властивості якої відповідають моменту припинення життєдіяльності.

Для взаємодії світла з біологічними об'єктами виявляється важливою і тривалість опромінення. У цьому також може проявити себе гомеостазна природа живої матерії. У залежності від довжини хвилі й інтенсивності світла гранична тривалість опромінення, при якій починають відбуватися морфологічні зміни, може бути дуже різноманітною для одного і того ж об'єкта.

Поглинання світла є однією з характеристик ефективності взаємодії світла з досліджуваним біологічним об'єктом. Спектри поглинання біооб'єктів визначаються типом домінуючих поглинальних центрів - хромофорів і водою, що міститься в них.

Важливою оптичною характеристикою біооб'єкта є також коефіцієнт відбиття. Наприклад, для більшості внутрішніх органів тварин коефіцієнт відбиття на окремих довжинах хвиль у видимій і ближній ІЧ областях складає 10-30 %, шкірний покрив людини відбиває у видимій області 10-60 % світлової енергії, а коефіцієнт відбиття очного дна людини змінюється від 2 до 20 % при зміні довжини хвилі від 0,4 до 1,0 мкм. Відбиття обумовлено як стрибком показника заломлення на межі біооб'єкт - повітря (френелівське відбиття, звичайно 4-5 %), так і оберненим

розсіюванням від глибинних прошарків тканини. При цьому на глибині 4-5 мм, рівній приблизно трьом оптичним товщинам тканини, колімований лазерний пучок дає сферично симетричне, близьке до ізотропного випромінювання.

Слід зазначити, що характер відбиття, поглинання, розсіювання і флуоресценції біооб'єкта можна ефективно змінювати різноманітними штучними прийомами. Наприклад, фарбуванням можна змінювати спектри відбиття і поглинання. Такі біооб'єкти називаються сенсibilізованими, тобто їх чутливість до світла змінена. Сенсibilізацію біологічного матеріалу широко використовують при вивченні механізмів взаємодії світла з окремими компонентами цього матеріалу, а також у практичній біомедицині для діагностики і селективної фотодеструкції окремих компонентів біооб'єкта [3].

Для м'яких кровонаповнених біологічних тканин можна істотно, до 40 разів, збільшити їх пропускання за рахунок несильного стиснення. «Просвітління» живої тканини пов'язано з підвищенням її оптичної однорідності за рахунок ущільнення розсіювальних центрів, (колагенових волокон м'язової тканини) і витиснення крові з області надавлювання, що сприяє підвищенню показника заломлення базової речовини, який стає порівняним із показником заломлення м'язової тканини. Вирівнювання показників заломлення розсіювальних центрів і базової речовини можна здійснити і за рахунок введення в тканину відповідних препаратів.

## 9.2 Принципи лазерної діагностики

Як уже відзначалося, методи лазерної діагностики поділяються на мікродіагностичні (на рівні атомів і молекул) і макродіагностичні (на рівні клітин і органів). **Мікродіагностика** (*microdiagnostics*) використовує всі засоби лінійної і нелінійної лазерної спектроскопії, а **макродіагностика** (*macrodiagnostics*) - методи пружного і квазіпружного розсіювання, інтерферометрію і голографію.

Лазерна спектроскопія виявляється особливо ефективною при дослідженні забруднень навколишнього середовища (флори і фауни, харчових продуктів і ін.) токсичними і патогенними речовинами. Навіть порівняно простий флуоресцентний аналіз у комбінації з хроматографією при використанні лазерів виявляється дуже чутливим. Лазерно-флуоресцентна спектроскопія із застосуванням сенсibilізаторів

патологічних тканин, наприклад похідних гематопорфірину, виявляється дуже ефективною при ранній діагностиці ракових і інших захворювань [3].

**Оптико-акустична спектроскопія** (*optical-acoustic spectroscopy*) має свої особливі переваги при дослідженні біологічних об'єктів, головна з яких полягає в малому впливі розсіювання на результати вимірювання спектрів поглинання, що дуже важливо для неоднорідних за структурою біологічних середовищ. Лазерне збудження забезпечує і тут високу спектральну роздільність, локальність аналізу, можливість використання волоконної техніки.

Жорстке фокусування потужних лазерних пучків використовується в цілому ряді методик, що реалізують мікроспектральний аналіз біологічних об'єктів.

Існують і методи мікроспектрального аналізу, що не руйнують біооб'єктів, наприклад, лазерна мікрофлюориметрія окремих живих клітин або органел. Просторова і часова роздільність методу складає, відповідно, 0.3 мкм і 0,2 нс.

Лазерні імпульси пікосекундної і субпікосекундної тривалості знайшли найширше застосування для вивчення первинних процесів фотосинтезу, зору і біохімічних реакцій за участю гемоглобіну, ДНК і інших біологічно важливих молекул. Ультрашвидкі процеси є характерними для біології, причому для одного і того ж об'єкта часи фотофізичних і фотохімічних процесів можуть займати дуже широкий діапазон, наприклад, для гемоглобіну  $10^{-5}$ - $10^{-15}$  с. Дослідження цих процесів потребують застосування імпульсних лазерів і нових методик спектроскопії, включаючи спектроскопію комбінаційного розсіювання (КР) у наносекундному і пікосекундному діапазонах, швидкодіючі абсорбційні методи в часовому масштабі від наносекунд до фемтосекунд і пікосекундну флуоресцентну спектроскопію.

Одержав розвиток і такий напрямок у діагностиці, як дистанційне лазерне зондування біологічних об'єктів (фітопланктону і нафтових забруднень водяних середовищ, біологічно активних домішок в атмосфері, наземної рослинності й ін.), основане на КР і флуоресцентній спектроскопії [3].

У основі біомедицинської макродіагностики лежить використання високої монохроматичності і когерентності лазерного випромінювання, що дозволяє вимірювати положення, швидкість, малі переміщення і форму

різноманітних компонентів біологічних об'єктів. Зауважимо, що більшість із перерахованих нижче прикладів у принципі не можуть бути реалізовані за допомогою теплових джерел світла.

Голографія і інтерферометрія є потужними засобами діагностики взагалі і біомедичної зокрема. **Голографічні методи** (*holographic methods*) дозволяють одержувати тривимірні зображення біоб'єктів, контури цих об'єктів можуть бути картовані, а їх деформації проаналізовані в реальному масштабі часу. Ці нові можливості можуть вплинути на розвиток багатьох розділів медицини: ортопедію, радіологію, офтальмологію, урологію й отологію. Великі потенційні можливості в цьому сенсі має класична інтерферометрія при використанні лазерних джерел (наприклад, при створенні ретинометрів – пристроїв для визначення ретинальної гостроти зору), а також спекл-інтерферометрія (наприклад, для визначення структури і шорсткості деяких біотканин).

Пружне розсіювання при використанні лазерних джерел світла в сполученні з повним аналізом поляризаційних характеристик індикатриси розсіювання дозволяє ефективно вивчати поглинальні, слабо анізотропні двокомпонентні біотканини, наприклад, тканини ока. Пружне світлорозсіювання виявляється також ефективним у ряді задач імунології, вірусології і гематології. Застосування лазерів у цих дослідженнях дозволяє істотно спростити вимірювання і підвищити їх надійність [3].

### **9.3 Розповсюдження світла в багатошарових тканинах**

Вплив лазерного випромінювання на біологічний матеріал або реакція живої тканини на це випромінювання, обумовлений взаємодією фотонів і молекул або з'єднань молекул тканини. Атомарні і молекулярні процеси і наступні біологічні реакції виявлені ще не цілком. Відомі процеси можуть бути підрозділені на фотохімічну взаємодію, термічну взаємодію і нелінійні процеси.

Ступінь того або іншого впливу залежить:

- а) від властивостей лазерного випромінювання (довжина хвилі, густина енергії, тривалість опромінення і частота повторення);
- б) від властивостей біологічного матеріалу (коефіцієнт поглинання, коефіцієнт розсіювання, густина і т. д.).

У залежності від довжини хвилі, густоти енергії і часу впливу лазерного випромінювання ефект визначається в основному двома

внутрішніми параметрами тканини: з одного боку, оптичними властивостями тканини, що опромінюється і, з іншого боку, її термічними властивостями.

При попаданні лазерного променя на тканину можуть спостерігатися три процеси: відбиття, поглинання і/або пропускання - тільки незначний відсоток випромінювання відбивається безпосередньо від поверхні (рис. 9.2).

Промені, що проникають в тканину, частково поглинаються, частково розсіюються і частково пропускаються (рис. 9.3).

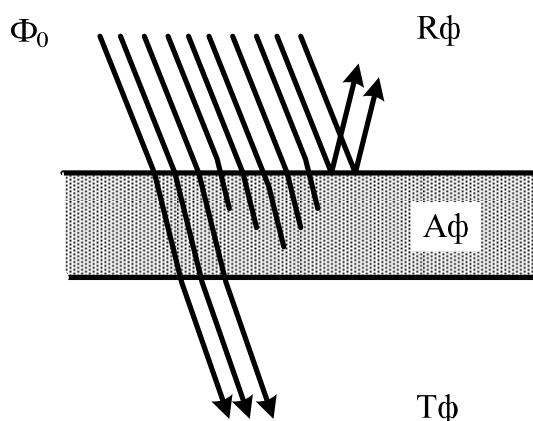


Рисунок 9.2 – Оптичні властивості прошарку матерії. Падаючий променевий потік розділяється на три частини: відбита частина  $R\phi$ , поглинена частина  $A\phi$  і пропущена частина  $T\phi$ :  $R\phi + A\phi + T\phi = 1$

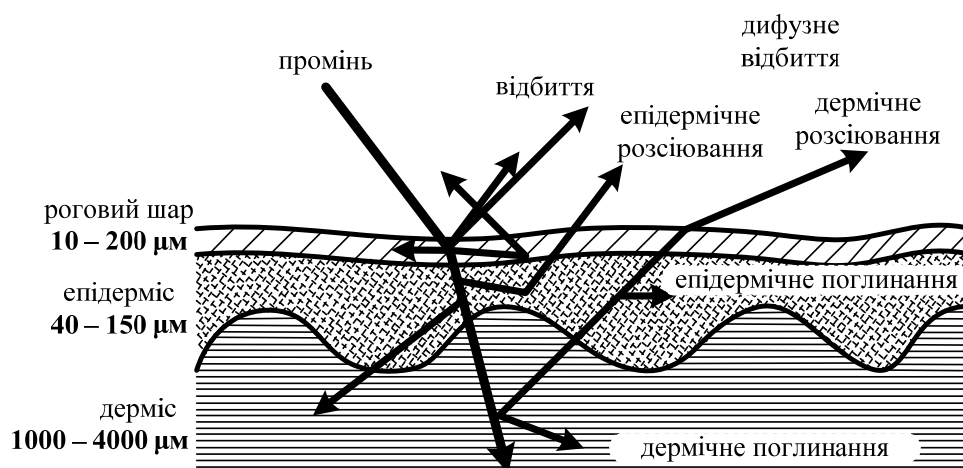


Рисунок 9.3 - Оптичні властивості лазерного променя на шкірі [3]

У залежності від довжини хвилі випромінювання, що падає, відбивається до 60% випромінювання. Розсіювання залежить від негетерогенних структур тканини і визначається різними показниками заломлення в різних шарах і різницею між шарами і навколишнім їхнім середовищем. Хвилі з довжиною набагато більшою, ніж діаметр шару ( $\geq 10$  мкм), розсіюються клітинними структурами лише в незначному ступені. Але тому, що електромагнітний спектр широко використовуваних лазерів простягається від ІЧ (1 мм-0,78 мкм) до УФ (0,38-0,10 мкм) діапазону довжин хвиль, ми практично завжди маємо справу з розсіюванням. Глибину проникнення для довжини хвиль більше 1,0 мкм можна розрахувати на основі закону Ламберта-Бера в першому наближенні

Інтенсивність  $I$  випромінювання, що пройшло через прошарок товщиною  $d$  визначається співвідношенням:

$$I = I_0 e^{-\alpha d}. \quad (9.1)$$

де  $I_0$  – інтенсивність при вході в речовину;

$\alpha$  - коефіцієнт поглинання.

При застосуванні монохроматичного випромінювання довжиною хвилі  $\lambda$  для коефіцієнта поглинання дійсне таке співвідношення:

$$\alpha = 4\pi nk/\lambda, \quad (9.2)$$

причому показники заломлення  $n$  і поглинання  $k$  є константами для даного середовища. Співвідношення Ламберта-Бера справедливе в тому випадку, коли поглинання набагато перевищує розсіювання [43].

Найкращим чином співвідношення поглинання і розсіювання описано в теорії Кубелки-Мунка [43]. Рівняння, що описує поширення випромінювання в середовищах з врахуванням поглинання і розсіювання має вигляд:

$$dL_c(r,z)/dz = -\mathcal{K}L_c(r,z), \quad (9.3)$$

де  $L_c(r,z)$  – щільність потужності випромінювання [Вт/м<sup>2</sup>] колімованого променя в місці  $p$  (вектор місця) у напрямку  $z$ ,



$\gamma$  - коефіцієнт ослаблення (сума коефіцієнтів розсіювання [ $\text{м}^{-1}$ ] і поглинання [ $\text{м}^{-1}$ ]).

Розсіювання в біологічній тканині залежить від довжини хвилі лазерного променя. Випромінювання ексимерного лазера УФ діапазону (193, 248, 308 і 351 мкм), а також ІЧ-випромінювання 2,9 мкм YAG:Er - лазера і 10,6 мкм CO<sub>2</sub>-лазера мають глибину проникнення від 1 до 20 мкм [3, 43]. Тут розсіювання відіграє другорядну роль. Для світла з довжиною хвилі 450-590 нм, що відповідає лініям аргону, глибина проникнення складає в середньому 0,5-2,5 мм. Як поглинання, так і розсіювання відіграють тут значну роль. Лазерний промінь цієї довжини хвилі хоча і залишається в тканині колімованим у центрі, але він оточений зоною з високим розсіюванням. Від 15% до 40% енергії падаючого пучка світла розсіюється. У області спектра між 590 і 1500 нм, у який входять лінії Nd:YAG лазера 1,06 і 1,32 мкм, домінує розсіювання. Глибина проникнення складає від 2,0 до 8,0 мм.

Ступінь колімованості випромінювання втрачається при дифузійному розсіюванні [39]. У той час як в УФ діапазоні поглинання залежить від наявності білка, у ІЧ діапазоні істотне значення має наявність води.

Більшість органічних молекул, як і протеїни, інтенсивно поглинають в УФ діапазоні випромінювання (100-300 нм). Оксигенований гемоглобін інтенсивно поглинає, починаючи з УФ області, включаючи зелену і жовту області видимого світла і до значення довжини хвилі 600 нм.

У діапазоні від 600 до 1200 нм випромінювання глибше проникає в тканину, із мінімальними втратами на розсіювання і поглинання. У цьому діапазоні випромінювання може досягати до глибоко розташованих об'єктів. Такі лазери як аргонний лазер, лазер на барвнику, YAG:Nd - лазер із подвоєнням частоти, YAG:Nd-лазер, діють переважно на гемоглобін, меланін і інші органічні речовини і тому мають коагуляційний ефект. CO<sub>2</sub>-лазер, що генерує на довжині хвилі 10,6 мкм, або YAG:Er-лазер із довжиною хвилі генерації 2,9 мкм через високу ступінь поглинання енергії випромінювання водою може застосовуватися для розрізу тканини [39].

При порушенні різноманітних станів молекули приймають енергію тільки в квантованому вигляді, тому поглинання відбувається тільки при

певних частотах. Зображення залежності інтенсивності поглинання від частоти або довжини хвилі визначається як спектр.

У спектроскопії тканин є декілька важливих проблем. Звичайно в спектроскопії поглинання передбачається однорідне розподілення хромофорів у зразку (розведені розчини відомих концентрацій). Тільки при такій умові строго діє закон Ламберта-Бера. У тканинах, поглинальні елементи пов'язані із субклітинними структурами, тут немає однорідного розподілення. Вплив розсіювання повинен бути обов'язково врахований.

#### **9.4 Біофізичний механізм дії лазерного випромінювання**

Як зазначалось вище, лазерне випромінювання, як і звичайне світло, може відбиватися, поглинатися, розсіюватися, перевипромінюватися біологічними середовищами. Закономірності, які впливають на проникнення випромінювання в тканину, мають безпосереднє відношення до механізму біологічної дії лазерної радіації. Одна з причин обмеженої глибини проникнення полягає в поглинанні (абсорбції) лазерного випромінювання біологічними тканинами, а саме, абсорбція, за незначним винятком, є обов'язковим початковим моментом, який передую наступним змінам, що відбуваються в опроміненному організмі.

Глибина проникнення лазерного випромінювання в тканини є дуже важливою в практичному відношенні, оскільки, в залежності від неї, визначаються межі можливого використання лазерів. Ущільнення тканин тиском, наприклад, дозволяє збільшити інтенсивність глибинного опромінення в десятки разів.

Поглинання – не єдиний процес, що приводить до ослаблення лазерного випромінювання при проходженні його через біологічні тканини. Одночасно з поглинанням випромінювання відбувається відбивання світла від поверхні між двома середовищами, заломлення при проходженні границь, які розділяють два оптично-різномірні середовища, розсіювання світла частинками тканини та ін. Таким чином, можна говорити про загальне ослаблення випромінювання, яке включає, окрім поглинання, втрати за рахунок інших явищ, і про саме поглинання випромінювання.

При теоретичному розгляді питання поглинання лазерного випромінювання тканинами, можна для спрощення прийняти, що випромінювання є плоскою хвилею, яка падає на рівну поверхню об'єкта,

коефіцієнт поглинання на всій опроміненій ділянці однаковий і не залежить від інтенсивності світла. В цьому випадку енергія випромінювання (потужність) з глибиною буде зменшуватися експоненціально.

В реальних умовах при опроміненні біологічних об'єктів таке просте співвідношення між товщиною шару тканини та кількістю поглинутої енергії порушується, наприклад, за рахунок відмінності коефіцієнтів поглинання різних ділянок опроміненої тканини.

Враховуючи, що **світлопоглинання** (*light absorption*) – це молекулярний процес, який в кінцевому результаті залежить від концентрації поглинаючих випромінювання молекул, величина поглинання на клітинному і субклітинному рівні може суттєво змінюватись навіть від органели до органели. Нарешті поглинання є функцією довжини хвилі, і тому коефіцієнт поглинання широко змінюється для лазерів, які випромінюють у різних областях спектра [4].

Внаслідок неоднорідності структури тканини велике значення з точки зору терапії має прецизійне локальне підведення світлової енергії до даної тканини.

Процес поширення лазерного випромінювання залежить від структури тканини, наявності води, кількості металопротеїдів (зокрема гемоглобіну), пігментів, ферментів [2]. Так, в ряді дослідів було встановлено, що сильно пігментована тканина печінки поглинає випромінювання інтенсивніше, ніж м'язова тканина [4].

Процес поширення лазерного випромінювання залежить від структури тканини, наявності води, кількості гемоглобіну, меланіну і т. д. При зіткненні випромінювання з тканиною відбуваються одночасно всі вищезгадані процеси (відбивання, розсіювання, абсорбція). Річ у тому, що при біостимуляційній дії треба вибрати випромінювання, для якого домінують процеси ефективної трансмісії і абсорбції. Відбивання і розсіювання використовують переважно для діагностики.

Абсорбція і трансмісія на окремих глибинах тканини залежить від наявності в них фотоакцепторів, таких як частинки води, меланіни і гемоглобін. На рис. 9.4 показано типовий спектр трансмісії і поглинання випромінювання для цих фотоакцепторів. На ньому виразно видно важливі для лазерної біостимуляції розміри оптичного вікна, де трансмісія випромінювання стабільна. Можна також виділити ділянки великої або

навіть 100%-ної абсорбції лазерного світла в елементарних фотоакцепторах. Видно, що вода і тканини, багаті на воду, будуть найбільше поглинати випромінювання з довжиною хвилі, меншою ніж 400нм і більшою ніж 1200нм. Особливо висока абсорбція спостерігається для довжини хвилі 2940нм, яка відповідає лазеру YAG:Er. Максимальну абсорбцію має гемоглобін для 500-590 нм, тому лазерне випромінювання 632,8 нм має біостимуляційний вплив на елементи крові.

Найкраще для біостимуляційних процесів використовувати довжини хвиль, які містяться всередині згаданого вже "оптичного вікна", тобто від 550 нм до 950 нм. Світло лазера з довжиною хвилі, яка лежить поза даними межами, абсорбується в поверхневих шарах тканини і не викликає стимуляційного ефекту шарів тканини, що лежать глибше.

Трансмісія самого світла в тканині залежить від його довжини хвилі і потужності, але не залежить від того як довго буде освітлюватися дана точка.

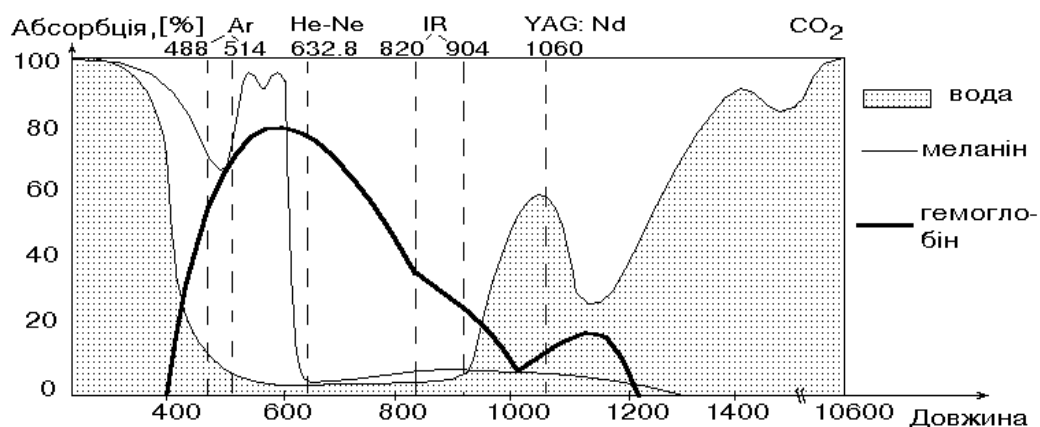


Рисунок 9.4 – Абсорбція випромінювання в типових фотоакцепторних тканинах

Наприклад, якщо використовувати лазерне джерело з середньою потужністю виходу 30 мВт, то з лазера емітується близько  $10^{16}$  фотонів на секунду. Це означає, що кожної секунди до тканини проникає  $10^{16}$  фотонів, і в даний момент часу в тканині не може бути більше, ніж  $10^{16}$  фотонів. Тому не має значення, чи пункт освітлюється протягом однієї секунди, чи однієї хвилини (ситуація нагадує освітлення ліхтариком стіни: величина кола світла і його інтенсивність будуть незмінними, не дивлячись на те, як довго ліхтарик буде ввімкненим). Фотони лазерного джерела досягають певної глибини в тканині незалежно від часу освітлення даного пункту. На рис. 9.5, а кількість енергії, що падає на тканину, зображено стрілками.

Досягнення наступних шарів тканини пов'язане зі зменшенням енергії. Половинною глибиною проникнення називається глибина шару тканини, до якого надходить 50% початкової енергії. Процес біостимуляції може бути викликаний на такій глибині тканини, на якій був заабсорбований останній фотон лазерної хвилі.

Шкіра пропускає всередину біля 80% світлової енергії (рис. 9.5, б) при перпендикулярному падінні променів на тканину. Залежність глибини проникнення лазерної хвилі з різними енергіями схематично показано на рис. 9.5, в.

Рисунок 9.5 підтверджує так звану теорію "одиначного фотона". Згідно з цією теорією, достатньо одного вміщеного в тканині фотона в певний момент часу, щоб викликати біоенергетичний процес.

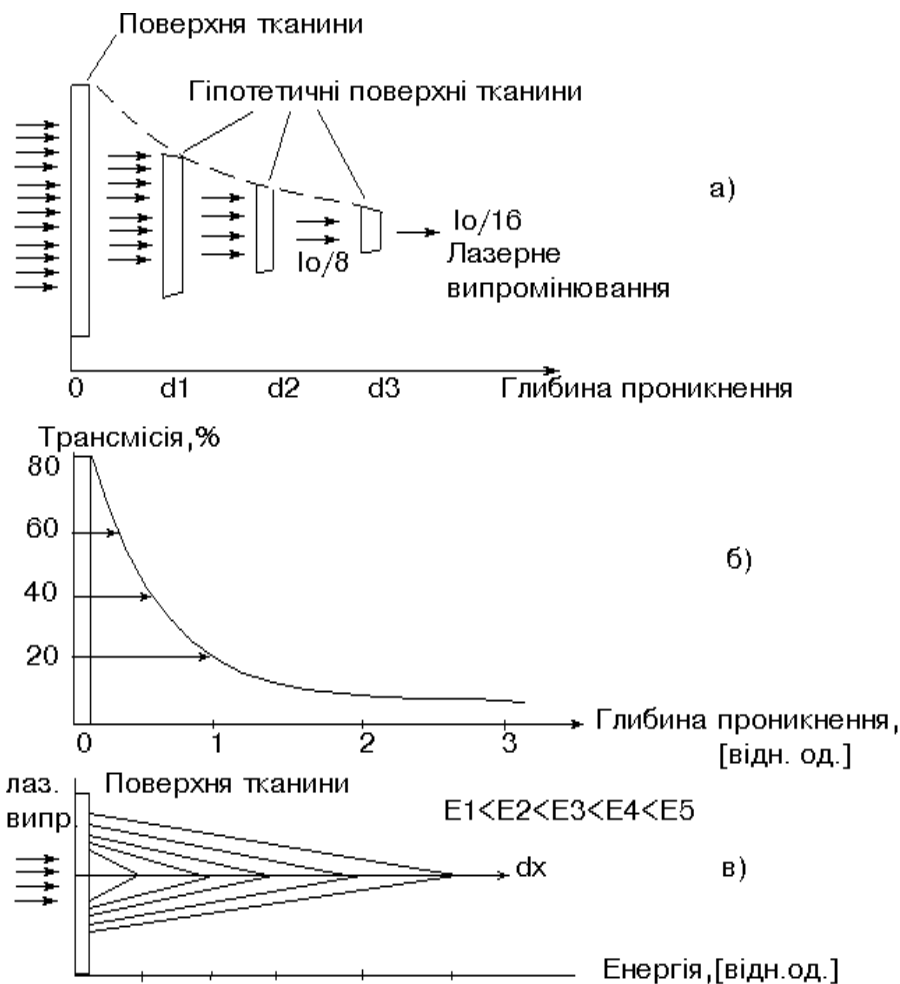


Рисунок 9.5 – Ілюстрація процесів проникнення випромінювання в біотканину

На рис. 9.6 показано порівняння глибини проникнення випромінювання лазерів, які найчастіше застосовуються в медицині [2].

У досліджах із порівняння поглинання червоного випромінювання з різними фізичними властивостями було встановлено, що просторова когерентність не впливає на поглинання, а поляризоване випромінювання поглинається менш активно ніж неполяризоване. Встановлено також, що розсіювання видимого світла при проходженні його через біотканину значно перевищує поглинання. Це означає, що лазерне світло має досить високу здатність проникнення в тканини. Якщо врахувати можливість транспортування випромінювання вглиб тканини при допомозі волоконної оптики і можливе наступне його розсіювання, то можна сподіватися на подальше розширення сфери клінічного використання лазерів [4].

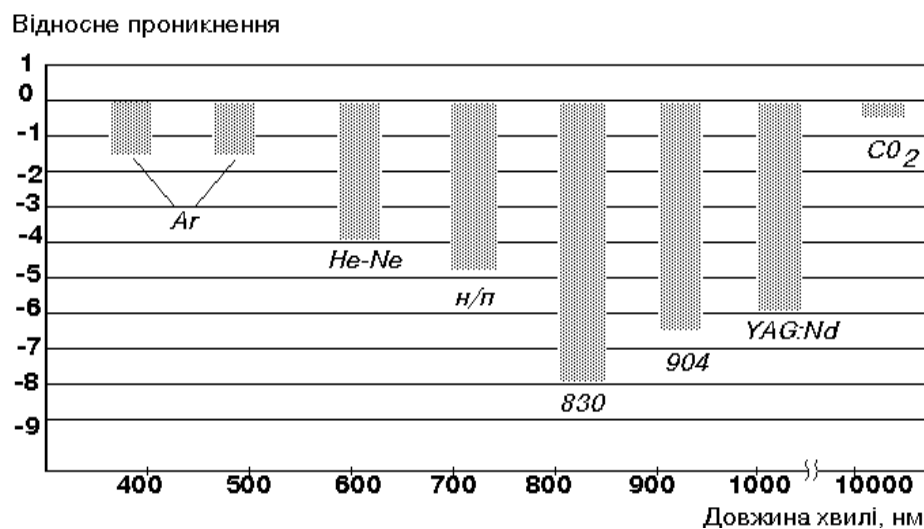


Рисунок 9.6– Залежність проникнення лазерного випромінювання від довжини хвилі

## 9.5 Біологічні ефекти в живих тканинах, що обумовлені впливом лазерного випромінювання

В залежності від потужності, лазерне випромінювання може викликати три різні ефекти в біологічній тканині. При малій і середній потужності будуть відбуватися хімічні та метаболічні реакції в клітинах тканини (біостимуляційні процеси). З ростом потужності випромінювання виникає термічний ефект, який широко використовують у хірургії для термічного випаровування тканини (лазер CO, імпульсний режим YAG:Nd) чи коагуляції (аргоновий лазер, постійний режим YAG:Nd). При екстремально високій потужності у випадку короткотривалих імпульсів тканина підлягає "мікрровибуху" перед її термічним розкладом (ексимерні і барвникові лазери, YAG:Nd в режимі модульованої добротності).

Отже, розрізняють три групи фотобіологічних ефектів при взаємодії лазерного випромінювання з тканиною:

- 1) фотобіохімічні ефекти;
- 2) фототермічні ефекти;
- 3) фотоіонізаційні ефекти.

Перша група об'єднує такі фотонні механізми, як фотоіндукція (фотозбудження), фоторезонанс і фотоактивація, які складають біостимуляційні процеси. Серед фотобіохімічних виділяють підгрупу так званих фотодинамічних ефектів, які використовуються в медицині для лазерної діагностики. Друга група – термічні ефекти. Оптичне випромінювання перетворюється в тепло і викликає коагуляцію, випаровування або карбонізацію (обвуглення), в залежності від викликаної в тканині температури.

Третя група об'єднує фотоабляцію (деструкційна нетермічна дія) і фотоподрібнення.

Порівняння всіх описаних процесів показано в табл. 9.1.

На рис. 9.7 схематично показано часову послідовність біофізичних процесів, які виникають від моменту подання лазерного світла на тканину [1].

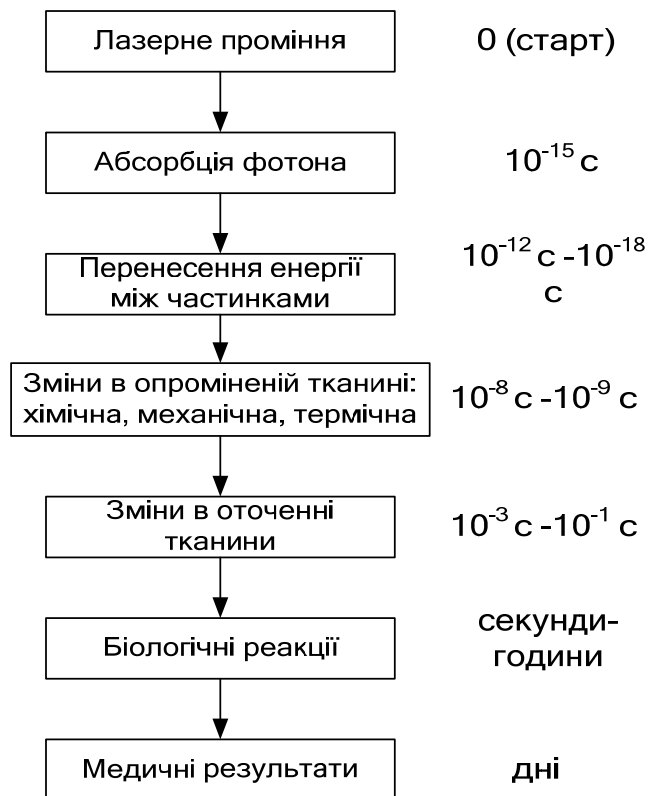


Рисунок 9.7 – Схема часової послідовності біофізичних процесів

### 9.5.1 Фотохімічні ефекти - біостимуляція

Під **біостимуляційними ефектами** (*biostimulation effects*) розуміють такі, які, внаслідок освітлення лазерним випромінюванням, не викликають зростання місцевої температури тканини більше ніж на 1°C. Ці ефекти спостерігаються у випадку освітлення лазерами малої і середньої потужності. Найбільшого зростання місцевої температури до 1.1°C досягли японські терапевти при освітленні випромінюванням з довжиною хвилі 830 нм потужністю 60 мВт протягом 4 хв.

Таблиця 9.1 – Порівняльний аналіз процесів взаємодії лазерного випромінювання з тканиною

| Ефекти                                                                                                                                                                                                | Способи дії                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Фотобіохімічні:<br>- фотобіоактивація<br>- фоторадіація<br>- фоторезонанс<br>- фотодинаміка                                                                                                           | Враховуючи абсорбцію енергії фото-акцепторами:<br>- біостимуляція<br>- лазеротерапія<br>- фотохіміотерапія                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Фототермічні:<br>- фототермоліз (розклад під впливом тепла)<br>- фотогіпертермія (надмірний перегрів під впливом світла)<br><br>- фотокоагуляція<br><br>- фотокарбонізація<br><br>- фотовипаровування | Термічно- динамічний вплив<br><br>(37-42) <sup>0</sup> C – не наступають необоротні зміни тканини<br>(43-60) <sup>0</sup> C – пошкодження оболонок клітин, спалювання тканини, денатурація ензимів)<br>60 <sup>0</sup> C – денатурація білків<br><80 <sup>0</sup> C - денатурація колагену<br>(60-100) <sup>0</sup> C – коагуляція, змертвіння тканини (некроз)<br>(100-300) <sup>0</sup> C – висушування, випаровування води, обуглення<br>>300 <sup>0</sup> C – піроліз (термічний розклад, випаровування головних складників тканини) |
| Фотоіонізація:<br>- фотоабляція (процес розриву хімічних зв'язків під впливом світла)<br>- фотоподрібнення                                                                                            | швидкий “мікровибух”<br><br>ударна хвиля, викликана імпульсом світла                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |

З ростом потужності випромінювання більше ніж 60 мВт з'являється ефект дальшого невеликого росту температури, а з ним – явище термічної біостимуляції. Температура тканини, однак, і тоді не перевищує 42°C.



Рекомендовано в лазеротерапії не перевищувати постійну або середню потужність більше ніж 60 мВт.

Механізм феномена лазерної біостимуляції пояснюють різні гіпотези, основними з яких вважаються: гіпотеза прямої дії на організм через резонансне поглинання на молекулярному рівні, гіпотеза ефекту на системному рівні через реакцію гомеостазу у відповідь на світлову хвилю НЕ-Ne лазера, гіпотеза поляризаційно-неселективного ефекту низько-інтенсивного лазерного випромінювання (НІЛВ) на клітинні мембрани, гіпотеза існування в клітинах живих організмів спеціальної фоторегулювальної системи, схожої до тієї, яка має місце в рослинах і бактеріях. Коротко розглянемо ці гіпотези.

#### **а) гіпотеза прямої дії НІЛВ на організм через резонансне поглинання на молекулярному рівні**

Для сприйняття світлового потоку біологічною системою необхідною є мішень – молекули або структури, які поглинають певну частоту спектра електромагнітних хвиль. Природа такої мішені, яка поглинає енергію лазерного випромінювання, визначає тип загальної реакції організму. Завдяки властивості лазерного світла концентрувати енергію на площі діаметром довжини хвилі певні молекули можуть поглинати лазерне випромінювання за принципом резонансу. Квант світла, енергія якого відповідає енергетичній ємності молекули, поглинається її електронною хмарою, що приводить молекулу в збуджений стан, тобто змінюється її хімічна активність [4]. Стан перебування електронів на вищих енергетичних рівнях є короткотривалим і абсорбційна молекула повинна втратити прийнятий надлишок енергії. Відбувається самовільна реемісія фотонів з меншою енергією - флуоресценція або фосфоресценція. Збуджена молекула може також віддати надлишок енергії у вигляді тепла або іншої фотохімічної дії, які викликають фотобіологічні реакції [2]. Тобто, іншими словами, надлишок енергії використовується клітиною як стимулятор.

#### **б) гіпотеза поляризаційно-неселективного ефекту НІЛВ на клітинні мембрани**

Дана гіпотеза зводиться до того, що поляризоване лазерне випромінювання переорієнтовує полярні головки ліпідів мембран, що

ініціюють їх фазовий перехід. Висока чутливість до лазерного опромінювання клітинних і внутрішньоклітинних мембран, як границь фізико-хімічних середовищ, доведено в ряді експериментальних робіт. В дослідях з використанням флюоресцентних зондів було показано, що при опроміненні He-Ne лазером у мітохондріях печінки спостерігається, перш за все, структурна перебудова мембрани. Поглинання енергії лазерного випромінювання мембранами порушує структурну організацію водного шару, змінюючи тим самим функцію термолабільних каналів мембрани. Здатність електричного поля лазерного світла змінювати властивості і структуру ліпідів мембран клітин впливає на всі процеси обміну в клітині.

**в) гіпотеза ефекту НІЛВ на системному рівні через реакцію гомеостазу у відповідь на світлове збудження He-Ne лазером**

Ця гіпотеза припускає виникнення загальних адаптаційних процесів у відповідь на опромінення НІЛВ. Оскільки в процесі еволюції людина не зазнавала впливу монохроматичного світла, то вона не адаптована до нього і реагує на таке світло як на фактор збурення. Позитивна динаміка системного вегетативного гомеостатичного забезпечення відіграє важливу роль у лікувальному ефекті лазеротерапії. Дія НІЛВ на кров викликає системну гомеостатичну перебудову в організмі з певною направленістю в сторону ваготропності. Це сприяє підвищенню адаптаційних властивостей організму і дає можливість оцінити інтракорпоральну лазеротерапію як один з нових немедикаментозних адаптаційних факторів.

Таким чином, на даний час можна говорити про комплексну дію НІЛВ на біологічний об'єкт, де поряд із резонансним поглинанням молекулами і передачею за тригерними механізмами енергії лазерного випромінювання, мають місце неспецифічні дії НІЛВ (наприклад, на білки плазми крові), а також системна дія на організм, яка виражається в стимуляції адаптогенних процесів [4].

Зміни, що відбуваються в тканинах під впливом лазерного світла з малим рівнем потужності, не можна спостерігати наочно, неможливо навіть помітити в мікроскоп, тому про ефекти дії лазерного опромінення можна судити лише, спостерігаючи зміни у функціонуванні клітинних органел [2]. На рис. 9.9 показано конкретні біофізичні ефекти, які виникають після абсорбції випромінювання малої і середньої потужності. Ефекти, подані на рис. 9.9, виникають при низьких густинах потужності і

відносно тривалому часі освітлення. Абсорбція випромінюваної лазерної енергії викликає в тканині біохімічні, біоелектричні і біоенергетичні ефекти.

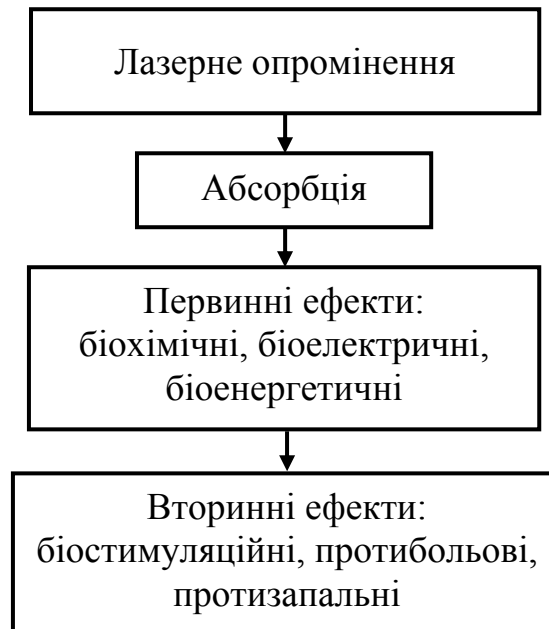


Рисунок 9.9 – Біофізичні ефекти, які виникають після абсорбції випромінювання малої і середньої потужності

Біохімічні ефекти викликають стимуляцію виділення гістамінів і серотонінів, можуть також стимулювати або гальмувати ензиматичні реакції кислоти АТФ. Виділення кислоти АТФ приводить до прискорення процесів мітозу.

Біоелектричні ефекти приводять до нормалізації потенціалу мембрани. Відомо, що кожна клітина має більше негативного заряду ніж позитивного, а потенціал складає від -60 до 90 мВ. У випадку патології потенціал спадає внаслідок проникнення через мембрану позитивних іонів, наприклад  $\text{Na}^+$ . Щоб запобігти цьому процесу клітина потребує енергії, яку може отримати від процесу гідролізу, наприклад кислоти АТФ. Освітлення лазерним випромінюванням стимулює виділення АТФ.

В роботі [5] дається об'єктивне обґрунтування біоелектричного ефекту внаслідок дії низькоінтенсивного лазерного світла. Підхід базується на тому, що дія лазерного випромінювання зумовлює неоднорідність температурного поля в біотканинах, внаслідок нерівномірного розподілу центрів поглинання (біологічних мембран, білків та іонів у розчині).

Характер такої температурної неоднорідності значною мірою залежить від довжини хвилі і спектральної густини випромінювання. Показано, що така температурна нерівноважність може призводити до суттєвих деформацій клітинних мембран.

Одним з найбільш можливих механізмів дії лазерного випромінювання на біооб'єкти автори [5] вважають механізм активації фотопроцесів. Дослідження в цьому напрямку пов'язані з пошуком молекулярних сполук – світлоакцепторів при різних довжинах хвиль випромінювання, в результаті яких відбувається ініціювання біохімічних реакцій. При такому розгляді не зрозуміло, як найрізноманітніші фотопроцеси приводять до однакової стимулювальної дії лазерного світла в діапазоні 0.4 – 0.6 мкм. Труднощі також виникають при поясненні біостимуляції випромінюванням в діапазоні 0.8 – 1.0 мкм, в якому відсутнє резонансне поглинання в біооб'єктах. Основну увагу в даній роботі приділено дослідженню змін, які виникають у біологічних мембранах при їх опроміненні.

Плазматичні мембрани є не тільки механічними перегородками клітин від зовнішнього середовища, але й високовибірковими фільтрами, що підтримують різницю концентрацій іонів, наприклад калію і натрію по обидві сторони мембрани. Порушення рівності концентрацій або температур з різних сторін мембрани приводить до виникнення осмотичного тиску на мембрану:

$$\Delta P = nRT(\Delta T/t + \Delta n/n). \quad (9.4)$$

Тиск  $\Delta P$  виникає внаслідок різної проникності мембран для води (характерний час дифузії через мембрану  $\tau_b \sim 10^{-4}$  с) і для іонів ( $\tau_i \sim 10^0 - 10^2$  с). У цьому випадку, коли область зміни температури і концентрації поблизу мембрани обмежена розміром  $d$ , тиск приводить до поперечного зміщення мембрани на  $x = \Delta P^2 d / hE$  (Н/м<sup>2</sup>), де  $h$  - товщина мембрани ( $\sim 10$  нм),  $E$  – модуль зсуву Юнга ( $\sim 10^5$  Н/(м<sup>2</sup>)). Виходячи з того, що  $\epsilon = x/l$  ( $l$  – розмір клітини) та використовуючи (2.4), рівняння руху мембрани в часі, меншому  $\tau_n$ , буде мати вигляд

$$\epsilon = \left[ a \left( \frac{\Delta n}{n} + \frac{\Delta T}{T} \right) - El\tau_b^{-1} \right], \quad (9.5)$$

де  $a = nRTd^2 / (hIE)$ .

Зміна температури  $\Delta T$  зумовлюється різницею коефіцієнтів поглинання по обидві сторони мембрани і описується рівнянням:

$$\Delta T = bI(t) - \Delta T / \tau_T, \quad (9.6)$$

де  $b = \alpha / (C\rho)$ ,

$\alpha$  - різниця коефіцієнтів поглинання в області  $d$  і поза нею,

$C$  і  $\rho$  - теплоємність і густина води,  $I(t)$ -густина потоку лазерного випромінювання,

$\tau_T$  - час температурної релаксації  $\tau_T = d^2 / \chi$  ( $\chi$ - температуропровідність). Дифузія іонів натрію і калію із зовнішніх областей (не через мембрану), а також зміщення мембрани, що супроводжується дифузією води через неї, зумовлює через нерівномірне нагрівання зміну різниці концентрації по обидві сторони мембрани. В реальних умовах терапії He-Ne лазером ( $I = 1 \text{ Вт/см}^2$ ,  $\alpha = 10^4 \text{ см}^{-1}$ ) з врахуванням розмірів оптичних неоднорідностей  $d = 1-10 \text{ мкм}$ , деформація клітин складає  $\epsilon = 10^{-2}-10^{-1}$ . Припускається, що біологічна дія низькоінтенсивного випромінювання полягає в зміні обмінних процесів у тканинах за рахунок мікродеформації мембран.

Лікувальна дія лазерного випромінювання зумовлюється, як показали дослідження морфології опромінених тканин щурів, суттєвим збільшенням числа функціональних капілярів. Розглянуті коливання мембран клітин не є єдиними наслідками лазерної дії. Порушення рівності концентрацій іонів всередині і поза клітиною приводить до зміни електричного потенціалу на мембрані:

$$\Delta \varphi = \frac{RT}{F} \frac{\Delta n}{n} \quad (9.7)$$

де  $F$  – число Фарадея [5].

В інших працях зроблено припущення про зміну потенціалу за рахунок термодифузійних потоків при лазерній дії.

Біоенергетичні ефекти стимулюють ріст і регенерацію клітин, а також міжклітинні процеси.

Вищеописані первинні ефекти, які безпосередньо виникають в освітлюваних тканинах, приводять до появи і інших ефектів лазерної

терапії, які називаються вторинними ефектами і мають місце не тільки в опромінених, але одночасно і в сусідніх тканинах. Вторинні результати лазерної терапії поділяються на три групи: протибольові, протизапальні і біостимуляційні.

Протибольові ефекти викликані лазерним опроміненням приводять до:

- гіперполяризації поверхонь нервових клітин;
- виділення ендорфіну;
- ефективної передачі енергії протонів до нейтральних пунктів акупунктури.

Протизапальні ефекти викликають:

- розширення кровоносних судин;
- покращання мікрообігу;
- стимуляцію міграції макрофагів.

Стимуляційні ефекти покращують кровообіг, відживляють і регенерують клітини. При підведенні певної порції лазерного випромінювання до клітин відбувається також стимуляція синтезу білка. Дія лазерного світла викликає ще й такі вторинні процеси:

- зростання фібропластів і колагенових волокон;
- регенерація кровоносних судин;
- зростання нервових клітин.

Слід зазначити, що найкращі біостимуляційні ефекти виникають при опроміненні з густиною потужності до  $50 \text{ мВт}/(\text{см}^2)$ , протибольові ефекти - при  $50 - 200 \text{ мВт}/(\text{см}^2)$  і протизапальні ефекти - при  $300 - 400 \text{ мВт}/(\text{см}^2)$  [1].

### **9.5.2 Фототермічні і фотоіонізаційні ефекти**

Час освітлення лазерним випромінюванням є істотним змінним параметром, від якого залежить енергетична доза і її термічний вплив. Навіть відносно низька температура ( $45^\circ\text{C}$ ) може викликати відмирання тканини при тривалому часі освітлення (декілька годин), (див. рис. 9.10, б).

При густині потужності випромінювання більшій за  $10^6 \text{ Вт}/\text{см}^2$  і тривалості дії меншій за  $10^{-6}$  сек, спостерігається фотоіонізаційний ефект. Лазерне випромінювання з такою високою густиною потужності іонізує сильне електричне поле, яке приводить до дисоціації та іонізації матеріалу освітленої тканини. Світлова енергія перетворюється в кінетичну енергію,

котра безпосередньо і легко розриває хімічні зв'язки між атомами органічних частинок. Цей процес є настільки швидким, що, незважаючи на високу локальну температуру в області освітлення, не відбувається передавання тепла на сусідні тканини. Розпад великих органічних ланцюгів на дрібні газові складові називається фотоабляцією або "мікрровибухом" тканини. У випадку ще більших густин потужності випромінювання спостерігається фотофрагментація і фоторозрив тканини.

Напруженість електричного поля у фотоіонізаційних процесах складає мільйони вольт на 1 см. Цього достатньо для відриву електронів від позитивно заряджених атомних ядер, що і викликає утворення плазми. Ударна хвиля плазми спричиняє механічне руйнування біологічного об'єкта [2].

В роботі [10] описано імпульсну фототермічну радіометрію біологічних об'єктів. Експериментально визначено коефіцієнти поглинання випромінювання  $\text{YAG:Er}^{3+}$  і  $\text{CO}_2$ -лазерів і коефіцієнти температуро-провідності в різних біотканинах.

При опроміненні лазерним світлом відбувається, як відомо, перетворення його енергії в тепло. При цьому змінюється теплове випромінювання біотканин  $\Delta S(t)$ , відповідно до зміни температури  $\Delta T(x,t)$ , де  $x$  – координата, перпендикулярна до опроміненої поверхні. Реєстрація теплового випромінювання  $\Delta T(x,t)$  зі сторони, опроміненої лазером, не тільки дозволяє отримувати важливу інформацію про поглинуту світлову енергію та її просторово-часовий розподіл, про оптичні і теплофізичні властивості біотканини, але може служити ефективним методом контролю за лазерним впливом. В даній роботі експериментально методом імпульсної фототермічної радіометрії (ІФТР) біотканин визначаються коефіцієнти поглинання  $\alpha$  випромінювання  $\text{YAG:Er}^{3+}$  і  $\text{CO}_2$  лазерів і коефіцієнти температуро-провідності різних біотканин. Основу ІФТР складає реєстрація в ІЧ діапазоні з поверхні зразка кінетики нерівноважного теплового випромінювання, викликаного імпульсним лазерним випромінюванням. Часова залежність релаксації теплового випромінювання визначається трьома параметрами, у тому числі коефіцієнтом поглинання теплового випромінювання у вибраному для реєстрації діапазоні довжин хвиль. Такі умови впливу на біотканину реально можуть бути досягнуті при використанні  $\text{YAG:Er}^{3+}$ - лазера

( $\lambda = 2,94$  мкм), оскільки у видимому та ІЧ діапазонах його випромінювання має екстремально великий коефіцієнт поглинання у воді ( $\sim 10^4$  см<sup>3</sup>), оскільки  $\lambda = 2,94$  мкм попадає в смугу коливань води.

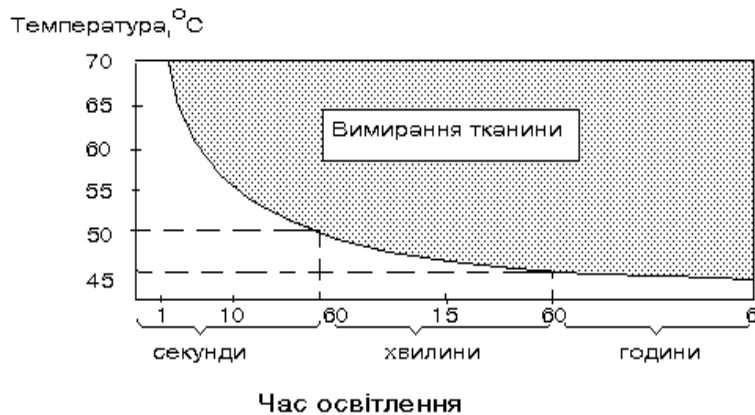


Рисунок 9.10 – Фототермічні і фотоіонізаційні ефекти в біотканинах

В експерименті імпульсне випромінювання лазера скеровується на передню поверхню досліджуваного матеріалу. При цьому поперечні розміри зони опромінення набагато перевищують глибину проникнення лазерного випромінювання. Теплове випромінювання від опромінювальної поверхні з допомогою лінзи з ВаF<sub>2</sub> збирається на приймальній площадці фотоопору GeAu. Спектральний діапазон реєстрованого теплового сигналу (4-9 мкм) визначається областю чутливості фотоопору і фільтром, що обрізає випромінювання з 1 до 4 мкм.

У випадку використання Ег-лазера для тривалостей лазерного імпульсу  $\tau \gg 1/\alpha^2 \chi$  кінетика теплового випромінювання внаслідок великого  $\alpha$  буде визначатися лише  $\chi$  і  $\beta$ . Теоретично задача зводиться до розігрівання зразка заданим тепловим потоком через його поверхню [5]. Було одержано

$$\Delta S(t) = [2FE/C\sqrt{\pi\chi\tau}] \{ \sqrt{\gamma} - \sqrt{\gamma-1} + 1/2 \cdot \sqrt{B/\pi} [e^{B\gamma} \Phi^*(\sqrt{B\gamma}) - e^{B(\gamma-1)} \Phi^*(\sqrt{B(\gamma-1)})] \}, \quad (9.8)$$

де  $C$  – теплоємність тканини;

$\gamma = t/\tau \gg 1$ ;  $\Phi^*(z) = 1 - \Phi(z)$ ;  $\Phi(z)$  – інтеграл помилок;

$B = \beta^2 \chi \tau$ ;  $E$  – густина енергії в імпульсі;

$F$  – емісійна здатність матеріалу в діапазоні  $\Delta\lambda$  при вихідній температурі  $T_0$ .



Відношення інтенсивностей теплового випромінювання для великих значень часу, коли  $\beta^2 \tau \gg 1$ , і в момент закінчення лазерного імпульсу

$$S_{\infty} / S_{\tau} = \left\{ 1 - \left[ e^B \Phi * (\sqrt{B}) \cdot 1 / 2 \sqrt{B / \pi} \right] \right\} / \sqrt{\gamma} - \sqrt{\gamma - 1}. \quad (9.9)$$

Останнє співвідношення дає змогу легко розрахувати  $\beta$ , яке використовувалось при побудові теоретичних залежностей  $\Delta S(t)$ , наведених на рис. 9.11. Те, що в експерименті дійсно реалізуються умови  $\tau \gg 1/\alpha^2 \chi$ , коли  $\alpha \gg \beta$ , перевірялося шляхом зміни тривалості лазерного імпульсу: на рис. 9.11 видно, що для „м'яких” тканин (картопля, шкіра) розрахункові криві при  $\tau=1$  і 0,1 мс, що використовували параметр  $B$ , визначений для тривалості  $\tau=1$  мс, добре узгоджуються з експериментальними даними. Для твердої тканини зуба (рис. 9.12) таке узгодження не спостерігається. Зі зменшенням тривалості імпульсу експериментально спостерігається прискорення кінетики  $\Delta S(t)$ , однак воно дещо менше, ніж одержане із розрахунків. Це вказує на те, що  $\tau \leq \alpha^2 \chi$  при  $\tau=0,1$  мс, і, отже,  $B$ , визначене для  $\tau=1$  мс, дещо завищене відносно реального.

Для того, щоб перейти від  $B$  до визначення абсолютного значення  $\beta$ , а потім і  $\alpha$ , необхідно незалежним способом визначити  $\chi$ , оскільки табличних даних для біотканин немає. Реалізувати це можна, наприклад, шляхом вимірювання  $\Delta S(t)$  на тонких зрізах біотканини або зіставляючи в одній геометрії вимірювань кінетику теплового випромінювання від досліджуваного об'єкта та еталонного зразка з відомими теплофізичними і близькими оптичними властивостями.

Для біотканин таким еталоном може служити вода. В даній роботі  $\chi$  визначалося з аналізу експериментальної залежності  $\Delta S(t)$ , одержаної на відносно тонких зрізах з товщиною  $l \gg (\chi \tau)^{1/2} \tau$  в геометрії, що відповідає реєстрації теплового випромінювання з поверхні, протилежній опромінюваній. Визначене таким чином  $\chi$  наводиться в таблиці разом з  $\beta$ , використаним для аналізу залежності інтенсивності теплового випромінювання  $\Delta S(x,t)$ , викликаного опроміненням зразків випромінюванням  $\text{CO}_2$ -лазера з  $\lambda=10,6$  мкм і тривалістю імпульсу 2 мкс.

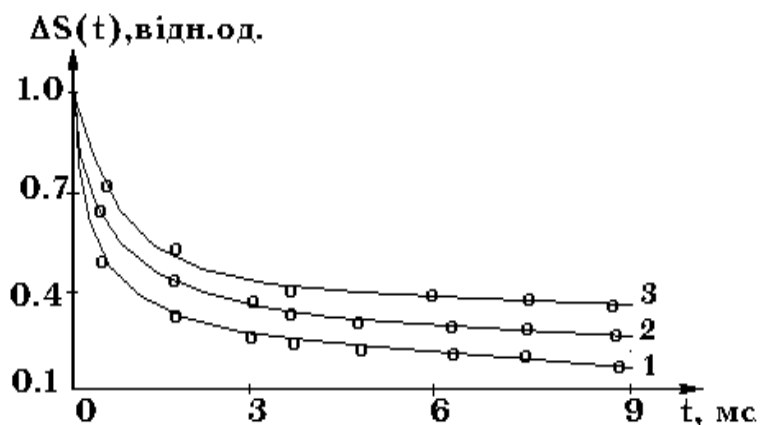


Рисунок 9.11 – Експериментальні і розрахункові залежності зміни інтенсивності теплового опромінення  $\Delta S(t)$  після впливу на шкіру випромінювання  $\text{YAG:Er}^{3+}$  лазера з  $T=0,1$  (1) і  $1$  мс (2) і випромінювання  $\text{CO}_2$  лазера з  $T=2$  мс

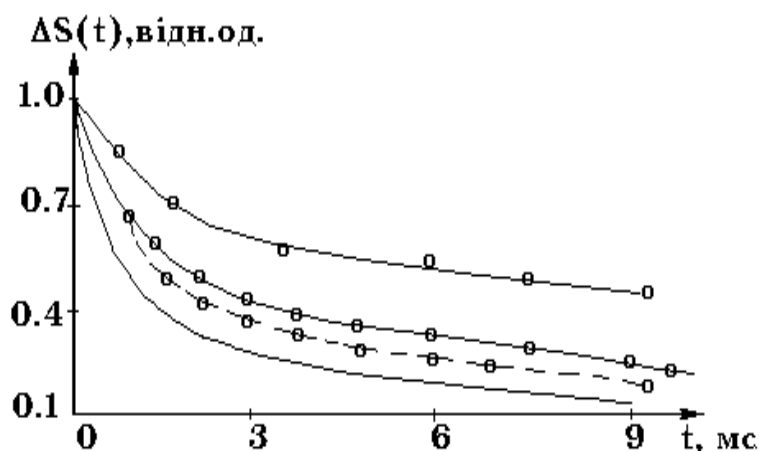


Рисунок 9.12 – Експериментальні і розрахункові залежності зміни інтенсивності теплового випромінювання після впливу на дентин зуба випромінювання  $\text{YAG:Er}^{3+}$  лазера з  $T=0,1$  і  $1$  мс і випромінювання  $\text{CO}_2$  лазера з  $T=2$  мс

При опроміненні зразків випромінюванням  $\text{CO}_2$ -лазера реалізуються інші умови лазерного впливу, коли тепловою дифузією з зони випромінювання можна знехтувати. У вираз для  $\Delta S(t)$  додається новий параметр  $\alpha$ :

$$\Delta S(t) = \left\{ \sqrt{B} e^{A(\gamma-1)} \Phi \times \left[ \sqrt{A(\gamma-1) - \sqrt{A} e^{B(\gamma-1)} \Phi \times (\sqrt{B(\gamma-1)})} \right] \right\} \times S(\tau) / (\sqrt{B} - \sqrt{A}) \quad (9.10)$$

де  $S(\tau) = FE\alpha\beta / C(\alpha+\beta)$ ;  $A = \alpha^2 \chi \tau$ .

Для  $t \rightarrow \infty$ , коли  $A(\gamma-1) \gg 1$  і  $B(\gamma-1) \gg 1$ , теплове випромінювання буде описуватися виразами  $S_\infty = FE/C[\chi\tau\pi(\gamma-1)]$  і  $S_\infty/S(\tau) = (\alpha+\beta)/\alpha\beta(\pi\chi\tau)^{1/2}$ .

На основі експериментальних даних із кінетики теплового випромінювання, викликаного дією випромінювання CO<sub>2</sub>-лазера на м'які і тверді тканини, та порівняння з розрахунками (рисунок 9.11, крива 3, рисунок 9.12, крива 3) були визначені  $\alpha$  для цих біотканин (таблиця 9.2):

Таблиця 9.2 – Визначення  $\alpha$  для різних біотканин

| Тканина           | $\chi, 10^{-3}$ | $\beta, \text{см}^{-1}$ | $\alpha, \text{см}^{-1}$     |                              |
|-------------------|-----------------|-------------------------|------------------------------|------------------------------|
|                   |                 |                         | $\lambda = 2,94 \text{ мкм}$ | $\lambda = 10,6 \text{ мкм}$ |
| Дентин            | 2,6             | 600                     | $\sim 10^3$                  | 340                          |
| Шкіра<br>Картопля | 2,9             | 700                     | більше $2 \cdot 10^3$        | 480                          |

Таким чином, аналіз кінетики теплового випромінювання  $\Delta S(t, x)$  при імпульсному розігріванні біотканини лазерним випромінюванням показує, що на сьогодні існує принципова можливість детального дослідження оптичних і теплофізичних властивостей біотканин *in vivo*. Подальший розвиток цих досліджень та використання методу ІФТР у практичній медицині дозволять, очевидно, істотно спростити кількісний аналіз процесів, пов'язаних зі взаємодією лазерного випромінювання з біотканиною.

### Класифікація лазерів

Найпопулярнішими лазерами в низькоенергетичній терапії є: He-Ne-лазер; CO<sub>2</sub>-лазер; Ar-лазер. Серед групи лазерів на кристалах – YAG:Nd. В низькоенергетичній терапії лазери на Ar та YAG:Nd використовують з розбіжними пучками.

Типова тривалість імпульсів у низькоенергетичній терапії становить 200 нс, типова частота повторення імпульсів - від 1 до 4000 Гц, останнім часом застосовують частоти до 10000 Гц і навіть 20000 Гц.

З точки зору потужності випромінювання медичні лазери розділяють на:

- 1) лазери малої потужності, або "soft" лазери – від 1 до 6 мВт;
- 2) лазери середньої потужності, або "mid" лазери – від 7 до 500 мВт;
- 3) лазери великої потужності - "hard" лазери – більше 500 мВт.

Лазери малої і середньої потужності відносять до групи біостимуляційних лазерів.

В таблиці 9.3 подано лазери, які найчастіше використовуються в медицині [2]. Докладніша інформація про лазери, які використовуються в медицині, подається в [3].

Таблиця 9.3 – Лазери, які найчастіше використовуються в медицині

| ТИП ЛАЗЕРА                              | ДОВЖИНА ХВИЛІ, нм          |
|-----------------------------------------|----------------------------|
| CO <sub>2</sub>                         | 10600                      |
| YAG:Er                                  | 2940                       |
| YSGG:Er                                 | 2790                       |
| YAG:Ho                                  | 2140                       |
| YAG:Nd                                  | 1064/1320                  |
| Напівпровідникові                       | 635 до 1500                |
| GaAs                                    | 904                        |
| Рубіновий                               | 694                        |
| He-Ne                                   | 540, 632,8, 1150, 3390     |
| Барвниковий                             | 350 - 950 (перестроюваний) |
| На парах металів: (пр. золота) / (міді) | 628,3 / ( 511/578)         |
| Аргоновий                               | 488/514                    |
| Ексімерні: ArF/KrF/XeCl                 | 193/249/308                |

#### а) газорозрядні лазери

В газових лазерах як активне середовище застосовується газ або суміш газів. Вони впевнено тримають першість з кількості речовин (>100), на яких одержано генерацію в широкому діапазоні хвиль від субміліметрового (0,3...0,4 мм) до дальнього ультрафіолету (0,2мкм). В газових лазерах успішно працюють атомарні гази, такі як неон, аргон, криптон, ксенон; пари металів – кадмію, цезію, міді; молекулярні гази - двоокис CO<sub>2</sub> і окис СО вуглецю, двоокис азоту, пара води, синильної кислоти тощо. Різноманітними є також способи приведення газу в збуджений стан. Серед інших лазерів газові лазери відзначаються високою монохроматичністю – ширина спектральної лінії є значно (в 10<sup>5</sup> разів) меншою, ніж у твердотільних лазерів і високим ступенем когерентності. Вони працюють як в імпульсному, так і в неперервному режимі.

В залежності від виду частинок, енергетичні рівні яких використовуються для одержання інверсії, розрізняють атомарні (активним середовищем є нейтральні атоми), іонні та молекулярні лазери. Завдяки хорошим спектральним характеристикам, простоті конструкції,

довговічності та надійності в роботі, серед атомарних газів найбільше розповсюдження одержав гелій – неоновий лазер ( $\lambda = 0,6328$  мкм), однак потужність його випромінювання в режимі неперервної генерації є невеликою ( $< 1$  Вт).

Значно більші потужності можна одержати на інших типах газових лазерів, серед яких найцікавішими для медиків та біологів є іонний аргонний та молекулярний вуглекислотний лазери. *Аргонний лазер* випромінює енергію в синьо-зеленій області спектра з вихідною потужністю до 150 Вт (з основними довжинами хвиль 0,4880 і 0,5145 мкм). Це випромінювання сильно поглинається рядом компонентів біологічних тканин (зокрема, гемоглобіном), що дозволяє використовувати аргонний лазер, наприклад в хірургії, як лазерний скальпель.

*Вуглекислотний лазер* випромінює в інфрачервоній області при довжині хвилі 10,6 мкм. Випромінювання такого лазера активно поглинається всіма тканинами організму і тому може використовуватися для теплової дії на тканини, аж до повного їх руйнування. Характерною рисою такого лазера є також високий к.к.д., який досягає 20...40% (у аргонного лазера він звичайно менший, 1%) при потужності до кількох десятків кіловат в режимі неперервної генерації. Використання його в імпульсному режимі дозволяє одержувати рекордні потужності в десятки і навіть сотні мегават.

Спеціальний інтерес для медико-біологічних досліджень викликає *лазер на азоті*, який випромінює в ультрафіолетовій області спектра на хвилі 0,3371 мкм при потужності до 2 МВт в імпульсі. Справа в тому, що поблизу цієї області лежать максимуми поглинання ряду найважливіших біохімічних компонентів клітини.

Найпростішим та найдоступнішим є *He-Ne лазер*. Він працює на багатьох лініях видимого та ближнього ІЧ діапазонів спектра (всього 130 ліній). Найінтенсивнішими є:  $\lambda = 632,8; 1152,3$  і  $3391,2$  нм. Рівень вихідної потужності змінюється від одиниці до сотні міліват на кожній лінії. Випускаються лазери з нетрадиційними довжинами хвиль ( $\lambda = 543,3$  нм,  $P = 0,5...1$  мВт) і ІЧ-лазери ( $\lambda = 1523,1$  нм). З допомогою дисперсійного елемента можна одержати генерацію на восьми лініях (543,3...730,5; 1079,8; 1084,4; 1140,9; 1160,1; 1161,4; 1176,7; 1198,6). Недоліками гелій-неонових лазерів є малий к.к.д. ( $\sim 0,1\%$ ), малий рівень вихідної потужності.

Більшу потужність мають *лазери на самообмежених переходах*, з них найцікавішими є лазери на парах міді і золота. Найінтенсивніший лазер на парах міді здійснює генерацію на двох довжинах хвиль:  $\lambda = 510,5$  нм - зелена лінія;  $\lambda = 578,2$  - жовта лінія. Для мідних лазерів  $P_{\text{сер}} \sim 8 \dots 40$  Вт, частота надходження імпульсів  $f = 2 \dots 20$  кГц, тривалість імпульсів  $\tau_i = 5 \dots 50$  нс при  $P_i = 200$  кВт.

$$E_i = P_i \tau_i = P_{\text{сер}} / f = 2 \times 10^{-3} \text{ Дж.} \quad (9.11)$$

Для лазерів на парах золота потужність є в 4...8 разів меншою, к.к.д. ~ 1%.

### **б) рідинні лазери**

Близькими за будовою до газових лазерів є рідинні лазери; як активні елементи в них використовують або розчини рідкоземельних іонів (гадоліній, європій, неодим та ін.) в ряді неорганічних рідин, або розчини органічних барвників (таких як родамін, трипафлавін тощо). Найважливішою властивістю лазерів на органічних барвниках є можливість одержувати при відповідному виборі барвника інтенсивне когерентне випромінювання майже будь-якої довжини хвилі в діапазоні від 0,3 до 12 мкм. Крім того, довжину хвилі випромінювання на одному й тому самому барвнику можна плавно змінювати (перестроювати) в значних межах. Лазери на барвниках мають к.к.д. до 50% та високу напрямленість випромінювання - розходження променя складає кілька кутових хвилин.

### **в) твердотільні лазери**

В лазерах цього типу активною речовиною є стержень або пластинка зі штучно вирощених кристалів (рубін, гранат та ін.) або стекла з різними добавками (неодим, ітербій та ін.). В усіх твердотільних лазерах активна речовина збуджується з допомогою світла (газорозрядних ламп) і працюють вони переважно в імпульсному режимі. Вихідна енергія змінюється від десятих часток джоуля до тисячі джоулів і вище, потужність випромінювання – від міліват до гігават в режимі гігантських імпульсів. Однак, к.к.д. таких лазерів є низьким (кілька процентів). Твердотільні лазери в імпульсному режимі можуть мати тривалість від

десятих часток пікосекунди ( $10^{-12}$  с) і більше. Генерують випромінювання вони в основному в області інфрачервоного та видимого випромінювання. Розходження променів твердотільних лазерів є порівняно великим і лежить в межах  $20' \dots 30'$ . В медико-біологічних дослідженнях найбільш розповсюдженими є рубіновий ( $\lambda = 0,6493$  мкм) і неодимовий ( $\lambda = 1,06$  мкм) лазери.

Рубіновий лазер ( $\lambda = 694,3$  нм; к.к.д. = 0,1%,  $\tau_i = 1 \dots 3$  мс,  $E_i \sim 1$  Дж;  $f = 1$  Гц);

Лазери на склі з Nd ( $\lambda = 1061$  нм - для силікатного скла і  $\lambda = 1054$  нм - для фосфатного скла;  $E_i = 10^3$  Дж;  $f = 1 \dots 2$  Гц);

YAG: лазер ( $\lambda = 1064$  нм;  $\lambda = 946$ ; 1319; 1833 нм; к.к.д. = 2%;  $P_{\text{сер}} = 20 \dots 40$  Вт (для 1064 нм). Для неперервного режиму  $P = 65 \dots 250$  Вт (1064 нм) і  $P = 30$  Вт для імпульсного режиму (для 1319 нм). В імпульсному режимі:  $f = 25 \dots 300$  Гц;  $\tau_i = 8 \dots 100$  нс;  $E_i = 0,05 \dots 0,5$  Дж;  $P_i = 5 \dots 50$  кВт.

YAG:  $\text{Er}^{3+}$ -лазер ( $\lambda = 2,94$  мкм; 3,05 мкм).

#### г) напівпровідникові лазери

Активним елементом у напівпровідникових лазерах служить арсенід галію, кремній з домішкою індію, фосфід галію та інші напівпровідникові матеріали. Незважаючи на те, що напівпровідники є однією з різновидностей кристалічних матеріалів, напівпровідникові лазери звичайно виділяють в окрему групу внаслідок їх специфічних властивостей. Це, насамперед, простота збудження (накачування) - більшість напівпровідникових лазерів працюють при пропусканні через них електричного струму. Робочою частиною таких інжекційних напівпровідникових лазерів є досить тонкий проміжковий шар між двома областями з електронною та дірковою провідністю - так званий р-n-перехід, тобто їх конструкція практично нічим не відрізняється від конструкції відомого площинного напівпровідникового діода. При пропусканні через цей р-n-перехід струму в прямому напрямку в результаті рекомбінації вільних електронів та дірок відбувається випромінювання світла. Утворені іони, в свою чергу, стимулюють процес рекомбінації, індукуючи додаткові фотони.

Великою перевагою напівпровідникового лазера, порівняно з іншими, є його малі розміри ( $\sim 1$  мм<sup>3</sup>). Напівпровідникові лазери можуть

працювати як в імпульсному, так і в неперервному режимах. К.к.д. теоретично може досягати значень, близьких до 100%, реально одержано коефіцієнт 80%, що набагато більше, ніж у лазерах інших типів. Діапазон хвиль, випромінених напівпровідниковим лазером, надзвичайно високий - приблизно від 0,3 до 30 мкм.

Недоліками напівпровідникових лазерів є їх порівняно невелика потужність, велика ширина спектральної лінії ( $10^8$  -  $10^{12}$  Гц), великий кут розходження, який становить одиниці і навіть десятки кутових градусів.

## **9.6 Методи лазерного опромінення**

В даному розділі коротко описується техніка лазерного опромінення, яке застосовується тільки в терапії.

В роботі [2] розглядається класифікація техніки лазерного опромінення. Її можна поділити на безконтактне і контактне. Окрім того, існують різні види техніки опромінення: поверхнева, точкова, інвазійна або неінвазійна. Останні два терміни за [4] мають іншу назву: зовнішнє опромінення – екстракорпоральне і внутрішнє – інтракорпоральне.

Точкове освітлення найчастіше виконують за допомогою ручного зонда. Поверхнєве – можна виконувати як вручну, так і автоматично. На практиці автоматичну дію реалізують за допомогою так званого дзеркального сканера. В кожному випадку слід пам'ятати, що випромінювання не повинне падати на тканину під кутом, відмінним від прямого, іншими словами, лазерний пучок повинен бути перпендикулярним до поверхні (в такому випадку досягається максимальна трансмісія).

Автор [1] для більшої ефективності використання лазерів вводить поняття максимального ступеня ефективності (МСЕ) лазеротерапії. МСЕ - це частина вихідної потужності лазерного випромінювання, яка абсорбується об'ємом патологічної тканини.

Звідси ефективну енергетичну дозу визначають як:

$$\text{Ефект. енерг. доза} = \text{середня вихідна потужність} \times \text{час} \times \text{МСЕ}$$

На МСЕ впливає вибір контактного чи безконтактного освітлення біотканини [1]. Метод зовнішнього лазерного опромінення зводиться до



безпосередньої дії лазерного променя на шкіру чи слизову оболонку, причому, в безконтактних методах лазерний промінь проходить від джерела до пацієнта через оптичне прозоре середовище – повітря. За допомогою різних оптичних систем можна сфокусувати промінь до мінімального діаметра (наприклад, при дії на біологічно активні точки) або, навпаки, розфокусувати - для опромінення необхідної ураженої площі [4].

Серед методів контактної терапії найбільшого поширення зазнав метод тиску лазерного зонда на тканину, при якому значно збільшується глибина проникнення випромінювання. Метод освітлення з пульсуючим надавлюванням дістав назву методу "довбання" ("woodpecker technique"). "Довбання" виконують ритмічним надавлюванням зонда, що викликає додатковий масаж опроміненої тканини.

На практиці для більшої ефективності лазеротерапії часто поєднують контактні методи освітлення з безконтактними [2].

Техніка "довбання" ефективна для освітлення біологічно активних точок – варіант лазеропунктури. Прийнятною дозою опромінення для однієї корпоральної точки за джерелом [4] вважається густина енергії не більша від 1 Дж/см для часу експозиції 30 с. Поєднання механічної акупунктури та світлового впливу проявилось в методі акупунктури, коли тонка світловодна жилка вводиться в канал спеціальної голки для акупунктури.

Для покращання ефективності дії НІЛВ використовують безпосереднє його підведення до патологічного осередку, тобто методику інтракорпорального лазерного опромінення.

**Внутрішньопорожнинне** (*internal abdomen*) лазерне опромінення може бути направленим, прицільним (під візуальним контролем) або сліпим.

**Внутрішньосудинне** (*internal vessels*) лазерне опромінення крові використовується в клінічній практиці з початку 80-х років і зарекомендувало себе як найефективніший метод низькоенергетичної лазерної дії. Застосовується переважно при тяжких патологіях, в реанімації та інтенсивній терапії, кардіології і хірургії.

Методика виконання процедури внутрішньосудинного опромінення полягає в тому, що гнучкий світловод вводиться в кровоносну вену через фторопластовий катетер (або голку для ін'єкцій) на глибину, що перевищує

довжину катетера на 1-3 мм, завдяки чому усувається можливість травмування судини.

Для опромінення крові використовують потужність випромінювання (на вихідному торці світловода) від 1 до 5 мВт. Сумарна доза опромінення (в Дж) за сеанс розраховується за формулою [ 15 ]:

$$E = 0,1M,$$

а розрахунок часу опромінення (однієї процедури) проводиться за формулою [ 15 ]:

$$T = 0,1M/P,$$

де  $T$  – час в секундах;

$M$  – маса тіла в кг;

$P$  – потужність на торці світловода у Вт.

При **ендобронхіальному** лазерному опроміненні проявляється переважно ефект місцевого впливу на бронхолегеневу систему, який полягає у протизапальній дії, підсиленні місцевих захисних реакцій, покращанні трофічних і синтетичних процесів [4].

Згідно з [2] для визначення конкретного поглинання тканиною лазерного випромінювання слід використовувати правило Ламберта-Бера:

$$I = I_0 e^{-\mu d}, \quad (9.12)$$

де  $I_0$  – інтенсивність випромінювання, що падає;

$I$  – інтенсивність випромінювання в тканині на глибині  $d$ ;

$\mu$  - коефіцієнт абсорбції;

$d$  - ширина пласту тканини.

### 9.6.1 Лазеропунктура

Акупунктура існує вже декілька тисячоліть. Практична важливість цього методу одержала широке визнання. Однак тільки в наш час голковколювання та інші фізичні методи впливу на точки акупунктури (ТА) дістали своє наукове підтвердження.

Біологічна роль точок акупунктури та рефлексогенних зон (РЗ) поверхні шкіри на сьогодні повністю не вивчена. Однак досвід їх використання в практичній медицині відкриває нові можливості керування деякими функціями організму. Встановлено, що ТА і РЗ, порівняно з іншими ділянками поверхні шкіри, характеризуються інтенсивнішими процесами метаболізму, підвищеною шкірною температурою, вибірковістю до дії фізичних подразників, функціональними зв'язками локальних ділянок шкіри з відповідними внутрішніми органами. Клінічний досвід показує, що при захворюваннях внутрішніх органів функціональний стан відповідних РЗ та ТА змінюється. Подібне явище лежить в основі способів рефлексодіагностики. Практично важливим є те, що у випадку штучної зміни функціонального стану РЗ і ТА шкіри можна змінити функціональний стан внутрішніх органів. Це основний принцип рефлексотерапії [20].

Теоретичну концепцію рефлексотерапії пояснює анатомофізіологія. З ембріології відомо, що шкіра та нервова тканина розвиваються з одного й того ж листка – ектодерми, наслідком чого є тісний функціональний взаємозв'язок шкіри та нервової тканини, яка, в свою чергу, пронизує всі системи організму. В основі іннервації тіла людини та тварин лежить принцип метамерної або сегментарної будови. Простіше організовані істоти складаються з відносно самостійних метамерій, де кожний нейрон регулює свій дерматомер, міомер, спланхомер тощо. В процесі онтогенезу у людини такий зв'язок значно ускладнився. Розвиток та ріст ембріона супроводжуються розвитком та формуванням судинних нервових сплетінь, розміщених на артеріях, венах, лімфатичних вузлах, які можуть виходити далеко за межі свого метамера. Однак у своїх міграціях органи та тканини завжди міцно зв'язані між собою з допомогою відповідних нервів з тими нервовими центрами, від яких вони залежать.

Виявлення таких взаємозв'язків дозволило народним лікарям, діючи на певні ділянки тіла людини, впливати на вегетативну функцію внутрішніх органів. До цих ділянок входять не лише шкіра, але й більш глибокі шари тканини, куди вводили голку (голковотерапія).

Таким чином, первинний пусковий механізм акупунктури являє собою подразнення нервових рецепторів та нервових провідників з наступною складною послідовністю нейрогуморальних та нейрогормональних змін, мозаїка яких визначається ділянкою шкіри

людини, яка піддавалася стимуляції з допомогою голки. В реакції організму на голковколювання беруть участь усі відділи нервової системи: рецепторний апарат, сегментарні відділи спинного мозку, ретикулярна формація, лімбічна система.

Ділянки шкіри людини, піддані стимуляції, називаються по-різному: активні точки, стимулювальні точки, електроаномальні точки, електроактивні точки, біологічно активні точки (БАТ), біологічно активні зони (БАЗ), точки акупунктури, точки рефлексотерапії, точки голкорефлексотерапії тощо. Кожна з цих назв має недоліки. Вираз "точка акупунктури" є історично виправданим, хоч є очевидним, що ця точка стимулюється не лише голкою.

Акупунктура за своїм первинним механізмом є різновидом рецепторної та нейростимулювальної терапії, тобто рефлекторні шляхи (канали) використовуються при будь-якому новому виді акупунктурного впливу. Тому, якщо в класифікації даного виду лікування виходити з його механізму, перспективною є назва "рефлекторно – пунктурна терапія" (РПТ). На точки рефлекторно-пунктурної терапії можна впливати по-різному. У випадку дії на точки фізичних факторів вид лікування називається рефлекторно-пунктурною фізіотерапією. Аналогічна стимуляція точок хімічними факторами носить назву рефлекторно-пунктурної хіміотерапії; дія фармакологічними засобами – рефлекторно-пунктурна фармакотерапія; дія біологічними засобами або біопрепаратами-рефлекторно-пунктурна біотерапія.

Фізична реальність акупунктурної точки ґрунтується на принципі найменшого електричного опору такої точки. Низький, порівняно з навколишньою поверхнею шкіри, електричний опір притаманний всім ТА, однак не всі низькоомні точки обов'язково є акупунктурними. Так, в області незначних пошкоджень і неоднорідностей епідермісу електричний опір може бути пониженим. Однак у випадку впливу на ці зони не вдається викликати направлених зсувів функціонального стану відповідних органів та систем організму. Особливі фізичні властивості ТА зберігаються навіть у трупа після обробки шкіри ефіром, спиртом, ацетоном. Отже, це не поверхнєве явище, обумовлене секрецією електролітів потовими залозами, а фізична властивість, яка характеризує структуру шкіри [22].

Функціональні особливості шкіри в області ТА [22].

1. Низький поріг чутливості.

2. Висока локальна температура.
3. Підвищене "шкірне дихання" (добре засвоєння CO<sub>2</sub> на рівні точок).
4. Низький електричний опір при дослідженні постійним або змінним струмом (20...250 кОм).
5. Велика електрична ємність (0,1...1,0 мкФ).
6. Високий електричний потенціал (до 350 мВ).

В залежності від анатомо-фізіологічних особливостей, точки акупунктури або рефлекторно-пунктурної терапії можна розділити на чотири види: місцеві, сегментарні, центральні та загального впливу. Для локальних точок характерною є переважно локальна реакція організму, яка забезпечується стимуляцією нервових рецепторів з відповідною реакцією в межах одної нервової клітини. При стимуляції сегментарних точок реєструється реакція організму переважно в межах одного або кількох соматичних і одного або кількох вегетативних метамерій. Реакція забезпечується рефлекторною дугою за участю відповідного сегмента (або сегментів) спинного мозку та вегетативного ганглію (або кількох гангліїв). Вегетативна реакція організму, як правило, спостерігається в межах кількох метамерій. Точки центрального впливу реалізують свій ефект через черепно-мозкові нерви – верхні шийні нерви – ЦНС – вихідні периферійні нервові шляхи. Точки носа і вуха є точками центрального впливу. При стимуляції точок загального впливу характерними є загальна вегетативна реакція та зміна стану ЦНС. Ця реакція може обумовлюватися кількома шляхами: сильно розвинутими внутрішньовегетативними зв'язками (оскільки всі органи черевної та грудної порожнини зв'язані короткими вегетативними зв'язками, обминаючи спинний мозок), реалізацією ефекту через вихідні аферентні шляхи, стимуляцією гормональних залоз, діяльність яких, як і всіх внутрішніх органів, знаходиться під контролем вегетативної нервової системи.

На сьогодні існує багато методів дії на точки рефлекторно-пунктурної терапії. Переважно ці види впливу відносяться до фізичних факторів. За видом фізичної енергії їх можна розділити на механічні, термічні, електричні, електромагнітні, комбіновані способи впливу. В практичній медицині широко використовується вплив з допомогою голок, мікроголок, точковий масаж з допомогою пучка голок, прогрівання та припалювання з допомогою полинних сигар, електропунктура. Це значить,

що реакція організму залежить, в першу чергу, від нервових рецепторів та нервових провідників, розміщених у проекції точки рефлекторно-пунктурної терапії [21].

Акупунктурні точки у випадку захворювання можуть бути чутливими або спонтанно, або після впливу на них, причому цей вплив відбувається на певні функції організму. Всі акупунктурні точки розміщуються послідовно одна за одною. Європейські автори визначають це розміщення поняттям "меридіан". Ці меридіани, які проходять в області голови, вздовж тіла і кінцівок, не відповідають якому-небудь анатомічному шляху: нерву, артерії чи вені. Кожний меридіан має назву органа, з яким він знаходиться в зв'язку, за винятком серединних, оскільки ці меридіани утворюються двома рядами ідентичних точок, розміщених симетрично по обидві сторони тіла. Класична теорія акупунктури описує 14 меридіанів, які відповідають не тільки органу (функції), але і психічному стану - 12 симетричних і 2 серединних [21].

Кожний меридіан складається з великої кількості точок, тому доцільно буде навести не топографію БАТ, а лише назви меридіанів.

#### **9.6.2 Лазерна літотрипсія**

Для розбивання каменів, утворених у різних органах людського організму, широкого поширення в медичній практиці набув відносно простий і дешевий метод лазерної інтракорпоральної літотрипсії. Інтенсивне лазерне випромінювання підводиться по гнучкому волоконному світловоду через природні або спеціально підготовлені канали до каменю, який руйнується під дією інтенсивного випромінювання. Найбільшого практичного використання в даній області набули лазери на барвниках з ламповим накачуванням мікросекундної тривалості. Відомі також дані про використання лазерів на YAG:Nd та олександриті з модуляцією добротності. Недавно з цією метою було запропоновано використовувати ІЧ випромінювання лазера YAG:Nd, який працює в режимі вільної генерації.

В [12] наводиться опис процесу руйнування каміння, суть якого полягає в поглинанні каменем лазерного випромінювання, підведеного оптичним світловодом. Таке локалізоване поглинання енергії приводить до утворення плазми, яка потім розширюється.

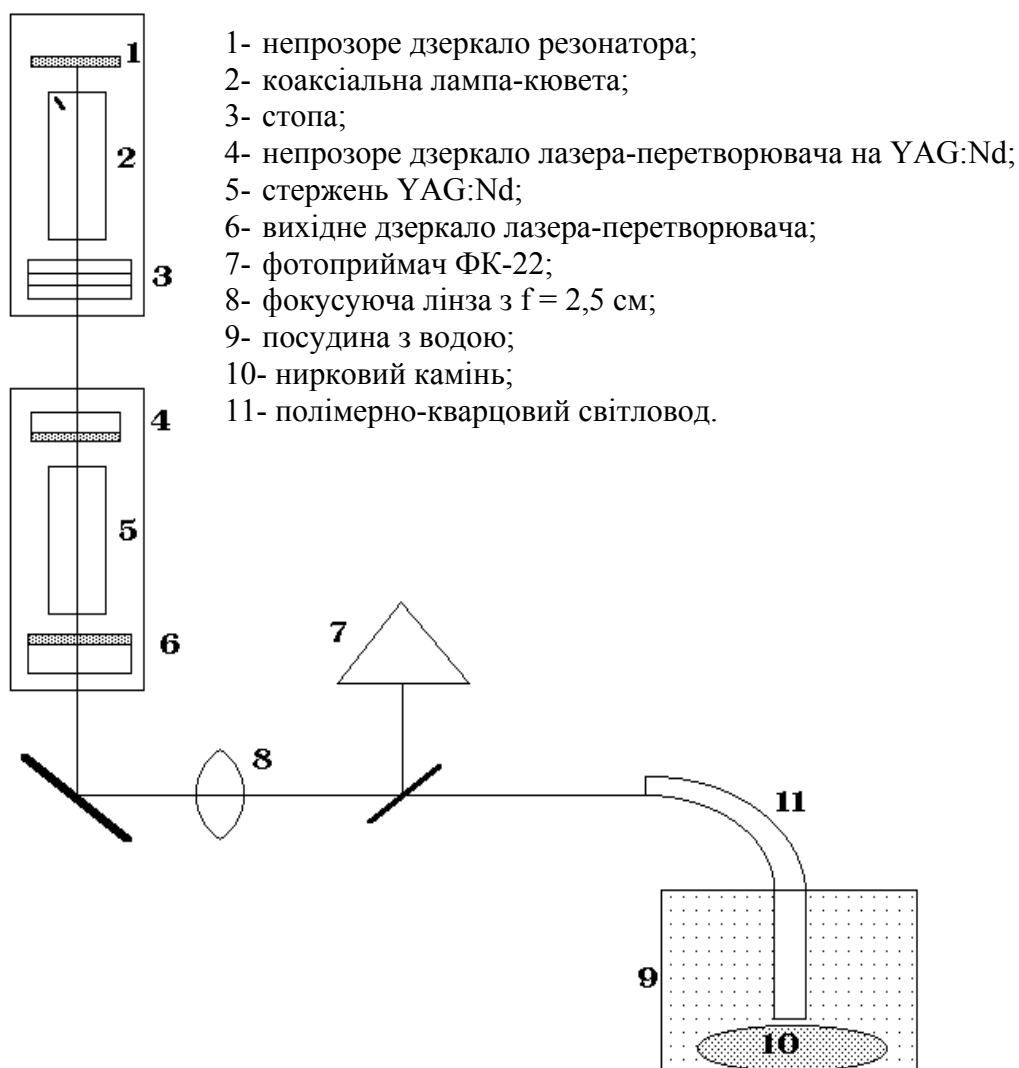


Рисунок 9.13 – Оптична схема лазерної установки

Обмежені рідиною пара і плазма утворюють порожнину, що являє собою кавітаційну бульбашку. Ця бульбашка зростає до максимального розміру і через кілька секунд руйнується. Ударні хвилі, наведені під час розширення плазми та руйнування бульбашки, є причиною механічних напружень в камені. Необхідно, однак, відзначити, що для одержання більш повної картини процесів, які відбуваються під час лазерної дії на камінь, та безпечнішого застосування в медицині, необхідно провести обширніші дослідження.

Оптичну схему лазерної установки, що використовується в даних дослідженнях, наведено на рис. 9.13. Випромінювання лазера на барвнику (1-3) або (при необхідності) лазера-перетворювача на YAG:Nd (4-6), що

накачується лазером на барвнику, лінзою 8 з фокусною віддаллю 2,5 см вводиться в полімер – кварцовий світлодіод 11 з діаметром світловодної жили 600 мкм – і підводиться безпосередньо до ниркового каменя 10, що знаходиться в посудині з водою 9. Для контролю енергії, підведеної до каменя, частина випромінювання скляною пластинкою відводиться на фотоприймач 7, калібрування якого проводиться за вимірником енергії ІКТ-2Н. Основою лазера на барвнику служить коаксіальна лампа. Розчин генеруючого барвника заливається в кварцову трубку з внутрішнім діаметром 8 мм, яка знаходиться всередині іншої кварцової трубки, що, в свою чергу, є стінкою коаксіальної лампи. Між цими двома трубками в зазорі товщиною 1,5 мм прокачується дистильована вода або етанольний розчин спеціально підбраного барвника, який забезпечує ефективне перетворення УФ компоненти випромінювання лампи у випромінювання, що добре поглинається робочим розчином барвника, з метою підвищення енергетичної ефективності та ресурсу роботи першого ступеня лазерної системи.

Імпульсний розряд струму здійснюється в зазорі товщиною 1 мм між двома кварцовими трубками. Розрядний проміжок з допомогою газовакуумної системи заповнюється ксеноном. Простір між металевим корпусом лампи, який, будучи зворотним струмопроводом, зменшував тривалість імпульсу струму розряду, і зовнішньою кварцовою трубкою заповнено окисом магнію, що виконує роль дифузного відбивача. Живлення лампи-кювети здійснювалось від батареї з восьми малоіндуктивних конденсаторів К75-48 ємністю 1,76 мкФ, приєднаних до джерела високої напруги. Комутація лампи здійснюється через ртутний ігнітронний розрядник ІРТ-3. Резонатор лазера утворюється глухим дзеркалом та двома складеними до купи паралельними пластинами зі скла К-8. Робоча напруга складає  $\sim 17$  кВ, що відповідає електричній енергії накачування  $\sim 250$  Дж, тиск ксенону в лампі становить  $\sim 50$  мм.рт.ст. В цьому випадку тривалість світлового імпульсу накачування лампи за рівнем 0,5 становила  $\sim 2$  мкс, а тривалість імпульсу генерації гладенької дзвоноподібної форми була приблизно 1,2 мкс. В експериментах використовувались етанольні розчини кумарину 1 (довжина хвилі генерації  $\lambda_{osc}=460$  нм, енергія випромінювання  $E_{osc}\leq 1$  Дж), 3-карбамідоюлолідін-2-імінокумарину [ ( $\lambda_{osc} = 525$  нм,  $E_{osc} \leq 1,3$  Дж), родаміну Ж ( $\lambda_{osc} = 590$  нм,  $E_{osc} \leq 1,3$  Дж).



У випадку встановлення в лампу-кювету активного елемента з YAG:Nd діаметром 1 см і довжиною 10 см лазер генерував за тих самих умов накачування імпульси випромінювання загальною тривалістю  $\sim 25$  мкс, обвідна яких промодульована піками, що хаотично змінюються за інтенсивністю та тривалістю ( $\lambda_{osc} = 1064$  нм,  $E_{osc} \leq 1$  Дж). Тривалість окремого піку змінювалась в межах 0,1-0,5 мкс, період між піками становив 1-3 мкс. При використанні лазера-перетворювача на YAG:Nd генерувався гладенький дзвоноподібний імпульс тривалістю  $\sim 2$  мкс і  $E_{osc} \leq 0,1$  Дж.

Дія на камінь відбувалась в режимі одиничних імпульсів. З допомогою мікроскопа вимірювались розміри утвореної лунки та розраховувався об'єм усуненої маси каменю  $V$ . На рис. 9.14 наведено графіки залежності  $V$  від енергії лазерного випромінювання  $E$ , переданої через світловод до одного з ниркових каменів, для різних довжин хвиль. Видно, що для кожної довжини хвилі випромінювання існує ділянка залежності, на якій спочатку відбувається лінійне зростання усуненого об'єму каменю  $V$  з ростом енергії  $E$ , а потім настає насичення. Ймовірно, внаслідок спектральної залежності коефіцієнта поглинання каменю коефіцієнт ефективності усунення маси  $K = \partial V / \partial E$  (для лінійної ділянки) різко зростає від  $2,4 \text{ мм}^3 / \text{Дж}$  для родаміну Ж ( $\lambda_{osc} = 590$  нм) до  $10 \text{ мм}^3 / \text{Дж}$  для 3-карбамідоюлолідін-2-імінокумарину ( $\lambda_{osc} = 525$  нм) та кумарину 1 ( $\lambda_{osc} = 460$  нм). Поріг насичення при цьому становив відповідно 0,35, 0,618 і 0,1 Дж.

Було зроблено експериментальну оцінку  $K$  для випромінювання з довжиною хвилі 800 нм. Виявилось, що  $K \sim 0,2 \text{ мм}^3 / \text{Дж}$ . У випадку дії на камінь випромінювання з довжиною хвилі 1064 нм та використаних енергетичних характеристик коефіцієнт  $K < 0,1 \text{ мм}^3 / \text{Дж}$  і помітного усунення маси каменю не спостерігалось. Слід відмітити, що при зростанні енергії випромінювання до порога насичення і вище спостерігається сильний гідравлічний удар, що спричиняє швидке руйнування як торця світловода, так і скляної посудини, в якій знаходився камінь. Розвиток гідравлічного удару у вказаних умовах дає змогу припустити, що при досягненні порога насичення і вище випромінювання поглинається переважно високоіонізованою плазмою кавітаційної бульбашки, а не матеріалом каменю, тобто нижче порога насичення руйнування каменю

відбувається в результаті лазерної абляції, а вище порога спостерігається істотний вплив гідродинамічних хвиль.

Проведені дослідження дозволяють зробити висновок про те, що у випадку дії на камінь одиничними імпульсами лазерного випромінювання існує різко виражена спектральна залежність ефективності усунення маси  $K$ , яку потрібно враховувати при розробці апаратури для лазерної літотрипсії. З метою зниження дії на навколишні тканини енергія випромінювання повинна бути нижчою від порога насичення.

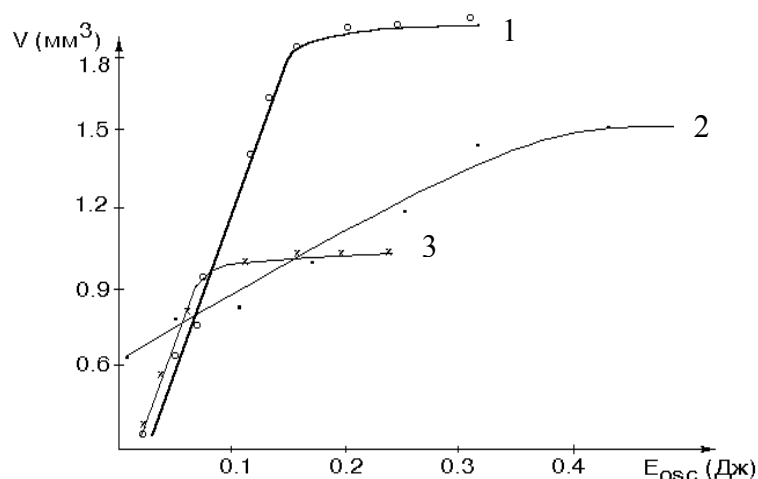


Рисунок 9.14 – Залежність об'єму усуненої маси каменю від падаючої на нього енергії випромінювання лазера на родаміні Ж ( $\lambda_{osc}=590$  нм) (1), 3-карбамідоюлолідин-2-імінокумарині ( $\lambda_{osc}=590$  нм) (2) і кумарині ( $\lambda_{osc}=460$  нм) (3)

Однією з необхідних умов ефективного подрібнення каменів є інтенсивне поглинання лазерного випромінювання матеріалом каменю. Описані вище лазери генерують випромінювання у видимій або ближній ІЧ областях, тобто там, де більшість типів каменів слабо поглинає випромінювання, в результаті чого вони не піддаються подрібненню. Тому рекомендується використовувати для лазерної літотрипсії лазер  $YAG:Cr:Er$  з імпульсами вільної генерації ( $\lambda=2,79$  мкм). Особливістю ербієвого лазера є сильне поглинання його випромінювання камінням різних типів і водою. Вже проводилися експерименти з руйнування каменів жовчного міхура. Випромінювання в цих експериментах фокусувалось на поверхні каменю в пляму з діаметром 0,2-0,4 мм (волоконний світловод не використовувався). В цих умовах була досягнута високоефективна фрагментація каменів.

В роботі [11] проводилися аналогічні дослідження дії випромінювання  $YAG:Cr:Er$ -лазера на різні, найхарактерніші типи каміння

з відмінними властивостями. Умови досліджень були наближені до умов операції, випромінювання підводилось по волоконному світловоду. Ербієвий лазер працював у режимах модульованої добротності та вільної генерації.

В дослідах використовувалися два типи волоконних світловодів: флюоритний з пропусканням 0,8 на довжині 1 м і кварцовий з пропусканням 0,5 на довжині 0,5 м.

В експериментах використовувався лазер з активним елементом з кристала YAG:Cr:Er діаметром 4 мм і довжиною 75 мм. Концентрація іонів хрому та ербію становила  $2 \cdot 10^{20}$  і  $4,7 \cdot 10^{21} \text{ см}^{-3}$ , відповідно. Активний елемент і лампа накачування ІНПЗ-3/60 встановлювалися в посрібленому кварцовому циліндричному освітлювачі діаметром 30 мм і довжиною 60 мм та охолоджувались 0,2% розчином  $\text{K}_2\text{Cr}_2\text{O}_7$  в дистильованій воді.

Тривалість імпульсів випромінювання в режимі вільної генерації та модульованої добротності становила  $\sim 100$  мкс і  $\sim 100$  нс, відповідно. Випромінювання заводилось у світловод з допомогою фокусуючої лінзи з флюориту з фокусною відстанню 20 мм. Частота повторення імпульсів становила 1-5 Гц.

Руйнування каменів з допомогою випромінювання ербієвого лазера може здійснюватися як внаслідок безпосередньої дії лазерного випромінювання на камінь, так і під дією ударної акустичної хвилі, утвореної внаслідок поглинання короткого імпульсу випромінювання в тонкому шарі води поблизу волоконного торця світловода. При дотиканні торця світловода до каменю переважає пряма дія випромінювання, що проявляється в абляції речовини каменю. Якщо зафіксувати кінець світловода в деякій точці поверхні каменю, то при легкому натисканні він буде заглиблюватися в камінь, тобто неначе свердлити його. При віддаленні торця світловода від каменю на відстань, що перевищує товщину просвітлюваного випромінювання шару води, камінь руйнується лише під дією ударної хвилі. Одночасна дія обох факторів руйнування спостерігається у випадку відстані між торцем та каменем не більшої від товщини шару просвітлення води.

Маса матеріалу каменю  $\Delta m$ , що усувається внаслідок абляції, визначалась за середнім значенням об'єму порожнини, утвореної під дією одиничних імпульсів випромінювання, і густини матеріалу каменю, яка оцінювалась в попередніх експериментах. З допомогою мікроскопа

МБС-10 зі спеціальними пристосуваннями розмір утвореної порожнини вимірювався з високою точністю.

На рис. 9.15 наведено залежність оберненої величини продуктивності руйнування різних типів каменів  $1/P=Q/\Delta m$  від густини енергії імпульсів випромінювання  $E=Q/S$  на торці світловода діаметром 0,2 мм ( $Q$  – енергія імпульсів випромінювання,  $S$  - площа перерізу серцевини світловода). Продуктивність руйнування каменів  $P$  спочатку зростає зі збільшенням  $E$ , а потім виходить на практично постійний рівень насичення  $P_0$ .

Товщина поверхневого шару каменю  $L$ , який видаляється, визначається коефіцієнтом поглинання випромінювання в ньому  $\alpha$  і пороговою (для руйнування) об'ємною густиною поглинутої енергії імпульсів випромінювання  $q$  відповідно до формули:

$$L = [\ln(\alpha E/q)]/\alpha \quad (9.13)$$

Експериментальні залежності рис. 9.15 знаходяться в хорошій якісній відповідності з цією формулою ( $\Delta m \sim L$ ). Деяке зменшення продуктивності при більших  $E$  можна пояснити, очевидно, частковим екрануванням задньої частини імпульсу лазерного випромінювання, що падає на камінь, продуктами руйнування, що виникли під дією передньої частини імпульсу.

Оптимальним є режим роботи лазера при невеликому перевищенні  $E$  рівня насичення густини енергії імпульсів випромінювання  $E_0$ . В цьому випадку найбільша продуктивність  $P_0$  досягається при мінімальних значеннях  $E$ , а подальше збільшення маси речовини, усуненої за кожний імпульс випромінювання  $\Delta m$ , можливе за рахунок пропорційного збільшення енергії лазерних імпульсів  $Q$  та площі перерізу світловода  $S$ . Тому доцільним є збільшення діаметра лише короткої частини вихідного кінця світловода, що дає змогу зберегти його гнучкість по всій довжині навіть при великих значеннях вихідного перерізу.

В експериментах використовувались камені з різко відмінними властивостями. Наприклад, камені жовчного міхура з темною та світлою оболонкою та камені сечового міхура можна віднести до каменів середньої міцності, а камінь моногідрату фосфату кальцію є одним з найміцніших механічно каменів. Очевидно міцністю цього каменю можна якоюсь мірою

пояснити відносно нижчий рівень насичення продуктивності руйнування (рис. 9.15). Інші досліджені камені, не дивлячись на деяку відмінність у міцності, зокрема зовнішньої оболонки та внутрішньої частини каменів жовчного міхура, мають незначну відмінність величини насичення  $E_0$ .

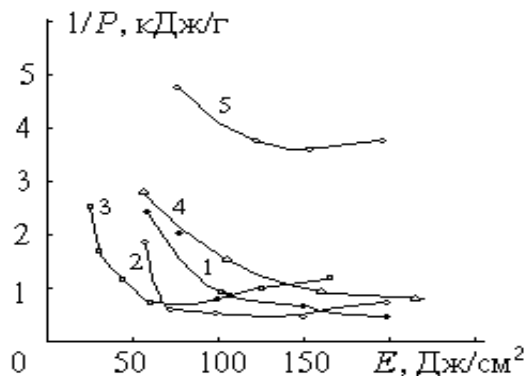


Рисунок 9.15 – Залежність оберненої величини продуктивності руйнування каменів від густини енергії імпульсів випромінювання на вихідному торці світловода для каменю з жовчного міхура з темною оболонкою (1 – оболонка, 2 – внутрішня частина), для каменю із жовчного міхура з білою оболонкою (3), для прозорого у видимому і ближньому ІЧ випромінювання каменю із січового міхура (4) і для каменю їх моногідрату фосфату кальція (5)

Міцність досліджених каменів перебиває практично весь характерний діапазон зміни міцності існуючих каменів. Всього було досліджено більше десяти різних типів каменів. Якщо орієнтуватися на найміцніший камінь з моногідрату фосфату кальцію, то для найстійкіших каменів оцінка продуктивності руйнування дає, меншою мірою,  $\sim 10$  мкг/імпл. при діаметрі серцевини світловода 0,2 мм і енергії імпульсу  $\sim 30$  мДж. Оскільки діаметр серцевини на виході світловода можна збільшувати приблизно до 1 мм (фоконне розширення), то мінімальну продуктивність можна оцінити величиною  $\sim 250$  мкг/імпл. при енергії імпульсів  $\sim 700$  мДж. Відзначимо, що продуктивність такого ж порядку мають і лазери інших типів, але при руйнуванні лише обмеженої кількості видів каменів.

Так, наприклад, було відібрано камені, що не руйнуються під дією випромінювання основної та другої гармонік неодимового лазера, внаслідок своєї прозорості. Між тим, випромінювання ербієвого лазера руйнувало ці камені з високою продуктивністю (рис. 9.15, (3)). Таким чином, експериментально підтверджується можливість руйнування

випромінюванням ербієвого лазера каменів, які не піддаються руйнуванню випромінюванням інших лазерів.

Продуктивність руйнування відносно м'яких каменів зростає, якщо вихідний торець світловода віддалити від їх поверхні на відстань, що не перевищує товщини просвітлюваного випромінювання шару води. При цьому, як відзначалось вище, на камінь одночасно діють два фактори руйнування – абляція і ударна хвиля. На рис. 9.16 наведено залежність видаленої маси каменю  $\Delta m$  від енергії імпульсів випромінювання  $Q$ . Величина  $\Delta m$  оцінювалась за вагою відколотих від каменю фрагментів в цілому за один імпульс. Крива продуктивності руйнування каменю з моногідрату кальцію поводиться аналогічно одержаній при дії інших лазерів і характеризується приблизно такими ж самими значеннями.

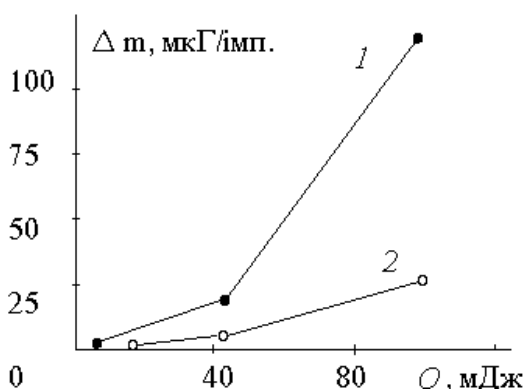


Рисунок 9.16 – Залежність видаленої за імпульс маси каменю від енергії лазерних імпульсів при використанні світловода  $\varnothing$  0,2 мм для каменю жовчного міхура (1) і каменю з моногідрату фосфата кальцію (2)

Під дією коротких імпульсів випромінювання, одержаних в режимі модульованої добротності, основним фактором руйнування є ударна хвиля, що виникає при поглинанні випромінювання в тонкому шарі води (без утворення плазми пробою) поблизу вихідного торця світловода. Ударна хвиля, досить інтенсивна для руйнування каменів, утворюється при енергії лазерних імпульсів  $\sim 20$  мДж і діаметрі світловода  $\sim 0,4$  мм. Оптимальна для руйнування відстань від торця до каменю становить  $\sim 1-2$  мм.

Продуктивність руйнування має такий же і більший порядок, що й у випадку випромінювання інших лазерів з утворенням плазми пробою. Однак великою перевагою ербієвого лазера є незалежність інтенсивності утвореної ударної хвилі від оптичних властивостей каменів. Яким неоднорідним не був би розподілений по поверхні каменю коефіцієнт

поглинання, це не впливає на інтенсивність ударної хвилі. Тим самим, на відміну від інших типів лазерів, виключається утворення непередбачено ударної хвилі, здатної привести до руйнування торця світловода і, відповідно, викликати ускладнення внаслідок попадання гострих уламків матеріалу в тіло людини.

Таким чином, ербієвий лазер можна ефективно використовувати для руйнування каменів в режимі як вільної генерації, так і модульованої добротності, кожний з яких має свої переваги. Можливим є також комбіноване використання цих режимів. Наприклад, в режимі вільної генерації робиться отвір у центральній частині каменя. Потім лазер переводиться в режим генерації гігантських імпульсів з утворенням потужної ударної хвилі. При цьому камінь може зруйнуватися повністю, тобто відбудеться його повна фрагментація з утворенням великої кількості мілких та більших уламків. Такий комбінований метод руйнування продемонстрував високу ефективність, зокрема, в експериментах з каменями жовчного міхура.

Результати досліджень показують, що ербієвий лазер зі світловодною доставкою випромінювання є на сьогоднішній день найкращим імпульсним лазером для використання в лазерній інтракорпоральній літотрипсії.

### **9.7 Лазери в офтальмології**

В офтальмології використовують як високопотужні лазери (YAG:Nd), так і лазери низької інтенсивності (He-Ne). Встановлено, що низькоінтенсивне опромінення He-Ne лазером стимулює обмінні процеси в рогівці і прискорює її загоювання при ерозіях, трофічних виразках, кератотомії, механічних травмах, опіках тощо.

З 80-их років практикується лазеростимуляція He-Ne лазером при різних пошкодженнях передньої частини ока. При цьому процес опромінення полягає в опроміненні хворого ока направленим через матове скло з коефіцієнтом пропускання 0.56, розфокусованим пучком лазера з відстані 20 см протягом  $\approx 3$  хв. При цьому густина потужності випромінювання на рогівці складає  $50-100 \text{ мкВт/см}^2$  [18].

Для розтинів внутрішньоочних тканин (мембран) за допомогою мікрровибуху використовують лазери на основі YAG:Nd. Єдиний безпечний метод проведення процесу розрізу - використання дуже коротких лазерних

імпульсів, що дозволяє отримати необхідну енергію з дуже малим часом наростання імпульсів. Таке наростання енергії у фокальній точці приводить до утворення плазми, а потім до мікровибуху (спалаху). Дуже важливим є те, що, незалежно від типу тканини, плазма може бути отримана навіть при менших значеннях енергії. Виконуючи роль екрана, плазма дає можливість уникнути ураження сітківки [17].

Особливий інтерес викликає дослідження взаємодії коротких лазерних імпульсів ( $10^{-9} < t_p < 10^{-3}$  с) з пігментованими біотканинами ока, які містять меланосоми (гранули) різних пігментів. В роботі [16] аналітично досліджується нагрівання пігментованої гранули імпульсом лазерного випромінювання.

Нехай промінь оптичного випромінювання з довжиною хвилі  $\lambda$  розповсюджується в тканинах ока вздовж осі  $X$  циліндричної системи координат  $X, R$ . Тканини ока – складна багатошарова гетерогенна структура, модель якої наведено на рис. 9.17. Вісь  $X$ , збігається з віссю променя, і направлена по нормалі до поверхні поділу шарів тканини, характерна товщина тканини складає 10-100 мкм. Розподіл інтенсивності випромінювання  $I$  по перерізу променя виберемо гаусовим:

$$I(X, R, t) = I_0(X, t) \exp(-R^2 / R_b^2), \quad (9.14)$$

де  $I_0$  – максимальна інтенсивність на осі променя;

$R_b$  – характерний радіус променя, може залежати від  $X$ .

Енергія імпульсу на рогівці ока  $Q_c(X=0)$  для необмеженого за  $R$  променем випромінювання визначається виразом:

$$Q_c = \int_0^\infty dt \int_0^\infty I(X=0, R, t) 2\pi R dR. \quad (9.15)$$

Для коротких імпульсів випромінювання з тривалістю  $t_p \leq 10^{-4}$  с форма часової залежності інтенсивності випромінювання практично не впливає на результати дії, тому інтенсивність  $I_0$  вважають постійною протягом часу тривання імпульсу. Для постійної інтенсивності і необмеженого гаусового пучка (9.13) з (9.14) впливає

$$Q_c = I_0(X=0) \pi R_b^2(X=0) \quad (9.16)$$



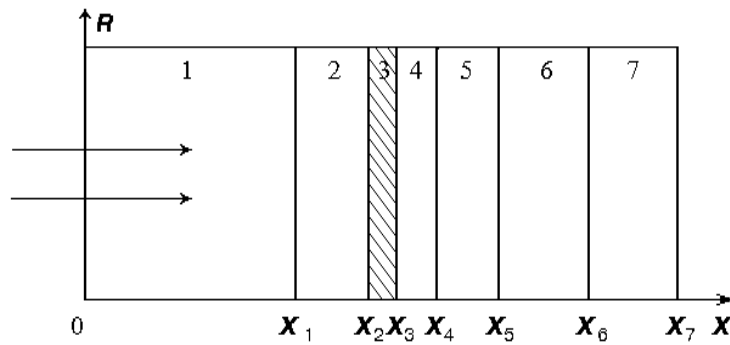


Рисунок 9.17 – Схема шарів біотканини ока [3]:

- 1 – прозорі очні середовища; 2 – нейроепітелій (сітчатка);  
 3 – пігментний епітелій; 4 – капілярний шар судинної оболонки;  
 5 – пігментний шар судинної оболонки; 6 – судинна оболонка; 7 – склера; стрілками  
 показано напрям розповсюдження випромінювання

Співвідношення (9.15) можна також використовувати при рівномірному розподілі інтенсивності по плямі опромінення з радіусом  $R_b$ . При поширенні випромінювання від рогівки до сітківки відбувається деяке ослаблення випромінювання в прозорих очних середовищах, і енергія імпульсу на сітківці при  $X=X_2$ :

$$Q_r = I_0(X_2) \pi R_b^2(X_2) t_p = T_{tr} Q_c \quad (9.17)$$

де  $T_{tr}$  - пропускання випромінювання з довжиною хвилі прозорими очними середовищами.

Суттєвою особливістю одного із шарів тканини ока - пігментного епітелію (ПЕ) – є його гранулярна (гетерогенна) будова. Типовий шар ПЕ товщиною 5-10 мкм містить пігментовані меланопротейнові меланосоми (гранули) сферичної і сфероїдальної форми з характерним розміром  $\sim 1$  мкм.

Ці гранули також знаходяться в шкірі та інших тканинах, визначаючи ступінь пігментації і забарвлення біотканин. При цьому гранули селективно поглинають до 90% енергії лазерного випромінювання, поглинутого шаром ПЕ, а сусідні біотканини мають значно менший коефіцієнт поглинання. В процесі впливу імпульсу випромінювання гранули сильно перегріваються відносно оточення і, внаслідок теплопровідності, віддають енергію навколишнім біотканинам.

Встановлено необхідність врахування гранулярної структури пігментного епітелію при розгляді впливу на сітківку око імпульсів випромінювання з тривалістю  $t_p < 10^{-3}$  с і пороговими енергіями  $Q_\infty$ , які вимірюються на рогівці і з ймовірністю  $\sim 50\%$  приводять до виникнення на сітківці зони термоденатурації з характерним розміром  $\sim 20-30$  мкм. Показано також можливість селективної термоденатурації пігментованих гранул імпульсами випромінювання з  $t_p < 10^{-3}$  с і визначеними енергіями імпульсу, коли термоденатурація відбувається лише в об'ємі гранули без утворення суцільної макроскопічної зони в об'ємі біотканини і всередині гранули частка термоінактивованих молекул перевищує 50%.

Оскільки гранули є основними поглиначами енергії випромінювання в пігментованому шарі, очевидно, що найбільш низькопорогові (за енергією) процеси будуть починатися на гранулах. У випадку дії достатньо коротких імпульсів інтенсивного випромінювання нагрівання гранули і навколишньої біотканини, що містить воду, може відбуватись зі швидкостями  $\sim 10^8 - 10^9$  К/с. При цьому можливим є перехід води, яка оточує гранулу, в метастабільний стан аж до температури вибухового закипання; вище неї починається дуже швидко (вибухове) закипання об'ємів води, які глибоко зайшли в метастабільну область. При подальшому збільшенні енергії коротких імпульсів лазерного випромінювання може відбуватися оптичний пробій і плазмоутворення в біотканинах. При таких процесах утворені парова оболонка на гранулі чи плазмова порожнина розширюються і утворюють в навколишній біотканині потужний імпульс тиску, який може викликати механічні пошкодження і розрив біотканини. Вибухове пароутворення і оптичний пробій відбуваються в пігментованих біотканинах, що містять пігментовані гранули, що поглинають енергію випромінювання при значно менших порогових інтенсивностях (енергіях) лазерних імпульсів порівняно з однорідними біотканинами, в яких їх немає.

Такі процеси як вибухове пароутворення і оптичний пробій (плазмоутворення) носять пороговий характер, тобто існує визначена енергія (густина енергії) лазерного імпульсу, починаючи з якої розвивається даний процес. Очевидно порогова енергія визначає і порогову температуру гранули, до якої нагріває її імпульс лазерного випромінювання, і навпаки. Для визначення порогових енергій будемо

використовувати деякі характерні порогові температури нагрівання об'єму гранули або її поверхні.

Для опису поглинання енергії імпульсу випромінювання і нагрівання сферичної гранули з радіусом  $r_0$  в наближенні рівномірної по її об'єму температури  $T_0$  і квазістаціонарного теплообміну гранули з навколишньою біотканиною використовують рівняння:

$$\rho_0 V_0 C_0 \frac{dT_0}{dt} = \frac{1}{4} I_0(X_2) K_{ab} S_0 - j_T S_0 \quad (9.18)$$

з початковою умовою:

$$T_0(t = 0) = T_\infty, \quad (9.19)$$

де  $\rho_0, C_0$  - густина і теплоємність речовини гранули;

$V = 4\pi R^3/3$  і  $S_0 = 4\pi r_0^2$  - об'єм і площа поверхні сферичної гранули з радіусом  $r_0$ ;

$T_\infty$  - початкова температура гранули і біотканини;

$I_0(X_2)$  - інтенсивність лазерного випромінювання в точці місцезнаходження гранули на границі ПЕ;

$K_{ab}$  - фактор ефективності поглинання енергії випромінювання з довжиною хвилі  $\lambda$  сферичної гранули радіусом  $r_0$ .

Густина потоку тепла  $j_T$ , що відводиться механізмом нелінійної теплопровідності від гранули в квазістаціонарному наближенні, для випадку  $a \neq -1$  визначається виразом:

$$j_T = \frac{\chi_\infty T_\infty}{(a+1)r_0} \left[ \left( \frac{T_0}{T_\infty} \right)^{a+1} - 1 \right], \quad (9.20)$$

де  $\chi_\infty = \chi(T/T_\infty)^a$  - коефіцієнт теплопровідності навколишньої біотканини;

$a$  - деякі константи;

$T$  - температура біотканини.

В рівнянні (9.20) використано наближення однорідного тепловиділення в об'ємі гранули за рахунок поглинання енергії випромінювання, яке виконується при умові  $r_0 < \lambda$ .

Характерний час теплообміну окремої гранули з навколишнім середовищем  $t_l \sim r_0^2 / 4\chi \sim 3,6 \cdot 10^{-7}$  с при  $r_0 = 0,5$  мкм і коефіцієнт температуропровідності біотканини ПЕ  $\chi = 0,00173$  см<sup>2</sup>/с. Для коротких імпульсів при  $t_p < t_l$  під час дії імпульсу практично відсутній теплообмін гранули з оточенням. Це приводить до виконання умови рівномірності температури  $T_0$  по об'єму гранули. При дії імпульсів з  $t_p > t_l$  справедливим є наближення квазістаціонарного теплообміну гранули з оточенням, а температура  $T_0$  усереднюється по об'єму гранули. Рівняння (9.18) з врахуванням (9.19), (9.20) і залежності  $\chi(t)$  має аналітичний розв'язок, який описує нагрівання гранули випромінюванням з  $I_0 = \text{const}$  для двох значень  $a$ :

$$T_0 = T_\infty + \frac{I_0 K_{ab} r_0}{4\chi_\infty} [1 - \exp(-Bt)], \quad a = 0 \quad (9.21)$$

$$T_0 = T_\infty A \frac{A+1 - (A-1)\exp(-BA t)}{A+1 + (A-1)\exp(-BA t)}, \quad a = 1$$

де  $A = (I_0 K_{ab} r_0 / 2\chi_\infty T_\infty + 1)^{1/2}$ ;  $B = 3\chi_\infty / \rho_0 C_0 r_0^2$ .

Припустивши, що до кінця дії імпульсу випромінювання при  $t = t_p$  досягається деяка критична температура гранули  $T_0 = T_{cr}$ , з (9.21) можна знайти вираз для порогової інтенсивності випромінювання  $I_{cr}$ . Наприклад, при  $a = 0$ :

$$I_{cr}(X_2) = \frac{4\chi_\infty (T_{cr} - T_\infty)}{K_{ab} r_0 [1 - \exp(-Bt_p)]}. \quad (9.22)$$

При виконанні умови  $Bt_p < 1$ , еквівалентної умові  $t_p > t_l$ , коли можна знехтувати відведенням тепла від гранули за рахунок механізму теплопровідності за час  $t_p$ , і при  $a = 0$ , розкладаючи експоненту маємо:

$$T_0 = T_\infty + \frac{3I_0(X_2) t_p K_{ab}}{4\rho_0 C_0 r_0}, \quad (9.23)$$

$$I_{cr}(X_2) = \frac{4\rho_0 C_0 r_0 (T_{cr} - T_\infty)}{3K_{ab} t_p}.$$

Оцінювання нагрівання однорідної біотканини без врахування теплообміну можна проводити за формулою

$$T = T_{\infty} + \frac{\alpha_{ab} I_0 t_p}{\rho C}, \quad (9.24)$$

яка випливає з рівняння нагріву речовини  $\rho C \partial T / \partial t = \alpha_{ab} I$  без врахування втрат тепла,

де  $\alpha_{ab}$  – коефіцієнт поглинання біотканиною;

$\rho, C$  – густина і теплоємність біотканини.

Враховуючи, що в шарі ПЕ  $\alpha_{ab} = \pi N_0 r_0^2 K_{ab}$  при сталих параметрах випромінювання ( $I_0, t_p$ ), біотканини і гранул ( $\rho = \rho_0, C = C_0$ ), з (9.22) і (9.23) отримуємо:

$$T - T_{\infty} = (T_0 - T_{\infty}) K_V, \quad (9.25)$$

де  $K_V = 4\pi N_0 r_0^3 / 3$  - коефіцієнт об'ємного заповнення, який визначають як частку об'єму, що займає гранула в одиниці об'єму біотканини;

$N_0$  – концентрація гранул. Пізніше при розрахунках використувалось  $K_V = 0,15$ .

Співвідношення (9.24) показує, що при фіксованій енергії лазерного імпульсу нагрівання всього об'єму біотканини  $T - T_{\infty}$  буде у стільки разів меншим від нагрівання гранул  $T_0 - T_{\infty}$ , у скільки разів об'єм, зайнятий гранулами, менший від загального об'єму біотканини. З іншого боку, при нагріванні об'єму біотканини до деякої порогової температури потрібно затратити в  $1/K_V$  разів енергії більше, ніж при нагріванні гранул до цієї ж температури при селективному поглинанні енергії випромінювання, що пропорційно зменшує порогові енергії, які викликають початок процесів на гранулах.

Як вже зазначалось раніше, досягнення певної температури гранул в результаті дії імпульсу випромінювання може ініціювати фізікохімічний процес, результати дії якого визначаються після закінчення лазерного імпульсу і виражаються станом біотканини (коагульована біотканина, розрив судин, крововиливи, механічне руйнування біотканини та пігментованих гранул і т. д.).

Як показують результати прямих чисельних розрахунків, селективна термоденатурація пігментованих гранул відбувається при нагріванні їх короткими імпульсами випромінювання в інтервалі тривалостей  $1\text{ мс} > t_p > 1\text{ мкс}$  до температур  $T_{og} \sim 350\text{-}360\text{ К}$ , а в інтервалі  $1\text{ мкс} > t_p > 1\text{ нс}$  до  $T_{og} \sim 420\text{-}440\text{ К}$ . Різниця між пороговими температурами для різних  $t_p$  пояснюється тим, що швидкість термоденатурації сильно залежить від температури, і реакція відбувається протягом характерного часу порядку тривалості імпульсу, тобто, чим коротший імпульс, тим вищою повинна бути температура нагріву гранули, що приводить до термоденатурації більше 50% молекул білка в об'ємі гранули.

Як показують результати аналітичних оцінок і прямих чисельних розрахунків, вибухове закипання води у біотканині, яка містить воду що прилягає до поверхні нагрітої випромінюванням гранули, відбувається при нагріванні об'єму гранули до порогової температури  $T_{ov} \sim 900\text{ К}$ . Наявність інтенсивного теплообміну в поверхневому шарі гранули приводить до того, що температура поверхні гранули і сусідніх з нею шарів води складає  $580\text{-}590\text{ К}$ , тобто відповідає температурі вибухового закипання (інтенсивного гомогенного пароутворення) води.

Аналіз експериментальних даних із оптичного пробою різних біотканин і води імпульсами лазерного випромінювання дозволяє зробити висновок про те, що у біотканинах, які містять воду, характерна порогова температура початку оптичного пробою і плазмоутворення  $T \sim 5\text{ К}$ .

Крім розгляду впливу імпульсів лазерного випромінювання на сітківку ока, значний науковий і практичний інтерес викликає дослідження впливу імпульсів на передню ділянку ока. При глаукомі у дорослих хворих в більшості випадків біотканини передньої ділянки ока містять пігментні гранули, які при лазерному опроміненні відіграють роль поглинаючих включень, що полегшує пробій і руйнування (перфорацію) тканинних структур при характерних інтенсивностях  $10^8\text{-}10^9\text{ Вт/см}^2$ .

Таким чином, аналітична модель нагріву сферичної поглинальної гранули імпульсом лазерного випромінювання дозволяє оцінити порогові енергії чи інтенсивності імпульсів випромінювання, що нагрівають гранулу до деяких певних (порогових) температур. Нагрівання об'єму (або поверхні) гранули до порогової температури може викликати такі процеси, як термоденатурацію всередині гранули, вибухове пароутворення у біотканині, яка вміщує воду, оптичний пробій і плазмоутворення. Модель

також дозволяє оцінити нагрів меланопротейінових меланосом та інших гранул і частинок в конкретних умовах експерименту, і можливість реалізації того чи іншого фізико-хімічного процесу, що визначає конкретні результати (коагуляція, суб- чи преретинальний крововилив) впливу випромінювання на біотканину. Порівняння результатів розрахунків з різними експериментальними даними і задовільне узгодження між собою свідчить про достатню точність і надійність розробленої моделі та отриманих на її основі результатів [16].

### **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. В чому полягають фізичні основи лазерного випромінювання?
2. Які методи лазерної діагностики вам відомі?
3. Поясніть принципи розповсюдження випромінювання в багатошарових тканинах.
4. Перерахуйте відомі вам біологічні ефекти, що виникають при взаємодії лазерного випромінювання з тканиною.
5. Що таке біостимуляція?
6. Які вам відомі гіпотези, що пояснюють механізм феномену лазерної стимуляції?
7. Які ефекти виникають після абсорбції випромінювання малої і середньої потужності?
8. Які методи лазерного опромінення ви знаєте?
9. Що являє собою термічний вплив?
10. В яких областях медицини застосовуються лазери?
11. Що таке низькоінтенсивне випромінювання?
12. Що являє собою лазеропунктура?
13. Що таке лазерна літотрипсія?
14. Які лазери застосовують в хірургії, а які в офтальмології

## 10 КОРОТКОХВИЛЬОВА ТА МІКРОХВИЛЬОВА ТЕРАПІЯ

Розроблення нових методів лікування, які базуються на результатах фундаментальних досліджень, є нагальною потребою сьогодення. Квантова медицина та її основна технологія – мікрохвильова резонансна терапія (МРТ) – втілення результатів у практику.

Квантова медицина виникла завдяки відкриттю у 1982 р. під керівництвом професора С. П. Сітька власних характеристичних частот людського організму. Термін “квантова медицина” почали використовувати у 1994р.

За ці роки прийшло усвідомлення значення відкритого явища завдяки синтезу та узагальненню знань не лише в галузі біології та медицини, а й квантової фізики, теорії поля, синергетики, фізики дисипативних систем, кібернетики, фізики й техніки надвисоких частот та ін.

Квантова медицина базується на трьох основних складових:

- фундаментальних дослідженнях у галузі фізики живого, електромагнітних полів та випромінювань біологічних об’єктів;
- технологіях лікування та діагностики;
- апаратному забезпеченні медичних технологій і наукових досліджень.

Одним із фундаментальних положень фізики живого є уявлення про існування власного електромагнітного поля (електромагнітного каркаса) у будь-якого живого організму, включаючи людину, у міліметровому діапазоні електромагнітних хвиль когерентного поля організму. Вперше це поле зареєстрували у прямому експерименті співробітники науково-дослідницького центру (НДЦ) квантової медицини. Таке когерентне поле створюється завдяки електромагнітній активності кожної клітини організму.

Сучасне розуміння механізмів саногенезу МРТ ґрунтується на уявленні, що дія на так звані біологічні зони (точки) поверхні тіла зовнішнього електромагнітного поля міліметрового діапазону наднизької інтенсивності здатна корегувати порушення власного електромагнітного каркаса організму, що сприяє усуненню зумовлених ними метаболічних змін.



МРТ впливає на біохімічні процеси людського організму, нормалізовує метаболізм, не додаючи до нього екзогенних хімічних сполук. Вважається, що поновлений електромагнітний каркас спричинює первинні зміни на молекулярному та субмолекулярному рівнях біологічного об'єкта, а це в свою чергу зумовлює зміни на системному рівні організації, де формуються симптоми та синдроми, які визначають клінічну картину, специфічну для кожного захворювання, але яка діагностується лише на рівні цілісного організму. Іншими словами, дія МРТ реалізовується на тих рівнях біологічної організації, де ще не відбулися зміни. Тобто, МРТ є не специфічним видом лікування загального, нормалізуючого характеру. Саме завдяки цій особливості МРТ ефективна при різних за етіологією патогенезу захворюваннях, а її дія універсальна [61].

Позитивний ефект застосування МРТ доведено при більше ніж 60 різних захворюваннях: травного тракту (виразкова хвороба, гастрит, дуоденіт, запалення жовчних проток); уражень дихальної системи (хронічні бронхіти, бронхіальна астма); патології опорно-рухового апарату (дегенеративно-дистрофічні ураження кісток, суглобів та хребта) тощо. Клінічна ефективність МРТ залежить від віку хворих, характеру паталогічного процесу, стадії захворювання, наявності ускладнень, супутньої патології, ступеня розвитку необоротних органічних змін в органах, характеру та тривалості попереднього лікування. Принципово важливим є те, що МРТ можна використовувати як самостійний метод.

Аналіз результатів експериментальних та клінічних досліджень свідчить, що в реалізації впливу МРТ на відновлення функцій на клітинному та субклітинному рівнях, суттєву роль відіграють мембранні механізми регуляції. Насамперед це стосується модуляції фізико-хімічних властивостей ліпідного матрикса клітинних мембран, від яких значною мірою залежать умови функціонування інтегрованих у ньому білкових комплексів різного функціонального призначення (канальних, рецепторних, іонотранспортних), механізмів пасивного та активного крізьмембранного транспорту іонів тощо. Фізичною передумовою наведених ефектів на клітинному рівні біологічної організації є те, що частоти коливачь внутрішньоклітинних структур близькі до частот, які використовуються у методах МРТ, або збігаються з ними. Це свідчить про спорідненість фізичного фактора впливу і властивостей біологічних

структур, що його сприймають. Крім того, потужність власного електромагнітного поля клітин, яка забезпечує енергоінформаційний обмін між ними, близька до тих, які використовують у технологіях МРТ.

Одним із важливих механізмів, що забезпечує позитивні ефекти МРТ, слід вважати нормалізацію кровообігу у мікроциркулярному руслі: поліпшуються реологічні властивості крові, відновлюється форма мікросудин тощо. Нормалізація мікроциркуляції значною мірою забезпечує відновлення метаболізму в ураженому органі, сприяє усуненню гіпоксії тканин. Якщо врахувати активну реакцію нейроендокринної системи на дію МРТ, стає зрозумілим механізм її знеболювальної та седативної дії [62].

Під час вивчення реакції імунної системи на застосування МРТ при різних захворюваннях, у тому числі й тих, що мають імунодефіцитний компонент, з'ясовано, що при цьому відбувається не тільки відновлення кількісного балансу імунокомпетентних клітин, а й змінюється їх функціональний стан. Уже після першого сеансу значно прискорюються репаративні процеси в уражених органах та тканинах.

Велике значення у механізмах саногенезу, зумовлених МРТ, має модуляція нейрогуморальної регуляції функцій. Доведено, що низькоінтенсивне електромагнітне випромінювання надвисокочастотного діапазону здатне модулювати специфічні функції секреторних ендокринних клітин.

Важливо, що всі перелічені позитивні зміни відбуваються під час лікування хворих з різними за патогенезом процесами, а інтенсивність та спрямованість зазначених змін залежать від вихідного стану пацієнта і значною мірою визначаються наявністю необоротних органічних змін в органах.

Експериментальні дослідження та клінічний досвід дають можливість чітко визначити показання та протипоказання до застосування МРТ при різних формах патології, дати конкретні медичні рекомендації.

Розроблення нових технологій МРТ стало можливим завдяки застосуванню нових видів лікувальної та діагностичної апаратури, новітніх методів діагностики. Відображаючи стан організму пацієнта як цілісної системи у реальному масштабі часу, ці методи діагностики дозволяють оперативно корегувати параметри лікування та оптимізувати лікувальний процес.

Широке використання МРТ у практичній охороні здоров'я, її висока клінічна ефективність, відсутність побічних ефектів та ускладнень, відносна простота, висока економічність методу, можливість використання у режимі монотерапії – все це передумови для формування широкої програми заходів, спрямованих на відновлення здоров'я населення методами квантової медицини.

Реалізація цих заходів повинна передбачати:

- активне впровадження сучасних технологій квантової медицини у практику охорони здоров'я;
- розроблення методичних рекомендацій щодо розширення сфери застосування методів МРТ у клінічній практиці;
- координацію робіт у галузі розроблення та впровадження нових типів лікувальної і діагностичної апаратури для МРТ;
- удосконалення системи метрологічного контролю та стандартизації параметрів апаратури і технологій МРТ;
- підвищення ефективності лікування методами квантової медицини.

Впровадження запропонованих заходів дозволить суттєво підвищити ефективність медичного обслуговування.

Отже, розвиток квантової медицини відкриває широкі можливості. Зокрема, це квантова діагностика, яка дозволяє лікареві за 1 годину обстежити всі органи і системи організму.

На відміну від існуючих і широко розповсюджених методів діагностики (УЗД, гастроскопія, комп'ютерна томографія, метод Фоля, аналіз крові та ін.), які дають інформацію про патологічний процес, що вже сформувався в конкретному органі або системі, квантова діагностика дає можливість кваліфікованому лікареві встановити системні порушення в організмі пацієнта, початкові прояви змін в органах і тканинах аж до аналізу їхнього стану на клітинному і хромосомному рівнях.

Така діагностика при своєчасному втручанні дозволяє попередити розвиток серйозних захворювань, у тому числі й онкологічних. У процесі діагностики пацієнт має можливість побачити стан усіх своїх органів.

Проведена діагностика організму людини виявляє.

1. Основну причину, що викликала порушення стану здоров'я.
2. Функціональні порушення в органах і тканинах ще до прояву хвороби, а також наявність у даний час змін у них і прогноз розвитку існуючого захворювання.

3. Стан імунітету і визначення основних факторів, що впливають на його зниження і способи його відновлення.

4. Наявність онкологічних захворювань сьогодні, у тому числі і перспектив їхнього виникнення в найближчому майбутньому.

5. Дисбактеріоз і дисбіоз кишечника і внутрішніх органів, наявність різних паразитів у кишечнику (аскарид, гостриць, лямблій і ін.).

6. Схильність до захворювання туберкульозом та ін. інфекцій, локалізацію вогнищ стафілокової, стрептокової та ін. інфекцій.

Діагностика також дає можливість індивідуально підібрати найбільш ефективну схему лікування, робити індивідуальний підбір препаратів (аптечних фітопрепаратів, комплексних харчових добавок та ін.), відповідно до виявлених захворювань.

Лікування, що рекомендується, проводиться під контролем лікаря вищої категорії і досвідчених консультантів. Повторна діагностика дає можливість наочно переконатися в правильності й ефективності лікування [62].

Сучасний підхід до лікування більшості хронічних захворювань передбачає відновлення фізіологічних функціональних можливостей імунної системи з нормалізацією імунологічних параметрів, досягненням стійкої ремісії, зникненням або мінімалізацією рецидивів. З цією метою використовують імунобіологічні препарати: інтерферони, інтерфероногени, імуномодулятори полімерного, екзогенного та ендогенного походження.

Однак медикаментозна імунокорекція поряд з безсумнівними перевагами має й недоліки. Можливі прояви ідіосинкразії до препарату, поліклональна активація автоагресивних клонів лімфоцитів, зокрема, використання цитомединів (тималін, тимоптин, тимоген), складають загрозу важкоконтрольованих автоімунних процесів у зв'язку із надмірною стимуляцією Т-лімфоцитів. При застосуванні ліпополісахаридів (пірогенал, продигіозан) можливий розвиток гіперстимуляції В-лімфоцитів й перевантаження макрофагів з підвищеною продукцією імуноглобулінів, внаслідок чого розвиваються імунопатологічні стани, в тому числі хвороба Рейтера. Активна медикаментозна імуностимуляція може призвести до перенапруження, виснаження резервних можливостей, зривів у роботі імунної системи.

Тому в останні роки все більшу увагу в загальній системі імунореабілітації акцентують на можливості природних та преформованих фізичних чинників. Накопичені клініцистами свідчення про імуномодуючі можливості *міліметровохвильової терапії* (*miliwave therapy*), яка використовує електромагнітні хвилі міліметрового діапазону (1-10 мм), що поширюються в просторі, середовищах та тканинах з частотою від 30 до 300 ГГц. Ефективність міліметровохвильової (ММХ) терапії пов'язують із впливом на ушкоджені клітини, які генерують змінені за частотою сигнали. Вважають, що випромінення, взаємодіючи з клітинними мембранами, формує тривало існуючі білкові підструктури, які генерують надвисокочастотні коливання. Ці коливання мають частоту характерну для нормального функціонування і можуть передаватися наступним генераціям клітин. В результаті відбуваються зміни активності ряду ферментів, реакцій вільнорадикального окислення, підвищується проникнення іонів калію, збільшується білково-жировий обмін. Завдяки реалізації цитопротекторного, гемодинамічного, стрес-лімітуючого механізмів, ММХ-терапія має широкий адаптогенно-саногенетичний спектр дії. Виявлено позитивний вплив на суспензійну стабільність клітин крові, антитромбопластичну дію, нормалізацію нейрогуморальної регуляції з ліквідацією дисгормональних порушень, оптимізацію співвідношення перекисного окислення ліпідів та системи антиоксидантів, прискорення процесів репаративної регенерації. Дія міліметрових хвиль на організм підвищує чутливість рецепторів до медикаментозної терапії [61].

ММХ-терапія справляє виражений імунонормалізуючий ефект. Імуномодуляція починається при дії на шкіру, яка є важливим компонентом імунної системи, оскільки бере активну участь в імунному гомеостазі, може виконувати роль органу імуногенезу, як місце імунологічного диференціювання Т-лімфоцитів. Імунокомпетентними клітинами шкіри також визнають клітини Лангерганса, що функціонують як епідермальні макрофаги, і стовщені клітини, які щільно накопичуються в біологічно активних точках. Епідермальні клітини Лангерганса, разом із подібними клітинами лімфоїдних фолікулів селезінки та лімфатичних вузлів визнані основними клітинами Т-лімфоцитарної стимуляції. Вважають, що Т-лімфоцити беруть участь в первинній рецепції міліметрових хвиль. Із шкіри вони здатні дисемінувати у внутрішні органи і знову в шкіру. Завдяки залученню всього організму розвивається не лише

місцевий, але й загальний імуномодуючий ефект. Відбувається функціональне відновлення специфічних рецепторів із зміною величини мембранного потенціалу на різних популяціях імунокомпетентних клітин для гормонів, нейромедіаторів, нейропептидів з подальшою здатністю індукувати зміни в нейронах та гліальних клітинах, здійснюючи і зворотний взаємозв'язок. Під впливом ММХ випромінення включається гіпоталамо-гіпофізарно-надниркова система. Активованій гіпоталамусом гіпофіз, продукує АКТГ, котрий в свою чергу стимулює кору наднирників до синтезу додаткових доз кортикостероїдних гормонів. Проведені дослідження показали, що електромагнітні хвилі міліметрового діапазону викликають націлені на підвищення біологічної активності процеси, що мають загальностимулюючий ефект. Фізіологічна адекватність та різноманітність біологічних ефектів забезпечують широкі можливості його використання для модуляції функціонального стану центральних та периферичних органів і клітин, які будуть брати участь в формуванні імунної відповіді.

**Імунокорегуюча дія** (*immunocorrective effect*) ММХ-терапії проявляється в нормалізації кількісних та якісних показників системи імунітету: відновлюється співвідношення регуляторних субпопуляцій, підвищується початково спресована функціональна активність імуноцитів, знижується рівень автоімунних процесів. Так, після лікування із застосуванням міліметрових хвиль хворих виразковою хворобою шлунку та дванадцятипалої кишки відмічено підвищення кількості Т-лімфоцитів, теофілін- та гістамінчутливих клітин. Знижується кількість клітин-попередників у тесті авторозеткоутворення, а також антитіл до слизової та м'язової тканин шлунку. Зростає активність макрофагів. Крім вищевказаних змін, спостерігали в такій категорії хворих тенденцію до нормалізації В-клітинної ланки імунітету із зниженням рівня IgG та IgA. Застосовуючи надвисокочастотну терапію на біологічно активні точки в комплексному лікуванні хворих із хронічними запальними захворюваннями біліарної системи, відмічається нормалізація вмісту Т-лімфоцитів, Т-супресорів, В-лімфоцитів, зниження сенсibilізації лімфоцитів до тканинного антигену жовчного міхура, печінки, підшлункової залози, зменшення титрів протитканинних антитіл.

Підсумовуючи дані літератури про механізми імунокорегуючого впливу ММХ-терапії, слід звернути увагу на відмічені багатьма авторами властивості:

компенсування Т-клітинного дефіциту, ліквідування активації гуморальної ланки імунітету, зниження рівня автоантитіл та автоімунних процесів. Доведена ефективність використання міліметрових хвиль при лікуванні захворювань, у патогенезі яких суттєве значення мають автоімунні механізми. Суттєвим є також відсутність побічних проявів при їх застосуванні.

Отже, накопичений досвід дозволяє розглядати ММХ-терапію в комплексному лікуванні хворих з порушеннями імунного гомеостазу, як ефективний, безпечний метод, що може складати альтернативу медикаментозним імуномодуляторам.



Рисунок 10.1 – Приклад застосування методу ІХТ при лікуванні опорно-рухового апарата

**Метод інформаційно-хвильової терапії (ІХТ)** дає ефект при лікуванні захворювань серцево-судинної, травної, дихальної, нервової та імунної систем. Прекрасно зарекомендував себе при лікуванні опорно-рухового апарату в період післятравматичної та післяопераційної реабілітації. Яскраві результати отримані при застосуванні ІХТ в лікуванні алергологічних захворювань. У гінекології – при клімактеричних та передменструальних синдромах. ІХТ дає омолоджувальну і тонізуючу дію на людей, чий спосіб життя пов'язаний зі стресами, фізичними та нервовими перевантаженнями. Цей метод не потребує обмеження життєвої активності, абсолютно безболісний, майже

не має протипоказань і сумісний з іншими методами класичного лікування.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. Поясніть принцип мікрохвильової резонансної терапії.
2. Як впливає МРТ на функціональний стан людини?
3. В чому полягають відмінності квантової медицини від класичної?
4. Поясніть механізм імунокорегуючої дії ММХ-терапії.

## 11 ЛІКУВАЛЬНО-ДІАГНОСТИЧНА КВЧ-АПАРАТУРА

Одним з таких нових напрямків в охороні здоров'я є широке застосування медичних комп'ютерних технологій і інформаційних систем, нових методів діагностики, лікування і профілактики хвороб. Наприклад, у наш час існує цілий ряд пристроїв, де застосовуються електромагнітні поля (ЕМП) надвисокочастотного (НВЧ) і крайвисокочастотного (КВЧ) діапазонів для подразнення збудливих структур організму. Так, експериментальними і клінічними дослідженнями встановлено, що КВЧ-терапія стимулює седативні, захисні системи організму, нормалізовує імунний статус, захищає від факторів агресії, сприяє нормалізації місцевих репаративних процесів, тобто спостерігається досить стійкий лікувально-діагностичний ефект [68].

При всіх схемно-конструктивних варіаціях вже існуючої і нової лікувально-діагностичної КВЧ-апаратури контроль фізіологічного стану фактично здійснюється двома методами. Один з них оснований на дослідженні спектрів випромінювання живих клітин (зокрема, клітин крові) за фізичними ефектами взаємодії їх із зовнішньою електромагнітною хвилею (ЕМХ) КВЧ-діапазона на незмінному наборі використовуваних (фіксованих) довжин хвиль: 4,9; 5,6 і 7,1 мм. Оцінювання впливу здійснюється за одним чи декількома функціональними параметрами клітинної суспензії. Для зразків крові це можуть бути її в'язкість, фібринолітична активність, механічна резистивність еритроцитів чи діелектрична проникність у КВЧ-діапазоні. Основним недоліком, поряд з очевидними технологічними й організаційними складнощами, у цьому методі контролю функціонального стану організму є складність визначення кореляції між встановленим ефектом вимірювання і характером захворювання, тому що зміни крові можуть бути наслідком різних захворювань.

Другий метод оцінювання фізіологічного стану організму оснований на властивостях БАТ випромінювати свої власні ЕМХ у інфранизькому, високочастотному і КВЧ-діапазонах. Відзначені вище точки, зони й області є нелінійною (в електричному розумінні) системою, тому при впливі ЕМХ на зазначені області відбувається взаємодія ЕМХ із власним випромінюванням організму в рефлексогенних зонах. Одним з можливих наслідків такої взаємодії є модуляція падаючого КВЧ-випромінювання на



випромінювальній частоті БАТ. Виділення цієї частоти зі спектра модульованої відбитої хвилі, її аналіз, зокрема, вимірювання зміненої частоти чи амплітуди випромінюваного сигналу дозволяє одержати інформацію як про стан організму, так і оцінити відповідні реакції на зовнішні впливи на організм (фізичні поля, фармакологічні засоби, хімреагенти й ін.). Очевидно, що в цьому методі ефективне підсилення відбитого сигналу від біологічного об'єкта (БО) досягається на частотах, що незначно відрізняються від зондуючої.

Наявність власного електромагнітного випромінювання БАТ, його інтенсивність є об'єктивним показником стану організму. Разом з тим, показані труднощі реєстрації цього випромінювання при прямому вимірі через його малість. За способом реалізації відбитих від БО сигналів другий метод має два варіанти: а) біооб'єкт опромінюється строго монохроматичним сигналом, після взаємодії з БО сигнал збагачується, обробляється в перетворювачі частоти, а інформативний сигнал низької (різницевої) частоти на навантаженні перетворювача є сигналом БО; б) інформативний сигнал витягується на зондувальній терапевтичній частоті (4,9; 5,6 чи 7,1 мм) і з аналізу амплітудно-частотної характеристики перевідбитого сигналу визначають стан БО, ефективність і спрямованість терапевтичної процедури. Природно, що в одному й іншому варіантах необхідно використовувати відповідне складне високочутливе радіоелектронне апаратне забезпечення у НВЧ і КВЧ-діапазонах, що дозволяє реєструвати відгук БО на рівні зондуючих сигналів порядку  $10^{-14}$ - $10^{-10}$  Вт, що, як встановлено, є найбільш ефективними в діагностичному відношенні.

### **11.1 Апаратна база КВЧ-терапії**

В наш час можна вважати завершеним початковий етап (1988 – 1996 рр.) дослідження, розробки і клінічного випробування апаратури КВЧ-терапії першого покоління, що базувався на моночастотному і немодульованому електромагнітному випромінюванні (ЕМВ) нетеплової інтенсивності. Типовим прикладом схмотехнічного і конструктивного виконання даного типу апаратів 1-го покоління КВЧ-терапії можна назвати установки виду "Явь", "Электроника КВЧ" і ін.

Перехід до функціонально більш гнучких апаратів КВЧ-терапії другого покоління (її проектування і схмотехнічна реалізація з

урахуванням поточної "відповіді" організму на опромінення по основних фізіологічних показниках) здійснюється вже через біотехнічну кібернетичну систему "пацієнт-апарат", де КВЧ-апарат виступає важливою ланкою системи. Це припускає формування нових тенденцій концепції системного і схемотехнічного рішень апаратури КВЧ-терапії. По-перше, необхідно з безлічі фізіологічних показників "відгуку" вибрати найбільш ефективний, наприклад, серцеві біоритми, зміни в крові, чи ритми головного мозку (ГМ). По-друге, необхідно, щоб режим терапії в апараті був сумісний з режимом діагностики і функціонального контролю стану організму. Зокрема, в апаратах КВЧ-терапії другого покоління вже реалізовується широкодіапазонне переналагодження частоти ЕМВ з автоматичним пошуком специфічної резонансної частоти біооб'єкта за відповідними реакціями пацієнта і з наступним терапевтичним впливом на цій частоті. При цьому інтенсивність використовуваного ЕМВ складає 3-10 мВт/см<sup>2</sup>, діапазон терапевтичних частот (ДТЧ) дорівнює: 53,4...53,7 ГГц; 56...57 ГГц; 61. ..62 ГГц, а контроль відповідної реакції пацієнта, найчастіше, фіксують через появу в потиличних відведеннях високоамплітудних альфа- чи бета-ритмів. Як правило, цей сигнал високоамплітудного альфа-ритму надходить у систему керування з частотою генератора ЕМВ КВЧ.

Іншим варіантом конструктивного виконання апаратури КВЧ-терапії II-го покоління є використання впливу на живий організм ЕМВ не частини, а всього міліметрового діапазону довжин хвиль, тобто ЕМВ з частотами коливань від 30 до 325 ГГц і вище (апарат "Минитаг"), причому рівень випромінюваної потужності в кожній частотній точці міліметрового діапазону не перевищує 1 мкВт. Вище відзначалося, що вплив на точки акупунктури - біологічно активні точки — фізичними полями нетеплової (біоінформаційної) інтенсивності досить широко використовується у фізіотерапії. При цьому, як правило, використовується одна з варіацій ЕМП:

а) поле змінного електричного струму з частотою до 15...20 ГГц;

б) КВЧ ЕМВ;

в) імпульсне магнітне поле, що звичайно модулює імпульсами з частотою заповнення пакетів до 50...100 МГц. Кожен з названих вище впливів досить добре відомий й окремо привносить терапевтичний ефект на своєму "ієрархічному" біологічному рівні. Природно, виникає питання про сумісний вплив цих трьох факторів одночасно на БО з метою досягнення

терапевтичного ефекту, його підсилення. Такий метод комплексного впливу варіацій ЕМП на БО одержав назву об'єднаної рефлексотерапії.

На базі методу об'єднаної рефлексотерапії в наш час реалізуються найбільш досконалі в схемотехнічному і конструктивному плані пристрої КВЧ-терапії II-го покоління. У цій апаратурі рефлексотерапії застосовується локальне опромінення тіла пацієнта модульованим ЕМВ (довжина хвилі 7...8,5 мм), постійним магнітним полем і змінним електричним полем зі спеціально підібраними режимами і параметрами. В цілому, що стосується механізму терапевтичного впливу при об'єднаному методі впливу на БО, то ЕМВ КВЧ, відповідно до існуючих концепцій (Н. Д. Дев'яткова, М. Б. Голанда й ін.), діє на організм на клітинному і субклітинному рівнях; низькочастотне електричне поле (струм) впливає на поляризаційному рівні, а вплив магнітного поля оцінюється на системному рівні. До того ж, ефективність сполученого впливу підсилюється при використанні в апараті ЕМВ КВЧ з електричним полем і застосуванні частоти модуляції пропорційній частоті пульсації крові в кровоносних судинах. Основу схемо-конструкторського рішення апарата об'єднаної рефлексотерапії складає випромінююча система, що містить хвилеводний рупор зі співвісним діелектричним стрижнем, що закінчується кільцевою магнітною насадкою.

Основні недоліки сполученого варіанта апаратури КВЧ II-го покоління проявляються в тому, що, по-перше, просторові випромінювання БАТ як з точки зору прийому сигналу КВЧ-впливу, так і власного випромінювання, відрізняється широкополосністю, що значно ускладнює реєстрацію "відгуку" БО на об'єднаний вплив (потрібна складна високочутлива радіоелектронна апаратура, комбіновані методи обробки сигналу з перенесенням частот і ін.). По-друге, проведені експериментально-теоретичні дослідження при прямому опроміненні відкритого органу живого БО показали, що майже всі резонансні частоти клітинних структур відносяться до УФ і ІЧ-діапазонів (соматична клітина, мітохондрії, нуклеосоми й ін.), а до НВЧ і КВЧ-діапазонів відносяться частоти інтерфазної хромосоми, ДНК і ряд інших, тобто виявляються в основному на генному рівні.

Таким чином, апарати об'єднаної рефлексотерапії II-го покоління не цілком охоплюють весь широкий спектр резонансних частот клітин і субклітинних структур.

## **11.2 Основні тенденції розвитку методу об'єднаної рефлексотерапії**

Відомо, що медична лазерна техніка (МЛТ), яка в останні 5-8 років отримала значний розвиток, має можливість випромінювати ЕМП як в УФ-так і в ІЧ-діапазонах. Численні експериментальні і клінічні дані свідчать про енергетичну активність клітинних мембран, активації ядерного апарату системи ДНК-РНК-білок, біосинтетичних процесів, збільшення поглинання тканинами кисню, активації окислювально-відновних процесів, збільшення біоенергетичного потенціалу клітини під дією лазерного випромінювання (ЛВ).

Крім того, безпосередньо ЛВ і продукти, які виникають в результаті описаних вище ефектів, впливають на нервові кінцівки і опосередковано - на нервову систему в цілому. Отже, в організмі виникають відповідні нервово-рефлекторні і нервово-гуморальні реакції, активується симпато-адреналінова і імунна системи, які ініціюють комплекс адаптаційних і компенсаторних реакцій у БО, спрямованих на відновлення гомеостазу. Таким чином, під дією ЛВ відбуваються зміни, що реалізуються на всіх рівнях організації живої матерії [63].

1. Субклітинному: виникнення збуджених станів молекул, утворення вільних радикалів, збільшення швидкості синтезу білка, РІЖ, ДНК, зміна кисневого балансу й окислювально-відновних процесів.

2. Клітинному: змінюється заряд електричного поля клітини, змінюється потенціал мембрани клітини і т. д.

3. Тканинному: змінюється рН міжклітинної рідини, змінюється мікроциркуляція.

4. Органному: нормалізовується функція будь-якого органа.

5. Системному: виникнення зворотних комплексних адаптивних нервово-рефлекторних і нервово-гуморальних реакцій з активацією симпато-адреналінової і імунної систем.

Розглянуті вище механізми відповідних реакцій БО при впливі на нього ЛВ, дозволяють припустити, що об'єднавши апаратні засоби КВЧ-терапії і МЛТ у конструктивно єдиному пристрої, можна створити установку об'єднаної фізіо-рефлексотерапії з новими, більш розширеними, функціональними властивостями в порівнянні з апаратами КВЧ-терапії II-го покоління.

На рис. 11.1 подана структурна схема реалізації системи сполученої фізіо-рефлексотерапії, яку можна розглядати як один з можливих варіантів практичної реалізації апаратури резонансно-хвильової, інформаційно-польової терапії III-го покоління. Головними елементами запропонованої структури комплексу є об'єднання апаратних засобів за схемою КВЧ+ЛВ або ЛВ+КВЧ. Поєднання КВЧ+ЛВ істотно відрізняється від комбінації ЛВ+КВЧ тим, що в останній КВЧ-випромінювання є модулюючим для ЛВ.

У об'єднанні типу КВЧ+ЛВ – модулюється КВЧ випромінювання й існує блок пошуку оптимальної частоти пацієнта (БПОЧ).

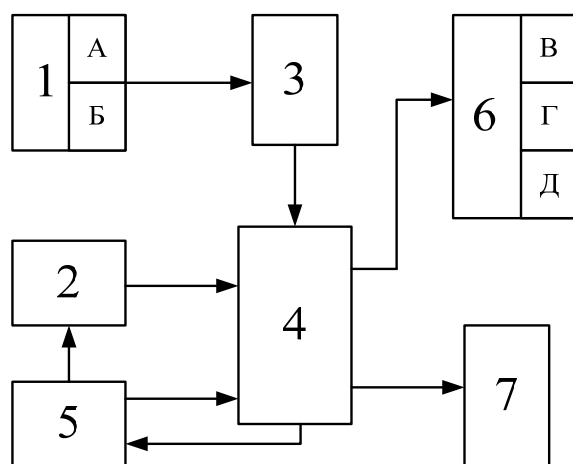


Рисунок 11.1 – Варіант реалізації структури типу КВЧ+ЛВ

1А – блок ЛВ діапазону УФ; 1Б – блок ЛВ діапазону ІЧ; 2 – блок генератора КВЧ; 3 – комутатор ЛВ діапазонів; 4 – біооб'єкт; 5 – блок пошуку оптимальної частоти; 6 – блок реєстрації динамічного відгуку БО, (6В – реєстрація альфа-ритму); (6Г – реєстрація кардіограми); (6Д – реєстрація опору БАТ у зв'язаному меридіані); 7 – блок аналітичної реєстрації відгуку БО

Відмінні риси структури типу ЛВ+КВЧ ілюструються на рисунку 11.2.

Новим у розвитку апаратних засобів об'єднаної рефлексотерапії III-го покоління також можна вважати комбінацію зовнішніх польових впливів типу: вплив КВЧ ЕМВ на БАТ + дистанційний (безконтактний) вплив на БО змінним полем НЧ (15...20 Гц) + локальний вплив імпульсним магнітним полем + введення в БО активного інформаційного препарату. В цьому випадку структурна схема пристрою об'єднаної рефлексотерапії має такий вигляд (рис. 11.3)

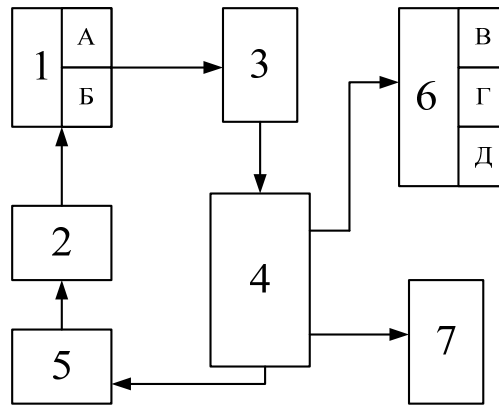


Рисунок 11.2 – Варіант реалізації структури ЛВ+КВЧ

Ще більш глибокий лікувальний ефект досягається, якщо в розглянутій на рис. 11.3 системі фізіорефлексотерапії додатково створити ще режим “біжучого електромагнітного поля” низької частоти.

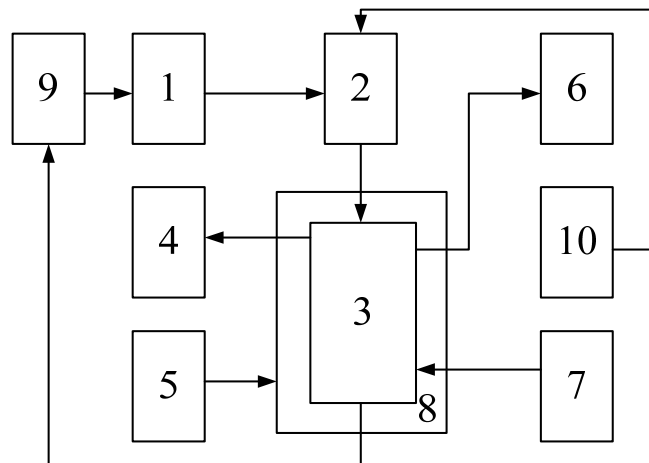


Рисунок 11.3 – Багатоплановий варіант системи об’єднаної рефлексотерапії:

1 – переналагоджуваний (полічастотний) на "терапевтичних" частотах генератор КВЧ; 2 – сканувальний пристрій; 3 – біооб’єкт (пацієнт); 4 – блок пошуку оптимальної частоти для конкретного пацієнта; 5 – джерело безконтактного впливу постійним магнітним полем на БО; 6 – автоматизований багатоканальний пристрій реєстрації біопотенціалів БАТ пацієнта; 7 – блок введення активного (інформаційного) препарату, що збільшує ступінь впливу КВЧ-випромінювання на БО; 8 – екранувальний пристрій; 9 – блок модуляції КВЧ частотою пропорційній частоті пульсації крові в судинах пацієнта; 10 – блок керування пристроєм сканування

БО; 6 – автоматизований багатоканальний пристрій реєстрації біопотенціалів БАТ пацієнта; 7 – блок введення активного (інформаційного) препарату, що збільшує ступінь впливу КВЧ-випромінювання на БО; 8 – екранувальний пристрій; 9 – блок модуляції КВЧ частотою пропорційній частоті пульсації крові в судинах пацієнта; 10 – блок керування пристроєм сканування

Структурна схема такої системи представлена на рис. 11.4. Функціональне призначення блоків 1; 2; 3; 4; 7; 8; 9; 10 – аналогічні блокам вище розглянутої структурної схеми (рис. 11.3).

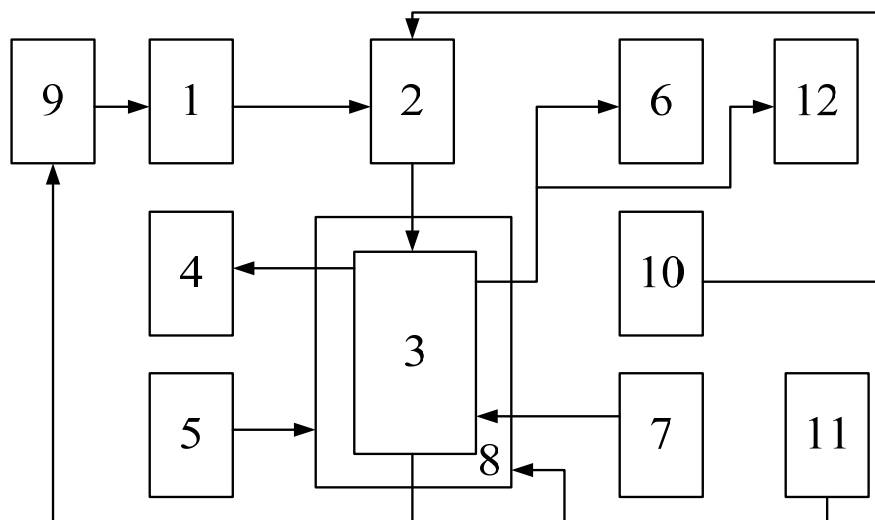


Рисунок 11.4 – Структурна схема пристрою об'єднаної багатопланової КВЧ-терапії: 5 – блок формування біжучого електромагнітного поля; 6 – блок реєстрації динамічного відгуку БО у вигляді електрокардіограми; 11 – блок введення активного препарату речовинного характеру; 12 – реєстрація відгуку БО у вигляді електрогістограми

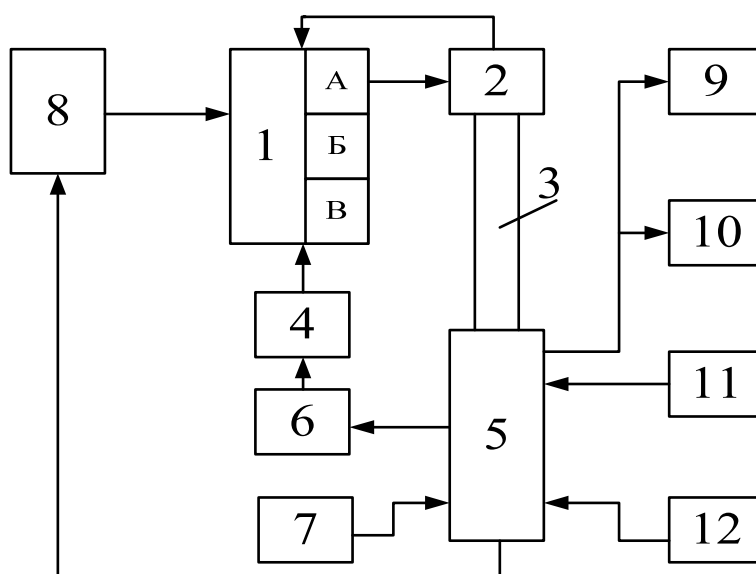


Рисунок 11.5 – Структурна схема пристрою: 1 – світлодіодна матриця; 1А, Б – світлодіоди видимого світла; 1В – світлодіоди ІЧ-діапазону; 2 – комутатор; 3 – ВОЛЗ; 4 – генератор КВЧ; 5 – біооб'єкт; 6 – блок БПОЧ пацієнта; 7 – блок постійного магнітного поля; 8 – блок керування частотою випромінювання матриці 1, пропорційний частоті пульсації крові пацієнта; 9 – блок реєстрації відгуку БО; 10 – блок реєстрації відгуку БО через параметр рН; 11 – блок введення активного "інформаційного" препарату; 12 – блок введення активного препарату "речовинного" характеру

Вище відзначалося, що хоча лазерна рефлексотерапія має в наш час і широку гаму апаратів, відпрацьовані методики, і практично цей метод став рутинним у медичній практиці, у той же час основним недоліком МЛТ є їхня висока вартість.

У зв'язку з цим на рис. 11.5 поданий варіант структурної схеми пристрою, у якому як випромінювачі у видимому діапазоні довжин хвиль (660 нм, червоний), (590 нм, жовтий), (567 нм, зелене світло) і на довжинах хвиль ІЧ (870, 930 нм) застосовуються більш дешеві світлодіодні випромінювачі (СДВ). Такий підхід є правомірним, тому що в природі фактично не існує природних (не синтезованих) монохроматичних джерел, і тому цілком можна очікувати, що випромінювання від СДВ також “сумісне” з фоточутливими мембранними білками клітин.

1. Сканувальний пристрій. Конструктивно виконується у вигляді електрично керованої конформної смужкової антенної ґратки (АГ), що дозволяє здійснювати вузьконаправлене сканування і реалізовувати необхідний, за процедурою терапії чи умовами діагностування, об'ємний розподіл ЕМП в біооб'єкті.

2. Об'єднання засобів КВЧ+ЛВ; ЛВ+КВЧ. Забезпечує значно більш “розширений” за частотним діапазоном варіант відомого в КВЧ-терапії полічастотного опромінення біооб'єкта за допомогою одного переналагоджуваного генератора КВЧ, чим при використанні декількох генераторів КВЧ із різними частотами генерації.

3. Блок пошуку оптимальної частоти. Функціонально призначений визначити частоту електромагнітного випромінювання, при якій біооб'єкт максимально поглинає падаючу електромагнітну хвилю. Для кожного пацієнта ця частота є індивідуальною і залежить від багатьох факторів – від стану шкіряного покриву, водного балансу в організмі, віку і т. д. Як правило, весь спектр індивідуальних частот пацієнтів укладений в інтервалі від 49,7 ГГц до 62,3 ГГц.

4. Динамічний відгук БО. Функціонально цей блок повинен виявити відповідну реакцію (відгук) БО на ЕМГ вплив, за допомогою спостереження за непрямыми змінами параметрів тієї чи іншої фізіологічної системи через реєстрацію їх апаратними засобами (наприклад, електрокардіограм, енцефалограм і ін.).

5. Аналітичний блок реєстрації відгуку БО. Призначений визначити ступінь відгуку БО на ЕМВ-вплив після певної кількості процедур,



наприклад, після 10-20 сеансів об'єднаної КВЧ-терапії. Найчастіше порівнюють результати аналізу крові до початку і після процедур, вимірювання рН в крові.

6. Активний інформаційний препарат. Спеціально оброблені гомеопатичні водні розчини великого ступеня концентрації, що мають власну "пам'ять". Прийнята пацієнтом доза такого водного розчину сприяє більш інтенсивному поглинанню ЕМВ, зокрема, через біологічно активні точки і через зони Подшіб'якіна і Захар'їна-Геда.

7. Світлодіодна матриця. Конструктивно містить світлодіоди видимого діапазону вимірів (червоний, жовтий, зелений) і 2 СДВ інфрачервоного діапазону ( $\lambda_1=870$  нм,  $\lambda_2=930$  нм). Довжина хвилі 660 нм максимально наближена до діапазону випромінювання гелій-неонового лазера, випромінювання якого, як відомо, підвищує проникненість лікарських препаратів. Довжина хвилі 590 нм наближена до випромінювання лазера на парах міді; жовте світло тонізуюче впливає на ШКТ. Довжина хвилі 567 нм наближена до випромінювання криптонового лазера; зелене світло седативно впливає на нервову систему. Почергове підключення СДВ здійснюється через комутатор.

8. Багатопланова КВЧ-терапія. Функціонально найбільш повний варіант об'єднаної фізіо-рефлексотерапії III-го покоління, у якому на біооб'єкт одночасно на тлі польових випромінювань (КВЧ і лазерного) діють збурення інформаційного і речовинного характеру, а реєстрація відгуку БО на сумарний вплив ведеться як у масштабі реального часу, так і з циклічною часовою періодичністю.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. В чому полягає принцип КВЧ-терапії?
2. Основні властивості апаратної бази КВЧ-терапії.
3. В яких частотних діапазонах здійснюється КВЧ-терапія?
4. На яких рівнях організації живої матерії здійснюється вплив лазерного випромінювання?
5. В чому різниця між структурами КВЧ+ЛВ і ЛВ+КВЧ?
6. Поясніть роботу систем об'єднаної рефлексотерапії (рис. 11.5).

## 12 ОЗОНОТЕРАПІЯ

Одним із перспективних напрямків сучасної медицини є озонотерапія, що використовує високу окислювальну здатність озону і атомарного кисню, що утворюється при його розпаді. Перші повідомлення про застосування озону з лікувальною метою з'явилися в 30-ті роки нашого сторіччя, коли професор Є. Пайр застосовував озон при лікуванні менінгіту. Досить висока ефективність застосування озонотерапії в клінічній практиці встановлена при ряді патологічних процесів і захворювань: опіках, язвах, пролежнях та гнійно-трофічних процесах, у випадках порушення магістрального периферійного кровообігу при гострій крововтраті, в онкології, кардіохірургії, захворюваннях верхніх дихальних шляхів і легенів, інфекційних, особливо вірусних, захворюваннях, в дерматології [64, 65].

Лікувальну дію озону можна пояснити в рамках таких механізмів [65]: патогенетичний ефект озонотерапії визначається високим окислювально-відновлювальним потенціалом озону, великими швидкостями реакцій з білками, жирами, вуглеводами; взаємодія озону з кров'ю супроводжується підвищенням напруги кислоти  $\text{PO}_2$ , підсилення кисневозалежних процесів, пов'язаних з виробленням та утилізацією енергетичних субстратів, дисмутацією кисневих радикалів, активацією імунотоксичних систем, дезінтоксикаційних механізмів; на рівні цілісного організму відбувається оптимізація центральної та системної геодинаміки, дихання, покращення периферійного кровообігу, підвищення імунотоксичного статусу.

Носієм озону виступають газові потоки, іонні розчини (фізіологічний розчин), 5%-ковий розчин глюкози, різні кровозамінники, мазі, рослинні олії. В цьому випадку діючий початок – озон та активні форми кисню, що утворюються при контакті з носіями.

*Озонова інгаляція.* Цей вид процедур застосовується з використанням апарату для місцевої дарсонвалізації [67]. Спеціалісти Нижньогородського медінституту [77] запропонували конструкцію, яка допускає роботу інгалятора сумісно з апаратом «Іскра-Г». На рис. 12.1 наведена схема інгаляційного впливу озоноповітряною сумішшю. Достатність концентрації озону перевіряють йодно-крохмальним папірцем.

Позитивний ефект даного методу спостерігали при грипозних станах, ларингітах, фарингітах.

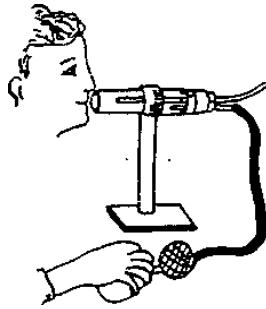


Рисунок 12.1 – Пристрій для інгаляційного впливу озонованим повітрям з використанням вакуумного електрода від апарата для місцевої дарсонвалізації

*Озонові ванни* вперше запропоновані А. І. Сеппо для лікування опікових хворих [69]. Схему установки, створеної А. Ю. Верес та В. І. Зайцевим [77] ілюструє рис. 12.2.

Процедура лікування така. Поміщеного у ванну хворого накривають поліетиленовим покриттям. Потік кисню, що входить в озонатор, не перевищує 4-10 л/хв. За допомогою потужної вентиляторної установки з-під покриття повністю видаляють озон, його запах не повинен відчуватися в приміщенні.

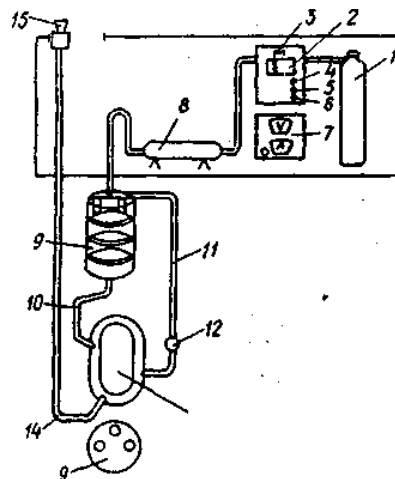


Рисунок 12.2 – Схема установки для проведення озонових ванн:

1 – кисневий балон; 2 – ротаметр; 3 – манометр; 4 – кнопка включення озонатора; 5 – кнопка включення насоса, що забезпечує рециркуляцію озонованої рідини між змішувачем та ванною; 6 – кнопка включення витяжної вентиляції; 7 – пульт управління озонатора; 8 – озонатор; 9 – змішувач озону з циркулюючою рідиною; 10 – патрубок для подачі озонованої рідини із ванни в змішувач; 11 – трубопровід рециркуляції; 12 – кран відкриття системи рециркуляції; 13 – ванна; 14 – витяжна вентиляційна труба; 15 – витяжний вентилятор

*Підшкірне введення озону* [64, 65]. З високою ефективністю підшкірні ін'єкції озону застосовувалися ще в 1935 – 1936 рр. Є. Пайром та Р. Аубургом, які працювали з концентраціями озону порядку 1-2 г/м<sup>3</sup>. Особливо хороші результати були досягненні при лікуванні фурункульозу. А. А. Павлоковець в 1970 – 1975 рр. застосував цю методику для лікування хворих з різними порушеннями місцевого кровообігу, проктологічними й шкірними захворюваннями. Поряд з місцевим впливом відзначена позитивна динаміка і з боку всього організму, що виражається в підвищенні працездатності, покращенні самопочуття, зменшенні стенокардічних та гастритних явищ, покращенні нервово-психічного стану. Г. Армелін [64] запропонував проводити цілеспрямовану ін'єкцію озону в акупунктурних точках. Болезаспокійлива дію озону, поліпшення трофіки клітин, здатність їх до регенерації настає швидко і надовго. Поєднання голковколуювання та озонотерапії супроводжується їх взаємним потенціюванням, викликаючи не лише новий імпульс енергетичної циркуляції за рахунок голковколуювання, але й її підтримання за рахунок озонотерапії, утилізації кисню. Перевагою підшкірного введення озону є можливість його введення уздовж лінії медіани, не добиваючись абсолютної точності ін'єкції, що потрібна для голковколуювання, оскільки при вприскуванні легко розподілювальний газ завжди досягає обраної точки.

Таким чином, технологічно *процес озонотерапії (ozone-therapy process)* складається з таких основних етапів: одержання озонокисневої суміші; подачі газу до біологічного об'єкта впливу, що поміщений в ізольований робочий об'єм; забезпечення необхідного часу контакту газового середовища з біологічним об'єктом; підтримки в період впливу заданої концентрації озону в газовому середовищі; відведення з робочого об'єму та утилізація відпрацьованої газової суміші.

## КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ

1. В чому полягає принципи озонотерапії?
2. Медичні аспекти застосування озонотерапії.
3. Поясніть принцип і метод застосування озонових ванн.
4. Поясніть механізм впливу озону на БТА.

## 13 ВИСОКОТОНОВА ТЕРАПІЯ

### 13.1 Природа високотонової терапії

**Високотонова терапія** (*high-tone therapy*) – новий крок, нова концепція в області електротерапії. Традиційна електротерапія надає стимулюючу дію на нерви та м'язи. Основна мета високотонової терапії – це безпосередній вплив на метаболізм клітин.

Відмінності можна визначити у трьох напрямках: в ефектах, технології та практичному застосуванні. Відмінності в даних ефектах обумовлені двома основними механізмами високотонової терапії: по-перше, енергія постачається в організм і при цьому відбувається підвищення енергії клітинного потенціалу. По-друге, відбувається осциляція (коливання) клітинних структур та нормалізується метаболізм.

У 1935 році Siegfried Коерпен задумався про можливості використання високочастотної терапії. Цю теорію продовжив Доктор Hans-Ulrich May. З 1988 року він активно вивчає різні методики, при цьому отримуючи різночудні ефекти. У наш час його по праву вважають «батьком» сучасної високотонової терапії.

Надходження енергії в організм здійснюється шляхом активації клітин та відновлення нормальних функцій організму. Створення резонансів необхідне для того, щоб змусити клітини та структури тканини коливатися з метою поліпшення метаболічних процесів та зменшення болю [74].

Високотонова терапія здійснюється в частотному діапазоні від 4,096 до 32,768 Гц: більш ніж 3 октави в 72 чвертьтонового кроку в 1 секунду. Тони в трьох октавах такі ж, як і ті, що використовуються у звичайній музиці.

Ці високотонові частоти від 4,096 до 32,768 Гц проходять через організм у формі електричних полів, які змушують заряджені частинки коливатися. Частоти коливання приводять в резонанс молекули та клітинні структури. Різні частоти активують структури різного розміру. З цієї причини важливим моментом є використання широкого спектра частот (рис.13.2).

Колівання різних частинок в тканинах призводить до множинних ефектів. Один з них – стійке збільшення розповсюдження поранення

больових і запальних імпульсів, що надає позитивну дію на рух живильних та відпрацьованих субстанцій.

Таким чином, результатом є поліпшення метаболічних процесів, послаблення та зменшення больових симптомів. Порогові криві електрочутливості показують, яку кількість енергії можна передати в клітини. Високі частоти дозволяють передати стільки енергії, скільки людський організм може сприйняти.

Мета високотонової терапії – перемістити максимальну кількість енергії, яку може сприймати організм людини. Це може бути досягнуто за допомогою використання високих частот. Високочастотна терапія працює з діапазоном частот від 4,096 до 32,768 Гц. Понад 5000 мВт надходить безпосередньо в організм.

При високотоновій терапії спостерігається збільшення кількості та розміру мітохондрій, які називаються "енергетичними" субстанціями організму (рис. 13.1).

Сприйняття енергії здійснюється двома шляхами: перший - локально, безпосередньо в області впливу, другий – одночасно з цим впливом на весь організм.

Вплив на весь організм – це дуже важливий момент. Зростає резистентність всього організму до впливу негативних факторів навколишнього середовища [74].

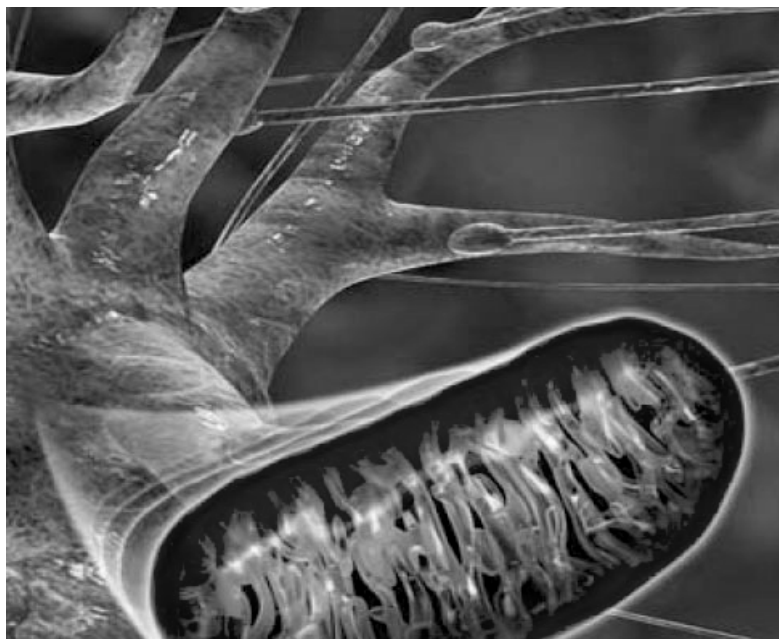


Рисунок 13.1 – Модель мітохондрії

## РЕЗОНАНСНИЙ ФЕНОМЕН

Застосування електричного  
альтернативного поля

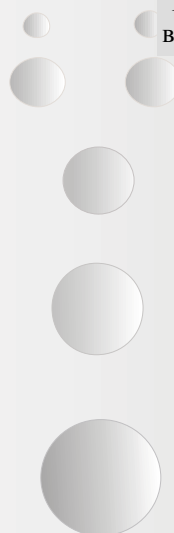
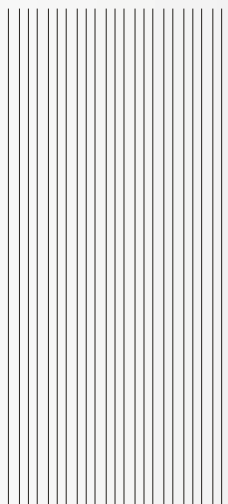
16 кГц (16 тис. коливань в сек.)

Заряджені частинки  
(молекули, клітинні  
структури) різного розміру  
без впливу електричного  
поля (природний стан)



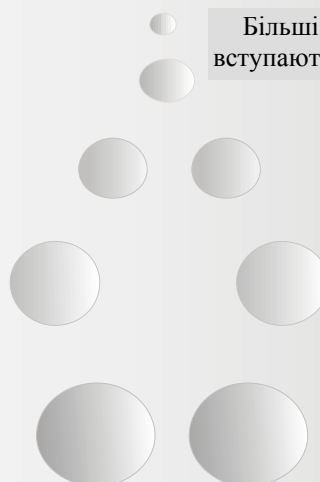
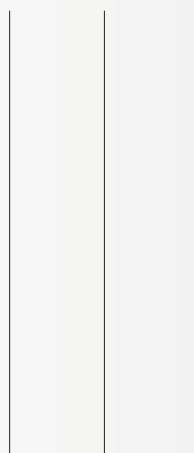
## РЕЗОНАНС: ЗБІЛЬШЕННЯ ЧАСТОТИ

32 kHz



Найменші частинки  
вступають в резонанс

8 kHz



Більші частинки  
вступають в резонанс

Рисунок 13.2 – Резонансний феномен

З технічної точки зору, класична електротерапія являє собою модуляцію амплітуди. Інтенсивність струму модулюється, але частота залишається постійною. Електротерапія використовує модулюючі частоти від 0 до 200Гц в нижньому діапазоні і понад 4000 Гц в середньочастотному діапазоні.

У високотоновій терапії амплітуда та частота модулюються одночасно. Чим вища частота, тим більша кількість енергії може бути передана відповідно до індивідуальної порогової кривої електрочутливості пацієнта.

Від звичайної електротерапії високотонова терапія відрізняється за двома основними показниками:

Класична процедура електротерапії має тривалість від 5 до 10 хвилин, а високотонова терапія –протягом 60 хвилин.

У класичній електротерапії, як правило, використовується один канал і два електроди. У високотоновій терапії, при одночасному використанні 4 паралельних каналів, накладається як мінімум 10 електродів [74].

Пацієнти з різними проявами больового синдрому (біль в колінному суглобі, попереково-крижовому відділі хребта, шийному відділі хребта, при болю в плечовому суглобі і т.д.) відзначають значне полегшення, яке не досягалося звичайними терапевтичними методами.

Також відзначається швидка мобілізація і відновлення необхідної сили у працюючих пацієнтів. Люди у похилому віці відчують приплив енергії і підвищення життєвої активності.

Від 70 до 80% всіх пацієнтів відчують значне полегшення або навіть повне звільнення від болю в цілому після першого лікування.

## **13.2 Апаратура для високотонової терапії**

### **- НіТоР® 184**

Чотириканальний пристрій для проведення високотонової терапії. НіТоР® 184 можна використовувати при досить широкому спектрі показань. Деякі з них – біль в колінному суглобі, біль в тазобедренному суглобі, біль при шийно-хребетному синдромі, біль в попереку, больовий синдром в плечовому суглобі, мігрень, хвороба Бехтерева, пролежні, остеопороз, ожиріння. Крім того – ахіллодинія, поліневропатія, епіконділіти та інші успішно піддаються лікуванню.



Терапевтичний ефект тут виходить не електричним подразненням м'язів та нервів, а перетворенням електричного імпульсу в різні внутрішньоклітинні біохімічні та біофізичні реакції. Використання унікальних частот викликає резонансні коливання всередині клітин пацієнтів, що в подальшому викликає терапевтичні зміни як на внутрішньо-, так і на надклітинному та тканинному рівнях. Одночасний вплив на причину та симптом дає хороші результати при застосуванні даного виду терапії. Паралельно із впливом на множину больових синдромів даний прилад також використовується для загального оздоровлення всього організму. Крім використання в медичних цілях НіТоР® 184 оснащений широким вибором програм для фітнесу, що робить можливим використання його у спортивній медицині.

#### **- НіТоР® 182**

Двоканальний прилад для лікування больового синдрому, місцевого призначення. НіТоР® 182 оснащений тим же діапазоном програм, що й НіТоР® 184, відмінністю його є те, що цей прилад двоканальний. Прилад характеризується дуже простим керуванням та невеликими габаритами, апарат портативний.

#### **- НіТоР® 181**

Прилад для лікування больового синдрому. Цей прилад розроблений спеціально для домашнього застосування. Прилад передається пацієнту і пацієнт виконує все призначення самостійно. Кількість процедур обмежена і програмується від НіТоР® 184 шляхом ІР впливу. Після завершення призначених процедур пацієнт повинен повернути прилад лікарю для перезарядки і зміни програми, з урахуванням діагнозу. Прилад одноканальний. Вплив на причину і симптом здійснюється послідовно.

#### **- НіТоР®**

#### **BodyBeauty 172**

Нове рішення для досягнення успіху при формуванні красивого тіла і загального оздоровлення організму. НіТоР® BodyBeauty 172 – це прилад, який був спеціально розроблений для успішного виконання високотонної терапії в області косметології. Широко використовується в салонах краси і спортивних центрах.

#### **- HiToP®**

##### **PowerStim 142**

HiToP® PowerStim 142 прилад спеціально розроблений для використання в області спортивної медицини та реабілітації. Широко використовується в спортивних центрах та фітнес-клубах. Оснований на успішному застосуванні високоточної терапії, розробленої доктором Мейєм. HiToP® PowerStim 142 – призначений для тренування м'язових груп. Процедури можливо проводити по чергово завдяки використанню двох каналів.

### **13.3 Високоточна апаратура для електростимулюючої та ультразвукової терапії**

#### **- Neurosan 50**

Низькочастотний прилад для електростимуляції. Neurosan 50 є альтернативою серед приладів для електростимулюючої терапії. Крім застосування низькочастотної електротерапії він може бути доповнений приладом для вакуумного відсмоктування Neurosan та приладом для ультразвукової терапії Sonosan.

Включає: струм для м'язів, шкіри і захворювань нервової системи; електрофорез і topwater електрофорез для лікування гіпергідрозу; три стандартних хвилеподібних струми: гальванізація GALV імпульсна гальванізація IG30 та ультрастимулюючий струм UR.

Neurosan 50 також дозволяє комбінувати роботу з приладом для вакуумної терапії Neurovac та з приладами для ультразвукової терапії Sonosan 50 і Sonosan 100.

Можливе застосування 6-ти додаткових хвилеподібних струмів: TENS, пороговий струм aSL і aS, імпульсна гальванізація IG50, частотна модуляція FM, модульований ультрастимулюючий струм MR.

#### **- Neurosan 100**

Neurosan 100 – апарат для електростимулюючої терапії. Neurosan 100 – компактний, простий у використанні, універсальний пристрій для електростимулюючої терапії. Прилад оснащений зручною панеллю керування, на якій відображені всі 16 форм струму. Достатньо використовувати одну кнопку для вибору форми струму.

Використовується в терапевтичних цілях, охоплює практично весь спектр стимулюючої струмової терапії.

16 різних хвилеподібних форм струму, включаючих високу напругу і середні частоти.

Лікування больового синдрому, м'язова стимуляція, тренування м'язів, нарощення м'язової маси, вплив на шкіру та нерви, електрофорез.

Neurosan 100 також дозволяє комбінувати роботу з приладом для вакуумної терапії Neurovac та приладами для ультразвукової терапії Sonosan 50 і Sonosan 100.

#### **- Neurovac**

Інноваційне досягнення в області вакуумної терапії. Прилад для вакуумної терапії, поєднує в собі оптимальний набір функцій і ергономічність.

Нескладна процедура розміщення електродів за допомогою гумових фіксаторів.

Масаж і стимулювання кровообігу в області впливу.

Оптимальна гігієна завдяки ін'єкційному принципу, ґрунтованому на Venturi (найпростіші концепції без відділення води).

Приєднання чотирьох вакуумних електродів.

Можливість самостійно встановлювати час процедури.

Практично безшумний завдяки регулюючій тиск помпі.

Може комбінуватися з Neurosan 50 і 100.

#### **- DUODYNATOR® 119**

Класичний двоканальний прилад для двоконтурної інтерференційної терапії та терапії низько-і середньочастотними струмами. Включає 36 форм струму. Інтерференційними струмами досягається максимально бажане низькочастотне подразнення, що розповсюджується електродами в області накладення.

#### **- NEOSERV® 114**

NEOSERV 114 має такі ж технічні характеристики, як і Neurovac.

Також цей апарат застосовується для зняття болі і мускульних спазмів, терапії різних м'язових атрофії та паралічів при загальній або частковій дегенерації мускулатури, іонофорезу, електростимуляції з

мінімальною м'язовою втомою і низьким електролітичним ефектом (дозволяє працювати навіть з пацієнтами, що мають металеві імпланти), а також електродіагностики. Зручне керування з використанням сенсорної клавіатури і великого рідкокристалічного дисплея. Має апікаційне меню, що демонструє закріплення електродів.

**36 форм струму:**

- гальванічний струм;
- ультраподразнювальний струм;
- фарадичний струм;
- струм сильної м'язової стимуляції;
- струм імпульсної гальванізації;
- частотномодульований струм;
- мікроподразнювальний струм;
- експоненціальні струми;
- діадинамічні струми;
- універсальні терапевтичні струми T/R;
- середньочастотні струми: 7 різних модуляцій;
- високовольтні струми: 7 різних модуляцій;
- TENS і TENS - „щіточні” струми: кожен у 7 різних модуляціях;
- перервний струм;
- струм тазової стимуляції.

DUODYNATOR<sup>®</sup> 119 може комбінуватися з NEOSERV<sup>®</sup> 114 – приладом для вакуумної терапії.

**- NEUROTON<sup>®</sup> 927**

Апарат для електротерапії високого класу. NEUROTON<sup>®</sup> 927 – універсальний терапевтичний засіб для класичної електротерапії. Він містить повний діапазон терапевтичних програм, 36 форм струму, таким чином охоплює всі спектри вимог практикуючого терапевта.

Повний діапазон хвильових форм струму.

Велика пам'ять.

Великий повнографічний дисплей.

Здійснення впливу за допомогою електродів.

NEUROTON<sup>®</sup> 927 дозволяє підключати вакуумний модуль з вакуумним масажем.

### **- SONODYNATOR® 934**

Універсальний апарат як для електротерапії, так і для комбінованої терапії ультразвуком та струмами. Апарат успішно використовується для зняття болю і м'язових спазмів, терапії різних м'язових атрофій і паралічів при загальній або частковій дегенерації мускулатури, електростимуляції, іонофорезу, фонофорезу і визначення та роботи з "точкою тригера". Практичний досвід показує, що комбінація двох фізіотерапевтичних ефектів ідеально підходить для діагностики та лікування частинки локомоторної системи та периферичних нервів. Ендогенне тепло, мікромасаж і переміщення іонів забезпечує терапевтичну перевагу навіть після короткого періоду впливу.

Повний діапазон методик, передбачених NEUROTON® 927.

Комбінована терапевтична дія – електростимульовальна терапія в комбінації з ультразвуком.

Ультразвукова терапія з неперервними звуковими хвилями або пульсовими звуковими хвилями при частоті 875 кГц.

Напруга вища 2,5 Вт/см<sup>2</sup>.

Водовідштовхувальні звукові головки для підводного лікування.

Звукові головки замінюються без подальшого регулювання.

Вбудований в звукові головки дисплей.

Вибір звукових головок, з робочою поверхнею 1 і 4 см<sup>2</sup>.

Діапазон форм струму – 36 варіантів.

### **- STEREODYNATOR® 928**

STEREODYNATOR® 928 – новий стандарт в електротерапії. Апарат для терапії триконтурним стереодинамічним інтерференційним струмом, а також низько- і середньочастотними струмами. Прилад може бути оснащений додатковими вбудованими блоками для ультразвукової терапії і вакуумної терапії з електродами-присосками.

Завдяки накладенню трьох струмових контурів виникають ритмічний зсув інтерференційного поля і тривала зміна інтенсивності. Виникає багатовимірне поле векторного впливу з можливістю впливу ендогенно або екзогенно. Також цей апарат застосовується для зняття болю і мускульних спазмів, терапії різних м'язових атрофій і паралічів при загальній або частковій дегенерації мускулатури, іонофорезу, електростимуляції з мінімальною м'язовою втомою і низьким

електролітичним ефектом (дозволяє працювати навіть з пацієнтами, що мають металеві імпланти), а також електродіагностики. Зручне управління з використанням сенсорної клавіатури і великого рідкокристалічного дисплея. Є аплікаційне меню, що демонструє закріплення електродів.

- Повний діапазон методик передбачений в конструкції NEUROTON® 927, 36 форм струму.

- Стереодинамічний інтерференційний струм з тривимірним стимулювальним ефектом.

- Мультилокальний стимулювальний ефект.

- Наявність автоматичних програм для седативного впливу, міокі-нетичного впливу і вегетативної стимуляції.

STEREODYNATOR® 928 передбачає:

- підключення вакуумного модуля;

- підключення модуля для ультразвукової терапії з неперервним або пульсовим звуком для комбінації електротерапії і ультразвукової терапії.

### **- Universal-NEUROTON® 926**

NEUROTON® 926 – універсальний прилад як для електродіагностики і електротерапії, так і для різних дослідницьких цілей лікаря. Прилад призначений для використання в фізіотерапевтичних відділеннях лікарень, для проведення електродіагностичних обстежень і для застосування у відділення неврології.

Апарат графічно відображує на дисплеї ІТ-криву, проводить MF-тест за доктором Ланге, дозволяє визначати акомодацию, робити інші тести, виконувати всеосяжну неінвазивну діагностику периферійних паралічів. Комплектація ультразвуковою частиною дозволяє проводити як ультразвукову, так і комбіновану терапію – ультразвук/подразнювальний струм. Апарат успішно використовується для зняття болю і м'язових спазмів, терапії різних м'язових атрофій і паралічів при загальній або частковій дегенерації мускулатури, електростимуляції, іонофорезу, фонофорезу і визначення та роботи з "точкою тригера". Зручне керування з використанням сенсорної клавіатури і великого рідкокристалічного дисплея. Має аплікаційне меню, що демонструє закріплення електродів.

NEUROTON® 926 ідеально підходить для таких процедур:

- кількісного та якісного вимірювання фарадичної збудливості;

- визначення реобазис, хронаксії і акомодациі;
- MF-тестів за Ланге;
- записів 1/T кривих;
- вичерпної неінвазивної електродіагностики периферичного паралича;
- невродіагностичного обстеження з гальванопальпацією;
- стимуляція дна порожнини тазу;
- лікування нетримання сечі й калу.

NEUROTON<sup>®</sup> 926 передбачає підключення вакуумного модуля та модуля для ультразвукової терапії з неперервним або пульсовим звуком для комбінації електротерапії і ультразвукової терапії.

### 13.4 Високотехнологічна апаратура для термотерапії

Принципи *термотерапії* (*thermotherapy*) полягають в тому, що при створенні лікувального ефекту немає необхідності використовувати зовнішнє джерело підігріву. Під час терапії відбуваються такі ефекти – поліпшення функції кровообігу і зменшення больового синдрому. Крім того, покращується клітинний метаболізм, стимулюється утворення природного протимікробного бар'єру. Даний метод використовується при захворюваннях опорно-рухового апарату (м'язів та суглобів), при гінекологічних та урологічних проблемах, і, на відміну від медикаментозних методів, немає побічних ефектів.

#### - ULTRATHERM<sup>®</sup> 1008

Апарат для коротко хвильової терапії. ULTRATHERM<sup>®</sup> 1008 – втілює в себе нові підходи до короткохвильової терапії. Прилад оснащений графічним дисплеєм:

- універсальний високотехнологічний пристрій для короткохвильової терапії з широким спектром показань;
- піктограми для розміщення електродів, текстове меню;
- оптимізація потужності для термічного і нетермічного впливу;
- 400 Вт при неперервному, і максимально 1000 Вт в пульсовому режимі;
- модульний, безпечний прилад;
- ергономічний дизайн.

### **- ULTRATHERM® 908 i**

Апарат для неперервної та імпульсної короткохвильової терапії. ULTRATHERM® 908 i – високоефективний прилад для короткохвильової терапії, розроблений з використанням напівпровідникових технологій, тобто, без використання труб для термічних та нетермічних високочастотних процедур.

В режимі імпульсного випромінювання досягається хороший ефект глибокого прогрівання, при цьому ефективна вихідна потужність зменшується і не відбувається локального опіку. При застосуванні ULTRATHERM® 908 i надається спазмолітична дія на різні тканини, активізується клітинний обмін речовин, підвищується швидкість ферментних реакцій, підсилюється кровопостачання в органи, що піддаються лікуванню. Це дозволяє застосовувати його в першу чергу при всіх ревматичних захворюваннях суглобів і мускулатури, розтягах, контузіях, забиттях, запальних захворюваннях органів дихання, нирок, сечоводів і всіх захворюваннях, обумовлених недостатнім кровопостачанням.

### **ULTRATHERM® 908 i має:**

- потужний високочастотний генератор орієнтований на терапевтичне застосування, частота 27,12 МГц + 0,6%;
- високочастотна потужність при неперервному режимі – 200 Вт, пульсуючому – 30 Вт;
- еквівалент потужності – 400 Вт;
- параметри імпульсу: максимальна потужність – 400 Вт, частота слідування імпульсів – 70/350 Гц, тривалість імпульсу – 2/4 мсек;
- управління апаратом через мікропроцесор;
- постійний високочастотний генератор для глибокого прогрівання при відстані електродів від шкіри 2 см.;
- широкий вибір установлення вихідної потужності для різної чутливості шкіри;
- легкість проведення процедури за рахунок автоматичного налаштування в режимі постійного та імпульсного випромінювання;
- вихідна потужність регулюється клавішею, що дозволяє змінювати навантаження під час процедури;
- великий вибір складових, таких як:



- випромінювачі МОНОД і МІНОД для спеціального розподілу тепла;
- індукційний кабель для терапії кінцівок;
- м'які гумові електроди для терапії в конденсаторному полі;
- дистанційно настроювані електроди при застосуванні для сидячих в вимушеній позі пацієнтів;
- ДИПЛОД – для застосування на великих сегментах тіла, кінцівках і суглобах;
- автоматичне вимкнення апарата при перевищенні порогу захисту.

### **КОНТРОЛЬНІ ЗАПИТАННЯ**

1. Поясніть принципи високотонової терапії.
2. Яку роль відіграють резонанси в механізмі ВТ?
3. Обґрунтуйте вибір частотного діапазону ВТ.
4. Як при ВТ проявляється лікувальний ефект?
5. Як працює апарат для термотерапії «ULTRATHERM® 908»?

## **ПІСЛЯМОВА**

У навчальному посібнику висвітлено результати експериментальних та клінічних досліджень взаємодії та оцінювання впливу на біологічні об'єкти полів різної фізичної природи: електричного, магнітного і електромагнітного полів практично всього частотного діапазону, включаючи оптичний; механічні коливання, в тому числі ультразвук, а також вплив повітрям і газами різноманітного тиску і зміненим повітряним середовищем. Розглянуто основні типи лазерних та фотонних апаратів, що використовуються у біології та медицині та можуть застосовуватися для виявлення, ідентифікації, дослідження будови біологічних об'єктів, а також для вивчення природи процесів, що відбуваються в них.

Наведені новітні розробки фізіотерапевтичної апаратури для застосування в біомедичній практиці.

Навчальний посібник призначений для студентів спеціальностей “Лазерна та оптоелектронна техніка”, та “Біотехнічні та медичні апарати і системи, які займаються розробкою оптоелектронних приладів та систем.

## ГЛОСАРІЙ

**Адаптація організму** (*adaptation of organism*) (від лат. *adaptatio* – пристосування) – процес пристосування організму до зовнішніх умов у процесі еволюції, включаючи морфологічну й поведінкову складові. Адаптація може забезпечувати виживаність в умовах конкретного місцеперебування, стійкість до впливу різних факторів.

**Адекватність впливу** (*adequacy of the impact*) – відповідність окремих лікувальних ефектів ФТ (протизапального, вазоактивного, стреслімітуючого, анальгезуючого) і конкретної клінічної ситуації, включаючи ступінь ризику можливих ускладнень і прояви побічної або негативної дії, а також поняття сумісності і несумісності при комплексному застосуванні ФЧ.

**Антенна решітка** (*aerials grate*) – направлена антена, що складається із сукупності окремих слабо направлених антен (випромінювальних елементів), розташованих у просторі і збуджених струмами високої частоти таким чином, щоб одержати необхідну діаграму направленості.

**Апаратура для світлолікування** (*phototherapy equipment*) – апарати, які генерують випромінювання з довжинами хвиль від 2000 до 180 нм (від  $1,5 \times 10^5$  до  $1,66 \times 10^6$  ГГц), відповідно.

**Барва-Флекс** (*Barva-Flex*) – апарат, в основу лікувальної дії якого покладена здатність світла видимого й інфрачервоного діапазонів спектра збільшувати енергетичну активність клітинних мембран, приводити в дію регенераційні процеси, збільшувати поглинання кисню тканинами, стимулювати створення АТФ в мітохондріях, що підвищує біоенергетичний потенціал клітин.

**Безперервність** (*continuity*) – виділення дискретних послідовних етапів певними критеріями їхнього об'єму і довжини, що відповідають, звичайно, фазам і стадіям пато- і саногенеза.

**Біологічно-активна точка** (*bioactive point*) – біологічно активними точками (БАТ) називають невеликі ділянки (2—10 мм) поверхні шкіри, в яких розміщується велика кількість нервових закінчень.

На сьогодні вченими й фахівцями описано близько 700 БАТ, з них найбільш часто використовуються 140-150.

**Біостимуляційні ефекти** (*biostimulation effects*) – ефекти, які, внаслідок освітлення лазерним випромінюванням, не викликають зростання місцевої температури тканини більше ніж на 1°C. Ці ефекти спостерігаються у випадку освітлення лазерами малої і середньої потужності.

**Високотонна терапія** (*high-tone therapy*) – новий крок, нова концепція в області електротерапії. Традиційна електротерапія надає стимулюючу дію на нерви та м'язи. Основна мета високотонної терапії – це безпосередній вплив на метаболізм клітин.

**Внутрішньопорожнинне** (*internal abdomen*) лазерне опромінення, яке може бути направленим, прицільним (під візуальним контролем) або сліпим.

**Внутрішньосудинне** (*internal vessels*) лазерне опромінення крові використовується в клінічній практиці з початку 80-х років і зарекомендувало себе як найефективніший метод низькоенергетичної лазерної дії. Застосовується переважно при тяжких патологіях, в реанімації та інтенсивній терапії, кардіології і хірургії.

**Волоконно-оптична лінія зв'язку** (*fibre optical flow line*) являє собою волоконно-оптичну систему, що складається з пасивних і активних елементів, призначених для передачі оптичного сигналу по оптоволоконному кабелю.

**Гальванізація** (*galvanization*) – це фізичний метод лікування тканин і систем організму постійними електричними струмами 0...50 мА при напругах до 80 В і густині струму не більше 0,1 мА/см<sup>2</sup>.

**Глибина проникнення** (*depth of penetration*) дорівнює відстані до поверхні, на якій інтенсивність ультразвукової хвилі зменшилась в  $e$  раз ( $e = 2.7$  – основа натуральних логарифмів).

**Голографічні методи** (*holographic methods*) – методи, що дозволяють одержувати тривимірні зображення біооб'єктів, контури цих об'єктів можуть бути картовані, а їх деформації проаналізовані в реальному масштабі часу.

**Густина енергії** (*energy density*) випромінювання – величина, що дорівнює відношенню енергії до площі  $S$  перерізу лазерного пучка.

**Густина потужності** (*power density*) випромінювання – величина, що дорівнює відношенню потужності  $P$  випромінювання до площі  $S$  поперечного перерізу лазерного пучка.

**Датчик, давач** (*sensor*) – первинний перетворювач, елемент вимірювального, сигнального, регулюючого, або іншого реєструючого каналу, який забезпечує реєстрацію і при необхідності перетворення біофізіологічних сигналів і потенціалів в електричні сигнали.

**Діагностичні прилади** (*diagnostic devices*) – дають необхідну інформацію про реакцію пацієнта на певний чинник (наприклад, діагностичні електростимулятори) або за внесеним тілом пацієнта збурюванням в потік енергії (рентгенівське просвічування, ультразвукова ехографія тощо).

**Діаграма направленості** (*diagram of orientation*) – це залежність амплітуди вектора напруженості  $\vec{E}$  поля антени в рівновіддалених точках віддаленої зони від кутових координат точки спостереження  $P$ .

**Електромагнітне поле** (*electromagnetic field*) – це фізичне поле, зображене як сукупність електричних і магнітних полів, які можуть за певних умов породжувати один одного.

У сучасному формулюванні електромагнітне поле зображено тензором електромагнітного поля, компонентами якого є три компоненти

напруженості електричного поля й три компоненти напруженості магнітного поля (або – магнітної індукції), а також чотиривимірний електромагнітний потенціал.

**Електромагнітні хвилі** (*hertzian waves*) – поперечні хвилі, у яких векторна напруженість електричного й магнітного полів коливаються перпендикулярно до напрямку поширення хвилі.

**Імпульсні струми** (*impulsive currents*) – ритмічно повторювані короткочасні “поштовхи” електричного струму. Імпульсна послідовність наведена на рисунку 4.3.

**Імунокорегуюча дія** (*immunocorrective effect*) ММХ-терапії проявляється в нормалізації кількісних та якісних показників системи імунітету: відновлюється співвідношення регуляторних субпопуляцій, підвищується початково спресована функціональна активність імуноцитів, знижується рівень автоімунних процесів.

**Індивідуальність** (*individuality*) – облік інтимних, біологічних, психологічних і соціальних складових особистості, своєрідність чинників, що визначають об’єм, ступінь і темпи розвитку захворювання, а також характер партнерських взаємовідносин між лікарем і пацієнтом або, користуючись сучасною термінологією, – клієнтом, беручи до уваги сучасні неминучі тенденції із конвергенції медицини, соціального страхування і комерції.

**Інтенсивність ультразвукових коливань** (*intensity of ultrasound vibrations*) – кількість енергії, яка переноситься за 1 с через площину в  $1 \text{ см}^2$ , перпендикулярну до напрямку розповсюдження хвилі.

**Інфрачервона термографія** (*Infra-red thermography*), теплове зображення або теплове відео — це спосіб одержання термограми — зображення в інфрачервоних променях, що показує картину розподілу температурних полів. Термографічні камери або тепловізори реєструють випромінювання в інфрачервоному діапазоні електромагнітного спектра і на цій основі створюють термографічні зображення.

**Інфрачервоне випромінювання** (*infra-red radiation*) - електромагнітне випромінювання, що займає спектральну область між кінцем червоного видимого світла (з довжиною хвилі  $\lambda = 0,74$  мкм) і мікрохвильовим випромінюванням ( $\lambda \sim 1-2$  мм).

Інфрачервоне випромінювання також називають «тепловим» випромінюванням, тому що всі тіла, тверді й рідкі, нагріті до певної температури, випромінюють енергію в інфрачервоному спектрі. При цьому довжини хвиль, випромінювані тілом, залежать від температури нагрівання: чим вища температура, тим коротша довжина хвилі й вища інтенсивність випромінювання.

**КВЧ–терапія** (*SWF-therapy*) – використовує КВЧ-випромінювання низької інтенсивності, що не викликає нагрівання від тканин. Саме відсутність теплових ефектів, при проведенні КВЧ-терапії, знімає цілий ряд обмежень, властивих, наприклад, більшості фізіотерапевтичних апаратів: суворі протипоказання за наявності злоякісних новоутворень, доброякісних пухлин, деяких запальних захворювань, вагітності і т. п.

В результаті дії КВЧ-випромінювання змінюються характеристики міжклітинних мембран. Ці зміни передаються у всі системи і структури організму, ініціюють і підтримують процеси мобілізації, нормалізації і одужання організму.

**Комплексність** (*complexity*) – використання всіх реальних можливостей ФТ, включаючи нетрадиційні й альтернативні методики.

**Комп'ютерна томографічна ангиографія** (*computer tomography angiography*) - дозволяє одержати детальне зображення кровоносних судин і характер кровотоку в них. При комп'ютерній томографії кровоносних судин за допомогою рентгенівських променів і комп'ютерної обробки створюється пошарове зображення кровоносних судин. Надалі з нього будується тривимірна модель кровоносної системи.

Ангіографія з метою дослідження вен називається флебографією, при дослідженні артерій – артеріографією.

**Лазер** (*laser*) – це прилад, у якому енергія джерела накачування, витрачена на перехід частинок у збуджений стан та створення інверсії

населеності, трансформується (перетворюється) в енергію когерентного електромагнітного випромінювання оптичного діапазону.

**Літотриптор** (*lithotripter*) – медикотехнічний комплекс, який забезпечує ультразвукову або рентгенівську локацію та руйнацію за допомогою ультразвуку каменів у нирках, нижніх сечовивідних шляхах, дріблення спинних каменів.

**Магнітно-резонансна томографія** (*magnetically resonance tomography*) – томографічний метод дослідження внутрішніх органів і тканин з використанням фізичного явища ядерного магнітного резонансу, тобто на вимірі електромагнітного відгуку ядер атомів водню на збудження електромагнітних хвиль у постійному магнітному полі високої напруженості їхньою певною комбінацією.

**Макродіагностика** (*macrodiagnostic*) – діагностика на рівні клітин і органів, що включає в себе методи пружного і квазіпружного розсіювання, інтерферометрію і голографію.

**Матриці Коробова "Барва-Соларис/Гідро"** (*Matrixes of Korobov "Barva-Solaris/Gidro"*) – це найефективніші сучасні апарати для проведення фотобальнеотерапевтичних процедур, які дозволяють проводити опромінення в п'яти спектральних діапазонах: інфрачервоному, червоному, жовтому, зеленому і синьому, вибираючи необхідний спектральний діапазон або їх комбінацію в залежності від того, який вплив необхідно отримати.

**Механічна дія** (*mechanical effect*) ультразвуку, обумовлена коливаннями частинок тканини, являє собою своєрідний „мікромасаж” тканин.

**Мікродіагностика** (*microdiagnostic*) – діагностика на рівні атомів і молекул, яка використовує всі засоби лінійної і нелінійної лазерної спектроскопії.



**Міліметровохвильова терапія** (*miliwave therapy*) – терапія, яка використовує електромагнітні хвилі міліметрового діапазону (1-10 мм), що поширюються в просторі, середовищах та тканинах з частотою від 30 до 300 Гц.

**Низькочастотне синусоїдальне магнітне поле** (*low-frequency sinewave magnetic field*) має анальгетичну і протизапальну дію, поліпшує мікроциркуляційні процеси і місцевий кровообіг, сприяє розсмоктуванню запального і травматичного набряку і, поліпшуючи умови для відновлення пошкоджених тканин, прискорює репаративну регенерацію.

**Оптико-акустична спектроскопія** (*optical-acoustic spectroscopy*) має свої особливі переваги при дослідженні біологічних об'єктів, головна з яких полягає в малому впливі розсіювання на результати вимірювання спектрів поглинання, що дуже важливо для неоднорідних за структурою біологічних середовищ.

**Оптимальність** (*optimum*) параметрів – виділення ефективних доз лікувальних ФЧ за специфічними фізичними величинами у відносних одиницях виміру – на одиницю площі або маси тіла.

**Оптичне випромінювання** (*optical radiation*) - хвилі видимого для людського ока діапазону, розташованого в межах 0.38 – 0.78 мкм. Також до оптичного випромінювання відносять ІЧ-діапазон (0.78 - 10 мкм) та УФ-діапазон (0.14 - 0.38 мкм).

**Принцип фізіотерапевтичного впливу** (*principle of physiotherapeutic influence*), ґрунтованого на методах фототерапії, полягає в тому, що в біооб'єкті відбувається виражена фотоактивація на молекулярному, клітинному, тканинному, органному і системному рівнях.

**Просторова орієнтованість** (*spatial orientation*) припускає вибір пріоритетних зон локалізації або “мішеней” впливів.

**Процес озонотерапії** (*ozone-therapy process*) технологічно складається з таких основних етапів: одержання озонорисневої суміші;

подачі газу до біологічного об'єкта впливу, що поміщений в ізолюваний робочий об'єм; забезпечення необхідного часу контакту газового середовища з біологічним об'єктом; підтримки в період впливу заданої концентрації озону в газовому середовищі; відведення з робочого об'єму та усунення відпрацьованої газової суміші.

**Реєструючі діагностичні прилади** (*recordings diagnostic devices*) подають інформацію про різні процеси в організмі – біопотенціали, що генеруються тканинами й органами, звукові тони серця, температуру тіла й ін.

**Режим біокерування** (*biomanagement mode*) – режим, в якому лікувальним фактором є модульоване за амплітудою ІНЕМП і електромагнітне поле видимої частини спектра, яке синхронізується з ритмами дихання і серцевих скорочень організму людини.

**Режим дискретного управління** (*mode of discrete management*) – дискретний режим впливу (вплив - пауза - вплив), який біологічно більш активний, оскільки при його застосуванні з'являється додатковий, оптимально підібраний, біотропний параметр, який дозволяє застосувати більш адекватну терапію, оптимальну для тяжких, послаблених хворих.

**Режим сканування** (*scanning mode*) – режим, в якому лікувальним фактором є сукупність двох електромагнітних полів, які переміщуються в просторі: імпульсного низькочастотного (ІНЕМП) і поля видимої частини спектра.

**Рентгенівська комп'ютерна томографія** (*X-ray photography computer tomography*) – метод неруйнівного пошарового дослідження внутрішньої структури об'єкта за допомогою його багаторазового просвічування в різних пересічних напрямках.

**Рефлексотерапія** (*reflex-therapy*) – сукупність методів, що використовують різні види впливу, у тому числі й фармакологічні, на певні ділянки тіла людини з відмінними фізичними та біохімічними

характеристиками. Саме людина в цілісному психофізичному аспекті, а не окрема хвороба, перебуває в полі зору лікаря – рефлексотерапевта.

**Розходження пучка** (*beam difference*) випромінювання – плоский або тілесний кут  $\Theta$  при вершині конуса, всередині якого розповсюджується більша частка енергії або потужності випромінювання.

**Світлопоглинання** (*light absorption*) – це молекулярний процес, який в кінцевому результаті залежить від концентрації поглинаючих випромінювання молекул, величина поглинання на клітинному і субклітинному рівні може суттєво змінюватись навіть від органели до органели.

**Середньохвильові УФ-опромінювачі** (*average-wave UV-irradiators*) призначені для місцевого опромінення, що виконується або за допомогою світловодів, або за допомогою чашоподібних або циліндричних рефлекторів, в зоні фокуса яких розташована відповідно точкова або трубчаста УФ-лампа, яка випромінює промені щонайменше двох зон.

**Системність** (*systematizm*) – припускає наявність загальної методології, цільових програм, єдиної критеріальної бази, термінології, класифікації.

**Специфічність** (*specific*) методів і методик ФТ – це, у першу чергу, їх відповідність типовим патофізіологічним процесам – ішемія, і інші розлади мікроциркуляції, запалення, імунні відповіді негайного й уповільненого типів, дистрофія, стрес та інші глибоко запрограмовані стереотипні реакції організму.

**Стандартизованість** (*standartization*) – означення у рамках окремих клінічних дисциплін, типових лікувально-профілактичних програм і їхніх модифікацій, реалізованих на основі клініко-лабораторних діагностичних і прогностичних критеріїв, специфічних показань, абсолютних і відносних протипоказань.

**Стаціонарний режим** (*stationary mode*) – режим, в якому ІНЕМП і електромагнітне поле видимої частини спектра постійні за часом і не переміщуються в просторі.

**Ступінь гомеостазу** (*homeostasis degree*) характеризує стани і процеси, що забезпечують стабільність організму до зовнішніх втручань, вона є функцією еволюційного розвитку і виявляється найнижчою у біологічних молекул і найвищою в хребетних тварин.

**Теплова дія** (*thermal effect*), пов'язана з поглинанням енергії ультразвукової хвилі, внаслідок взаємного тертя частинок призводить до переважного нагріву м'язових і особливо кісткових тканин.

**Терапевтичні апарати** (*therapeutic apparatuses*) впливають на пацієнта з метою отримання бажаних зрушень в його організмі – перебудову патологічного процесу у бік нормалізації.

**Термотерапія** (*thermotherapy*) полягає в тому, що при створенні лікувального ефекту немає необхідності використовувати зовнішнє джерело підігріву. Під час терапії відбуваються такі ефекти – поліпшення функції кровообігу і зменшення больового синдрому, покращується клітинний метаболізм, стимулюється утворення природного протимікробного бар'єра.

**Ультразвук** (*ultrasound*) – звукові коливання із частотами вище верхнього порога чутливості людини, який у більшості людей перебуває в діапазоні від 16 до 20 кГц.

Частота надвисокочастотних ультразвукових хвиль, застосовуваних у промисловості й біології, лежить у діапазоні декількох МГц. Фокусування таких пучків звичайно здійснюється за допомогою спеціальних звукових лінз і дзеркал. Ультразвуковий пучок з необхідними параметрами можна одержати за допомогою відповідного перетворювача. Найпоширеніші - керамічні перетворювачі з титанату барію.

**Ультрафіолетове випромінювання** (*ultraviolet*) – електромагнітне випромінювання, яке займає діапазон між видимим і рентгенівським

випромінюванням. Діапазон умовно поділяють на ближній (380-200 нм) і дальній, або вакуумний (200-10 нм) ультрафіолет.

**Ультрафіолетові промені довгохвильової зони А** (*ultraviolet beams of long-wave zone*) проникають у тканини на глибину, яка не перевищує 1 мм, тому прямий вплив їх обмежений поверхневими шарами шкіри і слизових оболонок.

**Фізіотерапія біооб'єкта** (*physiotherapy of bioobject*) являє собою зовнішню систему, при роботі якої дія фізичного фактора проявляється при поглинанні і трансформації його енергії у відповідні біологічні реакції.

**Фотоматричні терапевтичні системи** (*photomatrix therapeutic systems*) – системи, вплив випромінювання яких викликає ініціювання цілого ряду фотобіологічних реакцій на молекулярному та клітинному рівні, які потім в результаті адитивних та синергічних процесів викликають фізіологічний відгук організму на тканинному і органному рівні, включаючи можливу системну реакцію організму в цілому.

**Хімічна дія** (*chemical effect*) ультразвуку є наслідком механічних і теплових ефектів.

**Хірургічні апарати** (*surgical apparatuses*) – частинатерапевтичних апаратів, що призначені для здійснення радикальних змін в структурі органів і тканин.

**Часова структурованість** (*time struggling*) – визначення тривалості окремої процедури і часу її проведення; темпу кусового впливу (основні, прискорені й уповільнені схеми лікування); ритмічності (з обліком широкого кола біологічних ритмів – сну і його розладів, роботи і відпочинку, дихання (вдих і видих), кровообігу (систола і діастола), добових, тижневих, сезонних річних і окремих вікових періодів); послідовності процедур у часі (міжпроцедурні інтервали залежать від ступеня оборотності змін у зоні впливу і від системних реакцій організму).

## ЛІТЕРАТУРА

1. Ливенсон А. Р. Электромедицинская аппаратура / Ливенсон А. Р. – М. : Медицина, 1981. – 340 с.
2. Геращенко С. И. Основы лечебного применения электромагнитных полей микроволнового диапазона / Геращенко С. И. – Киев : Радуга, 1997. – 223 с.
3. Антонов В. Ф. Физика и биофизика / Антонов В. Ф., Козлова Е. К., Черніш А. М. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2010. – 480 с.
4. Боголюбов В. М. Общая физиотерапия / В. М. Боголюбов, Г. Н. Пономаренко. – М. : Медицина, 1999. – 480 с.
5. Квантово-биологическая теория : (Монографія) / [Авдосьев Ю. В., Бих А. И., Битчук Д. Д. та ін.] – Х. : Факт, 2003. – 967 с.
6. Чутники електромагнітного випромінювання для біотехнічних досліджень / Г. С. Тимчик, В. І. Скицюк, М. А. Вайнтрауб, Т. Р. Ключко. – К. : МП Леся, 2004. – 64 с
7. Илларионов В. Е. Медицинские информационно-волновые технологии / Илларионов В. Е. – М. : ВЦМК “Защита”, 1998. – 52 с.
8. Прессман А. С. Электромагнитные поля и живая природа / Прессман А. С. – М. : Наука, 1968. – 288 с.
9. Девятков Н. Д. Миллиметровые волны и их роль в процессах жизнедеятельности. / Девятков Н. Д., Голант М. Б., Бецкий О. В. – М. : Радио и связь, 1991. – 168 с.
10. Капитан Г. Б. Медико-биологические аспекты применения электромагнитных волн крайне высокой частоты в пульмонологии / Капитан Г. Б. // Український пульмонологічний журнал. – 1995. – № 2. – С. 11–15.
11. ЭХВА с микропроцессорной системой управления для эндоскопии “Эндотом-1”. / [Белов С. В., Поддубный В. Г., Суров А. Е. и др.] // Медична техніка. – 1990. – № 2. – С. 41–43.
12. Минцер О. П. Биологическая и медицинская кибернетика. Справочник. / Минцер О. П., Молотков В. Н. Угаров Б.Н. – К. : Наукова думка, 1986. – 374 с.

13. Ситько С. П. Аппаратное обеспечение современных технологий квантовой медицины / Ситько С. П., Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф. – К. : "Федос Лтд.", 1999. – 199 с.
14. Дорожовець М. М. Основи метрології та вимірювальної техніки. Основи метрології: Підручник: 1 т. / [Дорожовець М. М., Мотало В. П., Стадник Б. І. та ін.] За ред. Б. Стадника. – Львів : Видавництво Національного університету „Львівська політехніка”, 2005. – 532 с.
15. Кожем’яко В. П. Біомедичні оптикоелектронні інформаційні системи і апарати, Ч.3 – Лазерні біомедичні системи: Навчальний посібник / [Кожем’яко В. П., Готра З. Ю., Микитюк З. М. та ін.] – Вінниця : ВДТУ, 2000. – 143 с.
16. Электрохирургический аппарат ЭХА “ESU – 123”, 1991.
17. Электрохирургический генератор. Заявка 1410959АІ Россия, МКИ, А61 В 17/39, 1986.
18. Электрохирургический генератор. Патент 4559943,США МКИ А61 В 17/39, 1983.
19. Долецкий С. Я. Высокочастотная хирургия / Долецкий С. Я., Драбкин Р. А., Лёнюшкин А. И. – М. : “Медицина”, 1980. – 195 с.
20. Драбкин Р. Л. Анатомическое исследование температуры в ткани при моноактивной электрокоагуляции / Драбкин Р. Л. // Медична техніка. – 1973. – № 2. – С. 16.
21. Драбкин Р. Л. К вопросу об электрокоагуляции склеры / Драбкин Р. Л. // Медична техніка. – 1974. – № 2. – С.12.
22. ЭХА с регулируемым выходом, патент 454801, США, МКИ А61 В 17/39, 1986.
23. A force – measuring apparatus for evaluation of electrosurgical waveforuns – Genhard G.C. 1987.
24. ЭХА, содержащий генератор прямоугольных импульсов с крутыми фронтами. Заявка 2536924, Франция, МКИ А61 В 17/39, НОЗ КЗ / 100, 1984.
25. ГОСТ 12. 2. 025 – 76, Москва. Госстандарт,1976. Изделия медицинской техники. Электробезопасность. Общие технические требования и методы испытаний.
26. Богданов Н. Н. Анализ существующих и формирование интегративных представлений о механизме действия

- физиотерапевтических факторов, включая ЭМИ нано- и миллиметрового диапазона. / Н. Н. Богданов, А. Н. Богданов // Вестник физиотерапии курортологии. – 1995. – № 4. – С. 3–5.
27. Калинина С. Н. 1-й Конгресс проф. ассоциации андрологов России: Тезисы науч. трудов / [Калинина С. Н., Тиктинский О. Л., Мишанин Е. А. и др.] – Саратов : 2001. – С. 190.
28. Подколзин А. А. Факторы малой интенсивности в биоактивации и иммунокоррекции. / А. А. Подколзин, В. И. Донцов. – М. : ПАНАС-АЭРО, 1995. – 195 с.
29. Harris D. M. // Laser Topics. 1988. Vol. 10. – N 3. P. 9–14.
30. Евстигнеев А. Р. Разработка технологических основ и приборов для лазерной обработки и диагностики состояния биотканей : Дис. ... канд. техн. наук. М. : 1985.
31. Стаханов М. Л. Постмастэктомический синдром – классификация, диагностика, лечение, профилактика: Дис. ... д-ра мед. наук. М., 2001.
32. Graaff R., Dassel A C., Koelink M. H. et al. // Appl. Optics, 1993. – Vol. 32. N 4. – P. 435 – 466.
33. Ларюшин А. И. Низкоинтенсивные лазеры в медико-биологической практике / А. И. Ларюшин, В. Е. Илларионов. – Казань : Абак, 1997. – 276 с
34. Cheong W. P., Prahl S. A., Welch A. J. // J. Quant. Electr. 1990. Vol. 26. – N 12. – P. 2166–2185.
35. Жаров В. П., Меняев Ю. А., Горчак Ю. Ю. и др. // Биомед. радиоэлектрон. – 2000. – № 9. – С. 38–46.
36. Савин А. А. Применение светодиодной фотоматричной терапии в комплексном лечении больных с последствиями травм спинного мозга / [Савин А. А., Истомина Е. В., Романова Е. П. и др.] // Современные научные направления в неврологии: Юбилейный альманах трудов. М. : МГМСУ, 2003. – С. 72 – 73.
37. Тиктинский О. Л. Простатит - мужская болезнь / [Тиктинский О. Л., Калинина С. Н., Новикова Л. И. и др.] // Урология и нефрология. – 1997. – № 4. – С. 25 – 27.
38. Илларионов В. Е. Концептуальные основы физиотерапии в реабилитологии / Илларионов В. Е. – М. : ВЦМК «Защита», 1998. – 156 с.



39. Антонов С. Я. Апаратні засоби для лікування ушкоджень хребта / Антонов С. Я. // Физ. мед. – 1994. – Т. 4, № 1–2. – С. 79 – 80.
40. Гевондян В. С., Гевондян Н. М., Музыка И. С. Лечение атопического дерматита с использованием некогерентного монохроматического излучения с длиной волны 660 нм // IT + ME'99: Труды 7-й международной конф. – Гурзуф, 1999. – С. 20–21.
41. Лобко В. В. Существенна ли когерентность низкоинтенсивного лазерного света при его воздействии на биологические объекты / Лобко В. В., Кару Т. И., Летохов В. С. // Биофизика. – 1985. – Т. 30. – С. 366–371.
42. Вельшер Л. З. Применение лазерных и светодиодных излучателей при сочетанной фототерапии больных остеоартрозом / [Вельшер Л. З., Стаханов М. Л., Жаров В. П. и др.] // Лазерная медицина. – 1999. – Т. 3, № 2. – С. 9 – 12.
43. Кару Т. И. Фотобиология, регуляции метаболизма клетки низкоинтенсивным видимым светом / Кару Т. И. – Троицк : Препринт, 1985. – № 8. – С. 1-54.
44. Меняев Ю. А. Клиническое и экспериментальное применение фотоультразвуковой технологии для лечения инфицированных ран / Ю. А. Меняев, Ю. Ю. Горчак // Лазеры в науке, технике и медицине : Тезисы докладов 11-й международной конф. Сочи, 2000. – С. 166 – 167.
45. Menyayev Y. A., Zharov V : P. // Proc. SPIE. 2005. – in press.
46. Mith K. S. // Laser Ther. 1991. – Vol. 3. – P. 19–25.
47. Tachihara R., Farinelly W., Andersson R. // Laser Surg. Med. 2000. – Vol. 14. – P. 37–38.
48. Гамалея Н. Ф. Лазеры в клинической медицине / Гамалея Н. Ф. – М. : Медицина, 1996. – С. 51 – 97.
49. Блинов Н. Н. Проблемы рационального технического оснащения лечебного учреждения // Медицинский бизнес. 2000. – № 7(8). – С. 67 – 68.
50. Каплан М. А. Физико-химические основы действия лазерного излучения в ближней ИК области на биоткани / Каплан М. А., Степанов В. А., Воронина О. Ю. // Лазеры и медицина : Материалы международной конф. – Ташкент : 1989. – Ч. 1. – С. 51 – 57.
51. Меняев Ю. А. Разработка фотоультразвуковой биотехнической

- системы для обработки раневой инфекции: Дис. ... канд. техн. наук. – М. : 2004.
52. Zharov V. P., Menyaev Y. A., Kalinin K. I. et al. // Proc. SPIE. 2000. – Vol. – 4059. – P. 192–204.
  53. Меняев Ю. А. Физиотерапевтическая аппаратура «Яровит» для лечения заболеваний мочеполовой сферы / [Меняев Ю. А., Жаров В. П., Мишанин Е. А. и др.] // Медицинская физика. – 2005. – № 1. – С. 56 – 61.
  54. Меняев Ю. А. Опыт разработки фотоматричной терапевтической аппаратуры. / Ю. А. Меняев, В. П. Жаров // Медицинская техника. – 2006. – № 2. – С. 3 – 10.
  55. Ситько С. П. Аппаратурное обеспечение современных технологий квантовой медицины / Ситько С. П., Скрипник Ю. А., Яненко А. Ф. Под общ. ред. Ситько С. П. – К. : ФАРА ЛТД., 1999. – 199 с.
  56. Головки Д. Б. Надвисокочастотні методи та засоби вимірювання фізичних величин : навч. посібник / Головки Д. Б., Скрипник Ю. О., Яненко О. П. – К. : Либідь, 2003. – 320 с.
  57. Перетягин С. П. Техника озонотерапии. Метод. указания / [Перетягин С. П., Бояринов Г. А., Зеленов Д. М. и др.] – Н. Новгород : НГМИ, 1991. – 24 с.
  58. Озон в биологии и медицине. Тез. докл. 1-й Всерос. науч.-практ. конф. Нижний Новгород : 1992. – 102 с.
  59. Филиппов Ю. В. Электросинтез озона. / Филиппов Ю. В., Вобликова В. А., Пантелеев В. И. – М. : Изд-во МГУ, 1987. – 237 с.
  60. Ветохин Й. А. Физико-химические, физиологические и лечебно-профилактические свойства озона / Ветохин Й. А. //Сб. науч. работ Белорус. науч.-исслед. кожно-вен. ин-та. – Минск : 1954. – С. 116–129.
  61. Шпектрова Р. А. Лечение озоном некоторых заболеваний кожи / Шпектрова Р. А. // Вестник дерматологии и венерологии. – 1964. – № 2. – С. 44 – 46.
  62. Павлов С. В. Аналіз лазерних систем для біомедичних досліджень / С. В. Павлов, Мохамед Ель-Хатіб. // Вісник ВПІ. – 2002. – № 1. – С. 65 – 71.
  63. Гассанов Т. М. Новые возможности в местном лечении инфицированных ожогов с использованием бактерицидного

- эффекта озона / Гассанов Т. М. // Тез. докл. междунар. конф. “Интенсивное лечение тяжелообожженных”. – М. : 1992. – с. 63 – 64.
64. А. С. 1505553. МКИ А 61М 16/00. Аппарат для озонотерапии / В. Л. Исаков и др. Оpubл. в Б. И. 1989.
65. Муравьева С. И. Руководство по контролю вредных веществ в воздухе рабочей зоны / [Муравьева С. И., Буковский М. М., Прохорова Е. К. и др.] М. : Химия, 1991. – 368 с.
66. Богданов А. Г. Техніка і технологія озонотерапії. / [Богданов А. Г., Войтенко А. А., Денбновецький С. В. і ін.] // Укр. журнал медичної техніки і технології. – 1994. – № 1, 2. – С. 22 – 27.
67. Бугер П. Оптический трактат о градации света / Бугер П. – М.–Л. : Изд. АН СССР, 1950. – 479 с.
68. Гуревич М. М. Поправки к измерениям свойств светорассеивающих веществ при помощи шара Ульбрихта / Гуревич М. М. // Тр. ГОИ. – Т. 6, № 59. – С. 27 – 39.
69. Kubelka P., Munk F. Ein Beitrag zur Optik der Farbanstriche // Zeits. für techn. Physik. – 1931. – Vol. 12. – P. 593 – 601.
70. Петрук В. Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ. / Петрук В. Г. – Вінниця : УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.
71. Захаров И. П. Теория неопределенности в измерениях : Учеб. пособие / И. П. Захаров, В. Д. Кукуш – Харьков : Консум, 2002. – 256 с.
72. Богачук В. В. Оцінка комбінованої стандартної невизначеності вимірювань вологості сипучих матеріалів / [Богачук В. В., Кухарчук В. В., Кацив С. Ш. та ін.] // Вісник ВПІ. – 2007. – № 3. – С. 59 – 66.
73. Утц С. Р. Применение неинвазивных методов диагностики в экспериментальной дерматологии / Утц С. Р., Кнушке П., Синичкин Ю. П. // Вестник дерматологии. – 1997. – № 1. – С. 13 – 16.
74. Продеус А. Н. Экспертные системы в медицине / А. Н. Продеус, Е. Н. Захарова – К. : БЕК, 1998. – 320 с.
75. Arnost Fronek. Noninvasive Diagnostic in Vascular Disease. – McGraw-hill Book Company, 1989. – С. 22 – 25.
76. Кирчик В.С. Качественная оценка эффективности систем диагностирования / Кирчик В. С., Красников В. С., Толасов В. А. // Повышение качества и надежности промышленных изделий – Л., 1978.

77. Назаренко Л. А. Оптимизация конструкции диффузной интегрирующей сферы и способа измерения спектральных коэффициентов отражения / [Назаренко Л. А., Полевой В. И., Купко А. Д. и др.]// Український метрологічний журнал. – 2000. – № 2. – С. 40 – 44.
78. Spigulis J. Optical non-invasive monitoring of skin blood pulsations // Appl. Optics. – 2005. – Vol. 44. – P. 1850-1857.
79. Петрук В. Г. Аналіз спектрів дифузного відбивання інтактної і травмованої біотканини. / Петрук В. Г., Томчук М. А., Моканюк О. І. // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 1998. – № 2. – С. 149 – 151.
80. Гуревич М. М. Фотометрия (теория, методы и приборы) / Гуревич М. М. – Л. : Энергоатомиздат, 1983.– 204 с.
81. Петрук В. Г. Аналіз трансформації світлового поля у інтегровальному резонаторі / Петрук В. Г., Томчук М. А., Моканюк О. І. // Вісник ВПІ. – 1997. – № 1. – С. 88 – 93.
82. Петрук В. Г. Розробка та аналіз математичної моделі трансформації випромінювання біотканиною / [Петрук В. Г., Томчук М. А., Черноволик Г. О. та ін.] // Вісник ВПІ. – 2000. – № 2. – С.18–22.
83. Ротштейн А. П. Прогнозирование футбольных матчей на основе нечеткой модели с генетико-нейронной настройкой / Ротштейн А. П., Познер М., Ракитянская А. Б. // Кибернетика и системный анализ. – 2005. – № 4. – С. 171 – 183.
84. Петрук В. Г. Компьютерно-измерительная система диагностики онкопаталогий / [Петрук В. Г., Поджаренко В. А., Кухарчук В. В. и др.] // Матер. НТК с междунар. участ.: Приборостроение-92. – Винница-Керчь. – 1992. – С. 74.
85. Ахутин Б. М. Биотехнические системы: теория и проектирование / [Ахутин Б. М., Немирко А. Г., Першин Н. Н. и др.] – Л. : ЛГУ, 1981. – 220 с.
86. Кожем'яко В. П. Аналіз кореляційних методів обробки зображень / В. П. Кожем'яко, К. І. Станчук // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2000. – № 3. – С.150 – 154.
87. Власова С. П. Фотоплетизмограмма в оценке ремоделирования и реактивности артерий у больных с гипертонической болезнью / Власова С. П., Лебедев П. А., Калакутский Л. И. // Фундаментальные исследования и прогресс в кардиологии: Конгресс ассоциации кардиологов стран СНГ. Санкт-Петербург, 2003. – С. 164.

88. Хайруллина А. Я. Оптические и биофизические параметры биотканей в норме и патологии, методы их определения в видимой и ближней ИК-областях спектра, основанные на многократном рассеянии / Хайруллина А. Я. // Инженерно-физ. журнал. – 1996. – Т. 69. – № 3. – С. 390 – 398.
89. Шабаров В. Л. Рассеяние оптического излучения биологическими тканями / [Шабаров В. Л., Жогун В. Н., Иванов А. П. и др.] // ЖПС. – Т. 47. – № 5. – 1987. – С. 825 – 829.
90. Утц С. Р. Флюоросцентная спектроскопия кожи / Утц С. Р., Барт Й., Кнушке П. // Вестник дерматовенерологии. – 1989. – № 6. – С. 20 – 23.
91. Khairullina A Ja. Multi wavelenght pulse oximetry in the measurement of gemoglobin fractions//SPIE, 1996. – Vol. 2676. – P.332.
92. Делоне Н. Б. Атом в сильном поле лазерного излучения / Делоне Н. Б. – М. : ФИЗМАТДИТ, 2002. – 64 с.
93. Зеге Э. П. Отражение и пропускание света рассеивающим слоем с отражающими границами / Э. П. Зеге, И. Л. Кацев // ЖПС. – 1979. – Т.31, № 2. – С. 327 – 333.
94. Хайруллина А.Я. Банк данных по оптическим и биофизическим свойствам крови, биотканей и биожидкостей в видимой и ближней ИК-области спектра. / Хайруллина А. Я., Олейник Т. В., Буй Л. М. // Оптический журнал. – 1997. – Т. 64, № 3. – С. 91 – 97.

*Навчальне видання*

**Сергій Макарович Злепко  
Сергій Володимирович Павлов  
Валентина Борисівна Василенко  
Сергій Васильович Тимчик  
Василь Харитонович Касіяненко**

# **АПАРАТУРА ДЛЯ ФІЗІОТЕРАПІЇ ТА ДІАГНОСТИКИ**

Навчальний посібник

Редактор В. Дружиніна

Коректор З. Поліщук

Оригінал-макет підготовлено С. Павловим

Підписано до друку  
Формат 29,7×42¼. Папір офсетний.  
Гарнітура Times New Roman.  
Друк різнографічний. Ум. друк. арк. .  
Наклад прим. Зам. №

Вінницький національний технічний університет,  
навчально-методичний відділ ВНТУ.  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-87-36.  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.

Віддруковано у Вінницькому національному технічному університеті  
в комп'ютерному інформаційно-видавничому центрі.  
21021, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,  
ВНТУ, ГНК, к. 114.  
Тел. (0432) 59-87-38.  
Свідоцтво суб'єкта видавничої справи  
серія ДК № 3516 від 01.07.2009 р.