

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

М.Ф. Богомолів, В.Б. Максименко, В.В. Шликов

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДІАГНОСТИКИ СУЧАСНІ ОПТОЕЛЕКТРОННІ ДІАГНОСТИЧНІ ПРИЛАДИ

*Рекомендовано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
як навчальний посібник для здобувачів ступеня бакалавра
за освітньою програмою «Медична інженерія»
спеціальності 163 «Біомедична інженерія»*

Київ
КПІ ім. Ігоря Сікорського
2021

Рецензент *Худецький І.Ю.*, д.м.н., проф., завідувач кафедри біобезпеки і здоров'я людини КПІ ім. Ігоря Сікорського,
Маринський Г.С., д.т.н., с.н.с., завідувач відділу зварювання та споріднених технологій в медицині та екології №017 Інституту електрозварювання ім.Є.О.Патона

Відповідальний редактор *Зубчук В.І.*, к.т.н., доц., доцент кафедри біомедичної інженерії КПІ ім. Ігоря Сікорського

*Гриф надано Методичною радою КПІ ім. Ігоря Сікорського
(протокол № 16 від 25.02.2021 р.)*

*за поданням Вченої ради факультету біомедичної інженерії
(протокол № 9 від 11.01.2021 р.)*

Електронне мережне навчальне видання

*Богомолів Микола Федорович, канд. техн. наук, доц.,
Максименко Віталій Борисович, д-р медич. наук, проф.,
Шликов Владислав Валентинович, д-р техн. наук, доц.*

МЕТОДИ ТА ЗАСОБИ ДІАГНОСТИКИ СУЧАСНІ ОПТОЕЛЕКТРОННІ ДІАГНОСТИЧНІ ПРИЛАДИ

«Методи та засоби діагностики. Сучасні оптоелектронні діагностичні прилади» [Електронний ресурс]: навч. посіб. для студ. спеціальності 163 - «Біомедична інженерія» / КПІ ім. Ігоря Сікорського; уклад. М.Ф. Богомолів, В.В. Шликов, В.Б. Максименко; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Електронні текстові данні (1 файл 13 Мбайт). – Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського», 2021. – 125 с.

У навчальному посібнику розглянуті особливості проектування, роботи та основні теоретичні основи базування сучасної оптоелектронної діагностичної лабораторної техніки, а також основні характеристики окремих принципово важливих компонентів та складових вимірювачів біофізичних параметрів клітин, тканин та організму людини в цілому. Теоретичні та практичні результати вивчення модуля можуть бути використані при проектуванні та експлуатації високоінформативних оптоелектронних лабораторних пристроїв. Практична частина спрямована на науково-аналітичний огляд, проектування, конструювання, дослідження, випробування, експлуатацію і технічну експертизу, інженерно-інформаційний супровід лабораторної діагностичної техніки і технологій, комп'ютерне моделювання медичної інформації і експериментальних характеристик фізіологічного стану людини.

© М.Ф. Богомолів, В.Б. Максименко, В.В. Шликов, 2021

© КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021

ЗМІСТ

ВСТУП	7
РОЗДІЛ 1. ОСОБЛИВОСТІ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ МЕТОДІВ БІОМЕДИЧНИХ ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ.....	8
1.1 Основні принципові переваги оптоелектронних (лазерних) методів діагностики	8
1.2 Оптичні методи і засоби контролю біооб'єктів.....	11
РОЗДІЛ 2. СТРУКТУРА Й ОСОБЛИВОСТІ ВЗАЄМОДІЇ СВІТЛА З РЕЧОВИНОЮ	17
2.1 Особливості основних положень біофотоніки.....	17
2.2 Лазер на нейтральних атомах He-Ne суміші	18
2.3 Особливості фотохімічних реакцій та хемілюмінесценції (ХЛ).....	21
2.4 Реакції при УФ опроміненні білків.....	23
РОЗДІЛ 3. ВІЛЬНІ РАДИКАЛИ, ЇЇ ХАРАКТЕРИСТИКИ І ОСОБЛИВОСТІ	24
3.1 Основні види природніх радикалів	24
РОЗДІЛ 4. БІОСХЕМА ДІЇ НЕ-НЕ ЛАЗЕРА НА ЖИВУ КЛІТИНУ. ФОТОДИНАМІЧНИЙ ЕФЕКТ ЕНДОГЕННОГО СТАБІЛІЗАТОРА (ПОРФІРИНА).....	26
4.1 Ланцюгова реакція окислювальних ліпідів з використанням цитохрому	28
4.2 Біологічна дія монохромного випромінення лазеру	32
РОЗДІЛ 5. КЛАСИФІКАЦІЯ СУЧАСНИХ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ПРИСТРОЇВ. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ І ГАЛУЗІ ЗАСТОСУВАННЯ	33
РОЗДІЛ 6. ОСНОВНІ ТИПИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОПТИЧНИХ ДЖЕРЕЛ ВИМІРЮВАННЯ, ЯКІ ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ У СУЧАСНИХ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРИСТРОЯХ.....	36

6.1 Особливості і переваги оптичного діапазону електромагнітних хвиль	36
6.2 Принципові переваги застосування електромагнітних хвиль оптичного діапазону	37
РОЗДІЛ 7. ОСОБЛИВОСТІ ЛАЗЕРНИХ ДЖЕРЕЛ ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ. ХАРАКТЕРИСТИКИ І МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ	39
7.1 Класифікація всіх видів лазерів.....	39
7.2 Основні характеристики лазерних джерел випромінювання. Методи і схеми їх вимірювання.....	43
7.3 Оптична схема вимірювання часової когерентності лазерного випромінювання	46
7.4 Оптична схема вимірювання просторової когерентності лазерного випромінювання	48
7.5 Часові структури для лазерів, що працюють в імпульсному режимі.....	52
7.6 Поляризація лазерного випромінювання.....	53
7.7 Основні типи лазерних резонаторів. Добротність резонатора	54
РОЗДІЛ 8. ТИПИ І ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ СВІТЛОВODІВ	58
8.1 Особливості розповсюдження оптичного випромінювання у однорідному кварцовому стрижні.....	58
8.2 Основні типи і особливості конструкцій ВС	61
8.3 Основні типи ВС:	63
РОЗДІЛ 9. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВОЛОКОННИХ СВІТЛОВODІВ. СХЕМИ ВИМІРЮВАННЯ	68
9.1 Вимірювання числової апертури волоконних світловодів.....	68
РОЗДІЛ 10. ЗАГАСАННЯ ВОЛОКОННИХ СВІТЛОВODІВ. ОПТИЧНА СХЕМА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЗАГАСАННЯ ОПТИЧНИХ СВІТЛОВODІВ.....	74

10.1 Експериментальні методи вимірювання загасання волоконних світловодів.....	77
10.1.1 Поляризаційні характеристики волоконних світловодів...	79
РОЗДІЛ 11. ВОЛОКОННО-ОПТИЧНІ ВИМІРЮВАЧІ. ОПТИЧНІ СХЕМИ ВОД.....	80
11.1 Лазерний волоконно-оптичний доплерівський гетеродинний вимірювач швидкості мікрочастинок (анемометр)	80
11.2 Волоконно-диференціальна схема вимірювання швидкості біооб'єктів з використанням оптичної голівки	83
11.3 Волоконно-оптичний інтерферометр Маха-Цендера (акустичний гідрофон)	85
РОЗДІЛ 12. ОПТОЕЛЕКТРОННІ ЛАБОРАТОРНІ ДІАГНОСТИЧНІ ПРИСТРОЇ	87
12.1 Візуальний оптичний контроль біооб'єктів	87
12.1.1 Ультрамікроскопія.....	87
12.1.2 Електронна мікроскопія	87
12.1.3 Рентгенографія і електроннографія	88
12.2 Автоматизований оптоелектронний контроль біооб'єктів.....	89
12.2.1 Оптична схема і принцип роботи спектрофотометра	89
12.2.2 Рефрактометричні оптоелектронні аналізатори	90
12.2.3 Інтерферометричні аналізатори	92
12.2.4 Абсорбційні оптичні методи	93
12.2.5 Турбідиметрія.....	97
12.2.6 Нефелометричні аналізатори.....	98
12.2.7 Особливості лазерної нефелометрії	99
12.2.8 Лазерна поляризаційна нефелометрія	101
12.2.9 Проточні аналізатори мікрочастинок	105
12.2.10 Особливості багатопараметричної цитометрії	107
12.2.11 Флуориметричні аналізатори.....	108
12.2.12 Поляриметричні аналізатори	109

12.2.13 Неінвазивний спектрополяриметр зображень для дослідження біотканин та гуморальних середовищ.....	110
12.2.14 Схема автоматизованого контролю параметрів оптично м'яких частинок для гуморальних середовищ.....	113
РОЗДІЛ 13. АНАЛІЗ ТЕОРЕТИЧНИХ МЕТОДІВ РОЗВ'ЯЗКУ РІВНЯНЬ ПЕРЕНОСУ ВИПРОМІНЮВАННЯ (РПВ)	114
Основні медичні стандарти для безпеки та виробництва медичної апаратури.....	117
ДОДАТОК А. Перелік національних стандартів	118
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ.....	124

ВСТУП

У навчальному посібнику розглянуті особливості проектування, роботи та основні теоретичні основи базування сучасної оптоелектронної діагностичної лабораторної техніки, а також основні характеристики окремих принципово важливих компонентів та складових вимірювачів біофізичних параметрів клітин, тканин та організму людини в цілому.

Теоретичні та практичні результати вивчення модуля можуть бути використані при проектуванні та експлуатації високоінформативних оптоелектронних лабораторних пристроїв, зокрема у посібнику викладено навчальні матеріали:

1. Класифікація всіх основних методів оптоелектронних діагностичних приладів (сучасні лабораторні лазерні діагностичні комплекси).

2. Типи і основні характеристики джерел випромінювання оптичного діапазону. Лабораторні дослідження основних характеристик джерел випромінювання.

3. Основні типи і характеристики волоконно-оптичних трактів лазерних оптоелектронних приладів. Основні експериментальні схеми вимірювання характеристик волоконно-оптичних трактів.

4. Основні сучасні оптоелектронні лабораторні діагностичні пристрої.

Практична частина спрямована на науково-аналітичний огляд, проектування, конструювання, дослідження, випробування, експлуатацію і технічну експертизу, інженерно-інформаційний супровід лабораторної діагностичної техніки і технологій, комп'ютерне моделювання медичної інформації і експериментальних характеристик фізіологічного стану людини.

РОЗДІЛ 1. ОСОБЛИВОСТІ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ МЕТОДІВ БІОМЕДИЧНИХ ЛАБОРАТОРНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

1.1 Основні принципові переваги оптоелектронних (лазерних) методів діагностики

При використанні сучасних оптоелектронних діагностичних пристроїв основні методи лабораторних досліджень можна поділити на:

1) макродіагностику, яка використовує пружне або квазіпружне розсіювання світла на окремих клітинах, органах від 2 до 200 мкм, з використанням дифракційно-інтерференційних процесів, а також лазерну голографію;

2) мікродіагностику, яка використовує методи лазерної спектроскопії (спектроскопія комбінованого розсіювання, абсорбційна і колориметрична спектроскопія, лазерний флуоресцентний аналіз, лазерна мас-спектроскопія), які дозволяють досліджувати характеристики окремих атомів і молекул.

Основні принципові переваги оптоелектронних (лазерних) методів у лабораторних біомедичних дослідженнях:

1. Висока точність вимірювань — потенційна точність лазерних методів вимірювання швидкості досягає 0,2 %. Оптоелектронні пристрої перетворюють корисний сигнал у частотну форму, а вимірювання частоти у сучасній метрології є абсолютним (еталонним) методом точного вимірювання. Реальне значення похибки при дослідженнях швидкості крові оптоелектронними методами — 5–7 %.

2. За допомогою оптоелектронних методів для медицини і техніки використовують широкий спектр розмірів об'єктів і їх швидкостей, наприклад, від 1 мкм/с (окремі клітини, цитоплазми в клітині, сперматозоїди) до 1–3 м/с (кров у аорті), для технічних об'єктів цей діапазон досягає сотні м/с.

3. Використовується оптичний діапазон електромагнітних хвиль, який має незалежність або індиферентність від електромагнітних потужних завад, і ця завадостійкість особливо використовується у телемедицині при передаванні біоінформації при передачі волоконно-оптичними трактами.

4. Можливість багатоканальних вимірів одночасно в різних точках простору за допомогою формування або розщеплення лазерного випромінювання на велику кількість сенсорів просторових зон. Використовується оптична дифракція ґратки, наприклад:

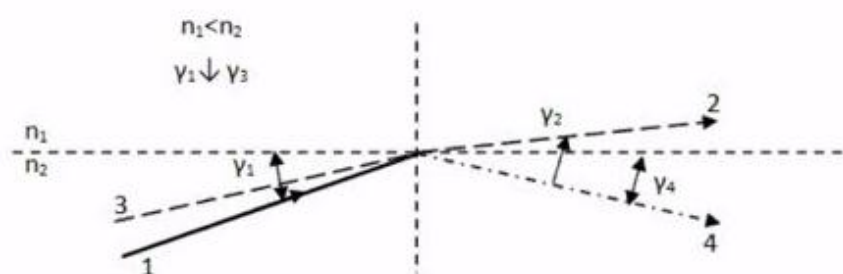


Рисунок 1.1 – Відбивання світла

$$d \sin \alpha = \pm n \lambda, \quad (1.1)$$

де $\lambda = 0,6328$ мкм (!);

n — порядок лазерної дифракції (максимально видимий порядок дифракції);

d — крок дифракційної ґратки;

α — кут між нульовим та n -им порядком.

5. Висока швидкість передавання біоінформації без спотворення на великі відстані для систем телемедицини, а також дистанційні давачі операцій (хірургічні роботи).

6. Безконтактний неруйнівний дистанційний метод вимірювання при лабораторних дослідженнях не спотворює закон руху крові, не відбувається деформація при вимірюванні формених елементів крові, можливість виміру швидкості у важко доступних (герметичних) об'єктах — вимір розподілу швидкості крові у мікросудинах сітківки ока.

7. «Лазерний (оптоелектронний) зонд» має дуже малий просторовий розмір – до 1 мкм^3 і лазерний промінь можна сфокусувати у дуже маленькому просторі:

$$d_{\min} = \frac{\lambda}{2NA}, \quad (1.2)$$

де d_{\min} – розмір плями;

NA – числова апертура об'єктива (0,3–0,4).

Розміри цієї плями десь 0,–91 мкм для CD, вони сумірні з довжиною хвилі випромінювання. Це стосується всіх когерентних монохроматичних джерел випромінювання, а для некогерентних звичайних оптичних джерел мінімальний розмір сфокусованої плями сумірний з розміром зони оптичного випромінювання (нитка розжарювання, розмір робочого кристалу для світлодіода або дуги для прожектора).

8. Можливість високої просторової здатності завдяки малим розмірам «лазерного зонду», наприклад, лазерна діагностика з окремим атомами, молекулами без попередньої підготовки (діагностика локалізованих онкоклітин в органах при лазерній діагностиці з подальшим руйнуванням іншого лазерного променю).

Недоліки оптоелектронних методів:

1. Дорого вартісне обладнання.
2. Вплив зовнішніх факторів на роботу приладу.
3. Вимоги до персоналу.
4. Наявність програмного забезпечення (ПЗ).

1.2 Оптичні методи і засоби контролю біоб'єктів

Класифікація оптичних методів і засобів контролю біоб'єктів представлено на рисунку 1.2 і 1.3, відповідно.



Рисунок 1.2 – Класифікація оптичних методів і засобів контролю біоб'єктів

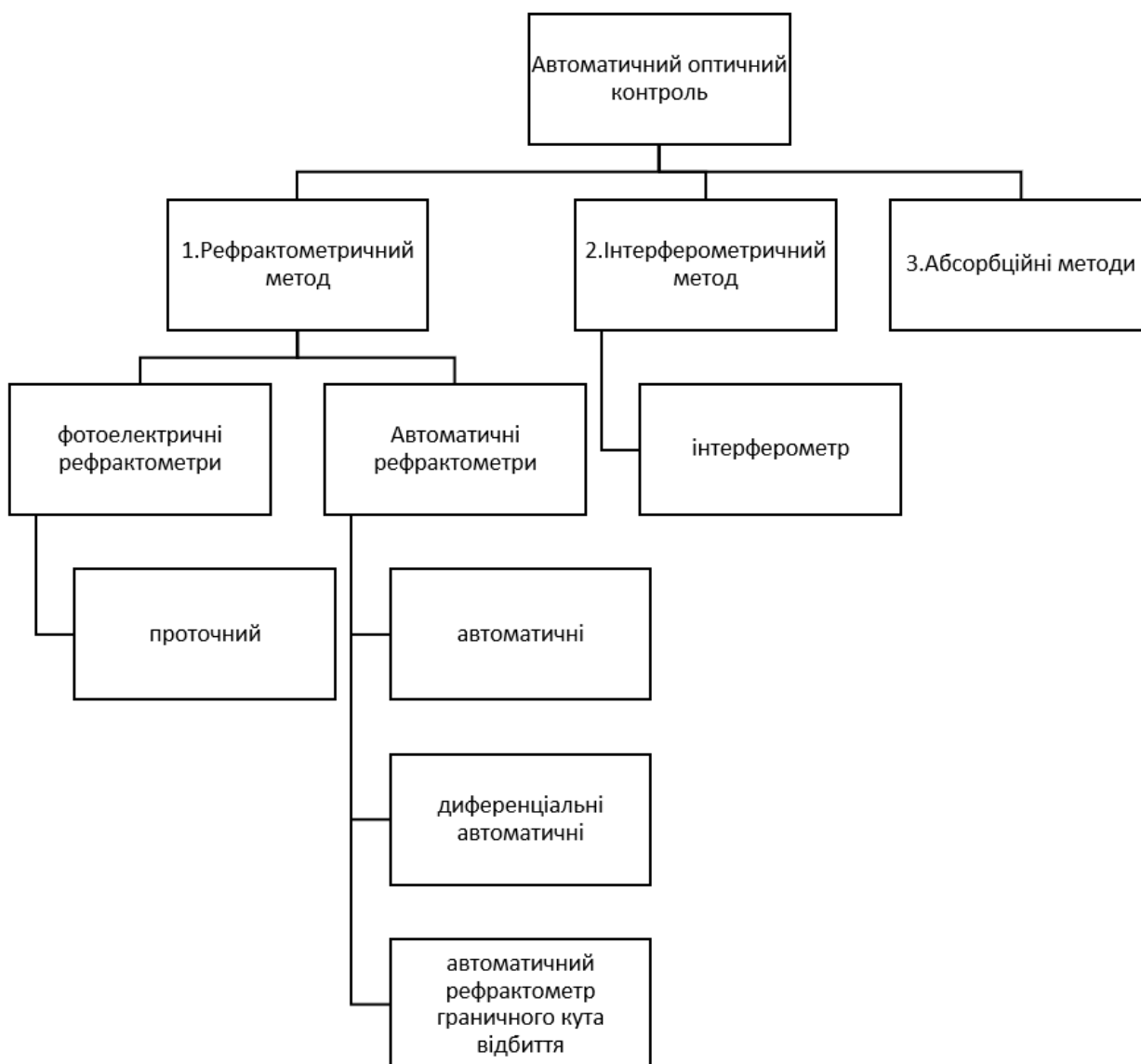


Рисунок 1.3. – Класифікація автоматичного оптичного контролю

При зменшенні γ_1 до γ_3 (промені 1 і 3) промінь 4, який відбивається від поверхні $n_1 n_2$ не виходить у середовище n_2 , розповсюджується вздовж $n_1 n_2$, або відбивається n_2 . Кут γ_3 – граничний кут, або кут повного оптичного відбиття від поверхні n_2 . Кут γ_3 – критичний кут, або кут повного оптичного відбиття від поверхні $n_1 n_2$. Він визначається по формулі:

$$\cos \gamma_3 = \frac{1}{n_2}. \quad (1.3)$$

За цим принципом працюють всі оптичні канали при передачі медичних зображень (ендоскопи, колоноскопи, бронхоскопи, волоконно-

оптичні тракти при проведенні мало травматичних операцій). За допомогою цього ефекту відбувається розповсюдження зображення на відстань 5–7 м, а телекомунікаційна інформація (для телемедицини) розповсюджується на десятки тисяч кілометрів.

Оптичні методи контролю біологічних об'єктів наступні:

1. Абсорбційні методи контролю:

а) фотоколориметричний метод:

- фотоколориметричний аналізатор неперервної дії;
- фотоколориметричний аналізатор дискретної дії;

б) електрофотометричний метод:

- поляризаційний фотометр Мортенса;
- універсальний фотометр Пульфріга;
- спектрофотометр;
- електрофотометр:
 - мікрофотометр;
 - сферичний (польовий) фотоелектричний фотометр;
 - фотоелектричний фотометр Пульфріга;

в) УФ-метод:

- УФ-аналізатор прямого перетворення;
- УФ-аналізатор зрівноважуючого перетворення;

г) ІЧ-метод:

- ІЧ-аналізатор з оптичною компенсацією в порівняльному і робочому каналах;
- мікропроцесорний ІЧ-аналізатор.

2. Поляризаційний метод:

- а) поляриметр;
- б) фотоелектричний поляриметр;
- в) фотоелектричний спектрополяриметр;
- г) поляроскоп;

3. Люмінесцентний метод:

а) флуорометр із паралельним вимірюванням флуоресценції;

б) флуорометр із перпендикулярним вимірюванням флуоресценції;

в) флуорометр із поверхневим вимірюванням флуоресценції;

4. Турбідиметричний метод:

а) турбідиметр;

5. Нефелометричний метод:

а) поляризаційний нефелометр;

б) фотоелектричний нефелометр.



Рисунок 1.4. – Класифікація видів взаємодії лазерного випромінювання з біоб'єктами

Лазерні абсорбційні методи діагностики:

I. Абсорбційно-трансмісійні:

1. трансмісійний метод;
2. піко- та субпікосекундні методи:
 - а) поодинокий збудливий імпульс;
 - б) широкосмуговий пробний імпульс;
 - в) імпульс збудження за змінною оптичною затримкою;
 - г) диференціальні;
 - д) поляризаційні;
3. внутрішньо-резонаторний.

II. Оптико-колориметричні:

1. оптико-термічні методи;
2. оптико-акустичні методи;
3. оптико-термічна радіометрія;
4. оптико-геометричний метод;
5. оптико-рефракційні методи:
 - а) теплова лінза;
 - б) теплова дефлекція;
 - в) інтерферометричні методи.



Рисунок 1.5 – Оптоелектронні лазерні методи діагностики

РОЗДІЛ 2. СТРУКТУРА Й ОСОБЛИВОСТІ ВЗАЄМОДІЇ СВІТЛА З РЕЧОВИНОЮ

2.1 Особливості основних положень біофотоніки

Біофотоніка – галузь науки, яка вивчає сукупність взаємопов'язаних фотофізичних і фотохімічних процесів, які відбуваються при поглинанні світла речовиною.

Біофотоніка (квантова біофізика) – наука про випромінення, поглинання, розсіювання фотонів в біологічних системах. Вона включає вивчення явищ:

- 1) хемілюмінесценції – світіння, що використовує енергію хімічних реакцій;
- 2) біолюмінесценції – поглинання і розсіювання світла тканинами, клітинами;
- 3) фотобіологічних процесів (фотосинтез, зір).

Ефект фоторесценції поділяють за тривалістю:

- 1) флуоресценція – час життя 10^{-9} – 10^{-6} с;
- 2) фосфоресценція 10^{-6} – 10^{-3} с.

При взаємодії фотонів з молекулами, які входять в склад організму відбуваються зміни напрямку розсіювання світла (напрямом руху фотонів), відбувається поглинання фотонів, що приводить до переходу біомолекул в електронно-збуджений стан. Основним методом вивчення таких молекул є дослідження або вимірювання характеристик люмінесценції — випромінення фотонів біомолекулами при поверненні їх у початковий стан (первинний стан). При цьому спектр збудження, емісія, квантовий вихід, час загасання світла, та інші параметри флуоресценції мають різноманітну корисну інформацію про механізм, енергетику, кінетику при міжмолекулярному перерозподілу енергії в біосистемі після поглинання фотону біосистемою.

Енергія фотону при вимірюванні залежить від частоти випромінення і мінімальної квантової енергії, яка згідно рівнянь Ейнштейна:

$$E = h\nu. \quad (2.1)$$

Чим вище ν випромінення (довжина хвилі менше), тим вище енергія кванту, і це використовується при проектуванні потужних лазерних джерел випромінення.

Всі квантові системи мають дискретний розподіл енергії. Енергія займає певні енергетичні рівні. Згідно із закону Стефана-Больцмана, для нормального теплового стану речовини за експоненціальним законом нижні енергетичні рівні мають більше квантових частинок, ніж верхні. Для отримання вимушеного випромінення необхідно штучно порушити теплову рівновагу і отримати інверсію носіїв (коли верхні рівні мають населеність вище ніж нижні), за допомогою якого відбувається вимушений перехід з нижніх рівнів на вищі, і досягається квантово-прозорий перехід між рівнями 1 і 4 і відбувається рівновага населеності частинок, населеність рівнів зрівнялася, але на рівні 4 вона більша ніж на нижніх рівнів, відбувається інверсія і при переході з 4 на 1 рівень відбувається випромінення поглиненої енергії згідно рівняння Ейнштейна.

2.2 Лазер на нейтральних атомах He-Ne суміші

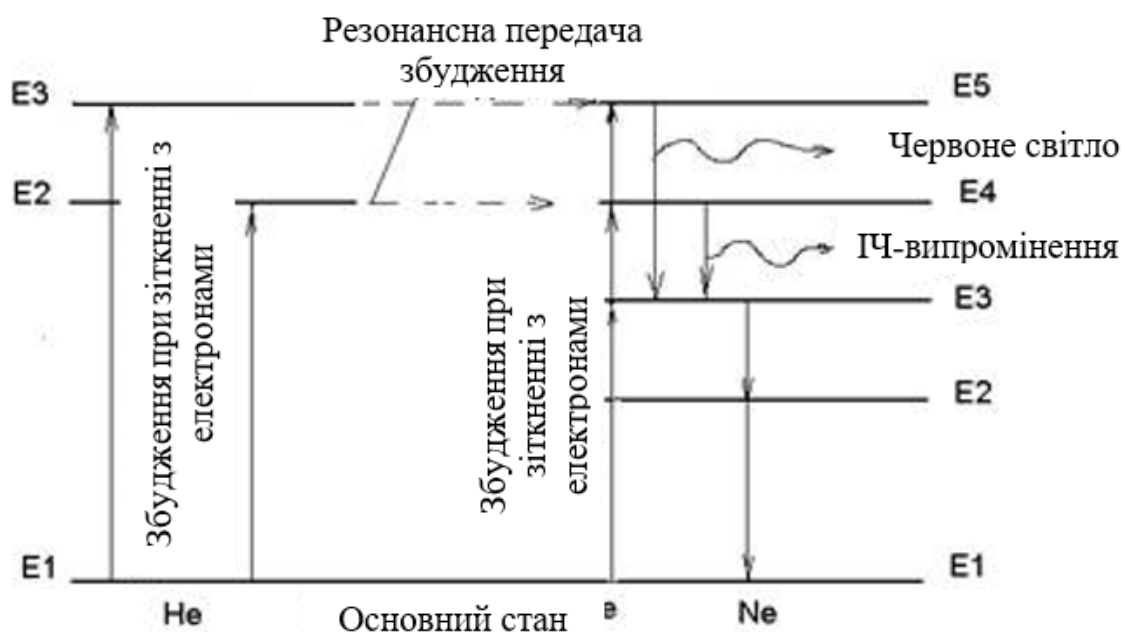


Рисунок 2.1 – Схема енергетичних рівнів He-Ne лазеру

He-Ne лазер працює на нейтральних (атомарних) атомах, використовує суміш газу He-Ne у відношенні 10:1, 5:1, тиск в газорозрядному капілярі ~ 80 Па, випромінення утворюється атомом Ne, атом Ne використовується лише для передачі енергії. Газова суміш збуджується електричним струмом (постійний або змінний ≈ 30 МГц) виникає газовий розряд між анодом і катодом по аналогії з Ne лампами.

Для основних He-Ne лазерів напруга підпалювання (первинна) складає 10–13 кВ, а робоча напруга 7–9 кВ, виникає тліючий розряд. Під час розряду відбувається перехід атомів Ne з 1-го рівня на довготривалі збуджені рівні 4-5. Одночасно відбувається збудження під час розряду рівнів 2 і 3 для He, ці атоми He іонізуються, формується плазма з електронами високої кінетичної енергії. Ці електрони взаємодіють з атомами He, збуджують їх, і переводять на довгоживучі рівні 2 і 3, які співпадають з рівнями 4 і 5 Ne. При цих зіткненнях (збуджених атомів He) з незбудженими атомами Ne відбувається резонансна передача збудження — атоми Ne переходять на збуджені рівні 4 та 5, а атоми He переходять в основний стан. Таким чином, відбувається додаткова заселеність рівнів 4 та 5 для Ne і виникає інверсія населеності частинками між рівнями 5-3 і 4-3. Інверсія населеності частинками відбувається також завдяки тому, що рівень 3 спустошується внаслідок співвзаємодії атомів газу зі скляними стінками капіляру. Спустошення рівня 3 відбувається без випромінювання (спонтанні переходи). Відбувається спустошення з рівня 3 на рівень 2, та з рівня 2 на рівень 1.

Тому дуже важливим для стабільної роботи лазера є оптимальний діаметр газорозрядного капіляра. Його довжина сягає 0,2–3 м і діаметр 5–7 мм. Якщо збільшується діаметр трубки (капіляра з високоякісного кварцу) збільшується потужність генерації – збільшується об'єм робочої суміші, але великий діаметр трубки призводить до того, що атоми в центрі капіляру не досягають його стінок, не розвантажуються і потужність падає.

Для He-Ne лазерів велика довжина капіляру дозволяє отримувати надзвичайно малу розбіжність випромінення (високу направленість): 0,9–1 мРад.

Таким чином, генерація випромінення відбувається на довжині хвилі 0,6328 мкм. (E5-E3 перехід в Ne) і 1,153 мкм ІЧ-випромінення (E4-E3) і кожен з переходів має 130 спектральних ліній видимого та ІЧ діапазону. Для 0,6328 мкм необхідна спеціальна спектральна селекція за допомогою оптичного резонатора.

Між 5 і 4 рівнями є додатковий короткоживучий рівень з генерацією випромінення на $\lambda = 3,392$ мкм.

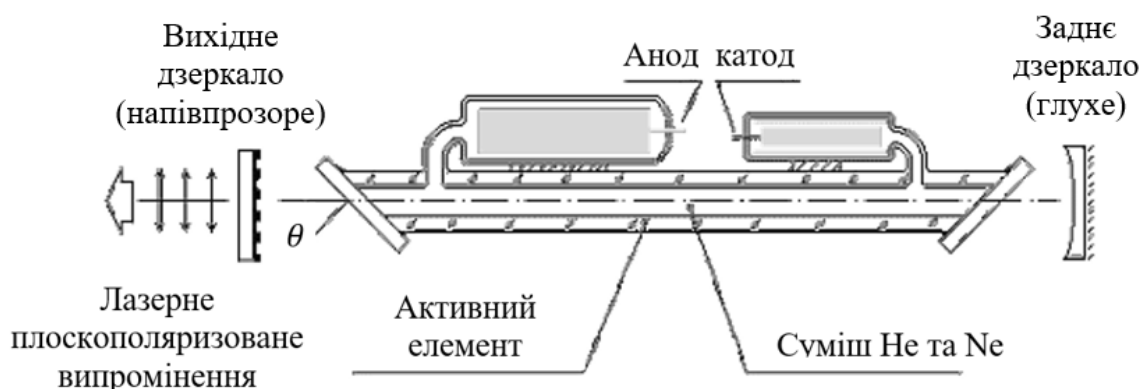


Рисунок 2.2. – Схема He-Ne лазеру

Газорозрядний капіляр закінчується як правило скляною пластинною, яка під кутом θ розташована до осі капіляра з обох сторін. θ – кут Брюстера:

$$\theta = \arctan(n), \quad (2.2)$$

де n – показник заломлення матеріалу пластинки.

За допомогою цього кута відбувається поляризація, якщо пластин немає, то випромінення буде неполяризованим. Газорозрядний капіляр розміщується в оптичному резонаторі (дзеркалі з інтерференційним покриттям). Дзеркала розміщуються у спеціальних юстувальних пристроях (для налаштування) з можливістю отримання не паралельних дзеркал 1,2 с.

Для механічної міцності і термостійкості лазера в цілому використовують інварові стрижні, які компенсують механічну деформацію внаслідок нагрівання.

Переваги He-Ne лазеру:

1. висока когерентність;
2. монохроматичність;
3. мала розбіжність випромінення;
4. невелика потужність споживання (8 – 10 Вт).

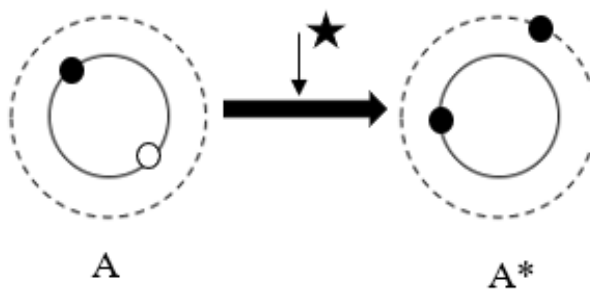
Недоліки He-Ne лазеру:

1. невисокий ККД (0,1 – 1%);
2. вихідна потужність максимальна (100 мВт).

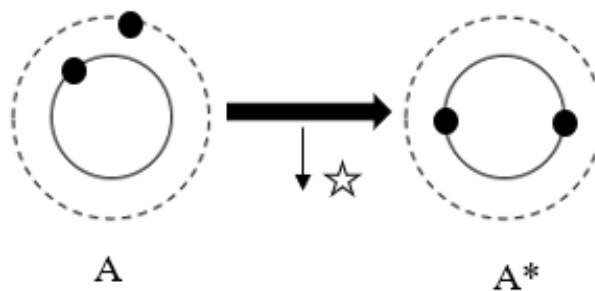
Використовується, як правило, у наукових дослідженнях і вимірювальній техніці.

2.3 Особливості фотохімічних реакцій та хемілюмінесценції (ХЛ)

- — електрон;
 - ★ — фотон, що випромінюється;
 - ☆ — фотон, що поглинається;
 - AN_2 — відтворена форма молекули;
 - A^* — молекула в електронно-збудженому стані;
 - A — непарні електрони у радикалах.
- I. Фотоніка (поглинання і люмінесценція фотонів)
1. Поглинання:

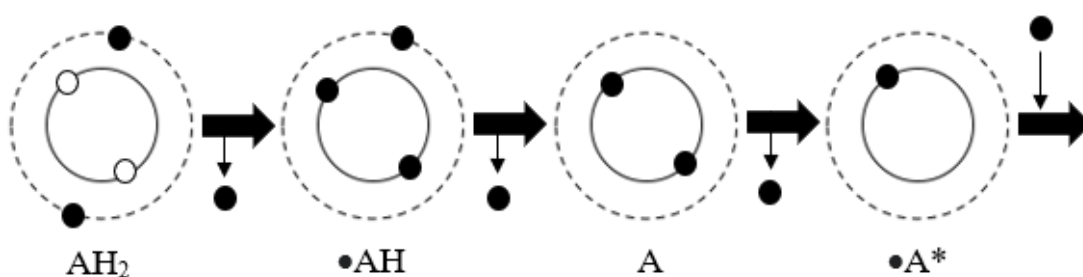


2. Люмінесценція:

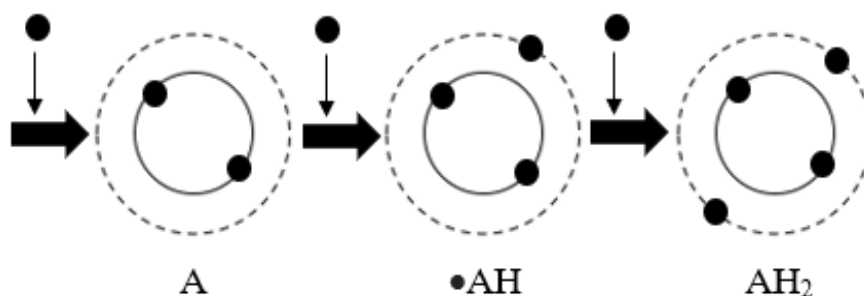


II. Радикали. Окислювально-відновлювальні реакції

1. Окислювальна реакція

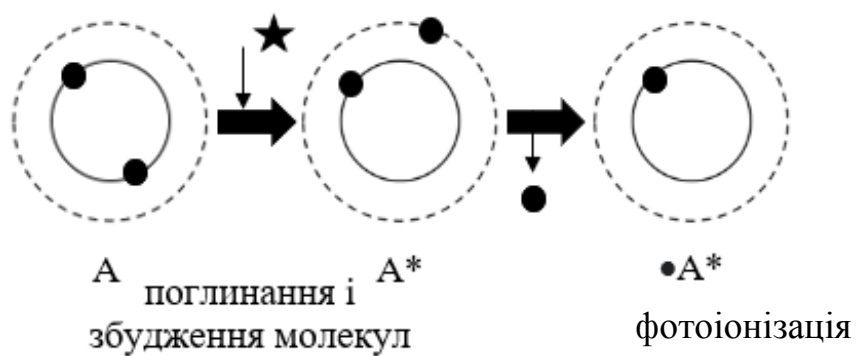


2. Відновлювальна реакція:

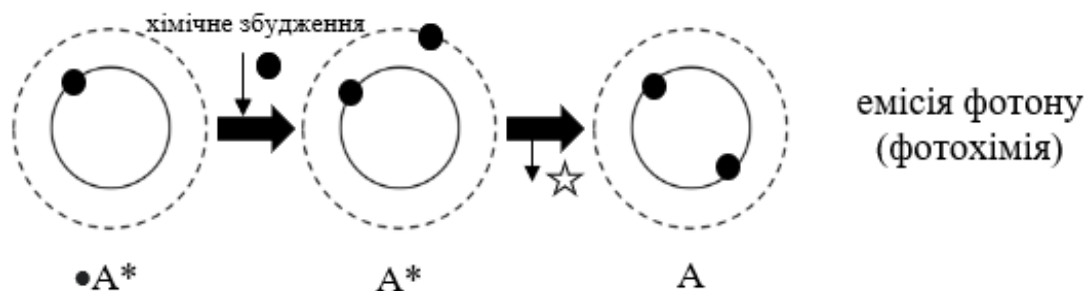


III. Фотохімія. Фотохімічні реакції. Хемілюмінесценція (ХЛ)

1. Поглинання світла і фотоіонізація. Фотохімічні реакції:



2. Хемілюмінесценція (ХЛ):



2.4 Реакції при УФ опроміненні білків

При УФ опроміненні білків починаються фотохімічні реакції в організмі людини і утворюються вільні радикали. Дослідження проводились при температурах рідкого азоту (-196°C), це дозволило виключити звичайні хімічні реакції, розчин був твердий, але залишились процеси переходу електронів з внутрішньої та зовнішньої орбіти і навпаки з випроміненням або поглинанням фотонів. Під час дослідження спектрів поглинання флуоресценції, фосфоресценції розраховувалась енергія молекули у збудженому стані, коли один з електронів молекули вилітав у зовнішнє оточуюче середовище, його затримували молекули розчинника, які знаходяться у замороженому стані. Після нагрівання УФ випроміненням електрони повертались на нижню орбіту і випромінювали УФ світло (формувався електронно-збуджувальна молекула) і спостерігалось зовнішнє світло (термолюмінесценція), яка відбувалась при переході електрона на внутрішню орбіту, і це явище називається інактивація білків. Як правило, об'єктом в такому експерименті є молекула амінокислоти, а зовнішньою дією є УФ випромінення.

Біофотоніка, а також наука про вільні радикали вивчає такі процеси:

- а) фотофізичні процеси — поглинання світла молекулою:
 - флуоресценція — перехід в триплетний стан (відбувається обертання спіну електрона);
 - фосфоресценція;
- б) фотохімічні процеси:

- фотоіонізація;
- хемілюмінесценції.

РОЗДІЛ 3. ВІЛЬНІ РАДИКАЛИ, ЇЇ ХАРАКТЕРИСТИКИ І ОСОБЛИВОСТІ

Хімічні радикали мають надзвичайно агресивну форму — вони «бажають» повернути собі відсутній електрон віднявши його у будь-якого молекули, або навпаки віддати зайвий електрон, або знайти такого ж радикала і поєднатись з ним, утворивши нормальну молекулу. Ці вільні радикали відіграють велику роль у роботі організму людини.

3.1 Основні види природніх радикалів

1. Молекули кисню — вміщують 2 неспарених електрони і формують подвійний радикал — $\bullet\text{O}\text{O}\bullet$.

Якщо до O_2 приєднати 1 електрон, то формується супероксид — $\bullet\text{O}_2$.

Якщо додаються 2 електрони у водному розчині, то формується пероксид — H_2O_2 .

Якщо додаються 3 електрони, то формується гідроксильний радикал — $\bullet\text{OH}$.

Це все АФК – активні форми кисню — в одних умовах це регулятори процесів у клітинах, у інших — наносять клітинам тяжкі пошкодження та їх загибель.

2. Монооксид азоту NO , який в організмі людини формується ферментами NO (NO -синтази), регулюють багато внутрішньо-клітинних процесів і є важливим медіатором послаблення стінок судин. Його нестача приводить до порушення місцевого кровотоку і формується підвищений артеріальний тиск (артеріальна гіпертензія), але його надлишок також небажаний тому, що метаболіти NO в активній формі дуже токсичні для організму.

Самовільне окислення організмом молекул киснем відбувається за механізмом ланцюгової реакції, у якій присутні вільні радикали. За таким же принципом відбувається окислення ліпідів, поліненасичених жирних кислот, а також біологічних мембран у живих клітинах. Продукт цієї ланцюгової реакції (відтворення пероксидів ліпідів), а сам процес – ліпопероксидація. Перокисне окислювання приводить до:

1. Розпад біомолекулярного ліпідного шару мембран;
2. Збільшення провідності мембран клітин для іонів;
3. Зниження електричної міцності мембран, в результаті чого мембрани руйнуються під впливом електричного поля (власного, яке вони самі і генерують);
4. Відбувається загибель клітин (некроз);
5. «Вмикається» механізм самогубства клітин (апоптоз).

Перекисне окислювання також приводить до розвитку хвороб людей похилого віку:

1. Захворювання ССС;
2. Атеросклероз;
3. Нервово-дегенеровані хвороби (хвороба Альцгеймера, Паркенсона, тощо);
4. Хронічні захворювання (ревматоїдний артрит);
5. Очні хвороби (катаракта, дегенерація сітківки);
6. Діабет, тощо.

Хемілюмінесценція – процес зворотній фотохімічному:

Перший процес характеризується наявністю хімічних реакцій, які призводять до утворення продуктів в електронно-збудженому стані і випроміненню світла.

Другий процес (ХЛ) – поглинання світла і запуск хімічних реакцій в біотканинах і основним джерелом випромінення в живих клітинах є реакція взаємодії вільних радикалів поліненасичених жирних кислот (входять в склад мембран біоклітин) і ліпопротеїнів.

РОЗДІЛ 4. БІОСХЕМА ДІЇ НЕ-НЕ ЛАЗЕРА НА ЖИВУ КЛІТИНУ. ФОТОДИНАМІЧНИЙ ЕФЕКТ ЕНДОГЕННОГО СТАБІЛІЗАТОРА (ПОРФІРИНА)

Лазери He-Ne широкого використання в різних галузях, в тому числі і для медицини. Основна особливість їх роботи – монохроматичне випромінювання (червоний колір – 0,6328 мкм). Діапазон потужностей між 1 мВт до 100 мВт.

Для медичних застосувань He-Ne лазерне випромінювання використовується:

1. Внутрішньовенне (ендовазулярне) опромінювання крові людини (захворювання ССС, інфаркт міокарду (зі збереженням медикаментозних протоколів лікування));
2. Зовнішнє опромінювання шкіри (нервові захворювання, регенерація шкіри, видалення зморшок);
3. Лікування захворювань очей (стимулювання процесів кровообігу у судинах сітківки).

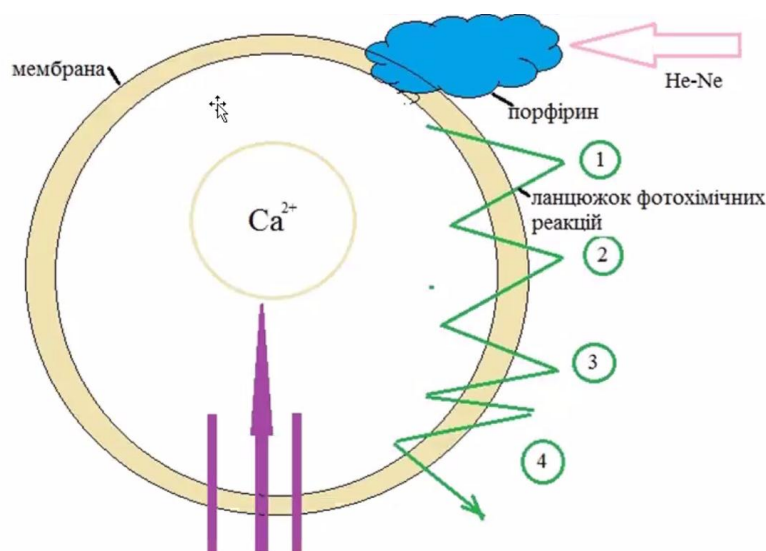


Рисунок 4.1 – Біосхема дії He-Ne лазера на живу клітину

- 1 – фотоіонізація під впливом He-Ne випромінювання;
- 2 – ланцюгове окислювання;
- 3 – вхід іонів Ca^{2+} в клітину (фіолетові стрілки);
- 4 – активація клітини.

Дослідження надслабкого випромінювання клітин і біотканин (світіння або випромінення плазмою та ФЕК) використовується для методу лабораторного клінічного аналізу. При реєстрації різкого збільшення випромінення можна діагностувати запальні захворювання людини, а при різкому зменшенні реєструється різке зменшення O_2 в біотканинах (гіпоксія), що є попередженням для можливих захворювань.

Для оптоелектронного лабораторного клінічного окислювання додають флуоресцентний барвник С-525, квантовий вихід опромінювання якого (φ) та інтенсивність хемілюмінесценції збільшується приблизно більше як в 1500 разів.

Для біотканин при перекисному окислюванні ліпідів відбуваються такі процеси:

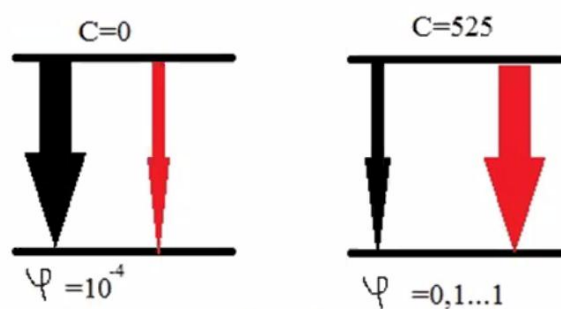


Рисунок 4.2 — Перекисне окислювання ліпідів

Лабораторний метод реєстрації випромінення біотканин має такі недоліки:

1. В багатьох випадках при реєстрації випромінення або світла реакція взаємодії пероксидних радикалів не є однозначною, одночасно відбуваються інші реакції, які малодосліджені та маловивчені.

2. Інтенсивність біовипромінення надто низька, тому необхідно дуже багато матеріалу: для аналізу випромінення плазми необхідно брати кров з вени людини (при дослідженні крові з пальця робить загальний аналіз крові (ЗАК), кров з вени береться об'ємом 4-5 кубиків для біохімічного аналізу крові).

Для зменшення недоліків (їх усунення) розроблені спеціальні хімічні сполуки – активатори хемілюмінесценції:

- а) хімічні активатори;
- б) фізичні активатори – не вступають в хімічну реакцію, їх дія заснована на різкому збільшенні квантового виходу люмінесценції.

Найкращим з хіполізиновим кумаринів є кумарин С525 – збільшує інтенсивність випромінення більше ніж в 1500 разів, не впливав в хімічну реакцію, не впливав на їх перебіг. Це дозволило суттєво зменшити об'єм лабораторного біоматеріалу до декількох мікролітрів крові або декількох міліграмів біотканин.

4.1 Ланцюгова реакція окислювальних ліпідів з використанням цитохрому

Етапи 1–3 перетворення цитохрому Сyt С525 у фермент пероксидазу у мітохондріях клітин при з'єднанні білка з кардіоліпіном представлено на рисунку 4.2.

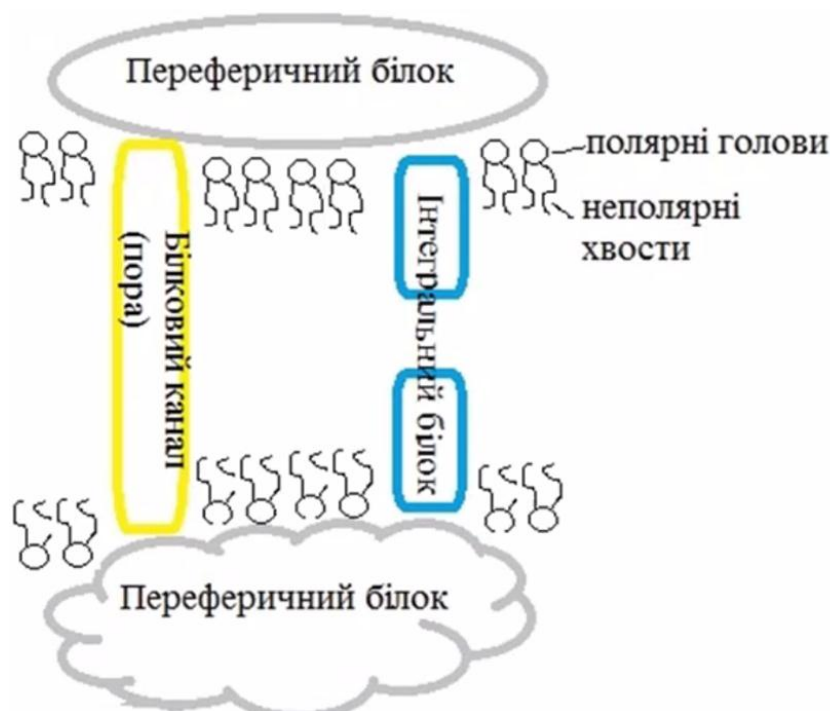


Рисунок 4.2. – Структура біологічної мембрани

Основу всіх біомембран клітин складає подвійний шар молекул ліпідів, з якими зв'язані молекули білків. Незважаючи на те, що мембрани мають різний склад і здійснюють специфічні функції в різних клітинах вони мають у загальному універсальну будову і завжди виконують 2 основні для всіх мембран функції:

1. Являються бар'єром для речовин та йонів;
2. Є основою для мембранних ферментів рецепторів та інших вмонтованих у мембрану білків.

Основою мембран є біліпідний шар. У мембрану, що оточує клітину (плазматична мембрана) включені холестерин та гліколіпіди. На поверхні шару знаходяться білки, що утримуються електростатичними силами і називаються периферичними білками. Інші білки входять в контакт з гідрофобним шаром з яким вони зв'язані гідрофобною взаємодією і настільки міцно вони зв'язані (сині на малюнку), що зруйнувати цей зв'язок можна лише діючи на подвійний ліпідний шар органічними розчинниками і такі білки інтегровані. Вся мембрана в цілому це «ліпідне море» у якому «плавають» білки і це «море» бурхливе.

Вся мембрана в цілому це динамічна рідкокристалічна система для якої характерно:

- 1) властивість рідини (текучість);
- 2) певна порядковість в орієнтації молекул.

Мембрана складається з молекул (ліпідних глобул) між якими можуть утворюватись пори (жовтим на малюнку), що змінюють свої розміри.

Проникність мембран для різних речовин, а також робота мембранних ферментів і рецепторів в значній мірі зумовлені фізичними властивостями мембранної фази. Фізичні властивості мембранної фази — наявність поверхневого заряду і зумовлена цим зміна електронного потенціалу на межі мембрана-зовнішнє середовище. Ця наявність заряду забезпечує стабільність мембранних структур і зв'язує органічні і

неорганічні йони з оточуючої водної фази. Всередині мембрани концентрація йонів невелика, розчинені в ліпідному шарі йони мало впливають на потенціал, і мембрана за властивостями подібна до конденсатора.

Функції мембрани:

1. Межа розділу різних хімічних реакцій (біохімічних перетворень);

2. Поверхня мембрани – місце, де здійснюється більшість біохімічних реакцій зумовлюють життєдіяльність клітин;

3. Мембрани контролюють біохімічні та біофізичні процеси в клітині – під впливом зовнішніх сигналів регулюються обмін речовин всередині клітини, змінюється проникність мембрани і збільшується швидкість біофізичних та біохімічних процесів.

Гормони впливають на властивості мембран. Якщо порушується гормональний та вітамінний баланс — порушується нормальний баланс біомембран.

4. Забезпечує адгезію – зчеплення клітин під час утворення тканин, наприклад, для злоякісних клітин зчеплення різко зменшується, вміст Ca^{2+} в них різко зменшується, зростають сили електронного відштовхування, онкоклетини більш рухливі, відриваються і пливуть з течією рідини утворюються метастази.

5. Мембрана визначає дихальну функцію клітин;

6. Мембрана – середовище в якому відбуваються біоенергетичні процеси – генерація біопотенціалів і окислювальне фосфорилування;

7. Мембрана бере участь у поширенні нервового імпульсу, визначає рецепцію: механічну, акустичну, смакову і зорову.

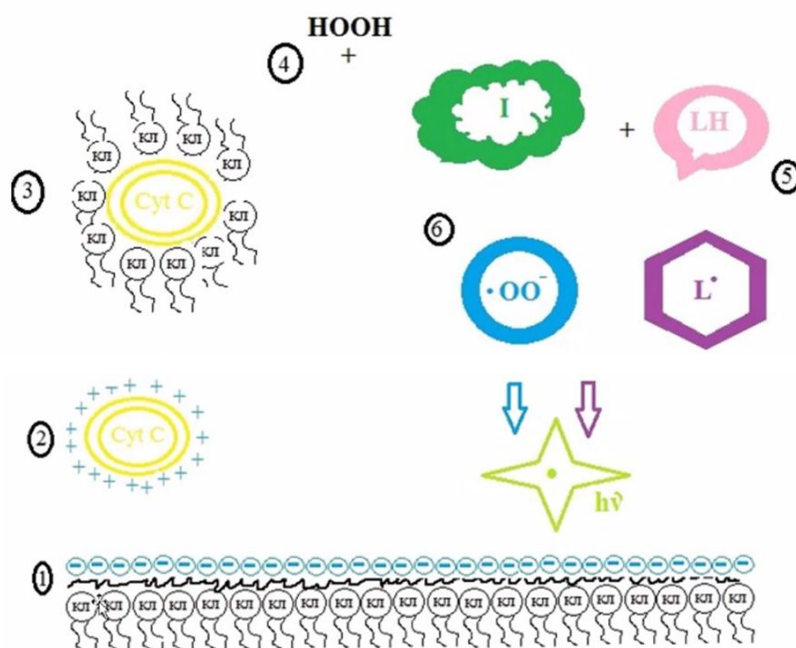


Рисунок 4.3. – Перетворення кардіоліпіну

Процес перетворення переносників електронів Cyt C525 у фермент пероксидазу у мітохондріях клітин тільки після з'єднання з кардіоліпіном.

У присутності водню формується з'єднання I. При взаємодії його з ліпідами LH(5) формуються їх радикали, починається ланцюгова реакція окислення ліпідів і ця реакція запускає механізм апоптозу. Для цієї реакції додають радикали пероксиду щоб під час експериментів ліпіди замінювались на люмінол, за допомогою якого утворення радикалів супроводжувалось яскравою хемілюмінесценцією.

Сферична наночастинка (3) (діаметр = 11 нм) складається з молекул цитохрому, які покриті зовні щільним моношаром молекул кардіоліпіну. Ця частина гідрофобна і вбудовується в ліпідний шар мембран мітохондрій. Таким чином полегшується доступ до гему, молекула Cyt C набуває нову властивість, вона може каталізувати процес утворення радикалів для органічних молекул, ліпідів включно. Антиоксиданти — з'єднання, які перешкоджають утворенню радикалів і розвитку реакцій ланцюгового окиснення, таким чином можна подавити апоптоз, активувати процеси за допомогою монооксиду азоту (NO) або використовувати монохроматичне випромінення лазера.

4.2 Біологічна дія монохромного випромінення лазера

Сучасні фізіотерапевтичні апарати широко використовують оптоелектронні джерела випромінювання, а також монохромне когерентне випромінення лазера. Лікувальний ефект дії лазера пов'язаний з утворенням і формуванням вільних радикалів. Основою стимулюючої дії низько інтенсивного лазерного випромінення є 3 фотохімічні реакції:

1. фотодинамічна дія — вплив на клітинні мембрани. При опроміненні клітин з порфіринами відтворюються ліпідні радикали, які змінюють властивості мембрани. Ці порфірини широко розповсюджені в живій природі;

2. фотохімічна активація антиоксидантного ферменту — супероксид дисмутази;

3. фотохімічне розщеплення нітрозильних комплексів білків — гему (небілкова частина гемоглобіну та цитохрому).

Радикали є руйнівниками клітин, які запускають процес апоптозу (за такими стадіями):

1. дія (вплив на клітину факторів, що викликають апоптоз);

2. відтворення комплексу фосфоліпиду кардіоліпіну з Cyt C у мітохондріях (ланцюжок дихального циклу);

3. перекисне окислювання ліпідів у внутрішніх мембранах, яке актуалізується з Cyt C;

4. утворення тріщини і пор у зовнішній мембрані органел і вихід Cyt C;

5. запуск Cyt C та іншого каскаду реакцій за участю каспази (фермент, який руйнує пептидний зв'язок між амінокислотами у білках);

6. остаточне руйнування структур біоклітин і поглинання її фагоцитами.

РОЗДІЛ 5. КЛАСИФІКАЦІЯ СУЧАСНИХ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ПРИСТРОЇВ. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ І ГАЛУЗІ ЗАСТОСУВАННЯ

Класифікація оптоелектронних пристроїв за типом зв'язку та оптичної локації наступна:

I. Зв'язок і телекомунікація:

1) Лазер на відкритих лініях зв'язку.

Склад лазеру відкритої лінії зв'язку:

- передавальний комплекс з передавальною антеною («тарілка»);
- приймальний комплекс (фільтр підсилення, демодуляція тощо) з приймальною «тарілкою».

Зв'язок відбувається через відкритий простір і, як правило, на відстані прямого зв'язку.

Переваги: секретність передавання інформації, не потрібен дозвіл на використання зв'язку. Недоліки: вплив зовнішніх факторів на якість передавання інформації, невелика відстань для зв'язку (до 1 км).

Використовувати у космічних системах оптимально, крім того, апаратно відбувається коригування прийому сигналу при наявності шкідливих перешкод – при взриві передавання автоматичної повторної інформації. Альтернативою є використання закритих каналів зв'язку, наприклад, за допомогою волоконно-оптичного світловоду.

2) Волоконно-оптичні лінії зв'язку і телекомунікації.

В оптичному діапазоні характеристикою є дуже висока частота несучого сигналу – 10^{14} – 10^{15} Гц, і відповідно дуже мала довжина хвилі від 1 мкм до 10 мкм. За допомогою таких чинників є можливість передавання дуже великих обсягів інформації на далеку відстань – швидкість передавання інформації 15,5 ГБт/сек на відстань 7000 км (це 400 DVD-дисків передаються з Парижу до Чикаго за 1 сек), використовується 155

лазерів, що працюють на різних довжинах хвиль, і кожен може забезпечити швидкість 100 ГБт/сек. Звичайні лінії зв'язку і телекомунікації Київ–Чоп (Житомир) можуть ретранслювати 70-100 км, але за допомогою спеціальних лазерів, що працюють у солітонному режимі, і спеціальними світловодами (волокна з ербію), які дозволяють підсилювати сигнал використовуючи ретранслятори через 5000-7000 км.

II. Оптичні локації:

1) Лазерні локатори (лідари) – на відстань 150–200 км можуть проводити аналіз твердих і газових сполучень, наприклад, у хмарах для контролю за якістю повітря.

2) Лазерні далекоміри – 5 мВт випромінювання He-Ne лазеру забезпечує роботу на відстань 60 км, а похибка – 0,5 мм.

3) Лазерні доплерівські анемометри (вимірюється швидкість) – вимірюється швидкість об'єктів у діапазоні 1 мкм/сек – 100 м/сек, відстань 1–3 км (лазерний віброметр, що досліджує характеристики вібраційних процесів на відстані до 3 км – амплітуду і частоту звукових хвиль).

III. Приладобудування:

1) лазерні або волоконно-оптичні гіроскопи (мобільні гаджети, будь-які літальні апарати: крилаті ракети, літаки тощо);

2) когерентність оптоелектронних вимірювальних пристроїв (будь-які сканери, поліцейські мобільні вимірювачі швидкості, давачі різних фізичних процесів);

3) голографічні пристрої системи — використовуються для зберігання раритетних музейних експонатів (естетичне завдання), в інформаційних телекомунікаційних системах для зберігання інформації, для вимірювання скритних дефектів у важливих об'єктах (шасі літаків, колеса автомобіля – реєструються голограми для ненавантаженої шини і навантаженої шини, і за цими голограмами виявляють можливі дефекти оболонки шин);

4) оптико-електронні пристрої (будь-які системи спостереження і контролю);

5) медичні оптоелектронні прилади (лазерна діагностика і терапевтичні апарати, лазерна хірургія і зварювання сітківки ока).

IV. Лазерні технології:

1) прецезійна обробка матеріалів – лазерне маркування, а також лазерна прецезійна підгонка мікроелементів у мікросхемах;

2) потужні лазерні технологічні пристрої – зварювання корпусу автомобіля, різка металів і неметалів (слюда), термоядерний синтез, військове застосування потужних лазерів (руйнування човнів, танків, крилатих ракет).

V. Енергетика:

1) термоядерний синтез (екологічно чиста енергія);

2) передавання енергії на відстань (із поверхні землі на літальні об'єкти, енергії з супутників на землю – штучне сонце);

VI. Комп'ютерна техніка:

1) оптична обробка інформації у реальному часі;

2) оптичні комп'ютери або процесори.

При роботі всіх електронних систем в оптичному діапазоні робоча частота, на відміну від радіодіапазону, збільшується на 5 порядків, і це дозволяє:

1) значно підвищити швидкодію комп'ютера за рахунок підвищення тактової (робочої) частоти;

2) відбувається заміна електричних зв'язків між блоками у комп'ютері на волоконно-оптичні лінії зв'язку, що можуть значно збільшувати швидкість передавання інформації;

3) розробка принципово нових логічних оптоелектронних елементів — оптичний процесор, що використовує оптичну паралельну обробку інформації за допомогою двомірного перетворення Фур'є.

РОЗДІЛ 6. ОСНОВНІ ТИПИ І ХАРАКТЕРИСТИКИ ОПТИЧНИХ ДЖЕРЕЛ ВИМІРЮВАННЯ, ЯКІ ВИКОРИСТОВУЮТЬСЯ У СУЧАСНИХ ОПТОЕЛЕКТРОННИХ ДІАГНОСТИЧНИХ ПРИСТРОЯХ

6.1 Особливості і переваги оптичного діапазону електромагнітних хвиль

Оптичний діапазон електромагнітних хвиль є безперервною частиною всієї шкали електромагнітних хвиль:

I. Радіодіапазон – довгі, середні, короткі хвилі, УКХ-діапазон, дециметрові хвилі (ДЦХ-діапазон) – довжина хвилі від 10 км (супер довгі хвилі) до 1 м (ДЦХ).

II. НВЧ-діапазон – міліметрові, сантиметрові хвилі.

III. Оптичний діапазон м субміліметрові хвилі, ІЧ-діапазон, видимий та УФ-діапазон.

Видимий діапазон для ока становить 0,34–0,76 мкм.

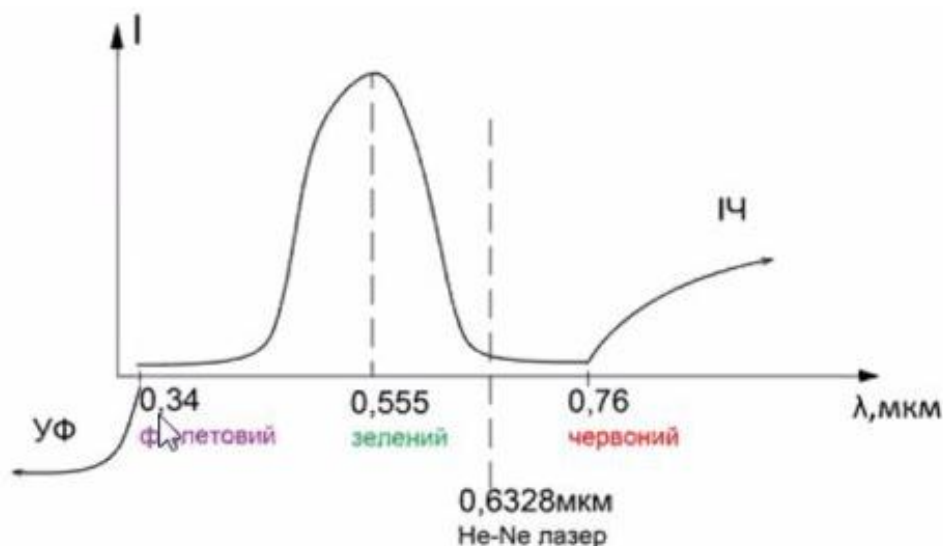


Рисунок 6.1. – Крива чутливості ока

IV. Рентгенівський діапазон ($\lambda = 10^{-10}$ м).

V. Гамма-діапазон ($\lambda < 10^{-10}$ м).

Основними джерелами випромінювання у цих діапазонах є:

1. *MASER* – підсилувачі мікрохвиль (НВЧ) за допомогою вимушеного випромінювання.
2. *LASER* – джерелами оптичного випромінювання є лазери, що підсилюють світло за допомогою вимушеного електромагнітного випромінювання.
3. *RASER* – рентгенівське випромінювання.
4. *GASER* – гамма-випромінювання.

Для методів діагностики і терапії використовуються лазери всього діапазону від УФ до ІЧ.

При збільшенні ν – збільшується енергія кванта. Тому джерело випромінювання *RASER* і *GASER* є надпотужними і, як правило, використовується у військових приладах (супутники Кіллера).

6.2 Принципові переваги застосування електромагнітних хвиль оптичного діапазону

Основні переваги оптичного діапазону:

1. Потенційна можливість передавання великого обсягу інформації (телекомунікації, телемедицина).

У сучасній системі телекомунікації швидкість передавання корисного сигналу (обсяги інформації) залежить від інформаційної ємності каналу зв'язку. У сучасній системі телекомунікації при передаванні будь-якої інформації відбувається модуляція несучої частоти (амплітудна модуляція (АМ), частотна модуляція (FM), імпульсна модуляція) корисного сигналу і смуга частоти промодульованої несучої частоти визначає швидкість і смугу частот передавального сигналу. Для передавання одного телефонного сигналу необхідна смуга частот – 3,5–4 кГц, для розбірливої речі підвищують цю смугу до 10 кГц, але для передавання TV-сигналу — 8 МГц, для оптичного діапазону, у якому

несуча частота збільшується на 5–6 порядків, суттєво підвищується ємність каналу — потенційно в оптичному діапазоні може передатися 10 млрд. каналів телефонного сигналу і 10 млн каналів TV. Тому, оптичний діапазон широко використовується для системи телемедицини (дистанційні хірургічні операції за допомогою роботів, а також для КТ і МРТ зображень).

2. Енергетичний вигравш, що використовується, зокрема, для лазерної терапії і хірургії. Цей вигравш енергетичний пов'язаний з суттєвим зменшенням робочої довжини хвилі відносно розмірів антени, що випромінює сигнал. Це дозволяє отримати більш гостру діаграму спрямованості і головне більшу концентрацію енергії у просторі.

Для будь-якої антени коефіцієнт підсилення складає:

$$G = 4\pi \frac{S_{\text{еф}}}{\lambda^2}, \quad (6.2.1)$$

де $S_{\text{еф}} = k_0 \frac{\pi d^2}{4}$ — ефективна площа використання антени, що випромінюється;

d — діаметр антени;

k_0 — коефіцієнт ефективності використання антени (0,3–0,4);

λ — довжина хвилі.

Мінімальний розмір плями, до якої можна сфокусувати лазерне випромінювання визначається:

$$d_{\text{min}} = \frac{\lambda}{2NA}, \quad (6.2.2)$$

де NA — числова апертура;

d_{min} — розмір плями.

3. Підвищення просторової роздільної здатності для біомедичних оптоелектронних діагностичних пристроїв — мінімальний просторовий розмір буде 1 мкм^3 . За допомогою великої концентрації енергії у просторі і за короткий час (сотні долей пікосекунди) відбувається концентрація енергії лазерного випромінювання, що використовується, наприклад, у

системі термоядерного штучного синтезу, а також у лазерному випромінюванні — лазерних далекомірах та локаторах.

4. Суттєве підвищення ефективності і швидкодії комп'ютера.

РОЗДІЛ 7. ОСОБЛИВОСТІ ЛАЗЕРНИХ ДЖЕРЕЛ ВИПРОМІНЮВАННЯ ДЛЯ МЕДИЧНИХ ПРИСТРОЇВ. ХАРАКТЕРИСТИКИ І МЕТОДИ ВИМІРЮВАННЯ

7.1 Класифікація всіх видів лазерів

Для нормальної роботи (штатної) будь-якого лазера необхідне виконання трьох головних умов:

1. Наявність активної речовини (робочого середовища) з нормальними фізичними характеристиками.

2. Джерело накачування (живлення) з нормальною робочою напругою.

3. Наявність позитивного зворотного зв'язку (ПЗЗ) — для оптичного діапазону — дзеркало або резонатор.

І тільки при одночасному виконанні всіх цих умов буде відбуватися генерація лазерного випромінювання. Якщо всі чинники є в наявності, але генерації або випромінювання немає, то:

1) змінилися оптико-фізичні характеристики активної речовини (деградація напівпровідникового лазера, зміна складу газової суміші у газовому лазері тощо);

2) джерело випромінювання видає напругу, але не достатню для нормальної роботи — для «підпалювання» лазера потрібна напруга 12 кВ, робоча напруга — 7–8 кВ (після «підпалювання»);

3) змінюються оптичні характеристики (коефіцієнт прозорості або відбиття у дзеркалі резонатора — механічні пошкодження відбивання шару).

При роботі з газовими медичними лазерами необхідно (бажано) за 30–40 хв до роботи перемкнути блок живлення на спеціальний режим роботи (Геттер), який дозволяє скоригувати (оптимізувати) оптичні характеристики газової суміші.

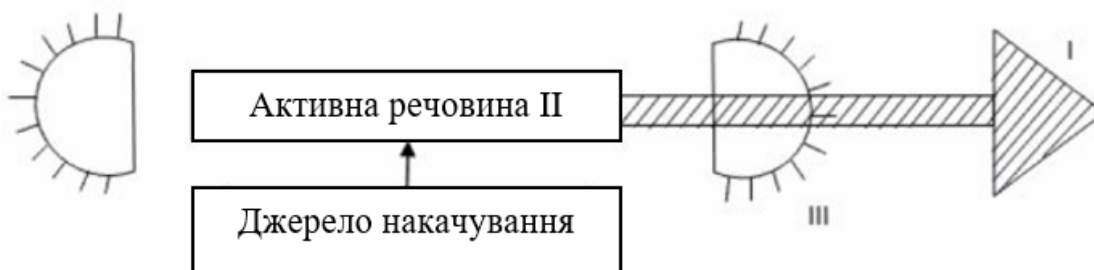


Рисунок 7.1. – Схема для нормальної роботи лазера

I. Класифікація за режимом роботи лазера:

1. Генератори безперервної дії (безперервне випромінювання):

- а) одномодові лазери (мода — тип коливання у радіо- і оптичному діапазонах);
- б) багатомодові лазери;
- в) одночастотні лазери.

2. Імпульсні генератори (використовують режим вільної генерації, режим модуляції добротності резонатора, моноімпульсний режим роботи).

II. Класифікація за типом активної речовини:

1. Твердотільні лазери:

- а) на кварці (склі з неодимом або SiO_2);
- б) рубінові лазери Al_2O_3 ;
- в) неодимовий лазер Nd^{+3} ;
- г) *YAD*, алюмо-ітрієвий гранат (АІГ).

Всі твердотільні мають одну довжину хвилі – 1,06 мкм (ближній ІЧ діапазон). Мають потужність випромінювання від 10 Вт до 200–300 кВт. Використовуються для лазерних технологій (різка металів), для медицини (лазерний скальпель), косметології, стоматології (хірургічні операції, відбілювання зубів).

2. Газові лазери:

а) атомарні (He-Ne $\lambda = 0,6328$ мкм, потужність від 1 мВт до 100 мВт);

б) молекулярні ($\lambda = 10,6$ мкм, далекий ІЧ, потужність від 20 Вт до 500 кВт, використовують лазерні скальпелі – онкологія, гінекологія, видалення бородавок і татуювання тощо). Обов'язково потребує охолодження з нормальними за характеристиками втрати води;

в) йонні лазери (йони аргону Ar^{+3} , $\lambda = 0,44\text{--}0,55$ мкм, потужність від 7 Вт до 20 Вт). Використовується для хірургічних втручань в офтальмології (зварювання сітківки). Необхідне охолодження водою;

г) лазери на парах металів (He-Cd, $\lambda = 0,33$ мкм, потужність до 100 мВт). Використовується у лазерній онкології;

д) хімічні, як правило, автономні газові лазери (HF, $\lambda = 2,6\text{--}3,6$ мкм, потужність від 4 кВт до 5 кВт). Як правило, працюють на супутниках.

3. Рідинні лазери на барвниках (родамін $6G\text{-C}_6\text{H}_{27}\text{N}_2\text{O}_3\text{Cl}$). Перекривають весь діапазон від 0,34 мкм до 11,75 мкм, змінюється кювета з барвником, вихідна потужність до 1 Вт.

4. Напівпровідникові лазери (Al-Ga-As алюміній-галій-арсенід):

а) інжекційні (потужність від 1 мВт до 100 Вт);

б) гетероструктурні;

в) з розподіленим зворотним зв'язком.

$\lambda = 0,83$ мкм (інжекційні та гетероструктурні), $\lambda = 1,05$ мкм (з розподіленим зворотним зв'язком, ближній ІЧ) – для системи зв'язку; $\lambda = 0,69$ мкм (червоний) – для системи CD; $\lambda = 0,44$ мкм (синій) — для системи blue-ray.

При зменшенні довжини хвилі напівпровідникового лазера збільшується розподільна здатність і обсяг інформації, що записується, але суттєво знижується термін виконання лазера.

Використовуються для лазерної терапії та інших оптоелектронних вимірювальних систем.

III. Класифікація за частотним діапазоном випромінювання:

Поділяються на лазери, що працюють:

1. у повному УФ;
2. у видимому;
3. у повному ІЧ.

IV. Класифікація за методом накачування активної речовини:

1. Газорозрядні.
2. За допомогою хімічних реакцій.
3. За допомогою оптичного лазерного випромінювання для всіх твердотільних лазерів.

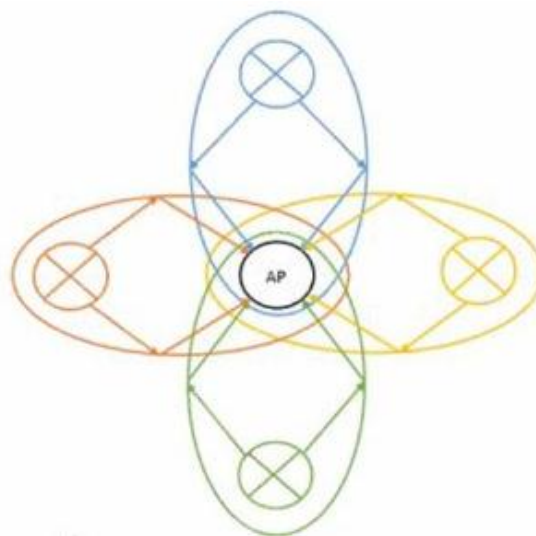


Рисунок 7.2. – Оптичне випромінювання твердотільних лазерів

4. За допомогою електронів.
5. За допомогою рентгенівських променів.
6. За допомогою плазменного розряду.
7. За допомогою ядерної реакції.

7.2 Основні характеристики лазерних джерел випромінювання.

Методи і схеми їх вимірювання

Основні характеристики лазера і лазерного випромінювання, які наводяться в паспорті на лазер:

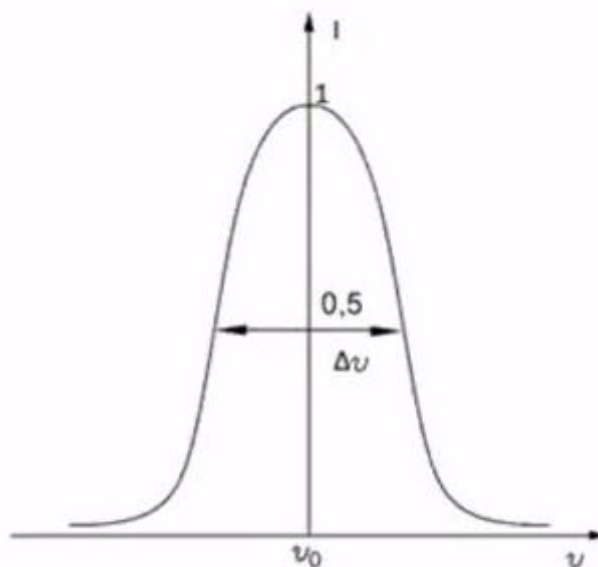
1. Монохроматичність;
2. Ступінь когерентності (просторова, часова);
3. Направленість/розбіжність випромінювання;
4. Модовий склад випромінювання. Просторова структура;
5. Ступінь поляризації;
6. Робочий діапазон довжин хвиль;
7. Потужність випромінювання. Енергія імпульсу;
8. Режим роботи (імпульсний, безперервний);
9. Стабільність частоти випромінювання, що генерується;
10. Можливість модуляції несучої оптичної частоти, діапазон частот модуляції;
11. Стабільність потужності лазерного випромінювання за часом і у просторі;
12. ККД;
13. Довговічність/тривалість експлуатації;
14. Вплив зовнішніх факторів (термозалежність/діапазон температур, ударо-, віброміцність, вологостійкість, тощо);
15. Вартість;
16. Масогабаритні характеристики;
17. Наявність додаткового охолодження (повітря або рідина);
18. Робоча напруга, потужність мережі, наявність одно- чи трьохфазного живлення;
19. Кількість підключень (вмикань/вимикань) до мережі 220 В.

Дуже важлива для медицини характеристика: треба побити комутацію випромінювання не мережею 220 В, а регулювати/вимикати

саме випромінювання додатковими пристроями, що рухаються і перекривають промінь.

I. Монохроматичність — звичайні джерела оптичного випромінювання (лампи розжарювання, LED) мають дуже широкий спектральний діапазон. На відміну від цих джерел випромінювання генерація лазерного випромінювання відбувається на 1-й довжині хвилі (на одній частоті). Ця довжина робочої хвилі, її спектральна ширина визначається:

- 1) Оптичними характеристиками активної речовини;
- 2) Відстанню між енергетичними рівнями активної речовини;
- 3) Характеристиками/добротністю резонатора.



Рисунк 7.3. – Ширина спектральної лінії оптичного діапазону

Для радіосистем зв'язку ширина оптичної лінії вимірюється на рівні $\frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0,707$. В оптичному діапазоні вимірюється на рівні 0,5. І ця ширина визначається:

$$\Delta V = \frac{A_{mn}}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\tau_{ж}}, \quad (7.1)$$

де A_{mn} — квантова вірогідність переходу частинок з рівня n на рівень m ;

τ — час життя частинок на енергетичному рівні.

Таким чином, монохроматичність лазерного випромінювання характеризується шириною спектральної лінії лазерного випромінювання або інтервалом частот, для якого інтенсивність випромінювання зменшується в 2 рази. Ширина спектральної лінії = 10^{10} Гц. І кожен тип лазера має власну робочу частоту (див. вище).

Для різних активних речовин існують додаткові фактори, які впливають на монохроматичність або на ширину спектральної лінії:

1. Для газових лазерів відбувається взаємодія атомів, іонів молекул — і ці фактори впливають на розширення ΔV ;

2. Для твердотільних лазерів ширина спектральної лінії випромінювання розширюється внаслідок дії зовнішнього магнітного поля – ефект Зеемана.

3. Для твердотільних лазерів додаткове розширення спектральної лінії випромінювання відбувається внаслідок впливу зовнішнього електричного поля — ефект Штарка.

II. Часова і просторова когерентність. Схеми випромінювання.

Електромагнітні поля для звичайних джерел випромінювання не є когерентними, так як когерентність випромінювання електромагнітної хвилі визначається зв'язком параметрів електромагнітної хвилі у просторі і за часом:

1) Часова когерентність випромінювання характеризує зв'язок параметрів електромагнітної хвилі в одній і тій же точці простору.

2) Просторова когерентність характеризує зв'язок параметрів електромагнітної хвилі в різних точках простору.

Ідеальне когерентне монохроматичне коливання у будь-якій точці простору має сталу амплітуду і лінійну зміну фази коливань за часом. Щоб випромінювання було когерентне і достатньо монохроматичне, не повинно бути різкої раптової зміни фази коливань за часом при випромінюванні.

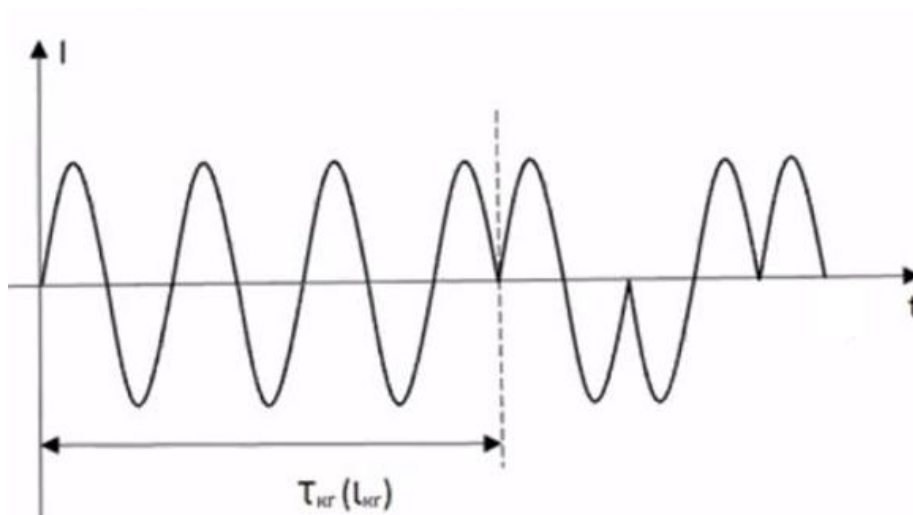


Рисунок 7.4. – Когерентне монохроматичне коливання

Кількість періодів без різкої зміни фази:

$$l_{\text{ког}} = c * \tau_{\text{ког}}, \quad (7.2)$$

де c — швидкість світла.

7.3 Оптична схема вимірювання часової когерентності лазерного випромінювання

Оптична схема вимірювання часової когерентності лазерного випромінювання наведена на рисунку 7.5.

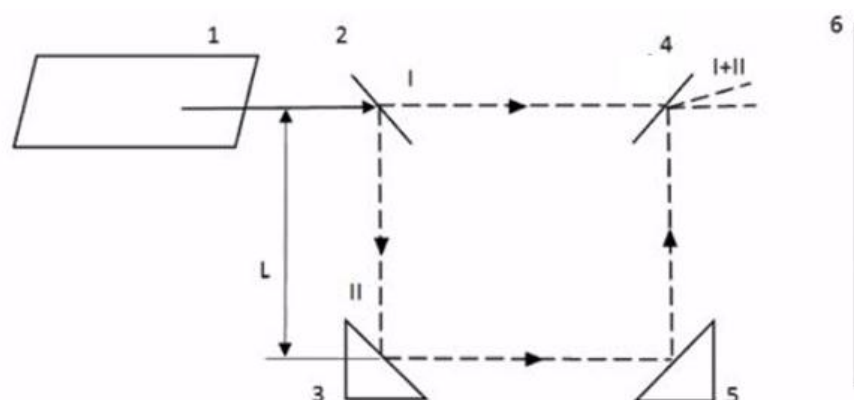


Рисунок 7.5. – Оптична схема вимірювання часової когерентності

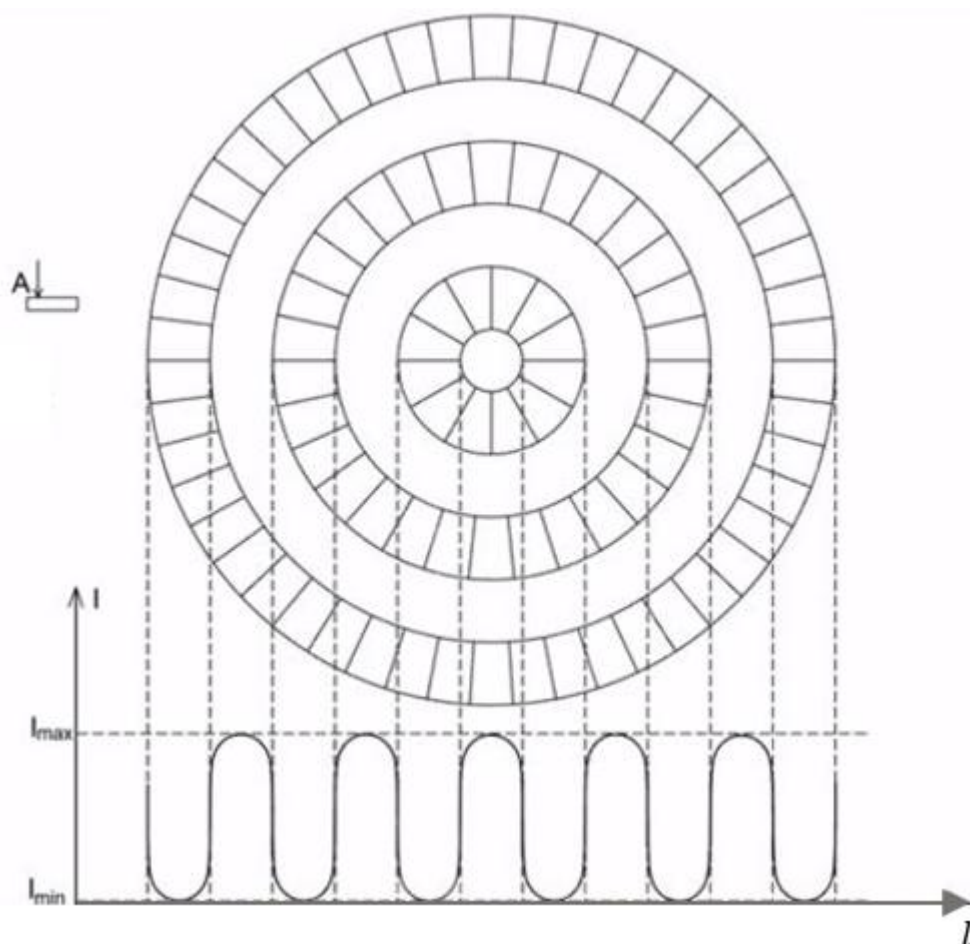


Рисунок 7.6. – Інтерференційна картина (світле кільце)

Випромінювання лазера 1 напівпрозорим дзеркалом 2 поділяється на 2 промені (пучки) рівної інтенсивності – I, II. Промінь I після напівпрозорого дзеркала 2 направляється в напівпрозоре дзеркало 4 і на екран 6. Одночасно промінь II після напівпрозорого дзеркала 2 направляється на глухе дзеркало (або призму) 3, 5, і після цього також напівпрозорим дзеркалом 4 направляється на екран 6. На екрані 6 формується інтерференційна картина у виді світлих і темних еквівалентних кілець, які по чергово формуються у просторі. Їх інтенсивність змінюється від максимальної (світле кільце) I_{max} до I_{min} (темне кільце). Контраст інтерференційної картини визначається за формулою $K_{max} = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}}$. При збільшенні відстані між дзеркалами 2 і 3 контрастність інтерференційної картини зменшується і на відстані L вона зникає (стає

менше 0,1 або 10%) і таким чином довжина когерентності для такої схеми

$$l_{\text{ког}} = 2L = c * \tau_{\text{ког}} = \frac{c}{\Delta\nu}.$$

Висновок: чим краще монохроматичність або менше ширина спектральної хвилі, тим більше довжина когерентності лазера або час когерентності. Ця характеристика широко використовується при проектуванні і застосуванні інтерферометричних методів фізичних досліджень, а також при проектуванні лазерних або волоконно-оптичних давачів різних фізичних процесів. Промінь 1 використовується як опорний, промінь 2 – як сигнальний. У різних схемах цей промінь проходить через оптичну систему вимірювального пристрою. Наприклад якщо дзеркала 3, 5 розташовані на тілі людини, або на поверхні, яка деформується, то під впливом різних зовнішніх фізичних факторів відбуваються зміни проходження променя 2, що приводить до зсуву або зміни розташування інтерференційної картини. За допомогою точкового фотоприймача або приймача з діафрагмою фіксуються зміни інтерференційної картини – вплив зовнішніх фізичних факторів.

7.4 Оптична схема вимірювання просторової когерентності лазерного випромінювання

Схема вимірювання просторової когерентності лазерного випромінювання (Схема Юнга):

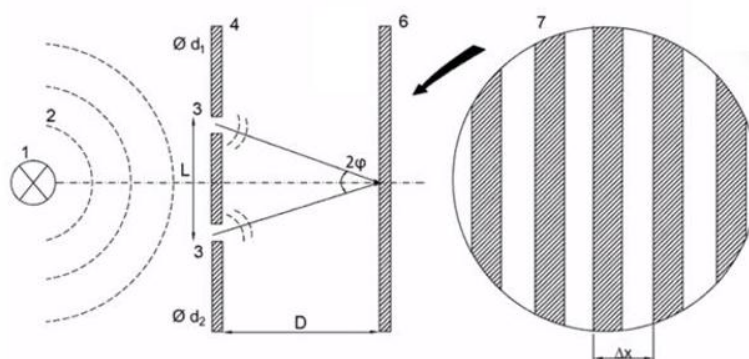


Рисунок 7.7. – Схема вимірювання просторової когерентності

$$\Delta x = \frac{\lambda}{2 \sin \varphi} \quad (7.3)$$

де d_1, d_2 — діаметри отворів.

Випромінювання точкового джерела 1 має фазовий сферичний фронт 2, який розповсюджується в просторі і досягає екрану 4. Екран чотири має два точкових отвори 3 діаметрами $d_1 = d_2$. Ці отвори, згідно принципу Гюйгенса, є джерелами вторинного випромінювання з фазовим фронтом 5, який повністю оптично узгоджений (за напрямком, фазою, тощо) з оптичними характеристиками первинного фронту 2. Вторинне випромінювання з фазовим фронтом 5 направляється на екран 6, який розташований на відстані D від екрану 4. Ці 2 вторинних промені взаємодіють між собою один з одним під кутом $2\varphi_T$, і на екрані 6 формується інтерференційна картина 7 у виді еквідистантних світлих і темних смуг, які межують одна з одною. Крок перемежування або ширина інтерференційної смуги Δx визначається за формулою (див. вище). Контраст інтерференційної картини визначається аналогічно попередній схемі. При збільшенні відстані між отворами 3 контраст інтерференційної картини зменшується і на відстані L між отворами він зникає (коли K менше 0,1 або 10%). Для цієї схеми $l_{\text{ког}} = L$. Якщо джерела не когерентні, то інтерференційна картина на екрані не фіксується, будуть просто додаватись інтенсивності освітлення поверхні без взаємодії.

III. Розбіжність лазерного випромінювання.

Випромінювання не когерентних джерел має дуже широку діаграму направленості випромінювання у просторі для широкого тілесного просторового кута. Всі лазерні джерела випромінювання принципово мають дуже велику направленість або малу розбіжність випромінювання, що визначається добротністю (якістю) оптичного резонатора, що дозволяє передавати енергію на велику відстань у малих просторових об'ємах.

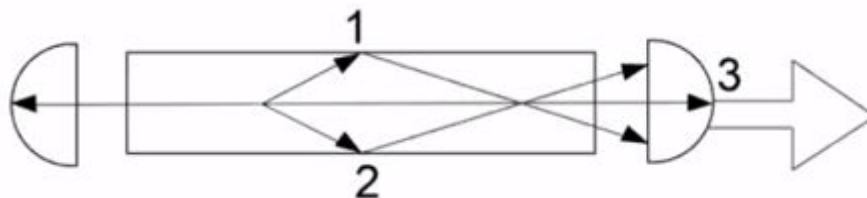


Рисунок 7.8. – Фокусування випромінювання не когерентних джерел

Розбіжність лазерного випромінювання залежить:

1) Від дифракційних спотворень при відбитті лазерного випромінювання від дзеркал резонатора:

$$\theta = \frac{k\lambda}{d}, \quad (7.4)$$

де k – коефіцієнт пропорційності (для однорідного лазерного пучка 1,22);

λ – довжина хвилі;

d – діаметр пучка на виході;

θ – кут розбіжності.

2) Розбіжність залежить від довжини резонатора:

$$\theta = \sqrt{\frac{\lambda}{L_p}}, \quad (7.5)$$

де L_p – довжина резонатора.

3) Розбіжність залежить від потужності лазера. Чим більше P , тим більше розбіжність випромінювання. Для основних типів лазерів розбіжність визначається:

- a. He-Ne: 0,3–1 мРад;
- b. Ar: 0,5–10 мРад;
- c. CO₂: 7–10 мРад;
- d. твердотільний: 10–15 мРад;
- e. напівпровідниковий: 20–30°.

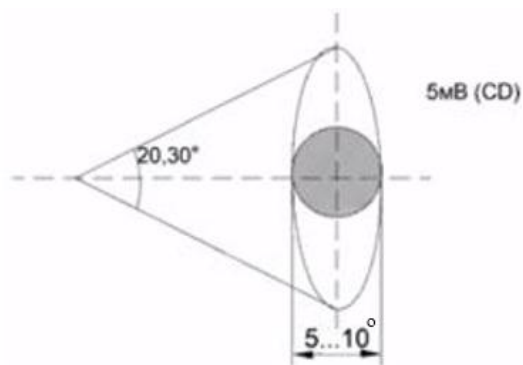


Рисунок 7.9. – Кут розбіжності лазерного випромінювання

Для медичної фізіотерапевтичної лазерної апаратури при опроміненні крові людини або шкіри велика розбіжність може зменшуватись за допомогою спеціальних додаткових оптичних елементів фокусування (узгодження), але для точних лабораторних досліджень і при узгодженні лазерних джерел випромінювання з волоконно-оптичних трактами необхідно компенсувати за допомогою спеціальних заходів велику розбіжність напівпровідникових лазерів.

Просторово-часові характеристики лазерного випромінювання.

Модовий склад лазерного випромінювання.

Залежно від типу резонатора, його добротності, якості його юстування, у просторі формуються модовий розподіл – модовий склад розподілу лазерного випромінювання.

Для лазерного випромінювання основною модою є мода TEM_{xyq} , де x і y – індекси поперечних мод, а q – індекс поздовжніх мод. Таким чином x і y показують кількість варіацій, зміни інтенсивності лазерного випромінювання на осі x та y . Основна мода визначається в паспорті. Є мода TEM_{00q} .

TEM_{00q}	•
TEM_{10q}	••
TEM_{20q}	•••
TEM_{11q}	•• ••
TEM_{21q}	••• •••

7.5 Часові структури для лазерів, що працюють в імпульсному режимі

Для імпульсних лазерів (твердотільних) використовуються такі режими імпульсної роботи:

- 1) режим модуляції добротності резонатору лазера;
- 2) режим вільної генерації;
- 3) режим синхронізації MOD-випромінювання.

При модуляції добротності лазерного резонатора до оптичної системи додаються встановлені спеціальні об'єкти (акусто-оптичні затвори, призми, дзеркала тощо), які можна швидко видалити з осі розповсюдження оптичного сигналу. Таким чином, різко піднімається добротність резонатора, і сформовуються імпульси малої тривалості 0,1–1 нс при потужності випромінювання імпульсів до 1–10 Вт.

Для збудження твердотільних лазерів використовуються імпульсні лампи-спалахи (ксенон-криптон), за допомогою яких формується вихідне імпульсне лазерне випромінювання.

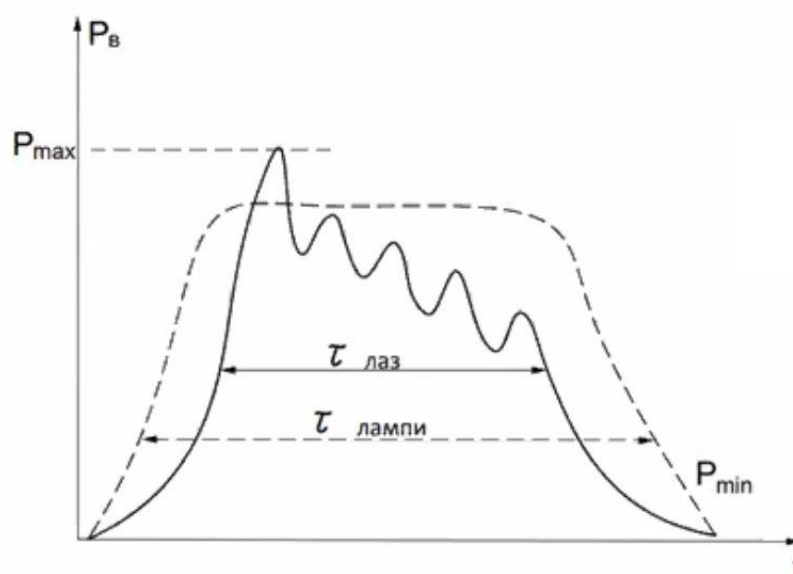


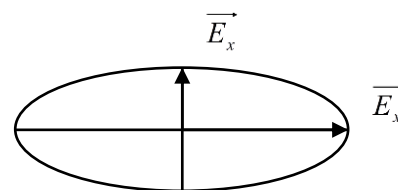
Рисунок 7.10. – Потужність випромінювання імпульсних ламп-спалахів

7.6 Поляризація лазерного випромінювання

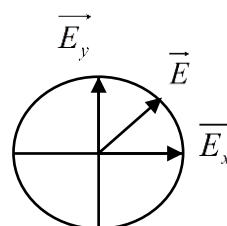
Ця характеристика визначається детермінованими законами зміни вектору \vec{E} за часом і у просторі:

1) лінійний закон (лінійна поляризація) \uparrow ;

2) еліптична поляризація $\vec{E}_x \neq \vec{E}_y$ 1:500



3) кругова поляризація $\vec{E}_x = \vec{E}_y$ 1:1



У природних умовах поляризація світла формується при відбитті від дзеркальної поверхні (води або вологого покриття). При конструкції лазерного джерела випромінювання для формування поляризації використовуються спеціальні додаткові оптичні елементи (поляризатори). Для лазерів використовують «вікна Брюстера», які розташовуються під кутом Брюстера до осі робочого капіляру для формування поляризаційного випромінювання. Конструктивно це плоскі пластини з кварцу або скла, які розташовуються під кутом до осі капіляру з газовою сумішшю:

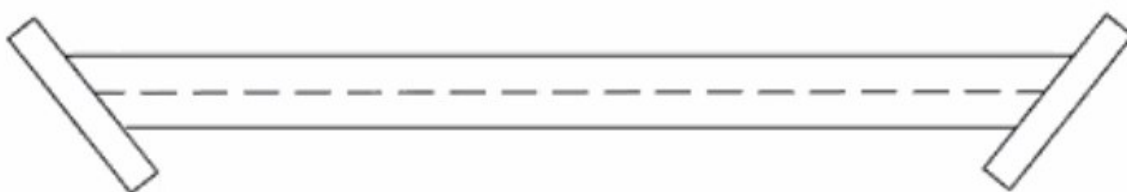


Рисунок 7.11. – Розташування оптичних елементів під кутом Брюстера

$$\operatorname{tg} \theta = n, \quad (7.6)$$

де n — показник заломлення активної речовини.

Для He-Ne лазеру показник заломлення активної речовини (кут Брюстера) складає $n = 1$, $\theta = 45^\circ$.

7.7 Основні типи лазерних резонаторів. Добротність резонатора

Залежно від конструкції лазера використовують основні типи лазерних резонаторів:

1) резонатори з плоскими дзеркалами (інтерферометр, резонатор Фабрі-П'єро);

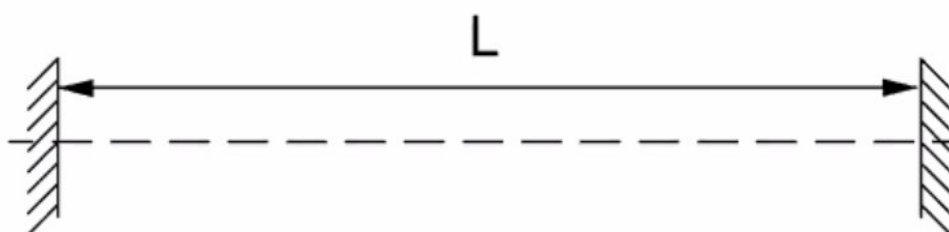


Рисунок 7.12. – Резонатори з плоскими дзеркалами

2) конфокальний резонатор (сферичні дзеркала). Радіус 1–10 м;

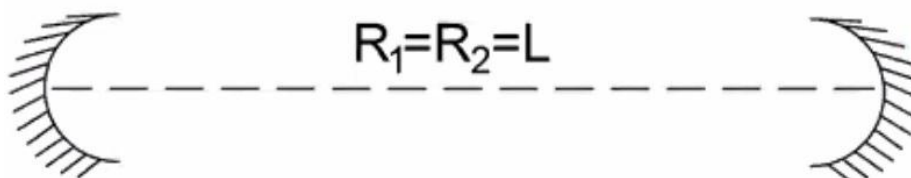


Рисунок 7.13. – Конфокальний резонатор

3) напівконцентричний резонатор (1 дзеркало має радіус, інше — плоске);

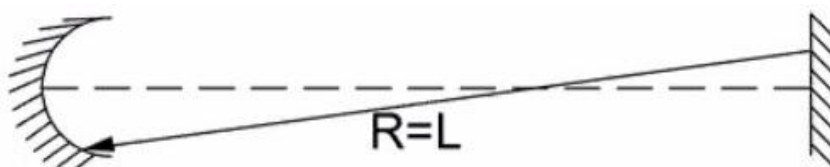


Рисунок 7.14. – Напівконцентричний резонатор

4) кільцеві резонатори

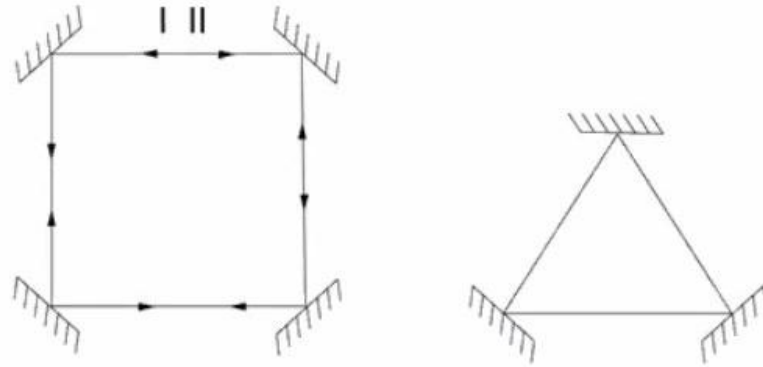


Рисунок 7.15. – Кільцеві резонатори

Такі резонатори використовуються у спеціальних електрогіроскопах (для літаків, крилатих ракет, морських суден, для електроніки), які відслідковують коливання об'єкта у просторі.

У нормальних умовах, коли система дзеркала нерухома, фази хвилі I і хвилі II рівні, різниця фаз дорівнює 0. Але якщо таку систему дзеркал обертати за або проти годинникової стрілки, у просторі виникає різниця фаз між цими хвилями, яка пропорційна Ω – кутова частота обертання системи. Для волоконно-оптичних трактів ця різниця коливань пропорційна площині контура і кількості витків волоконно-оптичних світловодів. Сучасні крилаті ракети мають потужність з волоконно-оптичним світловодом діаметром 10–13 см, у середині якої знаходиться вся оптична система (схема). Крім того, вони мають окселерометри, бортові комп'ютери, що дозволяють направляти ракету у будь-який об'єкт (кватирку бетонного бункера Саддама Хусейна).

Для резонаторів з плоскими дзеркалами відбувається суперпозиція хвиль, що відбиваються від дзеркал у прямому і зворотному напрямку, формується стояча хвиля між дзеркалами. Вона є сталою за часом при умові співпадіння відстані між дзеркалами L і цілого числа напівхвиль $\lambda/2$:

$$L = \frac{m\lambda}{2n}, \quad (7.7)$$

де m – ціле число, яке відповідає частоті виникнення коливань;

λ – довжина хвилі у вакуумі;

$\lambda/2$ – довжина хвилі в оптичному середовищі.

Різниця між окремими модами, що випромінюються, обернено пропорційна m :

$$\frac{\Delta\lambda}{\lambda} = \frac{1}{m}. \quad (7.8)$$

Ця різниця дуже мала. Тому одночасно генерується багато мод коливань.

Основна задача резонатора полягає в селекції небажаних (паразитних) хвиль. Наприклад, для йонів напівпровідникового лазера мається поганий низько добротний резонатор, одночасно генерується багато мод коливань.

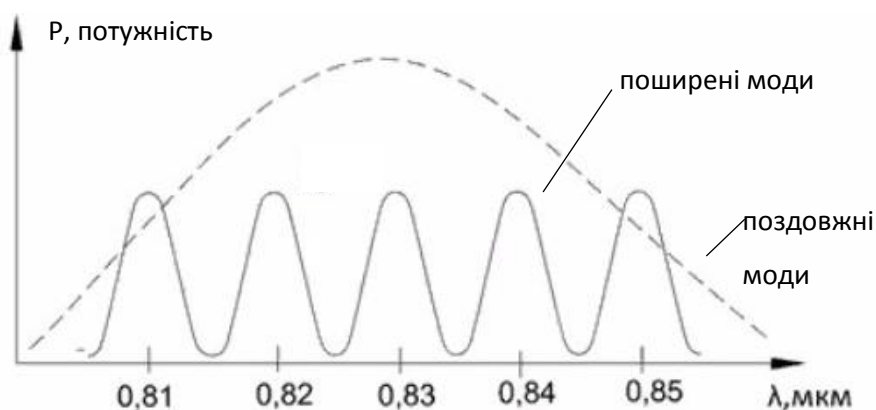


Рисунок 7.16. – Потужність багатомодових резонаторів

Добротність лазерного резонатора визначається/обмежується:

- 1) втрати на відбиття від дзеркала – ці втрати визначаються поглинанням енергії в моді дзеркала, що відбиває світло;
- 2) дифракційні втрати – визначають кінцеві (обмежені) розміри дзеркалами резонатора.

Добротність резонатора визначається:

$$Q = \frac{2\pi m}{\lambda} \left(\frac{L}{1 - r \frac{L\lambda}{2nd^2}} \right), \quad (7.9)$$

де d – діаметр дзеркала;

r – коефіцієнт відбиття від дзеркала.

Крім того, добротність резонатора визначається ступенями ненормальності дзеркала:

$$Q = \frac{2\pi n}{\lambda} \sqrt{\frac{2Ld}{\beta}}, \quad (7.10)$$

де β – кут ненормальності дзеркала (1–3 кутові секунди).

Добротність резонатора лазера визначається його розмірами. Чим більша відстань між дзеркалами, тим більша добротність лазера. Але наближене подальше зростання відстані між дзеркалами (добротність) резонатора буде обмежуватись дифракційними втратами на відбитті резонатора, а для твердотільних лазерів будуть додаткові втрати оптичного випромінювання в активному середовищі.

Конструктивно дзеркало резонатора можна виробити:

1) з срібним покриттям – $r = 99,9$;

2) діелектричне покриття або прошарки (число прошарків менше 25).

Використовується товщина $\lambda/4$ прошарків фториду магнію MgF_2 або ZnS , які напилюють на скляну чи кварцову основу діаметром 10–40 мм і товщиною 7–10 мм, радіус – 99,99999.

Ці дзеркала розташовують у спеціальних механічних юстувальних пристроях, що забезпечують нормальність дзеркала 1–2 кутові секунди.

Для потужних CO_2 лазерів з металевими дзеркалами для вихідного оптичного випромінювання використовують невеликий отвір (до 5–6 мм) на осі резонатора.

Для маленьких напівпровідникових лазерів резонатор формує за допомогою полірування і шліфування передньої та задньої грані кристалу. Вікон Брюстера, як правило, цей резонатор не має, потрібний додатковий дискретний поляризатор для поляризаційного випромінювання.

Конструктивна структура дзеркал резонатора представлена на рисунку 7.17.

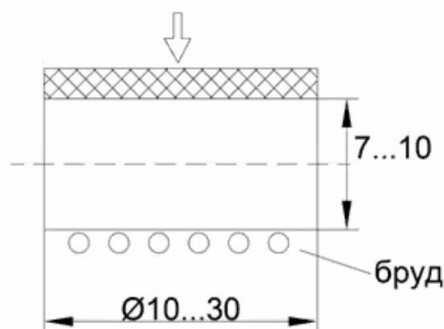


Рисунок 7.17. – Конструктивна структура дзеркал резонатора

При забрудненні дзеркала лазера медичного пристрою їх не можна чистити за допомогою будь-якого розчинника (спирт, ацетон тощо) навіть для неробочої поверхні дзеркала — рідина з неробочої поверхні може потрапити на багатошарове дзеркало, «підірвати» його і тоді лазер і весь медичний пристрій у цілому вийде з ладу! Тому, такі забруднення дзеркал можна чистити потоком сухого чистого повітря, або білячою щіточкою.

РОЗДІЛ 8. ТИПИ І ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВОЛОКОННО-ОПТИЧНИХ СВІТЛОВОДІВ

8.1 Особливості розповсюдження оптичного випромінювання у однорідному кварцовому стрижні

Для медичних лабораторних лазерів та оптичних приладів використовують 2 типи волоконно-оптичних трактів:

1. Оптичні світловоди використовуються для передавання зображень у медицині на невеликі відстані (1–3 м – ендоскопи, колоноскопи, бронхоскопи – 2–3 мм) із зовнішнім діаметром 10–15 мм і довжиною 50–70 см для малотравмованого хірургічного лапароскопічного обладнання. Мають гексагональну структуру (гексагональна матриця), яка сформована з окремих кварцових або скляних стрижнів, що щільно запаковані між собою і відшліфовані або відполіровані на виході.

Структура оптичних світловодів представлена на рисунку 8.1.

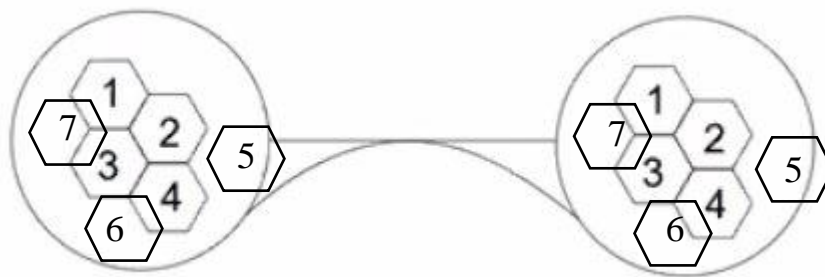


Рисунок 8.1. – Структура оптичних світловодів (зондів)

Діаметр одного стрижня приблизно 100 мкм. При передаванні зображення можливо трансформувати зображення (фокони, фокліни) – збільшити зображення, зменшити, міняти кругову на квадратну і навпаки. У медичних ендоскопах (фірми Olympus) є додатковий канал для підсвітлювання 5, канал для маніпуляцій 6 (скальпель, петля х дроту, ножиці тощо), канал для вихідного повітря 7. Для механічної міцності всі кварцові стрижні розміщують у додатковій гофрованій оболонці.

2. Для медичних лазерів приладобудування і передачі інформації на великі відстані (1000 км) використовують волоконні світловоди (ВС). Вони також використовуються як чутливий елемент медичних вимірювальних пристроїв (давачів). При конструюванні і виробництві ВС використовують основні оптичні закони:

- 1) закон заломлення світла або Снеліуса на поверхні 2-х середовищ;
($n_2 > n_1$)

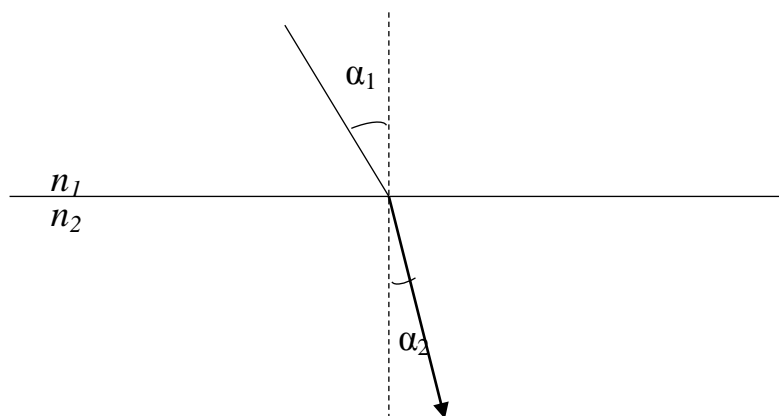


Рисунок 8.2. – Заломлення світла на поверхні 2-х середовищ

$$\frac{\sin \alpha_1}{\sin \alpha_2} = \frac{n_2}{n_1} \quad (8.1)$$

$$n_2 \sin \alpha_2 = n_1 \sin \alpha_1$$

2) закон повного внутрішнього відбиття ($n_2 > n_1$).

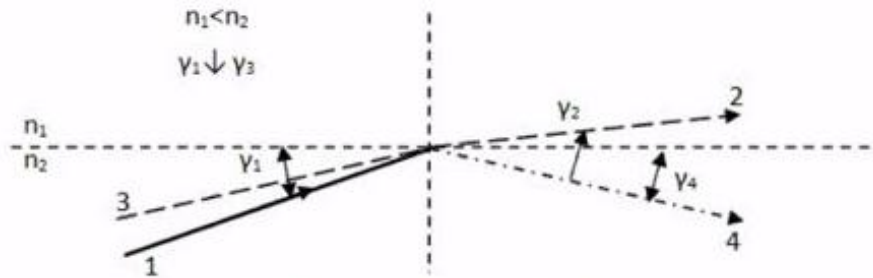


Рисунок 8.3. – Відбиття світла на поверхні 2-х середовищ

$$\cos \gamma_3 = \frac{1}{n_2} \quad (8.2)$$

Оптична інформація, яка передається однорідним скляним або кварцовим стрижнем, використовує ці закони таким чином:

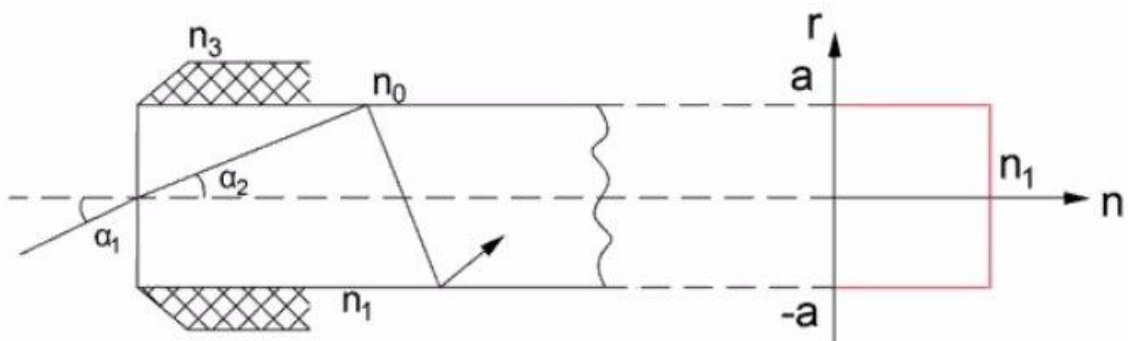


Рисунок 8.4. – Кварцовий стрижень:

a – радіус; $2a$ – діаметр

$$\cos \alpha_2 = \frac{1}{n_1} \quad (8.3)$$

При збудженні або узгодженні оптичного випромінювання з вхідною поверхнею кварцового стрижня всі промені під кутом $\alpha > \alpha_1$ не будуть розповсюджуватися всередині стрижня (α_1 буде більше α_2 — кута повного оптичного відбиття). І промінь буде виходити у середовище n_0 . Якщо ця поверхня буде забруднена (волога рідина, олива тощо), умови відбиття на поверхні n_0 - n_1 змінюються, випромінювання буде виходити на поверхню, інформація буде спотворюватися або зовсім зникати.

Альтернативою є використання додаткової полімерної захисної оболонки з показником заломлення n_3 (повинно бути менше або дорівнює n_1 , тому що згідно оптичного закону випромінювання завжди розповсюджується у більш щільному оптичному середовищі).

Залежно від матеріалу оболонки n_3 існують волоконні світловоди:

- 1) К/К – осердя і оболонка з кварцу;
- 2) К/П – осердя – кварц, оболонка – полімер;
- 3) П/П – осердя і оболонка з полімеру.

Для медичних приладів з невеликими трактами можна використовувати більш дешеві товсті полімерні ВС з великим загасанням.

8.2 Основні типи і особливості конструкцій ВС

Конструкція ВС у вигляді багато модового кварцового стрижня представлена на рисунку 8.5.

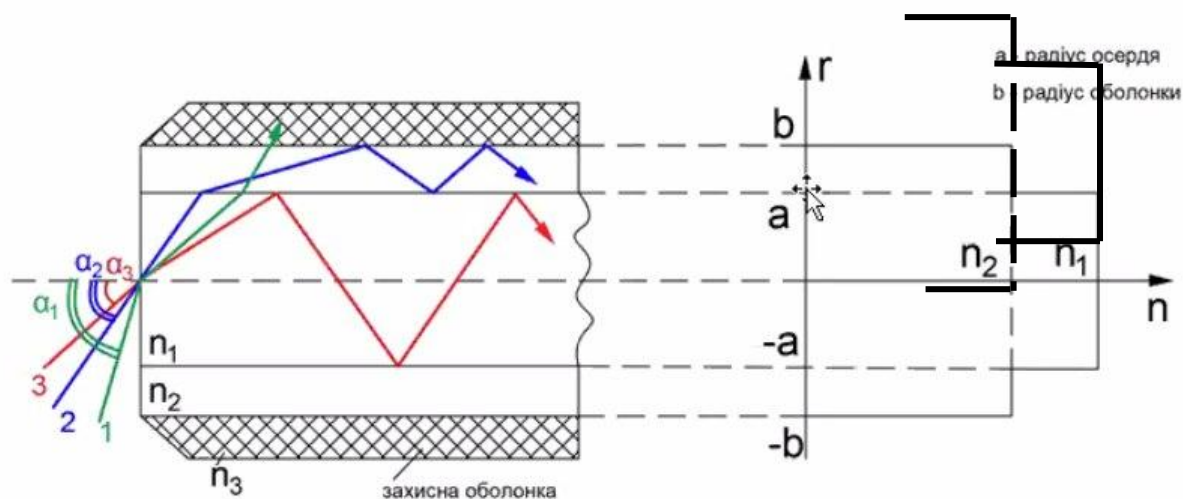


Рисунок 8.5. – Конструкція ВС

Залежно від умов збудження (вхідних кутів) у ВС існують такі моди (типи коливань):

- 1) Просторові моди або моди захисних оболонок n_3 (зелений колір).

Збуджуються під великим кутом α_1 , не розповсюджуються ВС, втрачають енергію (поглинаються захисною оболонкою n_3).

2) Моды оболонки (показник заломлення n_2 , синій колір).

Збуджуються під меншим кутом α_2 , і мають повне відбиття на поверхні n_2-n_3 , розповсюджується на велику відстань оболонки n_2 . Ці моди шкідливі, частково можуть виходити у оболонку n_3 , втрачають енергію, а також частково переходять в осердя n_1 і спотворюють інформацію. Але для медичних застосувань (опромінення крові, шкіри, видалення волосся, татуювання тощо) ці моди можуть залишатися у ВС, тільки необхідно скоригувати загальну інтегровану сумарну дозу лікування. Але для телемедицини – коли інформація передається на великі відстані – ці моди обов'язково треба видаляти з ВС. Для видалення цих паразитних мод оболонки використовують спеціальні фільтри для мод (склемблери), що спочатку детермінують деформацію ВС, збуджуються усі його моди, видаляється захисна оболонка n_3 , а потім на «оголену» кварцову оболонку n_2 у спеціальній кюветі (ванночці) наносять імерсійну рідину з показником заломлення $n_3 \geq n_2$ (кедрова олія, гліцерин).

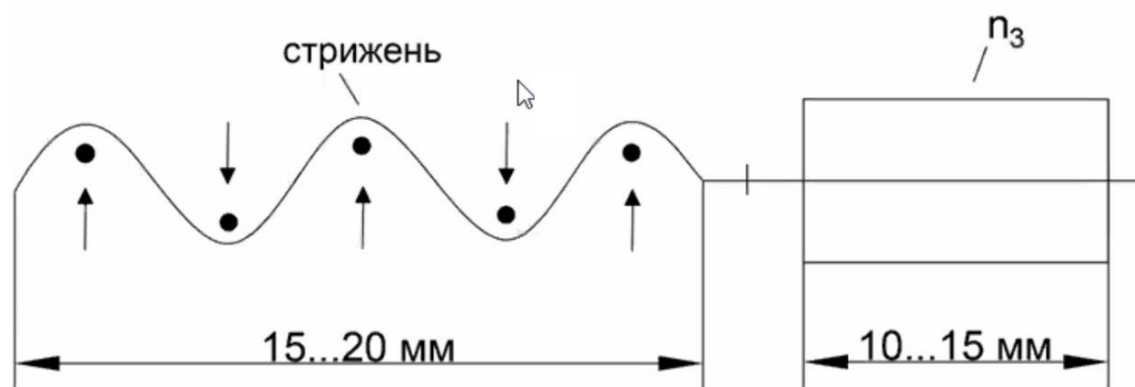


Рисунок 8.6. – Застосування спеціальних фільтрів для мод

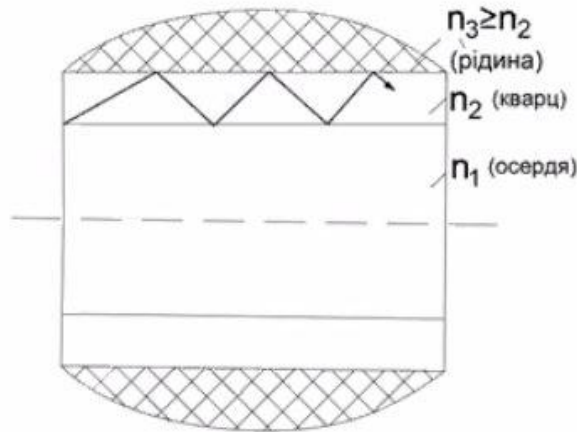


Рисунок 8.7. – Стаціонарний режим розповсюдження випромінювання

На виході ВС формується в осерді стаціонарний режим розповсюдження випромінювання.

3) Моді осердя (зелений колір).

Збуджуються під кутами α_3 , які відповідають закону повного внутрішнього відбивання на поверхні n_1-n_2 . Моді корисні, переносять інформацію на дуже великі відстані і частково загасають в оболонці n_2 . Максимальний кут α_3 , під яким випромінювання вводиться в осердя ВС, називають апертурним (критичним) кутом, а його \sin числовою апертурою:

$$NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2} = n_1 \cdot \sqrt{2\Delta} = \sin \theta_{\max}, \quad (8.4)$$

де $\Delta = \frac{n_1^2 - n_2^2}{2n_1^2}$ — відносна оптична різниця між показниками заломлення осердя і оболонки.

Числова апертура NA характеризує максимальний оптичний кут, який треба реалізувати оптичним об'єктивом для того, щоб випромінювання розповсюджувалося на велику відстань.

8.3 Основні типи ВС:

Основні типи багатоходових ВС для медичних застосувань:

1. Багатомодовий двошаровий ступінчатий світловод.

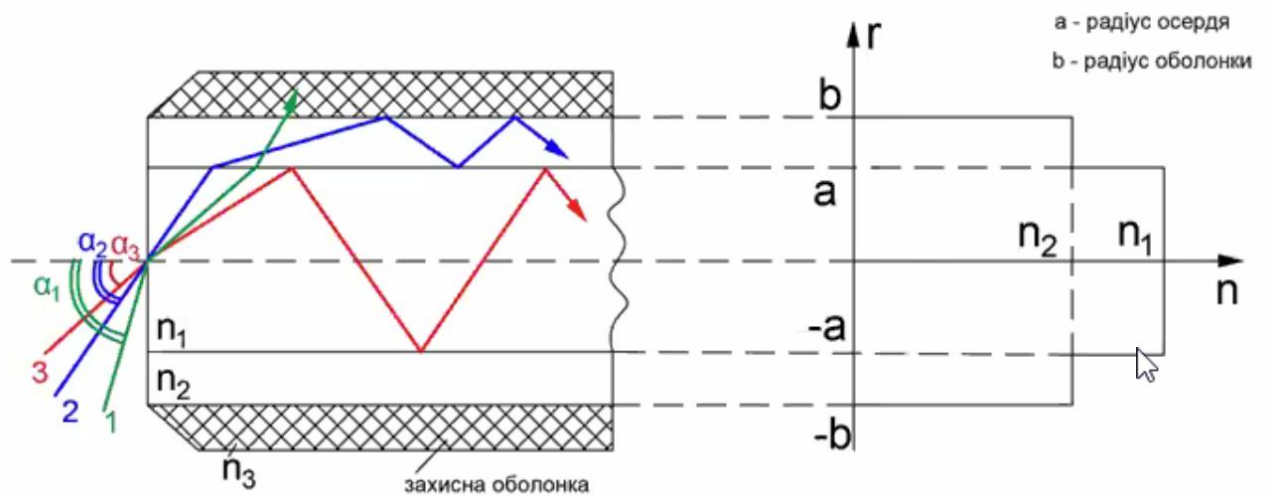


Рисунок 8.8. – Багатомодовий двошаровий ступінчатий світловод

$2a = d = 50\text{--}60$ мкм для стандарту зв'язку. Для медичних застосувань діаметр може бути $150\text{--}300$ мкм.

$2b$ – діаметр осердя = $110\text{--}120$ мкм для стандарту зв'язку. Для медичних світловодів діаметр може бути $1000\text{--}1100$ мкм.

NA – числова апертура = $0,2\text{--}0,3$ для стандарту зв'язку. Для медицини = $0,4\text{--}0,5$.

$$\Delta = 1\text{--}3 \%$$

Кількість мод, що розповсюджується — десятки тисяч.

2. Одномодовий ступінчатий світловод.

$$2a = d = 5\text{--}7 \text{ мкм.}$$

$$2b = \text{діаметр осердя} = 110\text{--}120 \text{ мкм.}$$

$$NA < 0,11\text{--}0,15.$$

$$\Delta = 0,1\text{--}0,3 \%$$

Зовнішня оболонка, як правило, поліамідна або полімерна діаметром 1 мм. Кількість мод, що розповсюджуються – $1\text{--}2$.

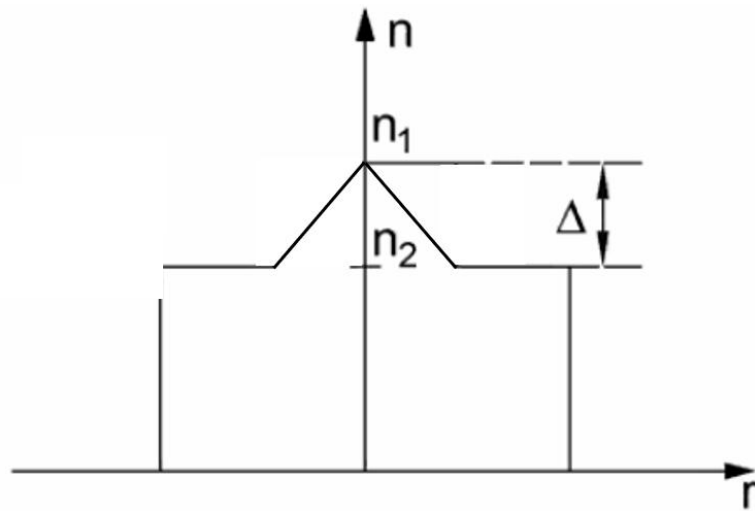


Рисунок 8.9. – Кількість мод, що розповсюджуються у ВС

3. Багатомодовий градієнтний світловод

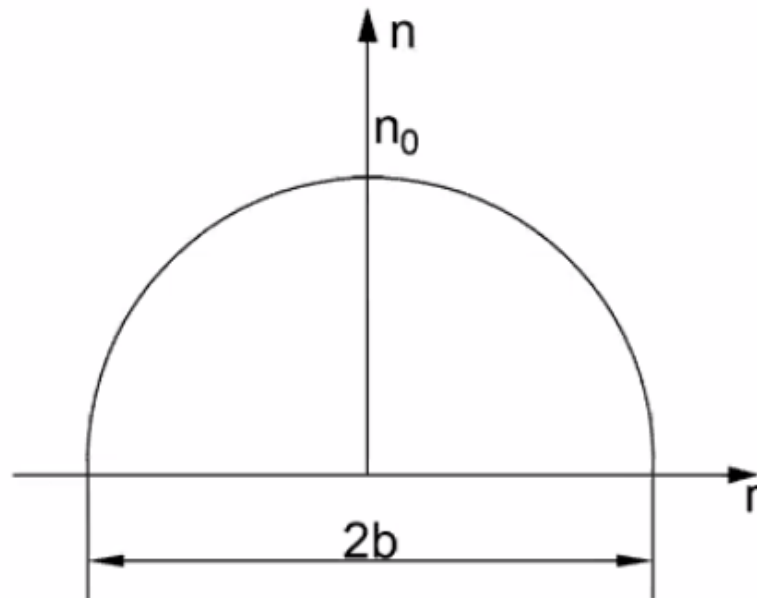


Рисунок 8.10. – Багатомодовий градієнтний світловод

Показник заломлення змінюється за законом:

$$n(r) = n_0 - kr^2, \quad (8.5)$$

де n_0 — максимальний показник заломлення на осі;

k — коефіцієнт пропорційності;

r — радіус світловоду.

Для цього світловоду розповсюдження випромінювання (мод) має вигляд:

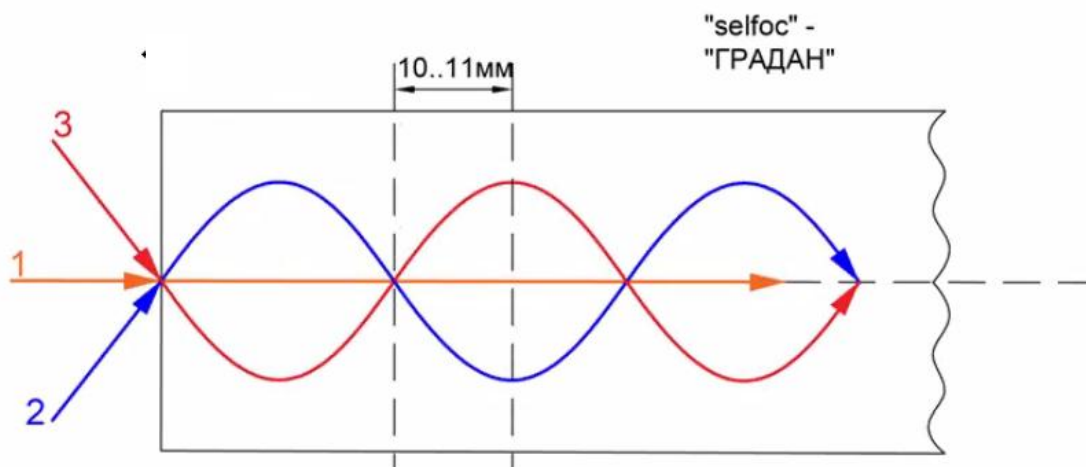


Рисунок 8.11. – Розповсюдження випромінювання мод в градієнтному світловоді

Якщо відрізати 10с11 мм світловоду, то отримаємо волоконно-градієнтну лінзу, яка фокусує оптичне випромінювання. Зовнішній діаметр = 1 мм, довжина = 10–15 мм. Вона називається «selfoc» – «ГРАДАН».

Одномодові світловоди мають дуже маленький діаметр осердя, що суттєво зменшує ефективність оптичного узгодження одномодових волоконних світловодів із джерелами оптичного випромінювання. Тому такі мініатюрні оптичні узгоджувальні елементи широко використовують в юстувальних оптичних системах узгодження.

4. Багатомодовий багат шаровий світловод.

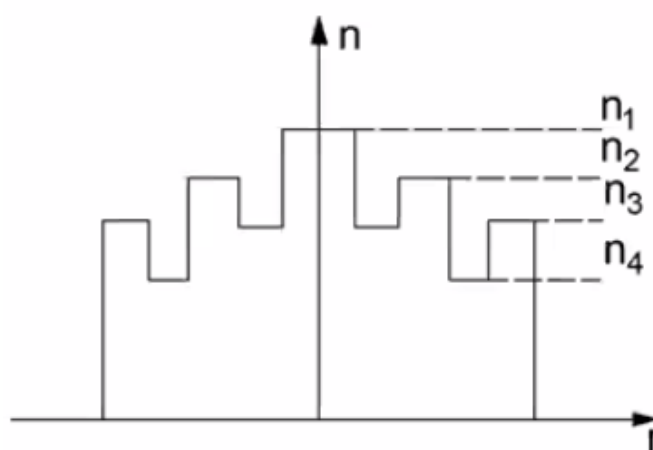


Рисунок 8.12. – Багатомодовий багат шаровий світловод

Це робиться для кращої каналізації випромінювання по центру такої оптичної системи.

5. Багатомодовий світловід типу М.

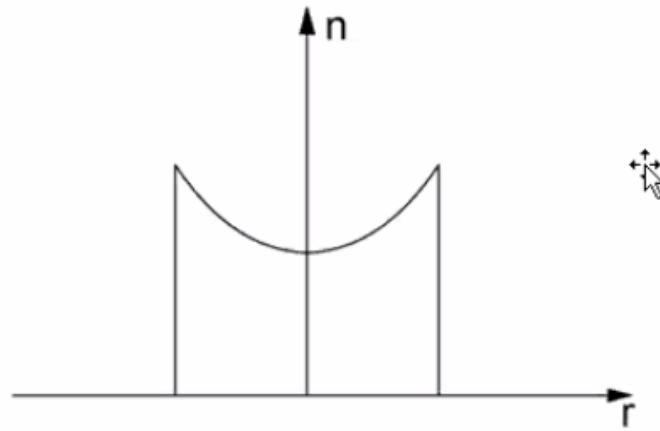


Рисунок 8.13. – Багатомодовий світловід типу М

6. Спеціальні одномодові світловоди.

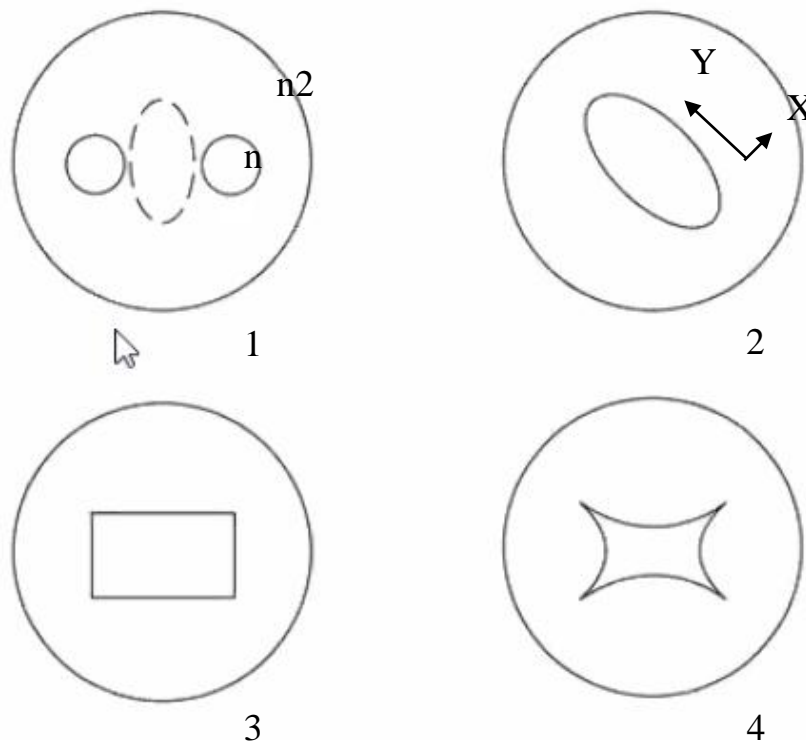


Рисунок 8.14. – Спеціальні одномодові світловоди: 1) світловід «панда»; 2) світловід еліпс; 3) світловід прямокутник; 4) світловід «метелик» (“tie”)

За допомогою подвійного світлозаломлення змінюють штучно геометричні розміри і форму осердя – від еліптичної («панда») до

прямокутної. Це дозволяє зберегти при розповсюдженні лазерного випромінювання поляризацію, але на відстань не більше 5–7 м. Такі спеціальні світловоди використовують у медичних вимірювальних пристроях – волоконно-оптичних давачах.

7. Одномодовий світловод з двома осердями.

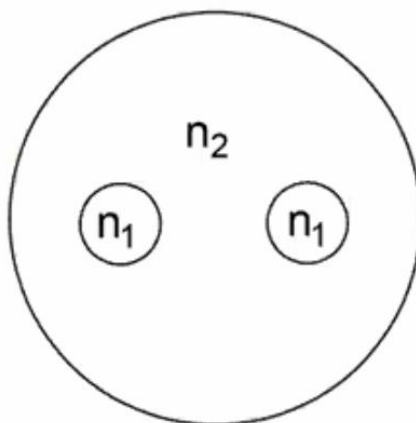


Рисунок 8.15. – Одномодовий світловод з двома осердями

Такі світловоди використовують для мініатюрних інтерферометрів, розгалужувачів для медичних вимірювальних пристроїв.

РОЗДІЛ 9. ОСНОВНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ ВОЛОКОННИХ СВІТЛОВОДІВ. СХЕМИ ВИМІРЮВАННЯ

9.1 Вимірювання числової апертури волоконних світловодів

Числова апертура ВС (волоконних світловодів) характеризує максимальний кут, під яким випромінювання вводиться або виводиться з волоконного світловоду (апертуру можна вимірювати по «входу» у ВС або по «виходу» з ВС).

Оптична схема вимірювання числової апертури волоконних світловодів представлена на рисунку 9.1.

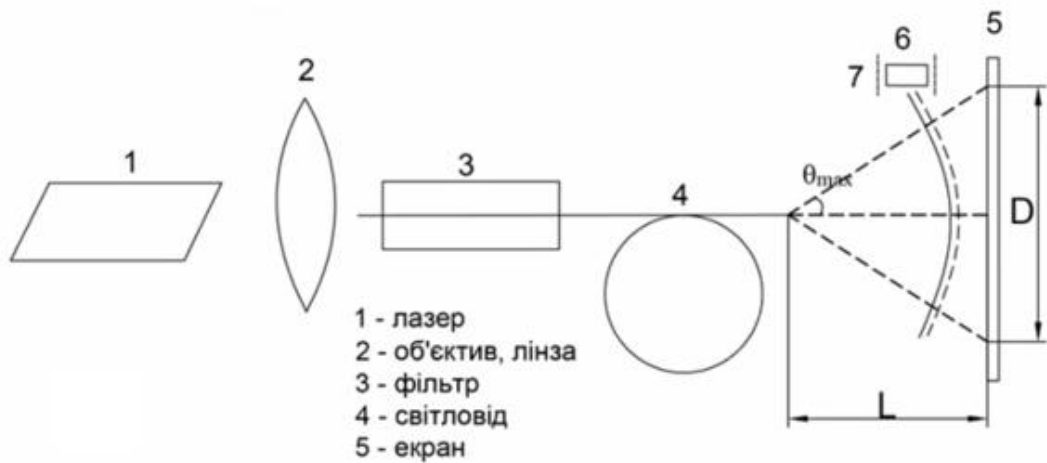


Рисунок 9.1. – Оптична схема вимірювання числової апертури ВС

- 1 — лазер;
- 2 — об'єктив, лінза;
- 3 — фільтр;
- 4 — світловід;
- 6 — точковий фотоприймач;
- 7 — точкова діафрагма.

$$\theta_{max} = \arctg \left(\frac{D}{2L} \right) \quad (9.1)$$

Крім того, числову апертуру можна вимірювати за допомогою точкового фотоприймача 6, або фотоприймача з точковою діафрагмою 7, який сканує розподіл лазерного випромінювання на виході світловоду.

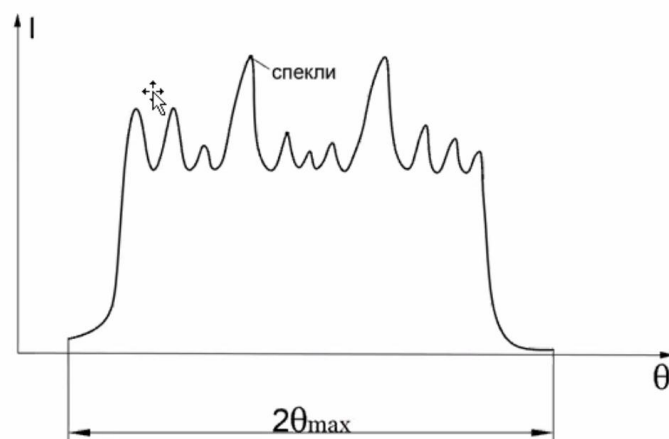


Рисунок 9.2. – Розподіл лазерного випромінювання на виході світловоду

СПЕКЛ структура лазерного випромінювання (СПЕКЛ-інтерференція) характеризує хаотичний розподіл інтенсивностей лазерного

випромінювання у просторі, вона надзвичайно чутлива до фізичного впливу на волоконний світловід (наприклад: температурний режим, вібрації, деформації, тощо), що використовуються для чутливих медичних інтерферометричних приладів.

Дисперсія волоконних світловодів

Ця характеристика пов'язана з спотвореннями (затримка переднього і заднього фронтів імпульсів) оптичних імпульсів, які розповсюджуються на дуже велику відстань волоконно-оптичними трактами, що важливо для медичної телекомунікації.

Форма прямокутних імпульсів спотворюються внаслідок того, що моди різних порядків приходять з входу світловоду на його вихід в певний проміжок часу. На виході світловоду відбувається їх суперпозиція (взаємодія), при цьому виникають спотворення форми імпульсів, яка може повністю руйнуватись. Тому для відтворення інформації використовують ретранслятори (50–70 км), а для нових суперліній зв'язку 5000–7000 км.

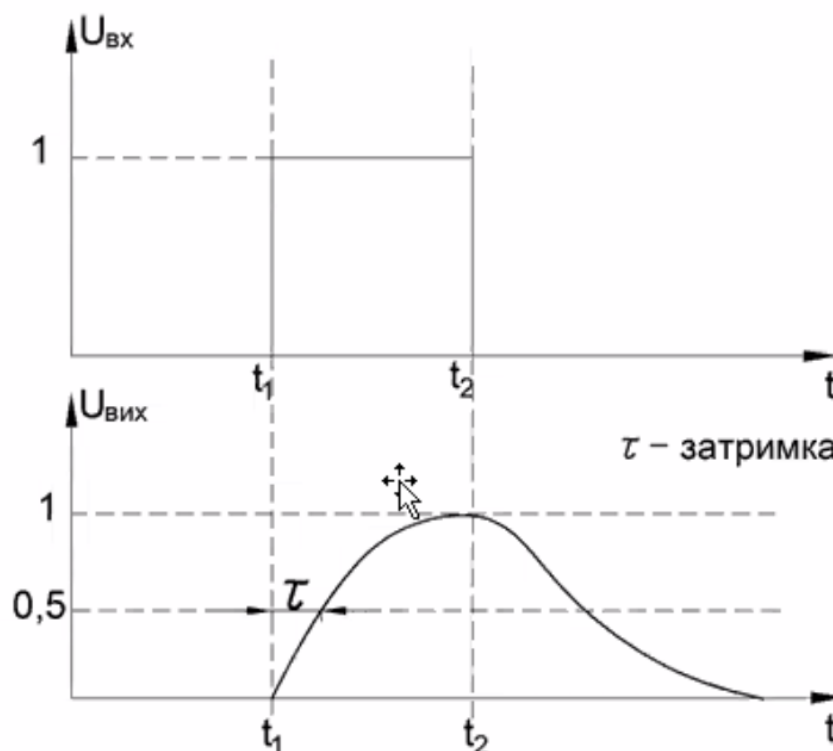


Рисунок 9.3. – Спотворення форми прямокутних імпульсів

Існують 3 види дисперсій:

1. Модова дисперсія – різниця групового часу розповсюдження мод осердя різних порядків.

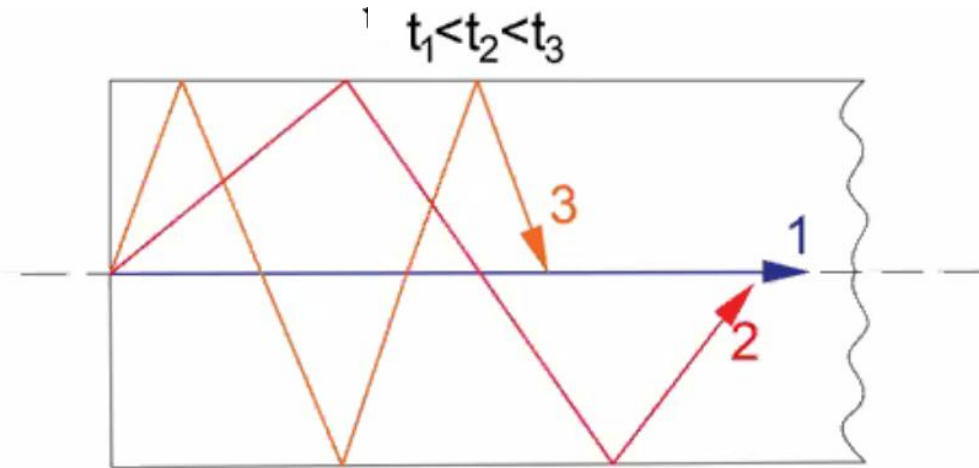


Рисунок 9.4. – Модова дисперсія

Цю модову дисперсію можна зменшити:

1. Використовувати градієнтні багатомодові світловоди;
2. Використання одномодових світловодів.
2. Волноводна дисперсія — залежність групової швидкості хвиль даного типу від частоти оптичного випромінювання.
3. Матеріальна дисперсія — залежність показника заломлення осердя волоконного світловоду від частоти оптичного випромінювання.

Для багатомодових волоконних світловодів сумарна дисперсія дорівнює 20–50 нс/км(!). Для градієнтних 3–5 нс/км. Для одномодових 0,1–0,2 нс/км. Ця дисперсія обмежує смугу частот сигналу, який передається волоконно-оптичним трактом:

Багатомодовий $\Delta f_{max} = 10 - 12$ МГц, 1 канал – 8МГц;

Градієнтний $\Delta f_{max} = 100 - 800$ МГц;

Одномодовий $\Delta f_{max} = 100 - 500$ ГГц.

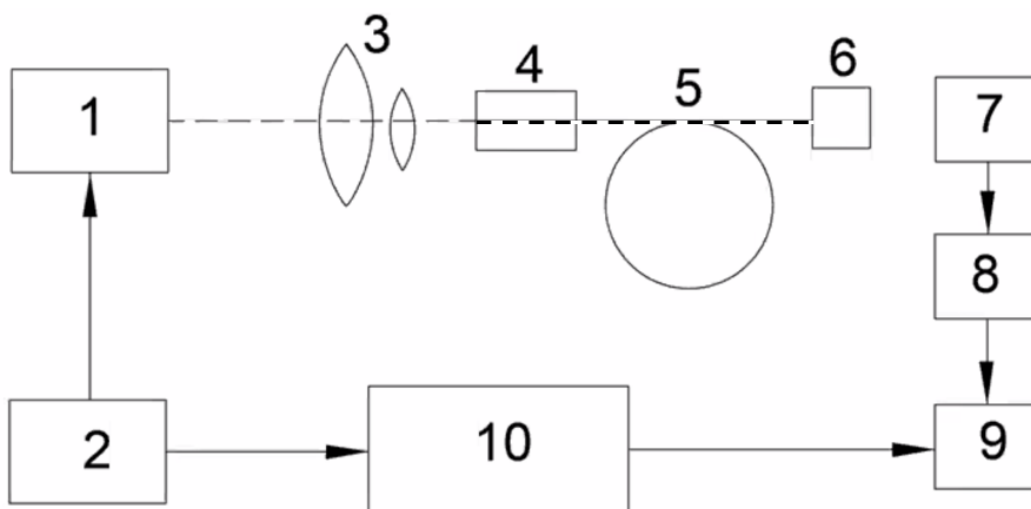


Рисунок 9.5 – Оптична схема вимірювання дисперсії волоконних світловодів

Випромінювання напівпровідникового імпульсного інжекційного лазера 1 модулюється електричними імпульсами з електричного генератора 2. На виході лазера 1 формуються оптичні імпульси тривалістю 1–2 нс, які через фокусуючий об’єктив 3 направляються у вимірювальний світловід 5 з фільтром мод оболонки 4. Вимірювальний світловід 5 має довжину десятків кілометрів, на його виході розташовується узгоджувальний пристрій 6 з імерсійною рідиною, який максимально направляє випромінювання на фотоприймач 7 (лавинний фотодіод з робочою смугою частот 3-5 ГГц). Після фотоприймача 7 застосовується широкосмуговий підсилювач 8 (смуга частот до 8 ГГц) і вихід якого підключений до стробоскопічного двопроменевого осцилографа 9 (С-1-70) з смугою робочих частот до 10 ГГц. На інший вхід осцилографа 9 направляється електричний сигнал з генератора 2 через лінію затримки 10, що компенсує затримку інформаційного сигналу при проходженні через оптичний тракт 5, фотоприймач 7 і підсилювач 8. Конструктивна лінія затримки 10 являла собою відрізок кабелю типу РК-50. Таким чином на екрані осцилографа 9 по 2-м входам фіксували вхідний і вихідний імпульси і на рівні 0,5 вимірювали затримку сигналу (дисперсію)

волоконного світловоду. За сумарною затримкою оптичного сигналу при розповсюдженні можна виміряти довжину оптичного світловоду 5.

Якщо всю приймальну оптоапаратуру з виходу волоконного світловоду 5 перемістити на вхід оптичної схеми, то можна отримати рефлектометр OTDR (Optical time domain reflectometer), на екрані якого реєструється такий розподіл потужності (інтенсивності) лазерного випромінювання:

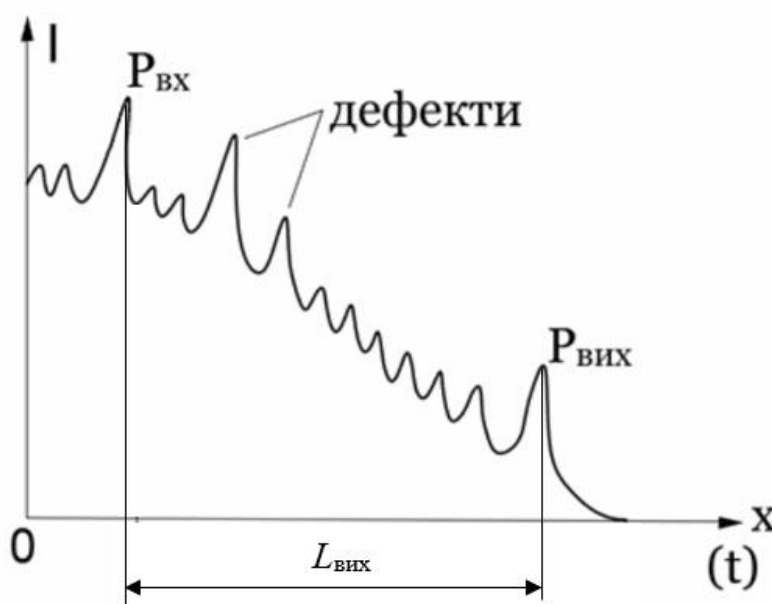


Рисунок 9.6. – Сигнал на виході рефлектометра OTDR

За допомогою рефлектометра OTDR можна визначити:

1. Загасання волоконно-оптичного світловоду;
2. Довжина тракту;
3. Можна визначити дефекти волоконного світловоду на відстані роздільною здатністю 10–12 см;
4. Вимірювати показники заломлення рідини, яка може бути на виході волоконного світловоду ($P_{вих}$ максимальне, коли вихід світловода у повітрі і дорівнює майже нулю, коли світловід 5 занурюється в імерсійну рідину).

РОЗДІЛ 10. ЗАГАСАННЯ ВОЛОКОННИХ СВІТЛОВODІВ. ОПТИЧНА СХЕМА ДЛЯ ВИМІРЮВАННЯ ЗАГАСАННЯ ОПТИЧНИХ СВІТЛОВODІВ

Загасання волоконних світловодів визначається двома чинниками:

1. Втрати на поглинання;
2. Втрати на розсіювання.

Світловоди мають дуже малі втрати, які обумовлені:

1. Сучасні світловоди (кварц або скло) мають дуже малі втрати на поглинання у зоні прозорості скла (довжина хвилі до 4–5 мкм). При збільшенні робочої довжини хвилі (напр. 10,6 мкм) скло буде непрозорим, тому що різко збільшуються втрати на поглинання матрицею скла (скло непрозоре, звичайні оптичні елементи як правило «не працюють», використовують оптичні елементи з NaCl, KCl).

2. Поглинання оптичного випромінювання у склі на іонах металів (Fe, Cu, Ni, Cr, Vn) — діапазон довжин хвиль: 0,3–1 мкм.

3. Поглинання на іонах гідроксильної групи -ОН, від якої неможливо позбутись під час виробництва, вона завжди буде присутня у матеріалі світловодів.

4. Основний резонанс поглинання 2,7 мкм, гармоніки 1,98 мкм, 0,98 мкм, 0,72 мкм.

II. Втрати на розсіювання.

Існують декілька механізмів розсіювання у склі (кварці).

1. Лінійне розсіювання.
2. Нелінійне розсіювання — коли з'являються додаткові частотні компоненти у первинному випромінюванні. Для одномодових волоконних світловодів цей нелінійний режим виникає для потужності 100 мВт. Для багатомодових — 5–7 Вт.

Для лінійного розсіювання розподіл випромінювання у просторі (індикатриса розсіювання) від кута реєстрації залежить від співвідношення

розміру частинок і довжини робочої хвилі. Лінійне розсіювання залежить від розміру частинок:

1) Де суттєво менше довжина хвилі — релеєвське розсіювання, інтенсивність якого визначається:

$$I_R \sim C_R f^4 \sim \frac{1}{C'_R f^4} \quad (10.1)$$

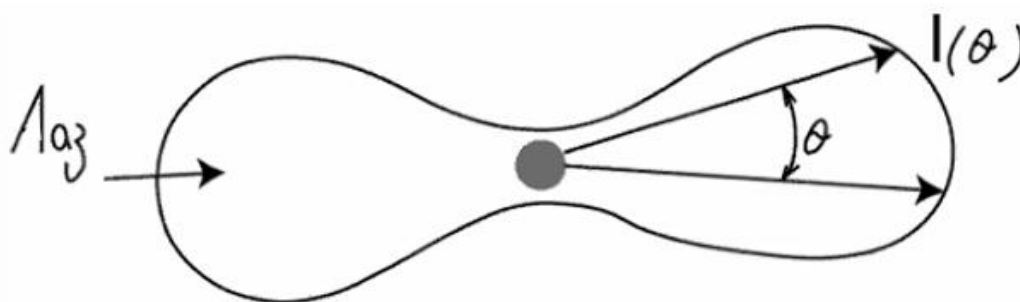


Рисунок 10.1. – Релеєвське розсіювання випромінювання

Індикатриса майже рівномірна по всім кутам реєстрації.

2) Якщо розміри частинки суттєво більші ніж довжина хвилі, виникає розсіювання Мі.

$$\frac{I_1}{I_2} = 40 \dots 50$$

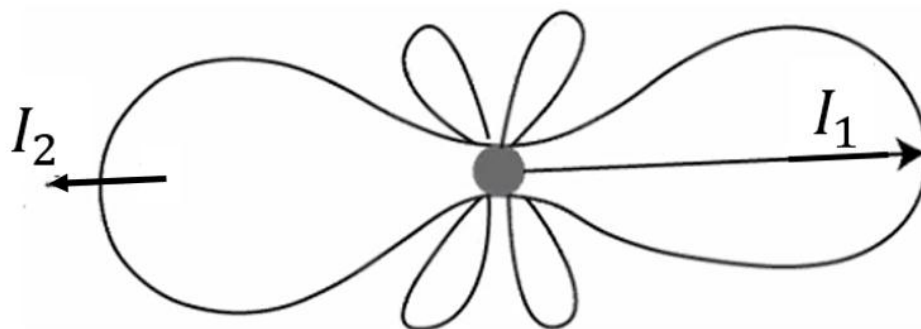


Рисунок 10.2. – Розсіювання Мі

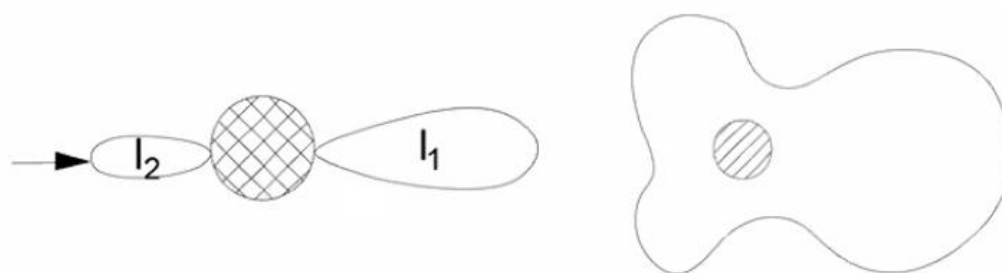


Рисунок 10.3. – Розсіювання Мі на крові

При практичному використанні вимірювальних пристроїв (вимірювання швидкості крові) і розсіювання на крові не завжди можна працювати на «прямому» розсіюванні, яке у 40–50 разів більше ніж розсіювання назад, але якщо необхідно працювати на зворотному розсіюванні, тоді потрібно:

- а) збільшити потужність лазера;
- б) поставити більш чутливий фотоприймач.

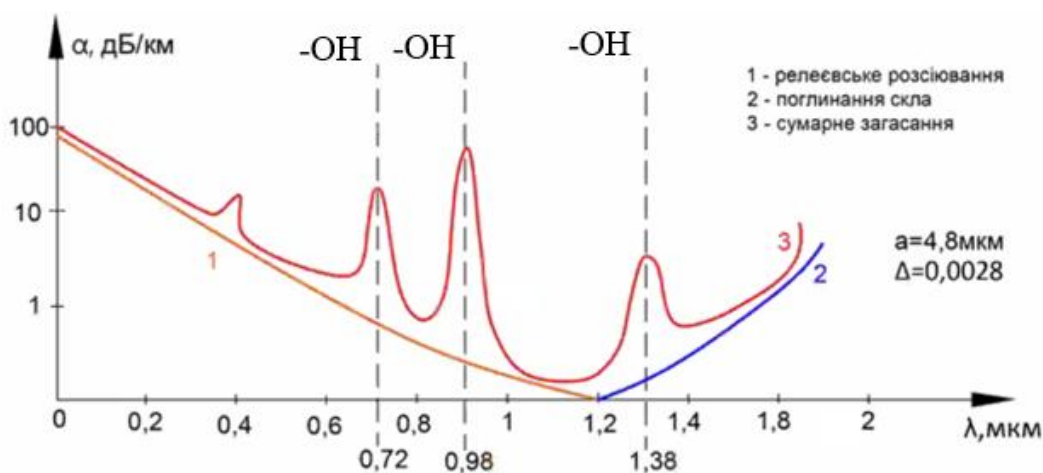


Рисунок 10.4 – Сумарна крива для волоконних світловодів

Залежність сумарного загасання від робочої довжини хвилі має нерівномірний характер з характерними вікнами прозорості, що необхідно обов'язково фіксувати при вимірюванні загасання.

Типові значення загасання для волоконних світловодів:

1. Багатомодові кварц-кварц (КК) – 1,5–3 дБ/км (довжина хвилі 0,85 мкм), <1 дБ/км (довжина хвилі 1,05 мкм).
2. Одномодові світловоди – 0,5–0,7 дБ/км (довжина хвилі 0,85 мкм).

При виробництві оптичних кабелів через механічні деформації загальне загасання збільшується на 5–8 дБ.

3. При використанні полемір-полемір світловодів (ПП) – загасання сотні тисяч дБ/км.

10.1 Експериментальні методи вимірювання загасання волоконних світловодів

Використовують такі методи вимірювання загасання волоконних світловодів:

1. Оптичний тестер (0,85 та 1,05 мкм).
2. Відривний метод.
3. Безруйнівний, порівняння з еталоном.

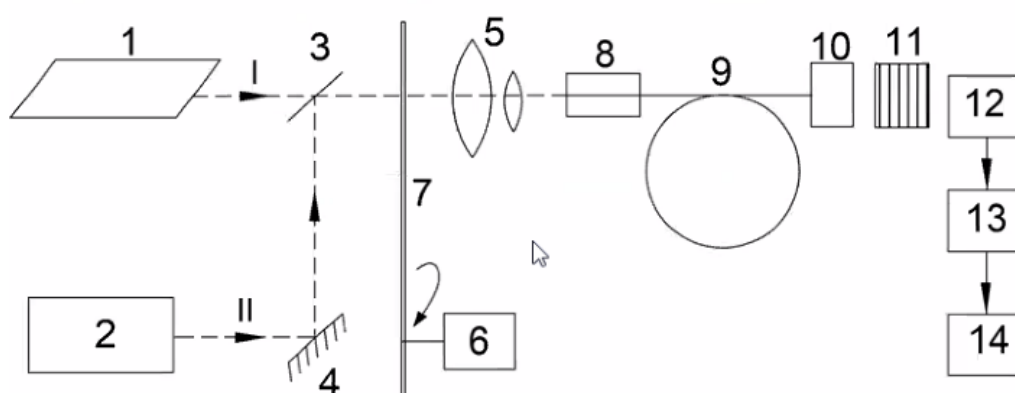


Рисунок 10.5. – Оптична схема для вимірювання загасання волоконних світловодів

Випромінювання лазера 1 (He-Ne або напівпровідниковий) – одна хвиля випромінювання I направляється на напівпрозоре дзеркало 3, на яке також може поступати оптичний сигнал II з монохроматора 2.

Монохроматор – оптичний прилад, який має широко спектральне джерело випромінювання, має в будові різні оптичні елементи (призми, дзеркала), за допомогою яких можна змінювати або перелаштовувати довжину хвилі робочого випромінювання від УФ діапазону до ІЧ.

Оптичне випромінювання через модулятор 6 направляється на фокусуєчу оптичну систему 5. Модулятор 6 – електродвигун, на валу якого розташований металевий диск 7 з прозорими секторами, що обертаються з регульованою частотою.

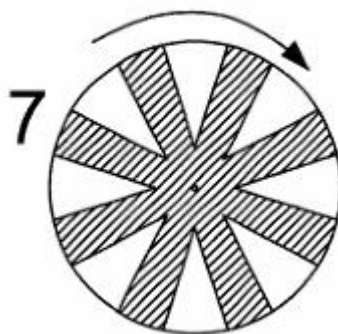


Рисунок 10.6. – Металевий диск з прозорими секторами

Відбувається механічна модуляція лазерного випромінювання на частоту 1–5 кГц. Безперервне лазерне випромінювання перетворюється в імпульсну послідовність оптичного сигналу. Таким чином досягається підвищення рівня співвідношення сигнал/шум для схеми за рахунок компенсації дрейфів струмів фотоприймача і оптичного випромінювання лазера. Будь-які оптичні лазерні вимірювання необхідно проводити з модуляцією лазерного променя.

Оптична система 5 фокусує випромінювання в оптичний світловод 9 з фільтром мод оболонки 8 на вході. На виході світловоду 9 встановлюється в узгоджувальній пристрій 10 встановлюється посудина з імерсійною рідиною, щоб зменшити втрати на узгодження з фотоприймальною апаратурою. Для підвищення точності вимірювань використовуються калібрований оптичний атенюатор 11, який має набір каліброваних нейтральних оптичних фільтрів, які вносять детерміноване визначене загасання в оптичний сигнал. Таким чином відбувається стале значення струму на фотоприймачі 12 для різних методів вимірювання (фотоприймач 12 – фотодіод або фотоелектронний помножувач).

Вихідний сигнал з фотоприймача 12 направляєється на резонансний фільтр з підсилювачем 13, який налаштований на частоту модулятора, всі паразитні шуми, в тому числі на нульовій частоті (постійна складова) не підсилюються. Після підсилювача 13 сигнал направляєється на апаратуру

обробки і реєстрації 14, яка вимірює і фіксує вихідну потужність лазерного випромінювання після світловоду 9. Загасання світловоду визначається:

$$\alpha \text{ дБ} = 10 \lg\left(\frac{P_{\text{вих}}}{P_{\text{вх}}}\right). \quad (10.2)$$

Для вимірювання $P_{\text{вх}}$ необхідно:

1. За допомогою відривного/руйнівного методу вимірювання відрізати частину світловоду на відстані 1 м. від входу — не змінюючи умови узгодження випромінювання лазера 1 світловодом 9.

Переваги методу:

1) Висока точність вимірювання загасань.

Недоліки методу:

1) Необхідність руйнування частини світловоду.

2. При неруйнівному методі вимірювання світловод 9 виймається з оптичної схеми і замість нього розміщують відрізок такого ж світловоду довжиною 1 м (еталон).

Переваги методу:

1) Неруйнівний контроль.

Недоліки методу:

1) Метод має невисоку точність завдяки порушенню первинних умов узгодження з оптичною системою 5. Для підвищення точності вимірювань необхідно вимірювати 7–8 разів (працює коефіцієнт Стьюдента) і робити статистичну обробку вихідних результатів.

10.1.1 Поляризаційні характеристики волоконних світловодів

Всі багатомодові, одномодові світловоди руйнують/спотворюють поляризацію лазерного випромінювання. Існують тільки спеціальні одномодові світловоди («ПАНДА»), які зберігають розповсюдження поляризації, але на відстань 5–7 м, потім вона також руйнується.

РОЗДІЛ 11. ВОЛОКОННО-ОПТИЧНІ ВИМІРЮВАЧІ.

ОПТИЧНІ СХЕМИ ВОД

Всі ВОД можна поділити на 2 великі групи:

1. Корисна модуляція лазерного випромінювання інформативним зовнішнім фізичним фактором (вібрація, ударна деформація, тощо) відбувається поза межами світловодів, а передавання первинного лазерного випромінювання і приймання вторинного промодульованого оптичного сигналу відбувається за допомогою волоконних трактів – амплітудні давачі, лазерні доплерівські вимірювачі швидкості, тощо.

2. Корисна модуляція інформативним сигналом відбувається безпосередньо у волоконно-оптичному тракті – він є чутливим елементом давача, на який діють зовнішні фізичні фактори (деформації, вібрації, температура, вологість, тощо). Як правило, це всі інтерферометри Майкейсона, Фабрі-П'єро, вимірювачі магнітного поля струму.

11.1 Лазерний волоконно-оптичний доплерівський гетеродинний вимірювач швидкості мікрочастинок (анемометр)

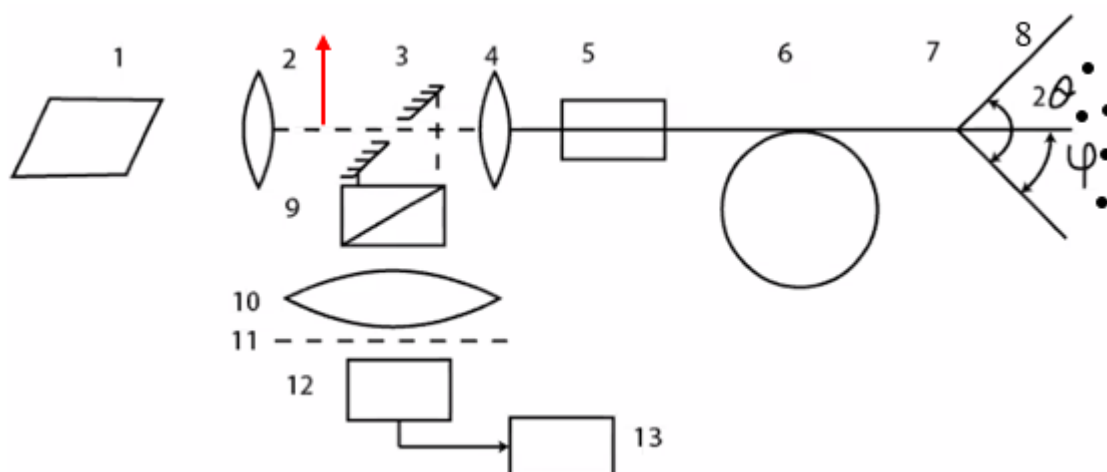


Рисунок 11.1. – Оптична схема лазерного волоконно-оптичного доплерівського гетеродинного вимірювача швидкості мікрочастинок

Випромінювання лазеру 1 (безперервний He-Ne типу ЛГ-79; напівпровідниковий) фокусує об'єктивом 2, 4 направляється у волоконний світловод 6 крізь напівпрозоре дзеркало 3, або непрозоре дзеркало 3 з отвором на осі. Якщо лазер «не поляризований», то необхідно встановити додатковий зовнішній поляризатор. Діаметр отвору на осі 2–3 мм. На вході світловоду 6 встановлений фільтр мод оболонки 5. Світловод 6 – стандартний багатомодовий кварц-кварц з діаметром осердя 50–60 мкм. Діаметр захисної оболонки до 1 мм. Довжина світловоду до 100 м. Вихід світловоду 6 розміщувався у вимірювальному об'ємі 8 з мікрочастинками, що рухаються. У деяких застосуваннях для кращого зондування вимірювального об'єму 8 використовувалась мікролінза 7 безпосередньо на вихідному торці світловоду 6. Виготовляється мікролінза методом опалювання кварцу за допомогою електроіскрового розряду. Частота лазерного випромінювання $f_0 = 10^{14}$ Гц. Мікрочастинки, що рухаються в об'ємі лінзи (ФЕК) розсіюють лазерне випромінювання, яке у межах апертурного кута 2ϑ волоконного світловоду 6 приймається тим же світловодом і направляється на вхід оптичної схеми до дзеркала під кутом 3 . Воно направляло розсіяне випромінювання крізь фокусує об'єктив 10, діафрагму 11 і фотоприймач 12 (фотоелектронний помножувач (ФЕП)) і апаратуру обробки і реєстрації 13. На чутливу поверхню фотоприймача 12 також направлявся і опорний (незмінний) лазерний сигнал, який відбивався від вихідного торця світловоду 6. Його частота була також $f_0 = 10^{14}$ Гц.

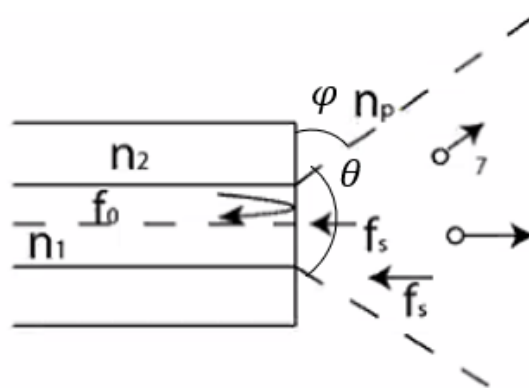


Рисунок 11.2. – Стандартний багатомодовий кварц-кварц

n_1 — осердя;

n_2 — оболонка;

n_p — розчин;

f_s — розсіяний сигнал;

f_0 — відбитий сигнал від поверхні торця.

Для ефективного гетеродинування сигнали опорний і розсіяний повинні бути максимально близькими між собою – тому вони обидва проходять один і той же світловод 6. Розсіяний сигнал має частоту f_s , яка відрізняється від f_0 на доплерівський зсув частоти:

$$f_s = f_0 \pm f_d, \quad (11.1)$$

Цей зсув лінійно пропорційний швидкості мікрооб'єктів:

$$f_d = \frac{2\bar{V}}{\lambda} \cos \varphi, \quad (11.2)$$

де \bar{V} — вектор швидкості;

λ — довжина хвилі;

φ — кут між вектором швидкості і віссю світловоду.

На поверхні фотоприймача 12 відбувається оптичне гетеродинування (взаємодія) сигналів і виділяється доплерівська частота (різниця між ними).

f_0 та f_s після проходження світловоду 6 на вихід і на вхід руйнують повністю поляризацію і поляризатор 9 на них суттєво не впливає. Поляризатор 9 компенсує потужні лазерні паразитні відбиття від оптичних елементів, які засвітлюють фотоприймач.

Точність вимірювань складає 2–2,5 %.

Переваги схеми:

1. Вимірюється одна поздовжня складова вектору швидкості.

Недоліки:

1. Неможливо проводити вимірювання у рідині коли f_0 суттєво знижується на межі n_1 - n_p .

11.2 Волоконно-диференціальна схема вимірювання швидкості біоо'єктів з використанням оптичної голівки

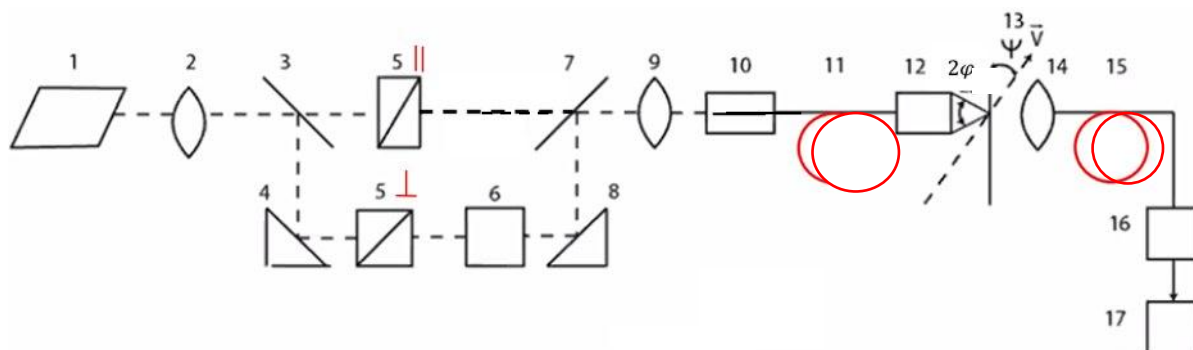


Рисунок 11.3. – Волоконно-диференціальна схема вимірювання швидкості біоо'єктів з використанням оптичної голівки

Випромінювання лазера 1 (He-Ne або напівпровідниковий) напівпрозорим дзеркалом 2 поділяється на два промені I і II рівної інтенсивності. Промінь I через поляризатор 5 направляється об'єктивом 9 на вхід світловоду 11, на вході якого розташований фільтр мод оболонки 10. II промінь також проходить через поляризатор 5, який пропускає перпендикулярну складову лазерного випромінювання. Промінь II із дзеркалами 7, 8, фокусуючим об'єктивом 9 також направляється у світловод 11. Світловод 11 зберігає поляризацію лазерного випромінювання (одномодовий типу «панда»), і промені I і II з перпендикулярними осями поляризації вводяться в осердя цього світловоду (його довжина 8–10 м). На виході світловоду 11 розташовується оптична голівка 12 з дискретними оптичними мініатюрними елементами, які формують два промені на виході під кутом 2φ . Ці промені перетинаються у вимірювальному об'ємі 13 з мікрочастинками, які рухаються з швидкістю \vec{V} під кутом ψ до вертикальної осі. У вимірювальному об'ємі 13 формується інтерференційна картина у вигляді світлих і темних смуг, поперек якої пролітають мікрочастинки і розсіюють

світло залежно від швидкості мікрочастинок. Розсіяне світло також має доплерівський зсув частоти пропорційний компоненті вектору швидкості:

$$f_g = \frac{2\overline{V}_\perp}{\lambda} \sin\varphi \cdot \cos\psi. \quad (11.3)$$

І на відміну від попередньої схеми, існує лінійна залежність частоти доплерівського сигналу від поперечної компоненти вектору швидкості.

Розсіяне мікрочастинками випромінювання широко кутовим приймальним об'єктивом 14 фокусується у приймальний світловод 15 і після фотоприймача 16 (фотоелектронний помножувач або фотодіод) направляєється на апаратуру обробку і реєстрації сигналу 17.

Для визначення знаку швидкості (напрямку руху мікрочастинок) використовують додатковий акусто-оптичний модулятор 6, який використовується тільки для одного променю II. Частота модуляції лазерного випромінювання дорівнює 70–80 МГц. Таким чином, промінь I відрізняється за частотою від променю II, і ця різниця призводить до того, що інтерференційна картина у вимірювальному об'ємі 13 не стабільна, а рухається зі сталою швидкістю, що дозволяє визначити, по-перше, швидкість, а головне — напрямок руху біочастинок.

Переваги схеми:

1. Схема дозволяє виміряти тільки одну компоненту вектору швидкості (поперечну), а зміною положення голівки 12 на 90° можна виміряти і другу поперечну складову вектору швидкості.

2. Така схема одночасно з гетеродинною схемою вимірювання швидкості дозволяє визначити вектор швидкості біочастинок.

3. У вимірювальному об'ємі 13 формується інтерференційна картина, яка не залежить від показника заломлення вимірювальної речовини (на відміну від попередньої схеми). Тому, можна вимірювати швидкість «надчистих» розчинів навіть без додавання спеціальних додаткових розсіювальних центрів.

Недоліки:

1. Багато дискретних оптичних елементів. Тому, таку оптичну схему дуже важко налаштувати.

2. Наявність спеціального одномодового СВ 11 обмежує розміри об'єктів дослідження — апаратура може розміщуватись не далі 10 м від вимірювального об'єму.

3. Конструктивна оптична голівка 12 поєднується з оптичним СВ 11 і при експлуатації потребує спеціального механічного захисту.

11.3 Волоконно-оптичний інтерферометр Маха-Цендера (акустичний гідрофон)

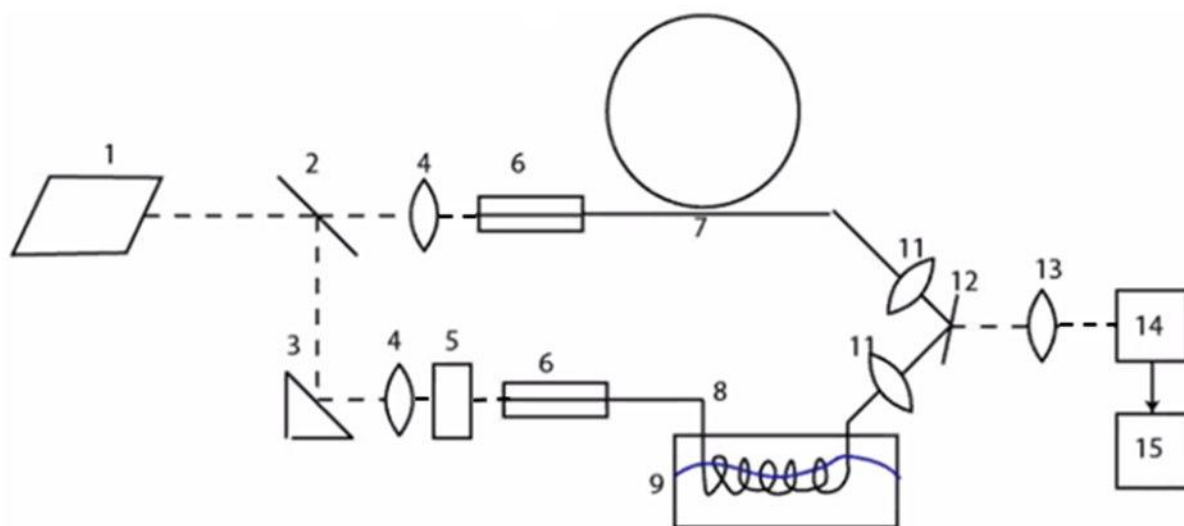


Рисунок 11.4. – Волоконно-оптичний інтерферометр Маха-Цендера

Випромінювання лазера 1 (He-Ne або напівпровідниковий) напівпрозорим дзеркалом 2 поділяється на два промені I і II. Промінь I після об'єктива 4 і фільтра мод 6 направляється у СВ 7, який називається опорний або еталонний, вихід якого через мікрооб'єктив або мікролінзу 11 направляється на екран 12. Промінь II дзеркалом 3, об'єктивом 4 через фільтр мод оболонки 6 направляється у вимірювальний об'єм 9 через СВ 8. СВ 8 є інформативний або сигнальний, на якого виході його також

розташовується мікролінза або об'єктив 11 і екран 12. На екрані 12 формується інтерференційна картина у вигляді світлих та темних смуг, які перемежуються, і ця інтерференційна картина об'єктивом 13 направляється на фотоприймач 14 (як правило, фотодіод) з апаратурою обробки і реєстрації 15.

Під впливом зовнішніх фізичних факторів (звукові хвилі у рідині 9) змінюються умови розповсюдження лазерного випромінювання через СВ 8 (на відміну від СВ 7, де ці умови незмінні). На екрані 12 під впливом зовнішніх фізичних факторів відбуваються зміни інтерференційної картини, її рух, який фіксується фотоприймачем 14.

Для сигнального каналу II використовують також акусто-оптичний модулятор 5, який обумовлює рух інтерференційної картини на екрані 12, що дозволяє визначити знак дії зовнішнього фактору.

Переваги: надзвичайно висока чутливість до зовнішніх фізичних факторів, малі габарити і маса, що дозволяє їх використовувати у якості гідравлічних буїв (гідрофонів) для охоронного забезпечення морських кордонів.

Недоліки: при використанні багатомодових СВ 7 і 8 інтерференційна картина на екрані 12 спотворюється, смуги не такі прямолінійні. Тому, для усунення такого недоліку необхідно використовувати одномодові СВ однакової довжини.

Така схема використовується у надчутливих вимірювачах вібрацій, температури, тиску, деформацій і магнітного поля, якщо на СВ 8 нанести магнітострикційний матеріал.

РОЗДІЛ 12. ОПТОЕЛЕКТРОННІ ЛАБОРАТОРНІ ДІАГНОСТИЧНІ ПРИСТРОЇ

12.1 Візуальний оптичний контроль біооб'єктів

12.1.1 Ультрамікроскопія

Дає можливість бачити частинки діаметром 1–3 нм на основі яскравості світлової точки, а не за формою чи величиною. Роздільна здатність не перевищує 10 нм.

Для вимірювання використовують щілинний ультрамікроскоп і конденсор темного поля. Виділяють певний оптичний об'єм, в якому підраховують число частинок і частинкову концентрацію.

Використовують також і протоковий ультрамікроскоп. Аерозоль або гідрозоль протікає через спеціальну кювету у напрямі осі мікроскопа, і будують криві розподілу частинок за розмірами.

Умови спостереження:

- 1) оптимальна відстань між частинками (не повинні бути занадто малими або великими);
- 2) показник заломлення дисперсної фази повинен відрізнитись від дисперсійного середовища, щоб частинки можна було помітити.

Недоліки: кропіткість визначення середнього розміру частинок — щоб отримати результати досить достовірні, необхідно брати середнє із сотень і навіть тисяч окремих визначень.

12.1.2 Електронна мікроскопія

Можна досягнути збільшення об'єктів приблизно 10^5 разів. І на відміну від ультрамікроскопії, можна дійсно спостерігати окремі частинки.

Але є проблема дослідження рідких середовищ, тому що для отримання зображень необхідний високий вакуум. Об'єкт необхідно перевести у твердий стан і аналізувати дуже тонкий шар або зріз. Для

цього спеціально випаровують дисперсійне середовище і частинки частково змінюють свій стан у порівнянні зі станом у розчинах.

Недоліки:

1. Кропіткість роботи з підготовкою об'єктів для дослідження і необхідність підтримувати високий вакуум;
2. Об'єкт розміщується у вакууму, тому не можна спостерігати безпосередньо колоїдну систему, а можна бачити лише окремі частинки, що містяться в її сухому залишку.

12.1.3 Рентгенографія і електроннографія

Базується на відбиванні та інтерференції рентгенівських променів або потоку електронів. Можна одержати інформацію про внутрішню структуру колоїдних частинок. Модифікацією цього методу є визначення середнього розміру частинок шляхом розсіювання рентгенівських променів під малими кутами. Таким чином, можна отримувати дані про розміри молекул білка і про ступінь їхньої гідратації.

Методи електроннографії мають малу проникаючу здатність електронного пучка і дозволяють детально досліджувати тільки поверхню частинок дисперсної фази колоїдних систем і макромолекул високомолекулярних речовин. Електроннографія дозволяє безпосередньо визначити відстані між окремими атомами на поверхні частинок і на підставі цього можна знайти інші параметри структури речовини, наприклад, вивчення адсорбційних шарів на поверхнях.

При сумісному використанні цих 2-х методів вдається одержати багато інформації про внутрішню структуру дисперсної фази для колоїдних систем і для розчинів високомолекулярних речовин. Можна також зареєструвати зміни, що в них відбуваються, під впливом нагрівання, деформації, набрякання і т. п. впливів.

12.2 Автоматизований оптоелектронний контроль біоб'єктів

Автоматизований контроль біоб'єктів (див. поперед. класифікацію) передбачає застосування методів аналізу, які застосовані на безпосередньому вимірюванні оптичних параметрів проби, що аналізується:

1. Вимірювання показників заломлення (рефрактометричний і інтерферометричний методи).
2. Поглинання (абсорбційно-оптичний метод).
3. Оптичної активності (поляризаційний і люмінісцентний методи).
4. Розсіяння (нефелометричний, турбідиметричний методи).

12.2.1 Оптична схема і принцип роботи спектрофотометра

Один з найпоширеніших типів оптичного методу дослідження для біоб'єктів є метод оптичної спектрофотометрії.

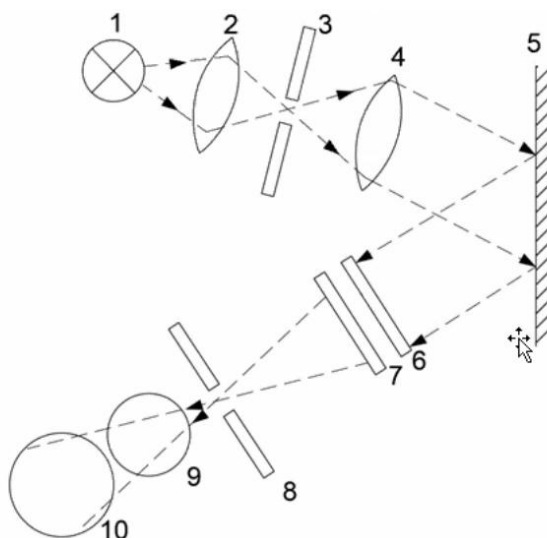


Рисунок 12.1. – Оптична схема спектрофотометра

Випромінювання оптичного джерела 1 (вольфрамова лампа), інтенсивність випромінювання якої змінюється від довжини робочої хвилі, розповсюджується через лінзу 2, вхідну щілину 3 і об'єктивом 4 направляється на дифракційну ґратку 5. Ґратка 5 змінює спектр

випромінювання лампи 1 в діапазоні 380–780 нм. Регулятор інтенсивності 6 і оптичний фільтр 7 розташовується перед вихідною щілиною 8, після якої світло направляється на біологічну пробу 9 і фотоприймач 10. Оптична схема від вхідної щілини 3 до вихідної 8 називається монохроматором. Дифракційна ґратка 5 виділяє окремі спектральні складові, інтенсивність яких вимірюється фотоприймачем 10.

Такий прилад використовується для вимірюванні концентрації речовини в розчині, наприклад, вимірювання вмісту холестерину для сироватки крові, сечової кислоти. При вимірюванні параметрів крові попередньо використовують центрифугу і відділяють плазму крові від ФЕК. Якщо досліджувана речовина прозора (без кольору), то додають спеціальні барвники-реагенти, і концентрація речовини в розчині визначається за умовами максимального поглинання світла різної довжини хвилі. Концентрація речовини визначається за законом Бера на визначеній довжині хвилі:

$$I_s = I_0 \exp(-\alpha cx), \quad (12.1)$$

де I_0 – інтенсивність падаючого світла;

α – коефіцієнт поглинання (константа для речовини і довжини хвилі);

c – концентрація розчину, моль/л;

x – довжина шляху світла у речовині у см.

При використанні УФ або ІЧ аналізу змінюють джерело світла і використовують інші джерела спектрального діапазону, наприклад, для УФ спектроскопії використовують флуорометр, за допомогою якого визначається концентрація ліків і продуктів метаболізму.

12.2.2 Рефрактометричні оптоелектронні аналізатори

Принцип роботи аналізаторів базується на залежності показника заломлення n світлового потоку бінарної суміші від співвідношення її

компонентів у цій суміші. Найбільш поширені рефрактометричні аналізатори – це автоматичні рефрактометри, в яких використовується метод різницевої призми. Ці рефрактометри вимірюють відхилення світлового пучка на виході кюветного перетворювача з одночасним вимірюванням зміни концентрацій.

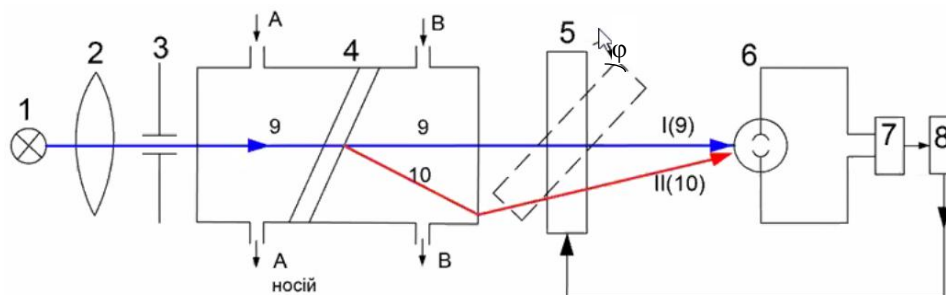


Рисунок 12.2. – Оптична схема автоматичного рефрактометра з кюветою диференціального типу

- A – речовина-носіє (заходить і виходить);
- B – аналізована речовина;
- 9 і 10 – два промені I і II;
- 4 – межа у кюветі (рідина A і B не змішуються).

Випромінювання від джерела 1 проходять через конденсорну лінзу 2, діафрагму 3 і подається на вимірювальну кювету 4. Якщо концентрація аналізованої речовини дорівнює концентрації речовини носія (співпадають), то промінь 9 проходить через кювету 4 без відхилення і рівномірно освітлює фотоприймач 6. При зміні концентрації розчину B промінь 9 відхиляється (стає 10) у ту чи іншу сторону залежно від зміни концентрації, та інтенсивність фотоприймача 6 або його освітленість ослабляється. На виході фотоприймача 6 електричний сигнал направляє на вимірювальну систему 7, яка визначає похибку або зміну напруги. Реверсивний двигун 8 обертає жорстко зв'язану індикаторну стрілку та компенсаційну пластину 5. Вона обертається до тих пір, поки освітлення фотоприймача не вирівнюється.

12.2.3 Інтерферометричні аналізатори

Принцип роботи цих аналізаторів базується на використанні інтерферометричних методів при вимірюванні показника заломлення аналізованої речовини.

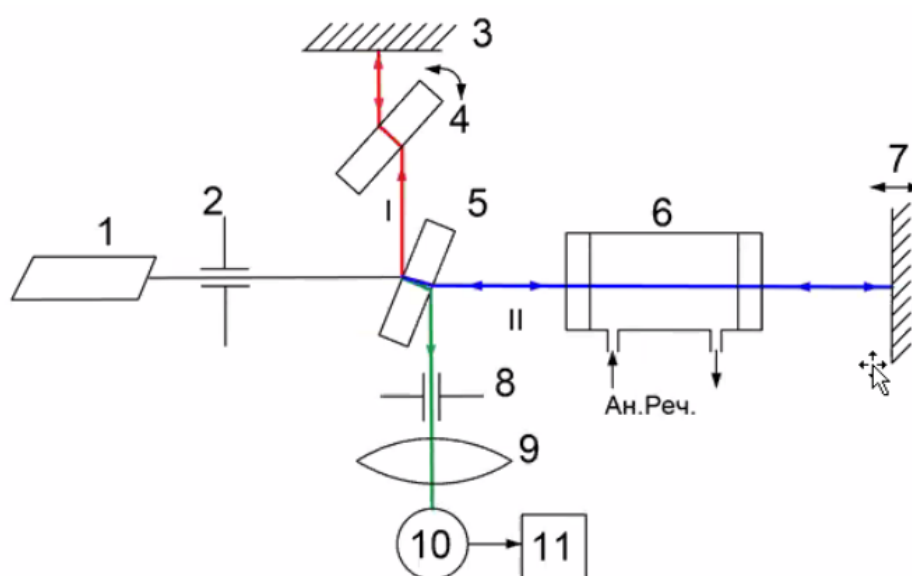


Рисунок 12.3. – Оптична схема інтерферометричного аналізатора
3 і 7 — дзеркала (3 – нерухоме, а 7 – рухоме).

Випромінювання лазера 1 (He-Ne) після вхідної щілини (діафрагми 2) направляється на напівпрозоре дзеркало 5 (напівпосріблена скляна пластина) і формується два когерентних промені I і II. Перший промінь I направляється до нерухомого дзеркала 3, а промінь II направляється на рухоме дзеркало 7 (попередньо цей промінь проходить через кювету 6 з аналізованою речовиною). Ці промені відбиваються від дзеркала 3 і 7 і за допомогою пластини 5 знову поєднуються між собою і через вихідну щілину (діафрагму 8), приймальний фокусуєчий об'єктив 9 направляються на фотоприймач 10. На його поверхні формується інтерференційна картина у вигляді світлих і темних смуг, які перемежуються між собою. Зміщення смуг відбувається пропорційно концентрації аналізованої речовини. Для коригування і компенсації

променю I відбитого від нерухомого дзеркала 3 встановлена компенсуюча пластина 4. Змінюючи її положення, можна забезпечити однакову різницю ходу для променю I та II. За допомогою цього забезпечується стабільність інтерференційної картини на вході фотоприймача 10, а зміни інтерференційної картини і компенсуючої пластини 4 фіксуються апаратурою обробки і реєстрації 11.

12.2.4 Абсорбційні оптичні методи

Використання цих методів засновано на властивостях розчинів, які відрізняються за складом та за різним поглинанням (абсорбуванням) випромінювання оптичного діапазону.

Залежно від довжини хвилі електромагнітного випромінювання, що поглинається, ці аналізатори поділяються:

- 1) УФ;
- 2) видимі;
- 3) ІЧ.

Для побудови цих аналізаторів використовують різноманітні вимірювальні схеми і в залежності від вимірювальних аналітичних задач, і вимог щодо метрологічних характеристик.

1. Аналізатори видимого діапазону

Принцип дії цих аналізаторів базується на поглинанні оптичного випромінювання у видимій частині електромагнітного спектру. Джерела випромінювання – це лампи розжарювання, світлодіоди або лазери, приймачі, фоторезистори або фотодіоди.

Речовина, яка аналізується, у рідкому стані прозора для видимого світла. Ця речовина розпорошується, і створюються частинки аерозолію. Випромінювання проходить через аерозоль і змінюється за рахунок поглинання. Ця зміна випромінювання реєструється фотоприймачем, який

і вимірює цей інформативний параметр. Але деякі речовини при контакті з хімічними реагентами забарвлюються або забарвлюють хімічні реагенти. Інтенсивність забарвлення вимірюється за допомогою колориметричних аналізаторів безперервної або дискретної дії. Таким чином, вимірюють концентрацію аналізованої речовини.

Колориметри являються селективними за спектральним діапазоном за допомогою спеціальних реагентів.

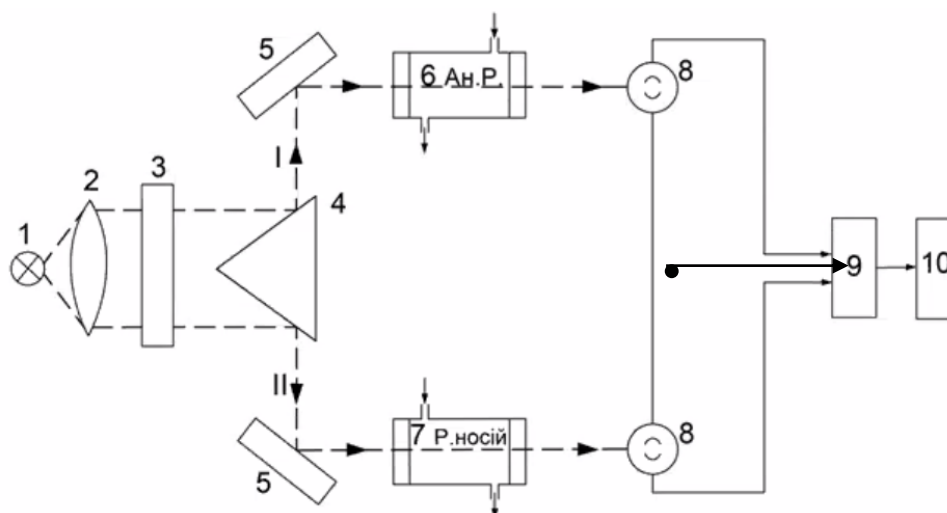


Рисунок 12.4. – Оптична схема фотоколориметричного двопроменевого аналізатора безперервної дії

6 – кювета з аналізованою речовиною;

7 – кювета з речовиною-носієм.

Випромінювання джерела 1 після конденсора або об'єктива 2 направляється через світлофільтр 3, після якого призмою 4 поділяється на два пучки рівної інтенсивності I і II. Промінь I дзеркалом 5 направляється у вимірювальну кювету 6 з аналізованою речовиною, а промінь II направляється у порівняльну кювету 7 із зразковим розчином відомої концентрації. Фотоприймачі 8 на виході кювет 6 і 7 підключаються на вхід вимірювальної системи 9 по зустрічній схемі. Різниця сигналів фотоприймачів 8 підсилюється і направляється на вторинний прилад 10, який відградуваний в одиницях вимірювальної концентрації.

2. УФ аналізатори

Принцип дії заснований на поглинанні УФ випромінюванні аналізуючою речовиною. Використовують одно- або двопроменеві схеми і реалізують методи прямого і зрівноважуючого перетворень. Особливістю УФ аналізаторів є необхідність для використання в їх оптичних схемах спеціальних оптичних елементів, які виготовляються з кварцу, що працює в «УФ-діапазоні».

Джерела випромінювання – ртутні, ртутно-кадмієві, водневі та ртутні газорозрядні лампи.

Фотоприймачі – фотоелементи, фоторезистори, фотоелектронні помножувачі, які чутливі до УФ випромінювання – $\lambda = 0,256$ мкм.

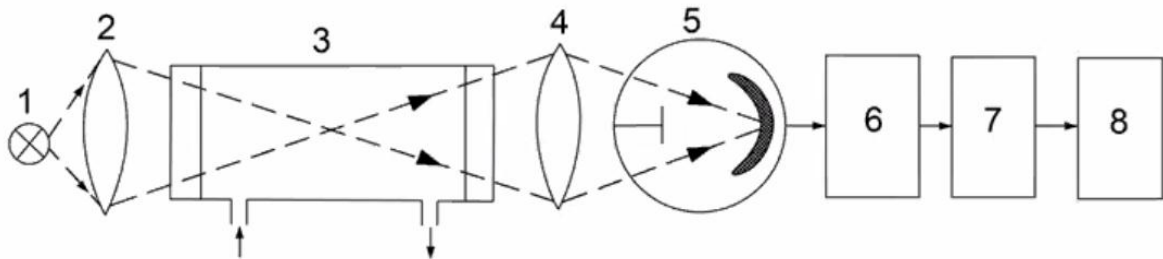


Рисунок 12.5. – Оптична схема УФ аналізатора

- 1 – воднева лампа;
- 2, 4 – лінзи або об'єктиви;
- 3 – проточна кювета з аналізованою речовиною;
- 5 – фотоелектронний приймач;
- 6 – фільтр;
- 7 – підсилювач;
- 8 – апаратура обробки і реєстрації.

Для будь-яких електричних вимірювальних схем необхідно завжди робити попередню фільтрацію перед підсилення сигналу.

УФ аналізатори для вимірювання складу дисперсійних середовищ мають обмежене використання. Оскільки:

- 1) більшість речовин не чутливі до УФ випромінювання;

2) або спектри випромінювання настільки сильно перекриваються, що не забезпечується селективне вимірювання тих чи інших компонентів.

3. ІЧ аналізатори

Принцип дії їх базується на поглинанні ІЧ випромінюванні, яке залежить від структури, типу та енергії хімічних зв'язків. Використовуються для автоматичного контролю багатокомпонентних дисперсних систем. Для вимірювання концентрацій ІЧ методом, як правило, використовується діапазон 0,92–2,85 мкм.

Схеми аналізаторів розроблені на основі традиційних одно- і двоканальних, одно- і двопроменевих оптико-електронних вимірювальних схем.

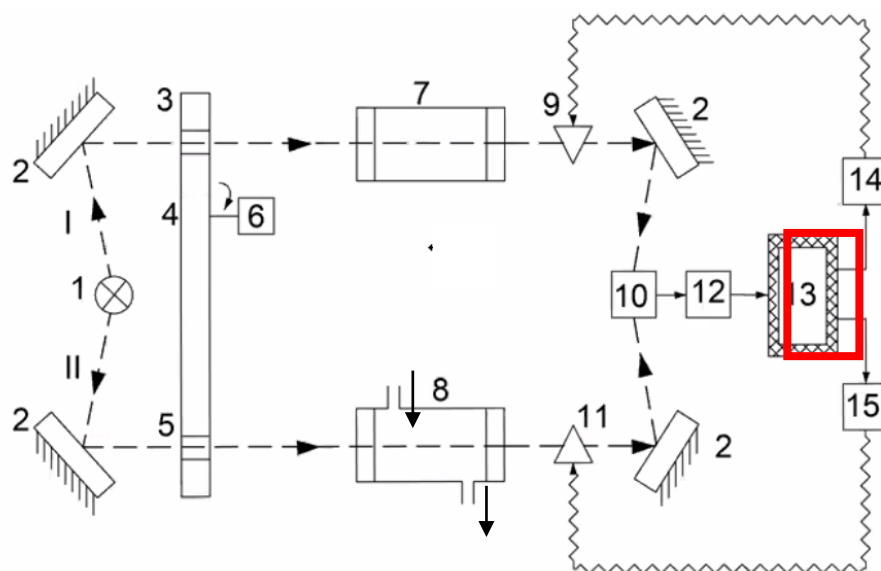


Рисунок 12.6. – Оптична схема ІЧ аналізатора з оптичною компенсацією у порівняльному і робочому каналах

пунктир – оптичний зв'язок;

пряма – електричний зв'язок;

хвиляста – механічне зрушення.

Промені I і II від ІЧ джерела 1 по каналам 3 і 5 по чергово поступають на порівняльну кювету 7 і робочу кювету 8, відбиваються від дзеркал 2 і направляються на фотоприймач 10. Ці вихідні сигнали промодульовані

модулятором або оптикатором 4, який обертається за допомогою двигуна 6. Після фотоприймача 10 сигнали направляються на підсилювач 12 і розподільчий пристрій 13, який формує два сигнали — 1-ий направляється на «0 орган» 14 (механічний керований пристрій), який механічно змінює положення оптичного клину 9, 2-ий сигнал направляється на «0 орган» 15, який зрівноважує оптичну систему за допомогою зміни положення оптичного клину 11. Цей оптичний клин механічно пов'язаний з положенням стрілки шкали приладу.

12.2.5 Турбідиметрія

Методи засновані на контролі інтенсивності світла, яке пройшло мутну систему. Важливим є також метод реєстрації спектра мутності, за яким знаходять залежність мутності від довжини хвилі, і за допомогою спеціальних таблиць (на основі теорії Мі) можна визначити розмір розсіюючих частинок для монодисперсної системи, а для полідисперсної системи – середній розмір частинок та їх концентрацію. Досить поширеним є різні варіанти осаджувального (при додаванні осаджувача) та температурного (при зміні температури) турбідиметричного титрування, у ході якого вимірюється мутність системи, що досліджується.

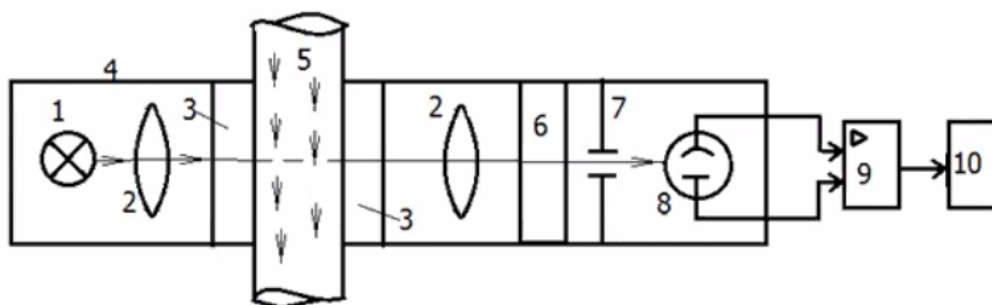


Рисунок 12.7. – Оптична схема турбідиметричного аналізатора (вимірювання мутності рідини і задимленості газових потоків)

- 1 – лампа;
- 2 – лінза;
- 3 – оптичний узгоджувач;

- 4 – корпус;
- 5 – аналізована речовина;
- 6 – світлофільтр;
- 7 – діафрагма;
- 8 – фотоприймач (ФП);
- 9 – підсилювач з фільтром;
- 10 – пристрій обробки і реєстрації.

12.2.6 Нефелометричні аналізатори

Нефелометричні аналізатори засновані на явищі розсіювання світла аналізуючим середовищем і на дослідженні кутових і поляризаційних характеристик пружного розсіювання оптичного випромінювання. Дослідження кутової залежності інтенсивності розсіяного оптичного випромінювання і є нефелометрія. Одночасно вимірюється також відбитий середовищем оптичний потік.

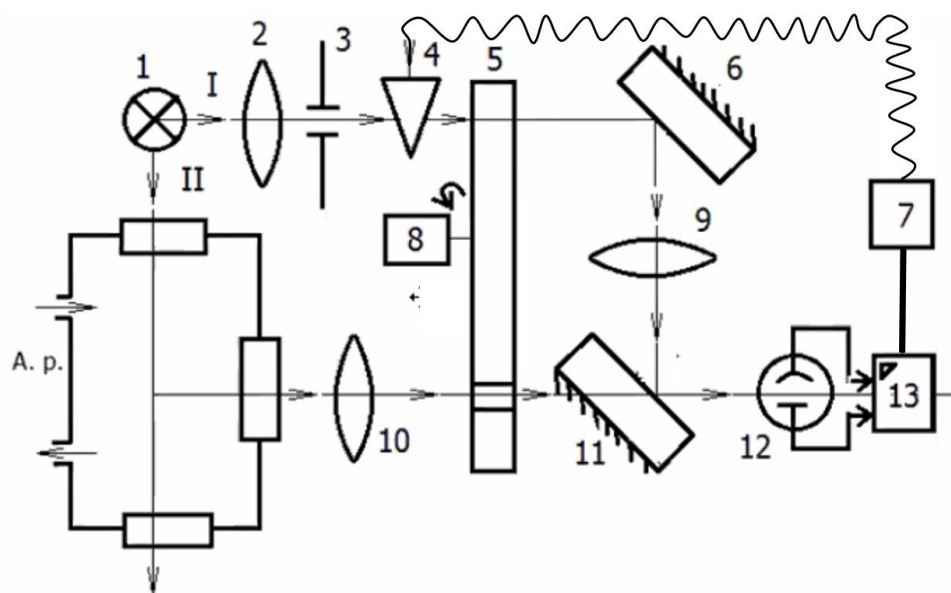


Рисунок 12.8. – Схема нефелометричного аналізатора, побудованого за методом зрівноваженого перетворення

У схемі нефелометричного аналізатора: від 1 до 12 в усіх напрямках – пунктир; від 13 до 7 – жирне, а від 7 до 4 – хвиляста; у кюветі 14 (поставить) є ілюмінатори (прозорі віконця), тобто вона не витікає. Від джерела випромінювання 1 формується два промені I і II. Промінь II проходить крізь аналізуючу речовину, розсіюється під кутом 90° (!), через об'єктив 10, напівпрозоре дзеркало 11 направляється на фотоприймач 12. Промінь I через об'єктиви 2, 9, дзеркала 6, 11 направляється також на фотоприймач 12. Ці потоки I і II по чергово перекриваються оптиратором 5 (модулятором), який обертається з постійною швидкістю синхронним двигуном 8. Світлові потоки порівнюються між собою на фотоприймачі 12, і у випадку їх відмінності після підсилювача з фільтром 13 сигнал керування направляється на двигун 7, і оптична заслінка або клин 4 механічно зміщується до тих пір, поки не відновиться рівність світлових потоків на фотоприймачі 12. Одночасною зміною положення 4 змінюються також положення індикаторної стрілки приладу.

Для такої схеми існують недоліки:

1. Такі схеми використовуються лише до монодисперсних систем.
2. При дослідженні концентрованих розчинів вторинне розсіювання може вносити додаткові похибки.
3. При роботі з дуже розбавленими системами необхідно ретельно видалити домішки і урахувати розсіяння на флуктуаціях густини розчину.

12.2.7 Особливості лазерної нефелометрії

Поглинання і розсіяння оптичного випромінювання є основними процесами при розповсюдженні світла у газоподібних, рідких і твердих тілах, включно і біооб'єктах. Методи пружного розсіяння використовують для дослідження бактерій, ФЕК, тканин ока і тощо. Ці біооб'єкти мають різні форми (сфери, циліндри, диски і еліпсоїди), а також і різні розміри – від 0,1 мкм до 100 мкм.

Для оптичного діапазону у видимому спектрі найчастіше проводять дослідження частинок, які зважені у базовій речовині, і мають мале значення дійсної частини відносного показника заломлення m і для уявної його частини Каппа: m (1.03–1.2), κ (10^{-5} – 10^{-2}) і $n = m + \kappa$.

За допомогою теорії Мі для окремої частинки, що розсіює світло, можна визначити: форму, мікроструктуру, полідисперсність, спектральну залежність показників поглинання. Інтенсивність розсіяного світла під кутом θ називається індикатриса розсіяння, і згідно теорії Мі вона визначається:

$$I(\theta) = I_0 \frac{a^2}{2\rho^2 R} (i_1 + i_2), \quad (12.2)$$

де I_0 – інтенсивність світла, що падає на об'єкт;

$$\rho = \frac{2\pi a}{\lambda}; \quad (12.3)$$

R – відстань від точки спостереження до частинки;

a – радіус частинки;

i_1, i_2 – коефіцієнти Мі (мають функції Бесселя та поліноми Лежандра).

Для «м'яких» частинок ($m \approx 1$; $\rho \ll 1$) використовується наближення Релея-Ганса, при $\rho > 500$ використовуються формули геометричної оптики, у проміжних випадках використовують наближення Хюлста з використанням фактора ефективного розсіяння Q (коефіцієнт розсіювання поділений на геометричний переріз частинки, що розсіює):

$$Q = 2 - 4 \frac{\sin \chi}{\chi} + 4 \cdot (1 - \cos \chi) \cdot \chi^2, \quad (12.4)$$

$$\chi = 2\rho \cdot (m-1) \quad (12.5)$$

де χ – кут ефективного розсіювання,

m – відносний показник заломлення,

ρ – параметр, що визначає індикатрису розсіювання та прозорість системи.

Для лабораторних біодосліджень одним з найбільш поширених приладів є нефелометр, який має джерело випромінювання з малою кутовою розбіжністю і фотоприймач з визначеним кутом зору.

Для багатьох нефелометрів кут реєстрації 45–90°, а для наукових досліджень використовують змінний кут реєстрації, наприклад, відбувається у вимірюванні деформованості еритроцитів крові – ектоцитометри (ектоцитометрія).

Для сучасної нефелометрії використовуються різні варіанти дослідження біочастинок:

- 1) якщо частинка має розміри 0,02–0,2 мкм, використовують метод асиметрії індикатриси (відхилення індикатриси розсіювання відносно релєївської);
2. 0,1–10 мкм – метод повної індикатриси;
- 3) 1–300 мкм – метод реєстрації розсіювання світла при малих кутах.

12.2.8 Лазерна поляризаційна нефелометрія

При дослідженні розсіювання світла біочастинками відбуваються такі зміни параметрів випромінювання: потужність випромінювання; коефіцієнт поглинання α ; переріз розсіювання σ ; індикатриси розсіювання $I(\theta)$ і поляризація лазерного випромінювання.

Для аналізу змін поляризації використовують матрицю розсіяного світла (MPC). Вона називається матриця Мюллера. Має 16 елементів. Кожний з елементів залежить від довжини хвилі, розмірів, форми та складу частинок. Для лазерної нефелометрії, повного аналізу необхідно вимірювати всі елементи матриці Мюллера за допомогою поляризаційних елементів – поляризатори, фазові пластинки, компенсатори тощо.

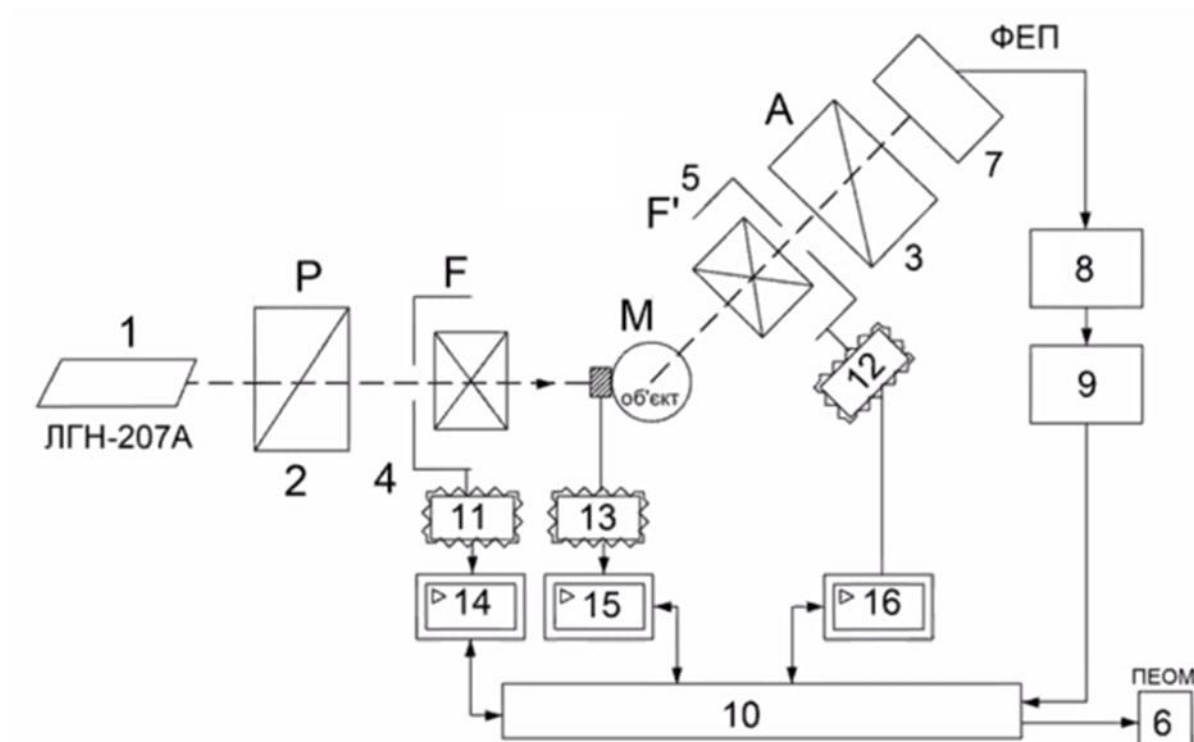


Рисунок 12.9. – Оптична схема поляризаційного нефелометру

- 1 – He-Ne лазер ($\lambda = 0,6328$) ЛГН-207А;
- 2 (P) – нерухомий поляризатор (виділить);
- 3 (A) – нерухомий аналізатор (виділить);
- 4, 5 (F, F') – поляризаційні компенсатори або фазові пластинки (обертаються і змінюють площину поляризації);
- M – об'єкт дослідження;
- 7 – фотоприймач «ФЭУ-79»;
- 11–13 – крокові двигуни, які керують компенсаторами (механічний зв'язок).

Принцип дії поляризаційного нефелометру полягає у модуляції світлового променя обертанням поляризаційних елементів навколо осі променя, а потім розрахунок за допомогою ПЕОМ, матриці розсіяного світла (відбувається вимірювання всіх 16 елементів МРС).

Аналізатор 3 і поляризатор 2 орієнтовані паралельно один одному, їх площини пропускання перпендикулярні площині розсіювання. «Швидкі осі» фазових пластинок F і F' складають з площиною розсіювання кути φ і

φ' , а додаткові різниці фаз, які вносяться цими пластинами, позначаються δ і δ' відповідно.

На вході системи вектор-параметрів Стокса має вигляд $S_0\{I_0, Q_0, U_0, V_0\}$, а на виході – $S\{I, Q, U, V\}$. Матричне рівняння, яке пов'язує ці вектори має вигляд $\vec{S} = \vec{A} \times \vec{F}' \times \vec{M} \times \vec{F} \times \vec{P} \times \vec{S}_0$, де A, F', M, F, P – матриці Мюллера: аналізатора, фазової пластинки 5, об'єкта, пластинки 4, поляризатора 2. Швидкості обертання 4 і 5 відрізняються 1:5 ($\varphi' = 5\varphi$), що однозначно визначаються всі елементи матриці Мюллера. За допомогою перемноження всіх матриць Мюллера на виході системи визначаються коефіцієнти ряду Фур'є, які пов'язані з параметрами біооб'єктів і поляризаційними характеристиками пристроїв:

$$I = a_0 + \sum_{k=1}^{12} (a_{2k} \cos 2k\varphi + b_{2k} \sin 2k\varphi). \quad (12.6)$$

Коефіцієнти ряду розраховуються за формулами дискретного перетворення ряду Фур'є:

$$a_{2k} = \sum_{i=1}^N I(\varphi_i) \cos 2k\varphi_i; \quad b_{2k} = \sum_{i=1}^N I(\varphi_i) \sin 2k\varphi_i \quad (12.7)$$

де $I(\varphi_i)$ — інтенсивність випромінювання, яка реєструється ФП при різних кутах φ' до площини розсіювання.

Коефіцієнти a_{2k} і b_{2k} визначаються параметрами об'єкта і поляризаційних пристроїв 1 – ЛГН-207А.

Кроковий двигун 11–13 забезпечують роздільну здатність до 1-єї кутової хвилини. ФП 7 працює в режимі підрахунку фотонів. Сигнал з нього направляється в амплітудний дискримінатор 8, має пороговий пристрій з підсилювачем, відсікає всі шумові імпульси і стандартизує сигнальні імпульси. Після 8 сигнал має сталу амплітуду, а частота імпульсів пропорційна інтенсивності розсіювального світла, і вона вимірюється частотоміром 9. Пристрій спрягання 10 забезпечує нормальну роботу всіх елементів схеми. Мікро-ПЕОМ реєструє імпульси крокових двигунів 11–13 (вони керуються підсилювачами потужності 14–16). ПЕОМ фіксує кути повороту пластинок 4, 5, а також інтенсивність ФП 7, далі

проводиться Фур'є аналіз і підрахунок поляризаційних характеристик розсіяного світла.

За допомогою таких нефелометрів досліджуються основні характеристики ФЕК:

- 1) форма нормальних еритроцитів у плазмі крові має форму подвійно увігнутого диску діаметром 7,1–9,2 мкм, товщина у центрі – 0,9–1,2 мкм, з краю – 1,7–2,4 мкм. Дійсна частина показника заломлення еритроциту відносно плазми має значення $m = 1,041–1,067$ ($\lambda = 600$ нм), уявна частина – $\kappa = 10^{-2}–10^{-5}$ ($\lambda = 350–1000$ нм);
- 2) лейкоцити мають форму сфери діаметром 8–22 мкм;
- 3) тромбоцити мають форму тонких дисків діаметром 2–4 мкм.

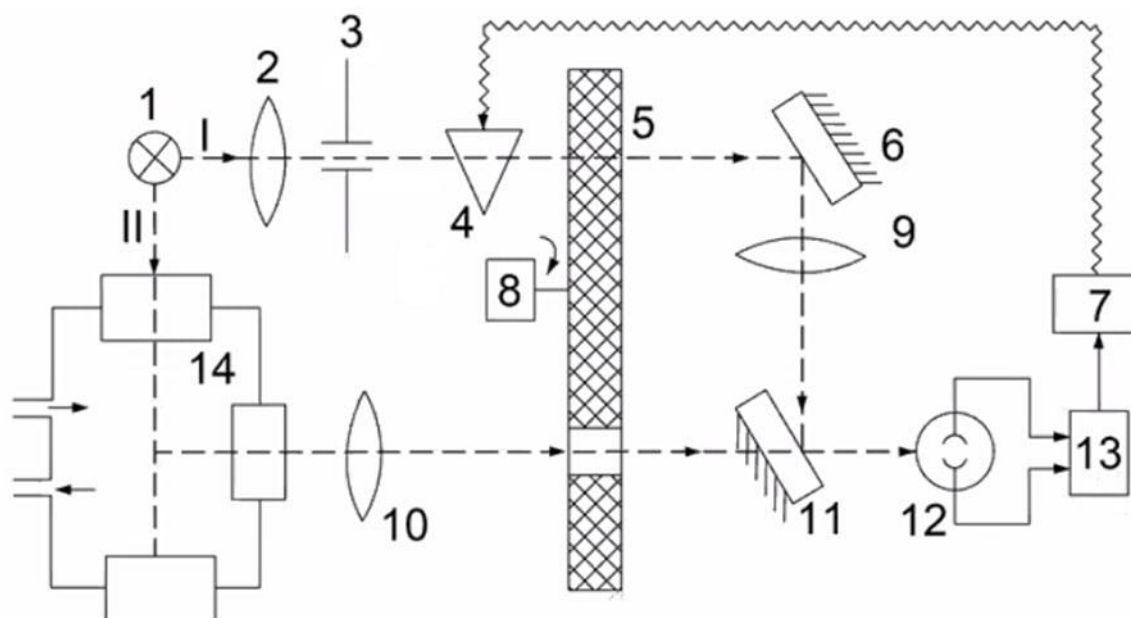


Рисунок 12.10. – Оптична схема нефелометричного аналізатору, побудованого за методом зрівноваженого перетворення 14 – кювета з віконцями.

Випромінювання від джерела 1 поділяється на два промені I і II. I – це опорний або незмінний промінь, II – це інформативний сигнал, що розсіюється аналізованою речовиною у кюветі 14. Це розсіяне випромінювання фокусується приймальним об'єктивом 10 і через напівпрозоре дзеркало 11 направляється на ФП 12. 2-ий оптичний сигнал I

через об'єктив 2, діафрагму 3, оптичний клин 4 і напівпрозорі дзеркала 6, 11 об'єктивом 9 також направляється на ФП 12. Ці оптичні сигнали I і II почергово перекриваються оптюратором (модулятором) 5, який обертається зі сталою швидкістю двигуном 8. Ці світлові потоки порівнюються між собою і у випадку їх відмінності підсилювач 13 генерує сигнал керування двигуном 7 – він змінює положення оптичного клину 4, і одночасно змінює положення стрілки індикатора до тих пір, поки не вирівняються світлові потоки на ФП 12.

До недоліків такої схеми вимірювань слід віднести:

1. Застосування тільки для монодисперсних систем, для полідисперсних систем – розсіювання має складний характер;
2. При дослідженні концентрованих розчинів з широким спектром розміру частинок виникають помилки (похибки) вимірювань внаслідок вторинного розсіювання;
3. При роботі з дуже розбавленими системами необхідно ретельно видалити домішки і компенсувати розсіювання на флуктуаціях густини розчинів.

12.2.9 Проточні аналізатори мікрочастинок

Аналізатор мікрочастинок проточний лазерний (АМПЛ-1)

При дослідженні біооб'єктів необхідно, у першу чергу, досліджувати такі параметри біологічних розчинів:

- 1) концентрація (ФЕК, біочастинок тощо);
- 2) склад і розміри частинок (дослідження сечі, крові, сім'яної рідини, осад сечі тощо).

Для біомедичного аналізатора мікрочастинок існують такі основні вимоги — це малий об'єм проби, можливість вимірювання високих концентрацій і полідисперсність розмірів біочастинок. Такі вимоги реалізовані, наприклад, в АМПЛ-1.

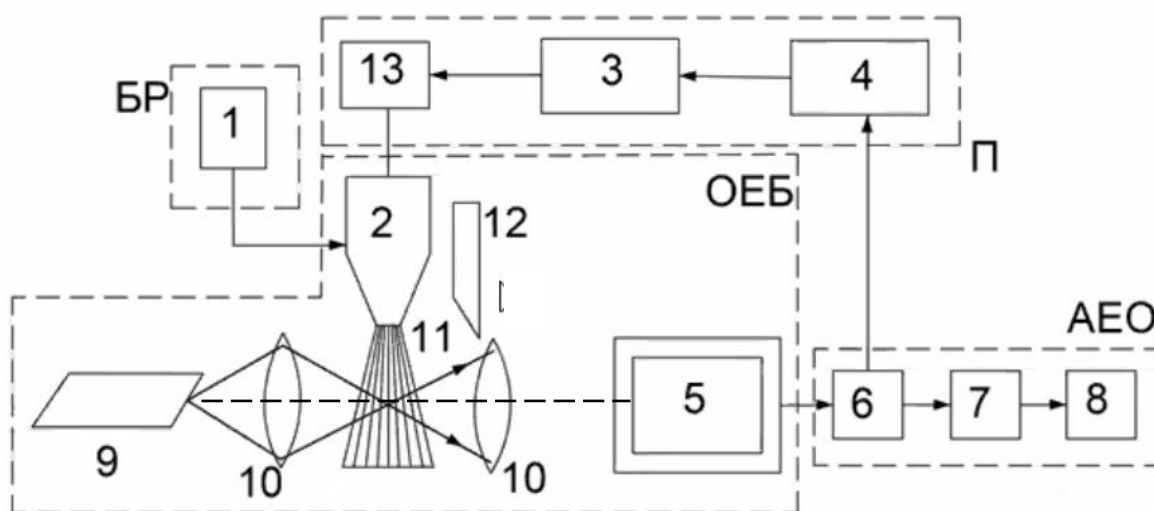


Рисунок 12.11. – Оптична схема аналізатора мікрочастинок АМПЛ-1

БР – буферна речовина;

П – елементи проби для контролю;

АЕО – апаратура електронної обробки;

ОЕБ – оптоелектронний блок;

13 – шприц, який вприскує пробу;

2 – проточна кювета з плоскими вікнами;

9 – He-Ne лазер;

11 – вимірювальний об'єм діаметром приблизно 100 мкм, через який пролітають мікрочастинки і утворюються імпульси світлорозсіювання.

Пряме нерозсіяне лазерне випромінювання подавляється або перекривається фільтром-ножом Фуко 12 або точковою діафрагмою. Для того, щоб прямий нерозсіяний лазерний промінь не потрапив на ФП 5, не «засвітив» і не перейшов у нелінійний режим роботи чутливу поверхню ФП 5.

6 – підсилювач і фільтр оптичних сигналів, який поєднаний з блоком керування 4. Електронна система керування 4 змінює напругу на двигуні 3. Двигун діє на шприц або дозатор 13.

Об'єм проби, що аналізується, – 200–500 мм³ при витратах буферної рідини 1 см³/с.

Кювета з плоскими вікнами 2 зменшує паразитну або шкідливу рефракцію від скла.

Діаметр частинок, які вимірюються, – 0,5–100 мкм.

За допомогою багатоканального аналізатора амплітуди імпульсів 7, а також пристроєм обробки і реєстрації інформації 8 досягається швидкість підрахунків за 10 с.

Для каліброваного полістерольного латексу (діаметр частинок 4,1 мкм) похибка вимірювання складає 7–10 %.

Недоліки такої схеми:

- 1) залежність результату вимірювання від показнику заломлення біооб'єктів – особливо, коли радіус біочастинок сумірний з λ ;
- 2) необхідне попереднє калібрування приладу.

12.2.10 Особливості багатопараметричної цитометрії

За допомогою цитометрії і мікрофлуорометрії одночасно вимірюють декілька сигналів від окремої біочастинки:

- 1) інтенсивність розсіювання «вперед» і під кутом 90° ;
- 2) повна інтенсивність ортогонального розсіювання;
- 3) деполаризована компонента струму розсіювання – I_\perp ;
- 4) інтенсивність розсіювання в кутах $1-2,6^\circ$, $3-11^\circ$ – розсіювання в «малих» кутах;
- 5) інтенсивність бокового розсіювання, випромінювання на двох довжинах хвилі.

Такі параметри дозволяють з високою точністю диференціювати ФЕК за їх морфологією – еозинофільні гранулоцити можна відділити від нейтрофільних гранулоцитів.

12.2.11 Флуориметричні аналізатори

Принцип роботи цих аналізаторів базується на властивостях біоречовини випромінювати світло під дією променевої енергії. І залежно від оптичної густини біоречовини, що аналізується, використовують такі схеми збудження і вимірювання флуорисценції:

- 1) у повздовжньому світловому потоці;
- 2) з перпендикулярним напрямком вимірювання інтенсивності випромінювання флуорисценції;
- 3) поверхневе випромінювання флуорисценції.

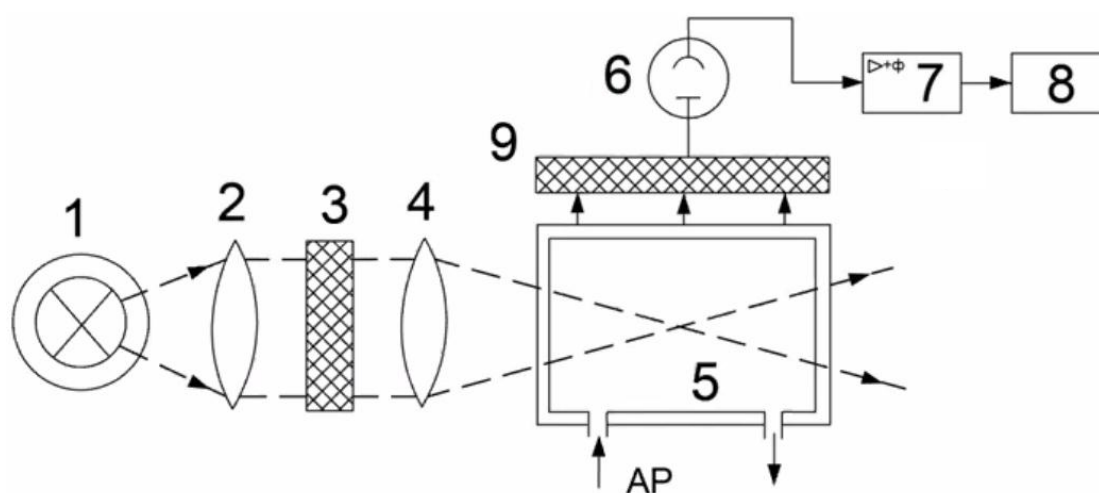


Рисунок 12.12. – Оптична схема флуориметра з перпендикулярним вимірюванням флуорисценції

- 1 – джерело УФ випромінювання;
- 2, 4 – фокусуючі об’єктиви;
- 3, 9 – оптичні фільтри.

Фільтр 3 виділяє довжину хвилі, на якій спостерігається збудження молекул аналізованих компонентів, а фільтр 9 налаштований на довжину хвилі, яку випромінюють збуджені молекули. Після фокусування випромінювання 2 і 4 воно направляється на проточну кювету 5 з аналізованою речовиною. У кюветі 5 відбувається збудження молекул аналізованої речовини під дією УФ випромінювання. Цей оптичний сигнал

випромінювання сприймається ФП 6, і після підсилювача з фільтром 7 сигнал направляєється на апаратуру обробки і реєстрації 8.

12.2.12 Поляриметричні аналізатори

Принцип дії заснований на взаємодії поляризованого електромагнітного випромінювання (як правило, це лазери) з оптичними активними речовинами. При цій взаємодії відбувається ефект обертання площини поляризації лазерного випромінювання. Вимірювання кута обертання площини поляризації лазерного випромінювання здійснюється компенсаційними методами.

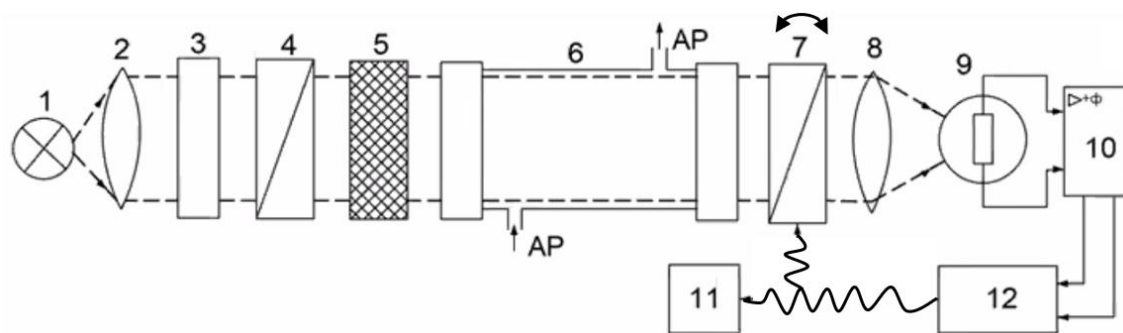


Рисунок 12.13. – Оптична схема поляриметричного аналізатора біомікрочастинок

Електромагнітне випромінювання джерела 1 фокусує об'єктивом 2 направляєється на інтерференційний фільтр 3 (виконується як дзеркало резонатора, налаштований на 1 робочу довжину хвилі). Далі направляєється на поляризатор 4 і модулятор 5 – цей модулятор забезпечує однакове відхилення з деякою частотою f азимуту поляризації від середнього значення (положення). Поляризоване світло проходить через проточну кювету 6 з аналізованою речовиною і направляєється на аналізатор 7 (він встановлений під кутом 90° до азимуту поляризації). Після аналізатора 7 поляризоване випромінювання фокусується об'єктивом 8 і направляєється на ФП 9. Електричний сигнал з ФП 9 підсилюється і фільтрується апаратурою 10, сигнал роз-узгодження

надходить на електромеханічний перетворювач 12, механічно пов'язаний з аналізатором 7. Залежно від фази роз-узгодження він обертає аналізатор 7 навколо оптичної осі до тих пір, поки на ФП 9 не надійде випромінювання з подвоєною частотою f . Реєструючи кут повороту аналізатора 7, за допомогою відлікового пристрою 11 оцінюють концентрацію аналізованої речовини.

Метод вимірювання зміни площини поляризації лазерного випромінювання під впливом зовнішніх фізичних факторів широко використовуються при проектуванні різних волоконно-оптичних давачів, наприклад, це використовується в оптичній схемі волоконно-оптичного вимірювача струму або напруженості магнітного поля. Для цього використовують одномодові оптичні СВ, які зберігають поляризацію лазерного випромінювання (наприклад, «панда»). Вони намотуються на дроти з струму, і магнітне поле, що утворюється, змінює площину поляризації лазерного випромінювання. Кут повороту площини поляризації пропорційний величині напруженості магнітного поля або силі струму. Цей ефект називається ефектом Фарадея, константою у законі зміни площини поляризації є стала Верде (наприклад, для кварцу).

Ефект зміни площини поляризації для лазерного випромінювання використовується в магнітооптичних дисках (MOT), які дозволяють багаторазово записувати і відтворювати інформацію, — цифрові оптичні магнітофони.

12.2.13 Неінвазивний спектрополяриметр зображень для дослідження біотканин та гуморальних середовищ

Для ранньої діагностики онкологічних захворювань слизових оболонок широко застосовують оптичні технології дослідження характеристик біотканин і гуморальних середовищ. Рання діагностика цих захворювань дозволяє контролювати зміни, що протікають у поверхневому

(епітеліальному) шарі біотканин та оптично м'яких частинок гуморальних тканин. Для аналізу цих змін використовують спектри коефіцієнту дифузного відбиття епітелію і спектри коефіцієнту загасання гуморальних рідин. Основною проблемою при виділенні розсіювання на фоні значних дифузних завад, які виникають від інших прошарків шкіри.

Гуморальні рідини є складними природними полідисперсними системами, вони містять дисперсні частинки різних розмірів і форми, різні речовини (наприклад, колоїдні та істинні розчини), які знаходяться у складній взаємодії як між собою, так із завислими у них дисперсними частинками.

Гуморальні рідини мають набір міжнародно стандартизованих параметрів, які необхідно контролювати. Характерним є те, що параметри умовно здорових реципієнтів (норма) досить чітко відрізняються від різноманітних патологій.

Розроблена математична модель формування спектрополяриметричних зображень для біотканин та гуморальних середовищ. Вона базується на 16-елементній матриці Мюллера, яка формується експериментально при повному вимірюванні параметрів Стокса.

Для достовірної медичної діагностики використовують зображення, які з максимальною достовірністю дозволяють діагностувати онкологічні захворювання слизових оболонок.

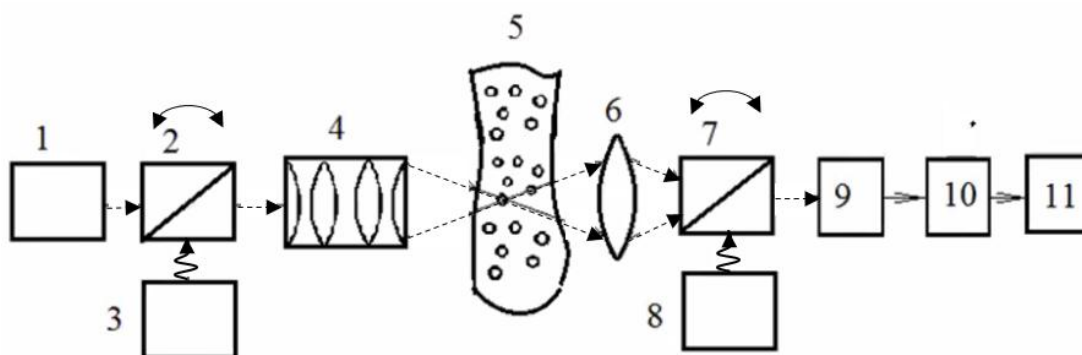


Рисунок 12.14. – Оптична схема неінвазивного спектрополяриметра для зображень біотканини та гуморальних середовищ

1 — монохроматор (випромінювання неполяризоване);

- 2 — поляризатор;
- 3 — механічний поворотний пристрій поляризатора;
- 4 — об'єктив опромінювача;
- 5 — досліджуваний зразок біотканини;
- 6 — приймальний об'єктив;
- 7 — аналізатор;
- 8 — механічний поворотний пристрій аналізатора;
- 9 — ПЗЗ камера або матриця;
- 10 — мікроконтролер для реєстрації;
- 11 — блок обробки прийняття рішень і реєстрації.

Випромінювання від монохроматора 1 проходить через плівковий лінійний поляризатор 2, який обертається з фіксованими кутами обертання за азимутом з кроком 45° . Різна форма поляризації формується за допомогою фазової пластини, яка встановлена перед досліджуваним зразком 5. Положення цієї фазової пластини синхронізовано з положенням осі синхронізатора. Об'єктив 4 спрямовує випромінювання на досліджуваний зразок біотканини. Приймальний об'єктив 6 фокусує випромінювання після досліджуваного зразка 5. Це випромінювання проходить через плівковий лінійний аналізатор 7, який обертається з фіксованими кутами за азимутом з кроком 45° . Далі сигнал потрапляє на ПЗЗ камеру або матрицю 9, мікроконтролер 10 і апаратуру обробки і реєстрації 11.

12.2.14 Схема автоматизованого контролю параметрів оптично

м'яких частинок для гуморальних середовищ

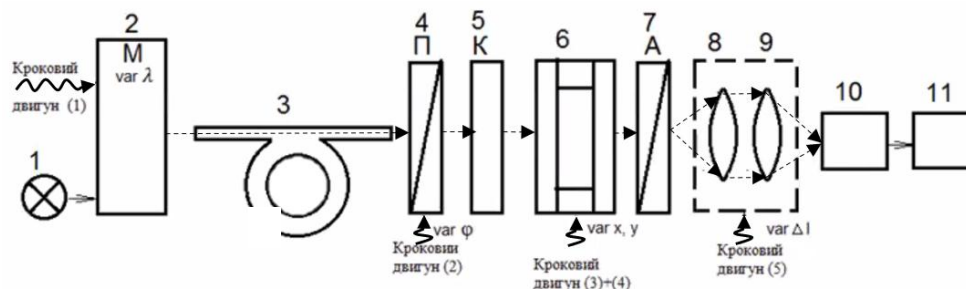


Рисунок 12.15. – Схема автоматизованого контролю параметрів оптично м'яких частинок

Джерело випромінювання 1 оптично з'язане з монохроматором 2, який генерує випромінювання в робочому діапазоні $\lambda_{min} = 400$ нм (синій колір), а $\lambda_{max} = 1200$ нм. Вихідна щілина монохроматора 2 формує смугу вихідного випромінювання ($\Delta\lambda$) 20 нм. Після монохроматора 2 випромінювання надходить у волоконно-оптичний кабель (ВОК) 3, а потім на поляриметричну систему. Вона складається з: плівкового лінійного аналізатора 4, який обертається кроковим двигуном 2 з кроком $0,5^\circ$. випромінювання проходить через пласку кювету 6 з тонким шаром досліджуваної гуморальної рідини — при дослідженні окремих частинок шар рідини повинен мати порядок 10–20 мкм, при дослідженні сукупних параметрів мікрочастинок (середній розмір, форма) товщина шару може досягати 1 мм. Але подальше збільшення товщини шару призведе до значного впливу загасання і розсіювання об'єктом контролю, і це ускладнить адекватне трактування результатів оптичних вимірювань.

Параметри гуморальних середовищ суттєво залежать від температури у вимірювальному каналі. Тому, на кюветі 6 встановлено цифровий давач або вимірювач температури, сигнал з якого подається на мікроконтролер 11 і реєструється разом з іншими даними експерименту.

При вимірюванні параметрів оптично м'яких частин нативної крові термостатом підтримується стабільна температура $30 \pm 0,1^\circ\text{C}$.

Предметний столик з кюветою 6 може рухатись у 2-х напрямках x та y за допомогою відповідного крокового двигуна 3 і 4. Далі випромінювання проходить через плівковий лінійний аналізатор 7 і за допомогою оптичної системи мікроскопа 8, 9 збільшується зображення до прийнятних розмірів, і контраст зображення виставляється автоматично за допомогою крокового двигуна 5. Результати вимірювання реєструються ПЗЗ камерою 10.

Переваги:

1. Спектрополяриметр дозволяє отримати велику кількість діагностичної інформації про об'єкт (біотканина або гуморальне середовище) порівняно з традиційними засобами.

2. Дослідження проводяться *in vitro*, забезпечується висока достовірність медичної діагностики і оперативне прийняття об'єктивно обгрунтованих рішень.

3. Дослідження біотканин та гуморальних середовищ таким методом може легко змінюватися залежно від лабораторно-аналітичних завдань — наприклад, у хірургії можна використовувати мікросонд з пучком оптичних СВ, але, які зберігають поляризацію випромінювання.

РОЗДІЛ 13. АНАЛІЗ ТЕОРЕТИЧНИХ МЕТОДІВ РОЗВ'ЯЗКУ РІВНЯНЬ ПЕРЕНОСУ ВИПРОМІНЮВАННЯ (РПВ)

Класифікація теоретичних (непрямих) методів розв'язку РПВ наведена нижче. З усіх теоретичних методів найбільш поширеними методами розв'язання РПВ є:

1. Метод послідовних наближень;
2. Метод усереднення інтенсивності за напрямками;
3. Метод заміни РПВ системою диференціальних рівнянь (ДР);

4. Метод за принципом інваріантності Амбарцумяна;
5. Асимптотичний метод;
6. Метод статистичного моделювання;
7. Числові методи.

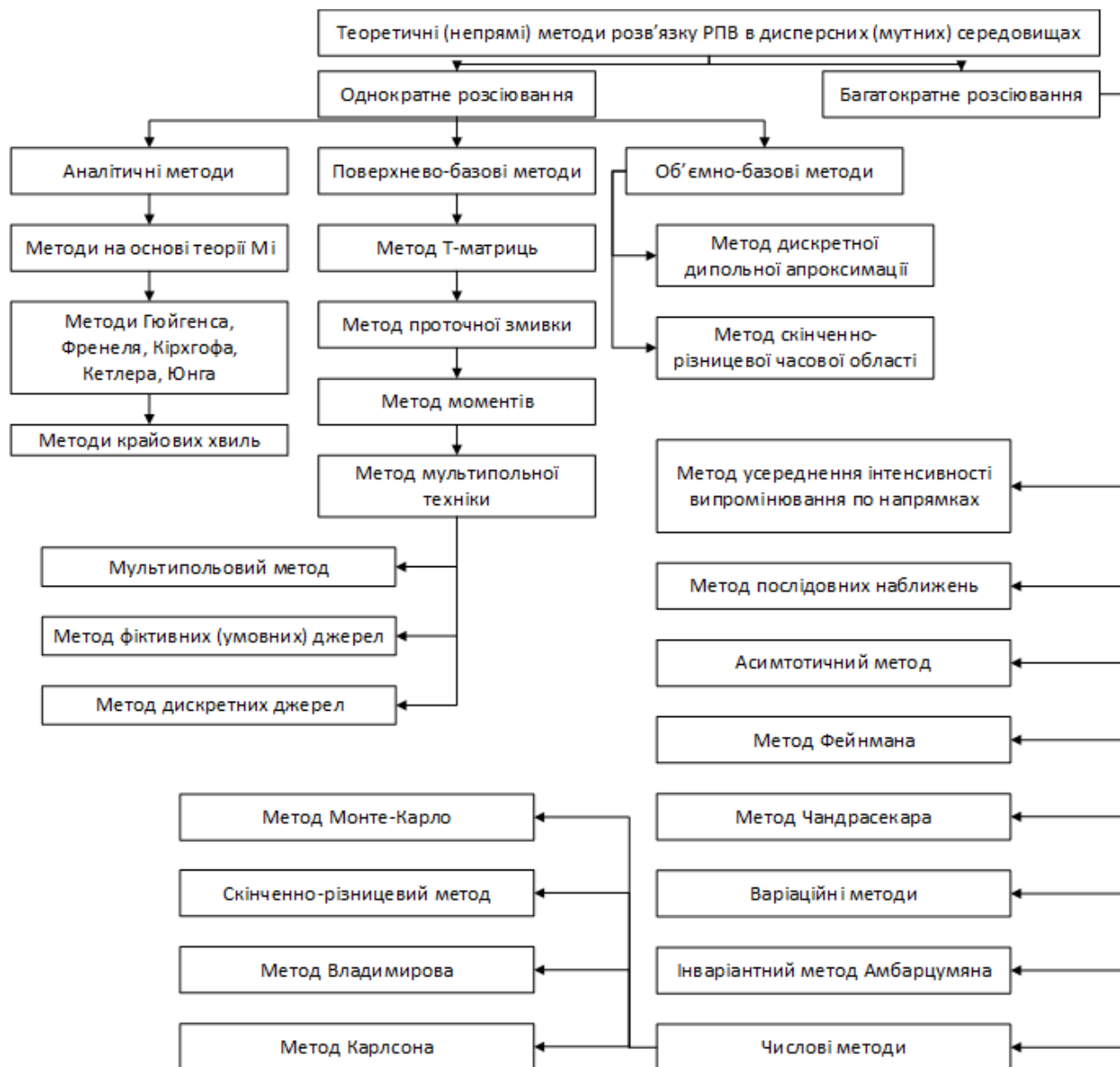


Рисунок 12.16. – Класифікація теоретичних (непрямих) методів розв'язку РПВ в дисперсних (мутних) середовищах

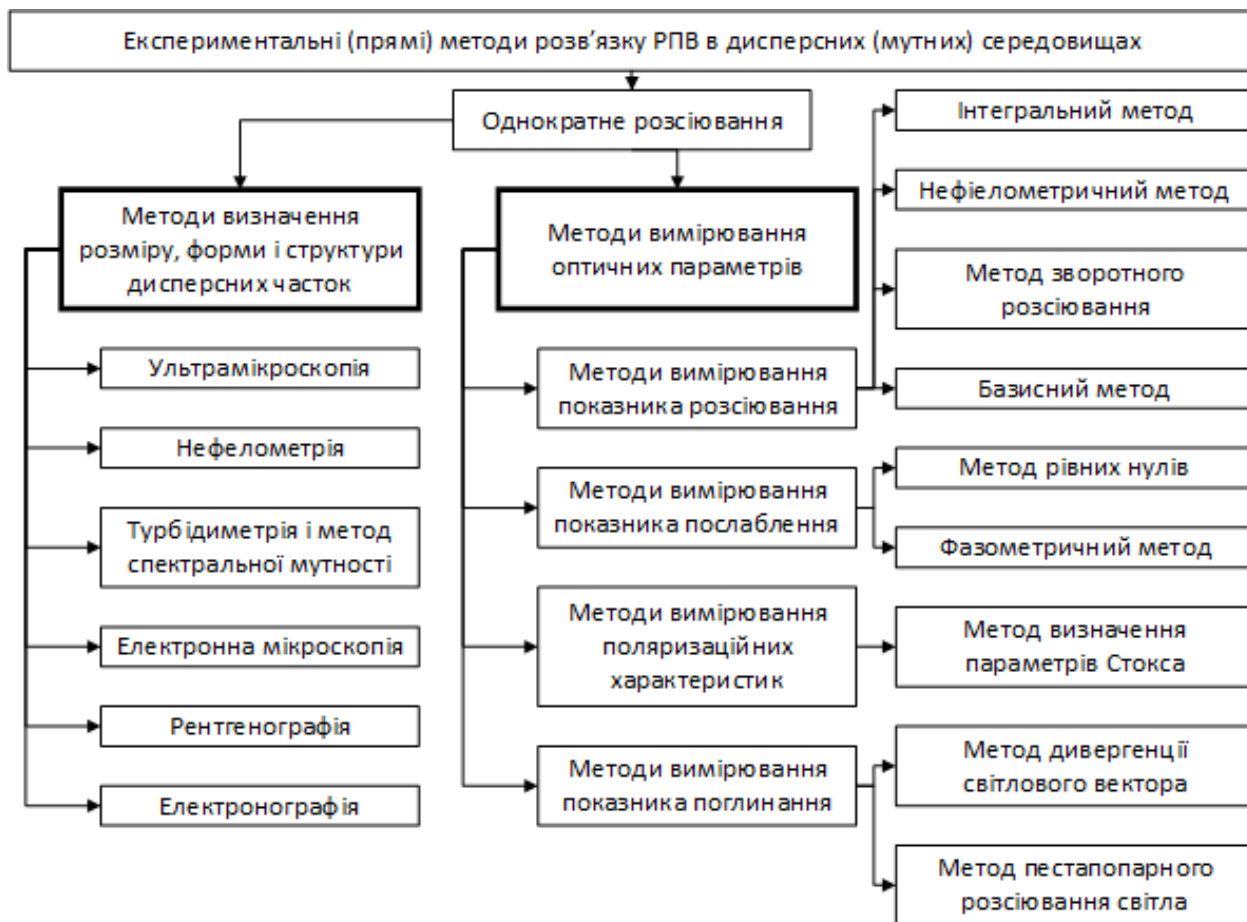


Рисунок 12.17. – Класифікація експериментальних (прямих) методів розв'язання рівнянь РПВ у дискретних (мутних) середовищах

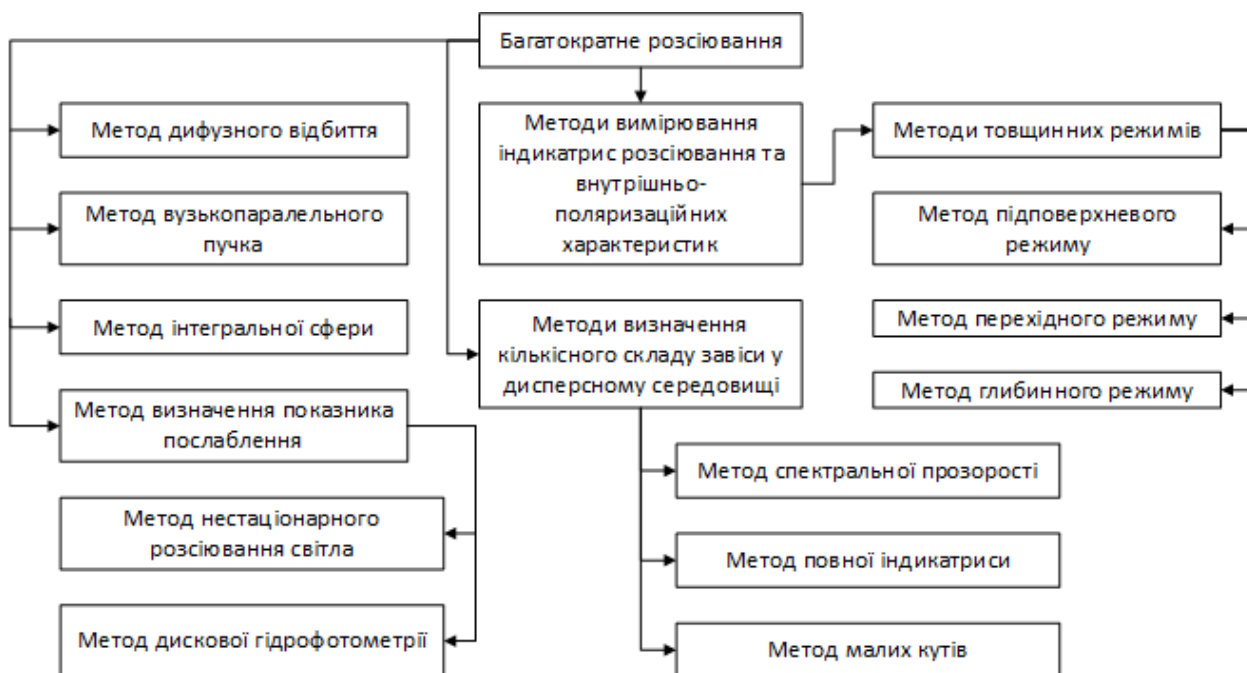


Рисунок 16.17. – Класифікація багатократного розсіювання

Основні медичні стандарти для безпеки та виробництва медичної апаратури

1. ДСТУ 3798-98 «Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги безпеки».
2. ДСТУ 3829-98 «Вироби медичні електричні. Частина 2. Окремі вимоги безпеки до дефібриляторів і дефібриляторів-моніторів».
3. ДСТУ 3996-2000 «Дефібрилятори та дефібрилятори-монітори. Загальні технічні вимоги».
4. ДСТУ 3828-98 «Вироби медичні електричні. Частина 2. Окремі вимоги безпеки до електрокардіографів».
5. Вироби медичні. Системи управління якістю. Вимоги щодо регулювання (ISO 13485:2003, IDT), ДСТУ ISO 13485:2005.
6. Вироби медичні. Настанови щодо управління ризиком (ISO 14971:2007, IDT), ДСТУ ISO 14971:2009.
7. Вироби медичні. Розроблення і ставлення на виробництво. Основні положення. ДСТУ 3627:2005.
8. Перелік національних стандартів (див. Додаток А).

ДОДАТОК А. Перелік національних стандартів

ЗАТВЕРДЖЕНО

Наказ Міністерства охорони

здоров'я України

від 11 жовтня 2017 року № 1243

(у редакції наказу Міністерства

охорони здоров'я України

від 20.01.2020 № 117)

Перелік

національних стандартів, відповідність яким надає презумпцію відповідності активних медичних виробів, які імплантують, вимогам Технічного регламенту щодо активних медичних виробів, які імплантують,

затвердженого постановою Кабінету Міністрів України від 02 жовтня 2013 року № 755

До цього переліку включено національні стандарти, що є ідентичними відповідним гармонізованим європейським стандартам у рамках реалізації Директиви Ради ЄС 90/385/ЄЕС.

На основі переліку назв і позначень гармонізованих європейських стандартів, опублікованого в Офіційному віснику Європейського Союзу С 389 від 17.11.2017, та Каталогу національних стандартів та кодексів усталеної практики України станом на 01.10.2019.

1	2	3	4	5	6	7
№	Позначення національного стандарту	Назва національного стандарту	Позначення гармонізованого європейського стандарту	Дата першого опублікування гармонізованого європейського стандарту в Офіційному віснику СЄ	Позначення заміненого гармонізованого європейського стандарту	Дата припинення надання презумпції відповідності внаслідок застосування заміненого гармонізованого європейського стандарту
1.	ДСТУ EN 556-1:2014	Стерилізація медичних виробів. Вимоги до медичних виробів з позначенням «СТЕРИЛЬНІ». Частина 1. Вимоги до медичних виробів, що підлягають кінцевій стерилізації	EN 556-1:2001 EN 556-1:2001/AC:2006	31.07.2002 15.11.2006	EN 556:1994 + A1:1998 Примітка 2.1	30.04.2002
2.	ДСТУ EN 556-2:2018	Стерилізація медичних виробів. Вимоги до медичних виробів з позначкою «СТЕРИЛЬНІ». Частина 2. Вимоги до медичних виробів, що підлягають асептичному обробленню	EN 556-2:2015	13.05.2016	EN 556-2:2003 Примітка 2.1	30.06.2016
3.	ДСТУ EN 1041:2015	Вироби медичні. Інформація, яку надає виробник.	EN 1041:2008 +A1:2013	19.02.2009	EN 1041:1998 Примітка 2.1	31.08.2011
4.	ДСТУ EN ISO 10993-1:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 1. Оцінювання і тестування в рамках процесу управління ризиками.	EN ISO 10993-1:2009 EN ISO 10993-1:2009/AC:2010	02.12.2009 18.01.2011	EN ISO 10993-1:2009 Примітка 2.1	21/03/2010
5.	ДСТУ EN ISO 10993-3:2018	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 3. Випробування на генотоксичність, канцерогенність і репродуктивну токсичність	EN ISO 10993-3:2014, ISO 10993-3:2014	10.07.2015		
6.	ДСТУ EN ISO 10993-4:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 4. Обирання тестів, взаємодіючих з кров'ю	EN ISO 10993-4:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-4:2002 Примітка 2.1	21.03.2010
7.	ДСТУ EN ISO 10993-5:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 5. Випробування на цитотоксичність in vitro.	EN ISO 10993-5:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-5:1999 Примітка 2.1	31.12.2009
8.	ДСТУ EN ISO 10993-6:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 6. Випробування на локальні ефекти після імплантації.	EN ISO 10993-6:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-6:2007 Примітка 2.1	21.03.2010
9.	ДСТУ EN ISO 10993-7:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 7. Залишки після стерилізації етиленоксидом.	EN ISO 10993-7:2008 EN ISO 10993-7:2008/AC:2009	07.07.2010 07.07.2010		
10.	ДСТУ EN ISO 10993-9:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 9. Основні принципи якісного та кількісного аналізу потенційних продуктів деградації	EN ISO 10993-9:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-9:2009 Примітка 2.1	21.03.2010
11.	ДСТУ EN ISO 10993-11:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 11. Випробування на системну токсичність	EN ISO 10993-11:2009, ISO 10993-11:2006	02.12.2009	EN ISO 10993-11:2006 Примітка 2.1	21.03.2010

1	2	3	4	5	6	7
12.	ДСТУ EN ISO 10993-12:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 12. Відбирання зразків та еталонні матеріали.	EN ISO 10993-12:2012	24.01.2013	EN ISO 10993-12:2009 Примітка 2.1	31.01.2013
13.	ДСТУ EN ISO 10993-13:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 13. Якісний та кількісний аналіз продуктів деградації полімерних медичних виробів.	EN ISO 10993-13:2010	18.01.2011	EN ISO 10993-13:2009 Примітка 2.1	31.12.2010
14.	ДСТУ EN ISO 10993-16:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 16. Побудова токсикокінетичних досліджень продуктів деградації та вилуговування.	EN ISO 10993-16:2010	07.07.2010	EN ISO 10993-16:2009 Примітка 2.1	31.08.2010
15.	ДСТУ EN ISO 10993-17:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 17. Встановлення допустимих меж для вилуговуючих речовин.	EN ISO 10993-17:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-17:2002 Примітка 2.1	21.03.2010
16.	ДСТУ EN ISO 10993-18:2015	Біологічне оцінювання медичних виробів. Частина 18. Визначення хімічних властивостей матеріалів.	EN ISO 10993-18:2009	02.12.2009	EN ISO 10993-18:2005 Примітка 2.1	21.03.2010
17.	ДСТУ EN ISO 11135-1:2015	Стерилізація виробів медичного призначення оксидом етилену. Частина 1. Вимоги до розроблення, валідації та поточного контролю процесу стерилізації медичних виробів.	EN ISO 11135-1:2007	09.08.2007	EN 550:1994 Примітка 2.1	31.05.2010
18.	ДСТУ EN ISO 11137-1:2018	Стерилізація виробів медичної призначеності. Радіаційна стерилізація. Частина 1. Вимоги до розроблення, валідації та поточного контролю процесу стерилізації медичних виробів	EN ISO 11137-1:2015, ISO 11137-1:2006; Amd 1:2013	Публікується вперше		
19.	ДСТУ EN ISO 11137-2:2018	Стерилізація виробів медичної призначеності. Радіаційна стерилізація. Частина 2. Установлення стерилізувальної дози	EN ISO 11137-2:2015, ISO 11137-2:2013	13.05.2016	EN ISO 11137-2:2013 Примітка 2.1	30.06.2016
20.	ДСТУ EN ISO 11138-2:2015	Стерилізація виробів медичної призначеності. Біологічні індикатори. Частина 2. Біологічні індикатори для стерилізації з оксидом етилену	EN ISO 11138-2:2009	02.12.2009	EN ISO 11138-2:2006 Примітка 2.1	21.03.2010
21.	ДСТУ EN ISO 11138-3:2015	Стерилізація виробів медичного призначення. Біологічні індикатори. Частина 3. Біологічні	EN ISO 11138-3:2009	02.12.2009	EN ISO 11138-3:2006	21.03.2010

1	2	3	4	5	6	7
		індикатори для стерилізування вологим теплом.			Примітка 2.1	
22.	ДСТУ EN ISO 11140-1:2015	Стерилізація виробів медичного призначення. Хімічні індикатори. Частина 1. Загальні вимоги	EN ISO 11140-1:2009	02.12.2009	EN ISO 11140-1:2005 Примітка 2.1	21.03.2010
23.	ДСТУ EN ISO 11607-1:2015	Вироби медичні простерилізовані. Пакування. Частина 1. Основні вимоги до матеріалів, стерильних бар'єрних і пакувальних систем.	EN ISO 11607-1:2009	02.12.2009	EN ISO 11607-1:2006 Примітка 2.1	21.03.2010
24.	ДСТУ EN ISO 11737-1:2018	Стерилізація медичних виробів. Мікробіологічні методи. Частина 1. Визначення популяції мікроорганізмів на výroбах	EN ISO 11737-1:2018, ISO 11737-1:2018	Примітка: застосовується з дати включення до переліку гармонізованих стандартів до Директиви Ради ЄС 90/385/ЄЕС (https://ec.europa.eu)		
25.	ДСТУ EN ISO 11737-1:2015	Стерилізація засобів медичної техніки. Мікробіологічні методи. Частина 1. Визначення популяції мікроорганізмів на výroбах.	EN ISO 11737-1:2006	07.09.2006	EN 1174-1:1996 EN 1174-2:1996 EN 1174-3:1996 Примітка 2.1	31.10.2006
			EN ISO 11737-1:2006/AC:2009	02.12.2009		
26.	ДСТУ EN ISO 11737-2:2015	Стерилізація засобів медичної техніки. Мікробіологічні методи. Частина 2. Випробування на стерильність, що проводять під час визначення, валідації та підтримання процесу стерилізації.	EN ISO 11737-2:2009	07.07.2010		
27.	ДСТУ EN ISO 13408-1:2015	Асептичне оброблення засобів медичної техніки. Частина 1. Загальні вимоги	EN ISO 13408-1:2015, ISO 13408-1:2008, including Amd 1:2013	13.05.2016	EN ISO 13408-1:2011 Примітка 2.1	30.06.2016
28.	ДСТУ EN ISO 13408-2:2015	Асептична обробка виробів медичних. Частина 2. Фільтрація.	EN ISO 13408-2:2011	19.08.2011	EN 13824:2004 Примітка 2.1	31.12.2011
29.	ДСТУ EN ISO 13408-3:2015	Асептичне оброблення засобів медичної техніки. Частина 3. Ліофілізація.	EN ISO 13408-3:2011	19.08.2011	EN 13824:2004 Примітка 2.1	31.12.2011
30.	ДСТУ EN ISO 13408-4:2015	Асептична обробка виробів медичних. Частина 4. Технології очищення на місці.	EN ISO 13408-4:2011	19.08.2011	EN 13824:2004 Примітка 2.1	31.12.2011
31.	ДСТУ EN ISO	Асептичне оброблення засобів медичної	EN ISO 13408-	19.08.2011	EN 13824:2004	31.12.2011

1	2	3	4	5	6	7
	13408-5:2015	техніки. Частина 5. Стерилізація на місці.	5:2011		Примітка 2.1	
32.	ДСТУ EN ISO 13408-6:2015	Асептична обробка виробів медичних. Частина 6. Системи ізоляторів.	EN ISO 13408-6:2011	19.08.2011	EN 13824:2004 Примітка 2.1	31.12.2011
33.	ДСТУ EN ISO 13408-7:2018	Асептичне оброблення виробів медичної призначеності. Частина 7. Альтернативні технології для нестандартних медичних виробів і комбінацій продуктів	EN ISO 13408-7:2015, ISO 13408-7:2012	13.05.2016		
34.	ДСТУ EN ISO 13485:2018	Медичні вироби. Система управління якістю. Вимоги до регулювання	EN ISO 13485:2016, ISO 13485:2016	Публікується вперше	EN ISO 13485:2012 Примітка 2.1	31.03.2019
35.	ДСТУ EN ISO 14155:2015	Клінічні дослідження медичних виробів для людей. Належна клінічна практика.	EN ISO 14155:2011 +EN ISO 14155:2011 / Cor.1:2011	27.04.2012	EN ISO 14155:2011 Примітка 2.1	30.04.2012
36.	ДСТУ EN ISO 14937:2014	Стерилізація виробів медичного призначення. Загальні вимоги до характеристик агента, що стерилізує, а також до розроблення, валідації та поточного контролювання процесу стерилізації медичних виробів.	EN ISO 14937:2009	07.07.2010	EN ISO 14937:2000 Примітка 2.1	21.03.2010
37.	ДСТУ EN ISO 14971:2015	Вироби медичні. Настанови щодо управління ризиком.	EN ISO 14971:2012	30.08.2012	EN ISO 14971:2009 Примітка 2.1	30.08.2012
38.	ДСТУ EN ISO 15223-1:2018	Засоби медичної техніки. Умовні позначки на етикетках засобів медичної техніки, маркування та обов'язкові відомості. Частина 1. Загальні вимоги	EN ISO 15223-1:2016, ISO 15223-1:2016, Corrected version 2017-03	Публікується вперше	EN 980:2008 Примітка 2.1	31.12.2017
39.	ДСТУ EN ISO 17665-1:2014	Стерилізація медичних виробів. Вологий жар. Частина 1. Вимоги до розробки, валідації і поточному контролю процесу стерилізації медичних виробів.	EN ISO 17665-1:2006	15.11.2006	EN 554:1994 Примітка 2.1	31.08.2009
40.	ДСТУ EN 45502-1:2015	Активні медичні вироби, які імплантують. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки, маркування та інформації, що її надає виробник.	EN 45502-1:1997	27.08.1998		
41.	ДСТУ EN 45502-2-1:2014	Активні медичні вироби, які імплантують. Частина 2-1. Окремі вимоги до медичних	EN 45502-2-1:2003	08.07.2004		

1	2	3	4	5	6	7
		виробів, які імплантують, призначених для лікування брадіаритмії (кардіостимулятори)				
42.	ДСТУ EN 45502-2-2:2015	Активні медичні вироби, які імплантують. Частина 2-2. Окремі вимоги до медичних виробів, які імплантують, призначених для лікування тахіаритмії (включаючи дефібрилятори, які імплантують).	EN 45502-2-2:2008	27.11.2008		
			EN 45502-2-2:2008/AC:2009	18.01.2011		
43.	ДСТУ EN 45502-2-3:2015	Активні медичні вироби, які імплантують. Частина 2-3. Окремі вимоги до кохлеарних та слухових імплантів	EN 45502-2-3:2010	18.01.2011		
44.	ДСТУ EN 60601-1:2015	Вироби медичні електричні. Частина 1. Загальні вимоги щодо безпеки основних та робочих характеристик	EN 60601-1:2006	27.11.2008	EN 60601-1:1990+A13:1996+A1:1993+A2:1995 Примітка 2.1	01.06.2012
			EN 60601-1:2006/AC:2010	18.01.2011		
			EN 60601-1:2006/A1:2013 IEC 60601-1:2005/A1:2012	10.07.2015	Примітка 3	31.12.2017
45.	ДСТУ EN 60601-1-6:2015	Вироби медичні електричні. Частина 1-6. Загальні вимоги щодо безпеки та основних робочих характеристик. Додатковий стандарт: Експлуатаційна придатність.	EN 60601-1-6:2010	18.01.2011		
46.	ДСТУ EN 62304:2014	Програмне забезпечення медичних пристроїв. Процеси життєвого циклу програмного забезпечення.	EN 62304:2006	27.11.2008		
			EN 62304:2006/AC:2008	18.01.2011		

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Лабораторна аналітична техніка: Лабораторний практикум (навчальний посібник) (2018) – 120 с.
URL: <http://ela.kpi.ua/handle/123456789/25316>
2. Конспект лекцій з Лабораторної аналітичної техніки.
3. Медицинские приборы. Разработка и применение. Джон Г. Вебстер (2014) – 720 с.
4. Клиническая лабораторная аналитика Том I. Основы клинического лабораторного анализа (под ред. В. В. Меншикова) (2012) – 860 с.
5. Кишкун А. А. Руководство по лабораторным методам диагностики (2017) – 800 с.
6. Назаренко Г. И., Кишкун А. А. Управление качеством лабораторных исследований (2012) - 360 с.
7. Збірник «Нормативні, директивні, правові документи» – клінічна лабораторна діагностика. У 2-х частинах (2013).
8. Проценко Г. И. Основы обеспечения качества клинических лабораторных исследований (пособие) (2009) – 119 с.
9. Ахутин В. М. Биотехнические системы: теория и проектирование (2001) – 220 с.
10. Фролов С. В. Методы и приборы функциональной диагностики: учебное пособие (2008) – 80 с.
11. Кац А. М. Руководство про приборам и медико-биологическим исследованиям (2006) – 256 с.
12. Справочник по лазерной технике (под ред. А. П. Напаров) Brunnet (2001) – 544 с.
13. Шахно Е. А. Физические основы применения лазеров в медицине (2012) – 129 с.
14. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие (под ред. Х.-П. Берлиена...) (1997).
15. Лазеры в клинической медицине (под ред. С. Д. Плетнева) (1996).

16. В. Е. Илларионов. Основы лазерной терапии (1992).
17. А. В. Приезжаев и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине (1989).
18. Лазеры в биологии и медицине. Сост. А. В. Кириленко (1994).