

УДК 615.8 + 612.111

# ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ ЛАЗЕРІВ В МЕДИЧНІЙ ПРАКТИЦІ

Колназов І.О.<sup>1</sup>

[bm02-kla-fbmi24@lil.kpi.ua](mailto:bm02-kla-fbmi24@lil.kpi.ua)

Богомолов М.Ф.<sup>1</sup>

[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

Грибан О.М.<sup>2</sup>

[svyatodent13@gmail.com](mailto:svyatodent13@gmail.com)

Факультет біомедичної інженерії

<sup>1</sup>Національного технічного університету України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,

м. Київ, Україна

<sup>2</sup>Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця,

м. Київ, Україна

**Анотація** – Активний розвиток лазерних технологій призводить до їх широкого застосування у біомедичній сфері. У різних галузях медицини, таких як офтальмологія, кардіологія, стоматологія, лабораторна діагностика, хірургія, тканинна інженерія та онкологія, використання лазерів стає все більш поширеним. Дослідження показують, що лазерне випромінювання може позитивно впливати на організм людини, зокрема сприяти поліпшенню процесу загоєння ран, лікуванню карієсу, зниженню рівня стресу для пацієнтів, забезпеченню високої точності у хірургічних втручаннях та відсутності болючих відчуттів. Однією з головних переваг лазерної терапії є здатність точно та мінімально інвазивно впливати на проблемні ділянки без пошкодження навколишніх тканин. Це дозволяє зменшити ризик кровотечі, запобігти появі рубців та забезпечити швидше загоєння. Крім того, лазерна терапія часто асоціюється з меншим дискомфортом для пацієнта під час лікування та скорочує тривалість відновлення після процедур. Особливо важливе застосування лазерної технології у стоматологічних процедурах, де вона сприяє прискоренню регенерації тканин пародонта та швидкому загоєнню ясенних тканин. Новітні світлові методи відкривають перед медичною галуззю нові перспективи у покращенні якості медичного обслуговування та забезпеченні більш ефективного лікування пацієнтів. Завдяки постійним дослідженням та вдосконаленню технологій, можна очікувати подальший розвиток застосування лазерів у медицині, що дозволить досягти ще більших успіхів у лікуванні та діагностиці різноманітних захворювань, забезпечуючи пацієнтам більш швидке та ефективне відновлення здоров'я. У статті також досліджується вплив лазерної технології на розвиток стоматологічної практики та біомедичної інженерії.

**Ключові слова:** лазери, стоматологія, медицина, екзоскелет.

## I. ВСТУП

Термін ЛАЗЕР є аббревіатурою «Посилення світла шляхом стимульованого випромінювання» («*Light Amplification by the Stimulated Emission of Radiation*») [1]. Перше застосування лазера відбулося у 1960 році. За останні роки, використання лазерної технології в медичній практиці значно зростає, відкриваючи широкі можливості для діагностики, лікування та досліджень у різних галузях медицини. Лазери дозволяють здійснювати точне та мінімально інвазивне втручання, зменшуючи час відновлення пацієнтів і покращуючи їхню якість життя. В цьому контексті важливо розглянути поточний стан та перспективи використання лазерної технології в медичній сфері, а саме в стоматології та офтальмології [1].

## II. МЕТА РОБОТИ

Метою даної роботи є огляд наукових робіт, у яких представлені методики використання лазерного обладнання під час різноманітних медичних процедур.

## III. ОСНОВНІ ТИПИ ЛАЗЕРІВ В СТОМАТОЛОГІЇ ТА ОФТАЛЬМОЛОГІЇ

Варто зазначити, що велика кількість лазерів дозволяє лікарям різних галузей медицини обирати необхідні прилади, для лікування пацієнтів.

Лазери, які використовують у стоматології можна класифікувати за різними методами: за середовищем генерації випромінювання, за місцем їх застосуванням (лазери для твердих і м'яких тканин), за діапазоном довжин хвиль (таблиця 1) [1].

**Таблиця 1.** Основні типи лазерів для біомедичних досліджень, медицини

тип лазера	довжина а хвилі	потужність	примітки
Газовий $CO_2$	10.6 мкм	20–500 кВт	Водяне охолодження
Газовий $He-Ne$	0.6328 мкм	1–100 мВт	Лабораторні дослідження
Газовий $Ar^{+3}$	0.488 мкм 0.515 мкм	30 Вт	Офтальмологія, водяне охолодження
$Nd: YAG$	1.06 мкм	1–3 кВт	Косметологія, стоматологія

Лазери на основі неодимово-ітрієвого алюмінієвого гранату ( $Nd: YAG$ ), мають одну особливість, їх світлові хвилі сильно поглинаються пігментованими тканинами, через що вони є ефективними хірургічними лазерами для розрізання та коагуляції м'яких тканин зуба, з хорошим гемостазом [1].

В джерелі [2], приведений досвід використання  $Nd: YAG$  лазера із різними режимами на лабораторних тваринах:

1)  $Nd: YAG$  лазер «SMART FILE» DEKA (Італія) з довжиною хвилі 1064 нм, 2 Вт,

2) КТП -  $Nd: YAG$  лазер "SMART LITE C" DEKA (Італія) з довжиною хвилі 532 нм, 1 Вт.

Згідно з отриманими результатами, спостерігалася різниця в термінах загоєння м'яких тканин після впливу  $Nd: YAG$  лазера, що дозволяє радити використання даного методу, для індивідуальних медико-клінічних випадків [2].

На першу добу досліджуваної гістологічної картини відрізнялася ступенем ушкодження. Найбільший об'єм термічного ураження тканин слизової оболонки, спостерігався у групі де застосовувалося випромінювання  $Nd: YAG$  лазера потужністю 2 Вт. Найменший об'єм коагуляційного термонекрозу спостерігався під впливом КТП -  $Nd: YAG$  лазера потужністю 1 Вт [2]. Тому другий режим буде кращим, враховуючи дану специфіку.

Проте на 14 день проведення досліджуваної ділянки, які піддавалися впливу лазерного випромінювання, повністю відновилися, в обох групах. [2].

Використання високоенергетичного лазерного випромінювання, дозволяє зменшити травматизацію тканин ротової порожнини під час проведення хірургічних втручань, надає бактерицидну дію, знижує ризики гнійних запалень. Скорочує час лікування [2].

Лазер вуглекислого газу  $CO_2$  Довжина хвилі лазера володіє високою спорідненістю для води, що призводить до швидкого видалення м'яких тканин та гемостазу з дуже малою глибиною проникнення [1].

$CO_2$ -лазери використовуються для розрізання, випаровування, абляції та фотокоагуляції м'яких тканин. Довжина хвилі такого типу лазера знаходиться в межах 10.6 мкм, що відповідає «далекому» інфрачервоному діапазону [3].

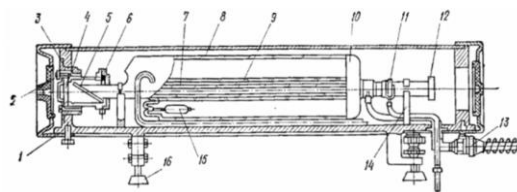


Рис. 1 – Схема будови випромінювача молекулярного лазера на  $CO_2$  типу ЛГ-23: 1 – основа; 2 – фіксатор; 3 – юстувальний вузол; 4 – вихідне дзеркало; 5 – вихідне вікно; 6 – манжета; 7 – скляний капіляр (кювета); 8 – резервуар з газом; 9 – водяне охолодження; 10 – кювет; 11 – анод; 12 – внутрішнє дзеркало; 13 – роз'єм; 14 – стійка; 15 – катод; 16 – опора [4]

Лазер на основі вуглекислого газу  $CO_2$  володіє надвисокою спорідненістю для води, що слугує здатністю до швидкого видалення м'яких тканин з організму. Але він також має свої недоліки, такі як вартість, громіздкість, та можливість пошкодити тверді тканини організму [4].

Лазери низького рівня можуть використовуватися в рівні каріозної зубної поверхні, для отримання дії, що усуває необхідність місцевої анестезії в препаруванні порожнин за допомогою звичайних інструментів [5].

Діодні лазери за рахунок малих розмірів використовують оперативно для лікування зубних порожнин для отримання того ж знеболюючого ефекту, під час видалення

дентину та порожнини у підготовчому етапі [5].

Переваги використанні лазерних джерел у лікування ротової порожнини:

- відсутність або наявність слабого болю;
- відсутність вібрацій;
- зниження тривожності пацієнта;
- вибіркоче видалення каріозного дентину;
- виключення ризику пошкодження пульпи

(підвищення температури максимум на 5°C);

- антибактеріальна дія [5].

Лазери також необхідні при лікуванні в інших областях медицини наприклад в офтальмології. Вони необхідні для вчасного діагностування та лікування проблем, але при неправильному використанні можуть спричинити непотрібні травми [6].

Теплові лазери найчастіше використовують в офтальмології, для лікування цілого спектру патологій, відшарування сітківки, проліферативної діабетичної ретинопатії, лазерну трабекулопластику при глаукомі.

Довжина хвилі лазера, є важливим фактором при лікуванні захворювань очей. Звичайні мішені в сітківці, гемоглобін та меланін поглинають хвилі від 400 до 700 нм. Проте при лікуванні макули, довжина хвилі лазера не повинна перевищувати 500 нм, адже жовтий пігмент ксантофіл в макулі поглинає світло з довжинами хвиль від 450 до 500 нм, і пошкодження макули можна уникнути [6].

Найчастіше використовують лазери на ітрій-алюміній-гранат (*Nd: YAG*) з подвоєною частотою, зелений лазер на 532 нм, зелений аргоновий лазер на 514 нм, криптоновий червоний лазер на 647 нм,

жовтий напівпровідниковий лазер на 577 нм і діод. лазер з довжиною хвилі 810 нм, причому два найбільш поширені *Nd* з подвоєною частотою: *YAG* і аргон [6].

Термічний лазер (фотокоагуляція) також використовується в лазерній термічній кератопластиці [ЛТК, гольмій: ітрій-алюмінієвий гранат (*YAG*), 2060 нм (контактна ЛТК) або 2130 нм (безконтактна ЛТК)], яка викликає зморщування рогівки для лікування гіперметропії [6].

#### IV. СПЕКЛОВІ СТРУКТУРИ

Лазерний промінь має високий ступінь часової та просторової когерентності [7].

При освітленні випадково неоднорідних об'єктів (шорстка поверхня, прозоре середовище зі змінним у просторі показником заломлення), це дає свій результат в інтерференції променів, інтенсивності відбитої чи пропущеної хвилі, характеризується великими просторовими флуктаціями через перекриття безліч позафазних функцій розсіювання, кожна з яких відповідає певній точці (неоднорідності) об'єкта [7].

Загалом спекл-структура – це випадкова інтерференційна картина, що утворена внаслідок взаємної інтерференції когерентних хвиль із випадковим набором інтенсивностей, або випадкових фазових зрушень [7].

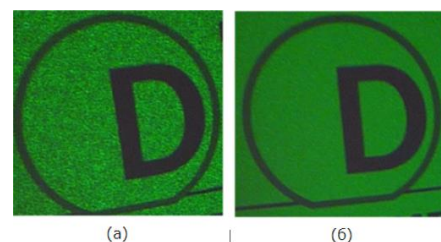


Рис. 2 – Приклад зображення за наявності (а) та відсутності (б) спекл-структур як інтерференційний спекл-шум [7]

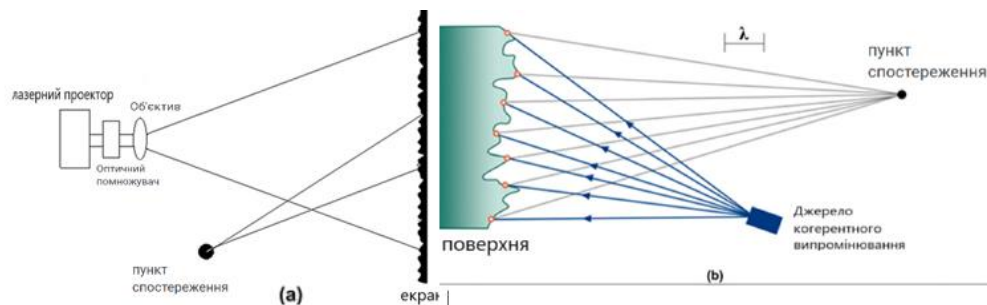


Рис. 3 – Загальна схема формування та ресстрації інтерференційних спекл-структур на зображенні, сформованому лазерним проектором (а) та спрощена схема їх спостереження на екрані (б) [7]

## V. ЗАСТОСУВАННЯ ЛАЗЕРНОЇ СПЕКЛ-КОНТРАСНОЇ ВІЗУАЛІЗАЦІЇ

*LSCI* (*laser speckle contrast imaging*) застосовують для визначення стану системної склеродермії (*state of systemic sclerosis - SSc*), дана методика показала гарні результати у вимірюванні перфузії периферичної крові (*peripheral blood perfusion - PBP*).

Дані *LSCI* були перевірені за допомогою лазерної доплерівської флуометрії (*LDF*) та відеокапіляроскопії (*NVC*).

Зазначимо, що *NVC* є стандартом лікування в ревматології для визначення стану *SSc* шляхом надання інформації про стан капілярів.

Було виявлено, що значення *PBP* виміряні за допомогою *LSCI* та *LDF*, мають лінійну залежність між різними моделями *NVC*. Нижчі значення *PBP* були виявлені для пацієнтів з *SSc* порівняно зі здоровими суб'єктами, що узгоджується з висновками інших, дослідників які використовували *LDF*.

*LSCI* має перевагу над іншими методами, через коротший час збору даних, більшу відтворюваність і основний той факт, що *LSCI* забезпечує зображення, а не вимірювання в одній точці [8].

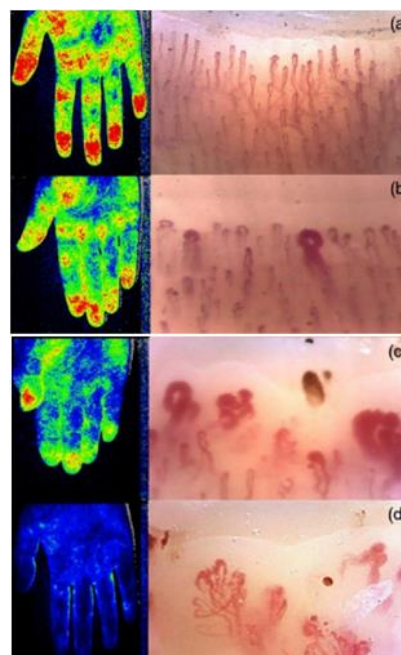


Рис. 4 – Зображення *LSCI* правої руки та відповідні зображення *NVC* у (а) здорового суб'єкта та у пацієнтів з *SSc* з (б) «ранньою», (с) «активною» або (д) «пізньою» формою мікроангіопатії (збільшення зображення *NVC200*) [8]

## VI. МОЖЛИВІСТЬ ВИКОРИСТАННЯ ЛАЗЕРНОГО ДЖЕРЕЛА У ЕКЗОСКЕЛЕТАХ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК.

Тензорезистивний ефект – зміна опору електричного струму провідників та напівпровідників під дією всебічного стиснення (розтягування), або деформації. Зазвичай тензорезистивні датчики можна побачити в будові екзоскелетів верхньої кінцівки [9]. Дані вироби рекомендовані людям для реабілітації, після перенесеної хвороби, або травми. Основна задача екзоскелетів, або допоміжних роботизованих рукавичок, це допомагати людині із

слабкістю, або недостатньою рухливістю природної руки, хапати предмети [10].



Рис. 5 – а – датчик згину, б – роботизована рукавичка

Простий датчик згину, який зчитує інформацію, із пошкодженої руки, для того, щоб активувати роботизовану рукавичку, можна побудувати за допомогою лазерного світлодіодного джерела випромінювання, та фотодіода у якості фотоприймача.

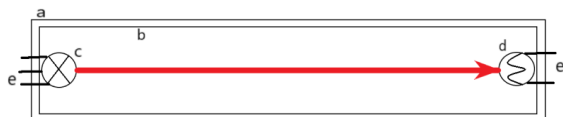


Рис. 6 – Схематична будова датчика згину із використанням лазерного джерела

Схема складається із світлодіодного лазера (c), та фоторезистора (d). Ці основні елементи знаходяться в еластичній трубці (b), яка виконана із матеріалу, що здатен розсіювати світло. Та додатково, ззовні трубка вкрита світлонепроникним матеріалом (a). При згинанні даного датчика, пряме лазерне випромінювання буде потрапляти не прямо в фотоприймач (d), а на стінку еластичної камери (b), що розсіює світлове випромінювання, в результаті чого, менше світла буде потрапляти у фотоприймач (d), що стане тригером для активації роботизованої рукавички.

Така проста технологія, має перевагу із датчиком згину, зображеному на рисунку 5, через більшу механічну стійкість.

## VII. УНІВЕРСАЛЬНИЙ ДІАГНОСТИЧНИЙ ПРИСТРІЙ НА ОСНОВІ He-Ne ЛАЗЕРУ

Основні проблеми:

1. стабільність потужності;
2. не стабільний спекловий склад;

3. наявні варіації розподілення лазерного випромінювання в просторі.

До робочої схеми була додана дифракційна ґратка. Для дослідження використовували ґратку двох типів.



Рис. 7 – Використання лазера ЛГ-75 в дослідницьких цілях

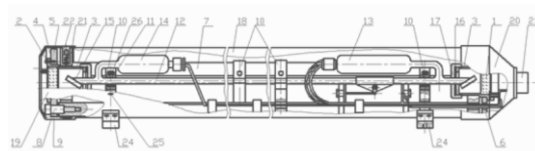


Рис. 8 – Конструкція газового лазера ЛГ-75 [11]

ЛГ-75 складається з оптичного резонатора і активного елемента, Оптичний резонатор утворений сферичним 1 і 2 плоским дзеркалами, закріпленими в склянках 3. Склянки 3 жорстко закріплені гвинтами 4 у фланцях 5 і 6, між собою трьома напрямними інваровими стрижнями 7. Фланці 5 і 6 кріпляться до інварових стрижнів 7 гвинтами 8 через шайби 9. Наявність шайб 9 дозволяє змінювати положення фланців 5 і 5 щодо осі оптичного резонатора шляхом обертання в невеликих межах юстирувальних гвинтів 8. Між інваровими стрижнями, за допомогою фланців 10, закріплений активний елемент-газорозрядна трубка 12 з підігрівним катодом 13 та анодом 14 заповнена сумішшю неону та гелію. Торці газорозрядної трубки відшліфовані під кутом Брюстера і закриті вихідними вікнами 15. Простір між вихідними вікнами 15 і дзеркалами 1 і 2 герметизовано за допомогою гумових прокладок 16, гайками що притиснуті 17 до склянок 3. Корпус 18 закритий з торців кришками 19 і 20, які кріпляться до фланців 21 гвинтами 22. Висока і розжарювальна напруги до газорозрядної трубки 12

підводиться через роз'єм 23. Вихід випромінювання здійснюється з боку плоского дзеркала 2. Для кріплення приладу на корпусі 18 використовуються скоби 24 із різьбовими отворами [11].

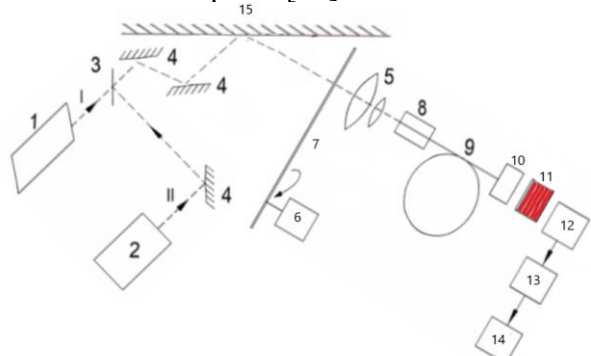


Рис. 9 – Оптична схема удосконаленого приладу

Випромінювання лазера 1 (*He-Ne*), проходить через напівпрозоре дзеркало 3, на яке додатково через дзеркало 4, направляється промінь II. Другий промінь генерується монохроматором 2, що з білого світла, за допомогою різних оптичних елементів генерує монохроматичне коливання в діапазоні від ультрафіолетового до інфрачервоних хвиль. Після елемента 3, за допомогою додаткових дзеркал 4, промінь направляється на дифракційну ґратку 15, що змінює спектр випромінювання лазера, а саме виділяє окремі спектральні складові, що направляються на модулятор 7, що виконує обертальні рухи, завдяки електродвигуну 6. Фокусує випромінювання у світловід 9, обладнаний фільтром мод оболонки 8, що відфільтровує моди оболонки світловода. На виході встановлено узгоджувальний пристрій 10 з емерсійною рідною, яка дозволяє зменшити втрати при узгодженні фотоприймальною апаратурою 12, після опромінення біопроби 11. Вихідний сигнал з фотоприймача передається на елемент, що обладнаний фільтром, та підсилювачем, згодом сигнал обробляється апаратурою обробки та реєстрації сигналу 14.

Провівши модернізацію діагностичного приладу, були стабілізовані часові та просторові флуктуації спекл-інтєрференції в наслідок впливу зовнішніх фізичних

факторів (варіації температури, тиску, паразитних механічних вібрацій).

### VIII. ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИ ПРОЕКТУВАННІ УСТАНОВКИ З *He-Ne* ЛАЗЕРУ

Дослідження були проведені з використанням лазерного джерела на основі *He-Ne* газу – ЛГ-75.

Метою було розрахувати розбіжність, та кут модернізованої дифракційної ґратки та коефіцієнт поляризації гелій-неонового лазера, з використанням двох типів дифракційної ґратки, що дозволить визначити яку дифракційну ґратку краще використовувати для удосконалення діагностичного приладу.

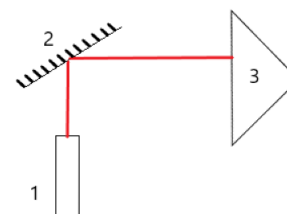


Рис. 10 – Схема установки для визначення ідеальної дифракційної ґратки  
1 – *He-Ne* лазер, 2 – дифракційна ґратка, 3 – екран.

Таблиця 2 Виміряні початкові дані

Довжина резонатора ЛГ-75	1005 мм
Відстань від краю робочої зони, до екрану №-1	1860 мм
Відстань від краю робочої зони, до екрану №-2	1560 мм
Дифракція на приймальній поверхні №-1 (50 максимумів) (I-тип дифр. ґратки)	$h1 = 610$ мм
Дифракція на приймальній поверхні №-2 (1 максимум) (I-тип дифр. ґратки)	$h2 = 820$ мм

Хід глибокої експериментальної перевірки. Етапи лабораторної роботи:

#### 1. Визначення коефіцієнта поляризації

$$\eta = \frac{P_{max} - P_{min}}{P_{max} + P_{min}} = \frac{20}{20} = 1$$

Коли коефіцієнт поляризації дорівнює одиниці, це означає, що світло повністю поляризовано.

## 2. Розходимість (розбіжність):

1. Діаметр вихідного пучка  $d_1 = 2$  мм.
2. Діаметр пучка на екрані  $d_2 = 4$  мм.
3. Відстань між лазером та екраном:  $l = 1860$  мм.

Спочатку, визначимо кут розбіжності, виходячи з експериментальних даних:

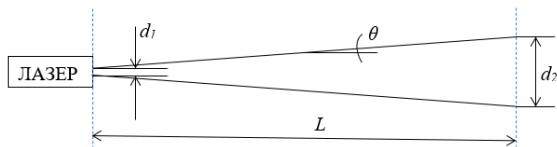


Рис. 11 – Схематичне зображення робочої установки

$$\begin{aligned}\theta &= \arctg \frac{d_2 - d_1}{2l} = \arctg \frac{4 - 2}{2 \cdot 1860} = \\ &= \arctg \left( \frac{1}{1860} \right) = \\ &= 0,000537634 = 0,54 \text{ мрад}\end{aligned}$$

Теоретичний кут розбіжності для цього лазера розрахуємо двома способами:

Спосіб 1 (дифракційних спотворень при відбитті від дзеркала):

$$\theta = \frac{k\lambda}{d},$$

де  $\theta$  – кут розбіжності;  $k$  – коефіцієнт пропорційності (1,22 для однорідного пучка);  $\lambda$  – довжина хвилі;  $d = d_1$  – діаметр пучка на виході лазера.

$$\begin{aligned}\theta &= \frac{1,22 \cdot 0,6328 \cdot 10^{-6}}{2 \cdot 10^{-3}} = 0,000386 \text{ рад} = \\ &= 0,386 \text{ мрад}\end{aligned}$$

Спосіб 2 (розбіжність лазера в залежності від довжини резонатора):

$$\theta = \sqrt{\frac{\lambda}{L_p}},$$

де  $L_p$  – довжина резонатора.

$$\begin{aligned}\theta &= \sqrt{\frac{0,6328 \cdot 10^{-6}}{100,5 \cdot 10^{-2}}} = 0,0007935 \text{ рад} \\ &= 0,794 \text{ мрад}\end{aligned}$$

Лазери з маленьким кутом розбіжності ефективніше передають енергію, в результаті чого менше світла розсіюється в просторі. Але, чим більша потужність

лазера, тим більша його розбіжність. Для He-Ne лазера показник розбіжності може знаходитись в діапазоні 0,3 – 1 мрад. В результаті вимірів  $\theta = 0,54$  мрад, в залежності від дифракційних спотворень при відбитті від дзеркала,  $\theta = 0,386$  мрад, а в залежності від довжини резонатора  $\theta = 0,794$  мрад. Як бачимо, усі розраховані значення потрапляють в діапазон допустимих значень для He-Ne лазера.

## 3. Визначення кроку дифракційної ґратки №-1:

$$\lambda = 0,6328 \text{ мкм}$$

$$\text{Відстань між максимумами: } h_1 = 61 \text{ см}$$

$$L = 186 \text{ см}$$

$$\text{Кількість максимумів: } 50.$$

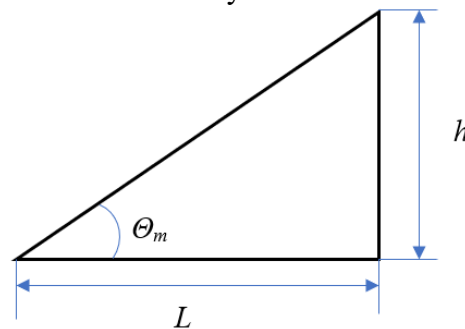


Рис. 12 – Схематичне зображення робочої установки, для обчислень

$$d \cdot \sin Q_m = \pm m\lambda,$$

де  $d$  – крок дифракційної ґратки,  $m$  – порядок дифракції.

$$Q_m = \arctg \frac{61}{186} = 0,316 \text{ рад} \approx 18,16^\circ$$

$$\begin{aligned}d &= \frac{m\lambda}{\sin Q_m} = \frac{50 \cdot 0,6328 \text{ мкм}}{0,3116} \\ &= 101,54 \text{ мкм}\end{aligned}$$

## 4. Визначення кроку дифракційної ґратки №-2:

$$\text{Відстань між максимумами: } h_1 = 81 \text{ см}$$

$$\text{Кількість максимумів: } 1$$

$$d \cdot \sin Q_m = \pm m\lambda,$$

$$Q_m = \arctg \frac{81}{146} = 0,506 \text{ рад} \approx 29,02^\circ$$

$$d = \frac{m\lambda}{\sin Q_m} = \frac{1 \cdot 0,6328 \text{ мкм}}{0,4851} = 1,3 \text{ мкм}$$

Як бачимо, крок дифракційної ґратки №-2 значно менший, ніж крок дифракційної ґратки №-1, тому на екрані буде видно лише три максимуми нульовий та два першого порядку.

За результатами досліджень в лабораторії лазерної медицини була реалізована, модернізація дифракційні ґратки з періодом від 1.3 та 101.5 мкм, +- 1 мкм.

## ІХ. ВИСНОВКИ

1. Застосування в стоматології. Різні типи лазерів, такі як  $CO_2$ ,  $Nd:YAG$  і діодні лазери, використовуються в стоматології для різних процедур, таких як розрізання, коагуляція та абляція м'яких тканин.

$Nd:YAG$  лазери відзначаються високою ефективністю в розрізанні та коагуляції м'яких тканин, а також вони поглинаються пігментованими тканинами, що робить їх корисними для хірургічних процедур.

Дослідження показали, що різні режими впливу  $Nd:YAG$  лазера можуть мати різні наслідки в термінах загоєння м'яких тканин, що свідчить про необхідність індивідуального підходу при виборі лазерної методики.

$CO_2$ -лазери мають високу спорідненість для води, що робить їх ефективними у видаленні м'яких тканин і забезпечує хороший гемостаз.

Використання лазерних технологій у стоматології має кілька переваг, таких як відсутність болю, вібрацій та зниження тривожності пацієнтів, а також антибактеріальна дія.

2. Застосування в офтальмології. Теплові лазери, зокрема, широко застосовуються для лікування таких патологій, як відшарування сітківки та діабетична ретинопатія.

Довжина хвилі лазера важлива при лікуванні різних захворювань очей, оскільки впливає на його проникнення в тканини та ефективність лікування. Наприклад, для лікування макулярних захворювань, які мають жовтий пігмент, важливо використовувати лазери з довжиною хвилі, що не перевищує 500 нм, щоб уникнути пошкодження макули.

Найбільш поширеними типами лазерів у офтальмології є  $Nd:YAG$  з подвоєною частотою, зелений лазер на 532 нм, аргонний лазер на 514 нм та інші. Кожен з них має свої особливості та додаткові застосування в лікуванні різних патологій.

3. Діагностика склеродермії. Застосування  $LSCI$  (лазерної конфокальної іміджингу контрасту спеклів) для визначення стану системної склеродермії ( $SSc$ ) виявилось ефективним методом, який показав гарні результати у вимірюванні перфузії периферичної крові ( $PBP$ ). Дослідження також підтвердило, що значення  $PBP$ , виміряні за допомогою  $LSCI$  та  $LDF$  (лазерної доплерівської флуорометрії), відповідають стану капілярів, який оцінюється за допомогою відеокапіляроскопії ( $NVC$ ), що є стандартом лікування в ревматології для визначення  $SSc$ .

4. Додавання дифракційної ґратки (крок дифракції 1.3 мкм) дозволило стабілізувати часові та просторові флуктуації спекл-інтерференції в наслідок впливу зовнішніх фізичних факторів (варіації температури, тиску, паразитних механічних вібрацій, тощо).

**Фінансування.** Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**ORCID ID та внесок авторів.**

0009-0003-4586-5577 (С, В) Іліан Колнаузов

0000-0002-4351-527X (А, D, E) Микола Бохомолов

0009-0001-4032-2229 (В) Олександр Нрыбан

А – концепція роботи та дизайн; В – аналіз інформації; С – написання статті; D – критичний огляд; E – остаточне схвалення статті.

## ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1 - Verma, Sanjeev K., Maheshwari S., Singh R. K. Laser in dentistry: An innovative tool in modern dental... : National Journal of Maxillofacial Surgery. LWW. URL: [https://journals.lww.com/njms/fulltext/2012/03020/laser\\_in\\_dentistry\\_\\_an\\_innovative\\_tool\\_in\\_modern.3.aspx](https://journals.lww.com/njms/fulltext/2012/03020/laser_in_dentistry__an_innovative_tool_in_modern.3.aspx) (date of access: 25.02.2024).

2 - Analysis of the Effect of Nd:YAG Laser Irradiation on Soft Tissues of the Oral Cavity in Different Modes in an In Vivo Experiment. Biointerface Research in Applied Chemistry. 2021. Vol. 12, no. 3. P. 2881–2888. URL:



<https://doi.org/10.33263/briac123.28812888> (date of access: 25.02.2024).

3 - LS-2010 - SURGICAL CO2 LASER. LightScalpel. URL: <https://www.lightscalpel.com/products/co2-lasers/ls-2010-surgical-laser/> (date of access: 04.02.2024).

4 - Statyvka I. and Bohomolov M. Optoelectronic Devices for Blood Testing. //”Nanotechnologies and Biomedical Engineering”, international conference 5 ; 2021 ; Chişinău). 5th International conference on Nanotechnologies and Biomedical Engineering. ICNBE-2021, November 3-5, 2021, Chisinau, Republic of Moldova, P.73. ISBN 978-9975-72-592-7.

5 - Agop-Forna D., Sălceanu M., Topoliceanu C. DENTAL LASERS IN RESTORATIVE DENTISTRY: A REVIEW. URL: <https://rjor.ro/wp-content/uploads/2021/07/DENTAL-LASERS-IN-RESTORATIVE-DENTISTRY-A-REVIEW.pdf> (date of access: 25.02.2024).

6 - Zhang A. Y., Kumar D., Tripathy K. Laser Principles in Ophthalmology - StatPearls - NCBI Bookshelf. National Center for Biotechnology Information. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK582153/> (date of access: 25.02.2024).

7 - Kompanets I., Zalyapin N. Methods and Devices of Speckle-Noise Suppression (Review). Optics and Photonics Journal.

2020. Vol. 10, no. 10. P. 219–250. URL: <https://doi.org/10.4236/opj.2020.1010023> (date of access: 25.02.2024).

8 - Clinical applications of laser speckle contrast imaging: a review / W. Heeman et al. Journal of Biomedical Optics. 2019. Vol. 24, no. 08. P. 1. URL: <https://doi.org/10.1117/1.jbo.24.8.080901> (date of access: 25.02.2024).

9 - Тензорезистивный эффект - Физическая энциклопедия. Физическая энциклопедия. URL: [http://www.femto.com.ua/articles/part\\_2/4012.html](http://www.femto.com.ua/articles/part_2/4012.html) (дата звернення: 26.02.2024).

10 - Williams W. A Complete Guide to Assistive Robotic Gloves - Bionics For Everyone. Bionics For Everyone. URL: <https://web.archive.org/web/20231011205617/https://bionicsforeveryone.com/robotic-gloves/> (date of access: 26.02.2024).

11 - Описание конструкции ОКГ типа ЛГ-75 :: Юстировка оптического резонатора и исследование условий генерации гелий-неонового лазера :: Проектирование современных устройств - informaticspoint.ru. Информатика и проектирование - informaticspoint.ru. URL: <http://www.informaticspoint.ru/forpois-868-1.html> (дата звернення: 12.01.2024).

UDC 615.8 + 612.111

# PROSPECTS OF USING LASERS IN MEDICAL PRACTICE

Ilian Kolnauzov<sup>1</sup>

[bm02-kla-fbmi24@lil.kpi.ua](mailto:bm02-kla-fbmi24@lil.kpi.ua)

Mykola Bohomolov<sup>1</sup>

[mfbogomolov@gmail.com](mailto:mfbogomolov@gmail.com)

Oleksandr Hryban<sup>2</sup>

[svyatodent13@gmail.com](mailto:svyatodent13@gmail.com)

<sup>1</sup>National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”

<sup>2</sup> Bogomolets National Medical University,

Kyiv, Ukraine

**Abstract** – Active development of laser technologies leads to their widespread use in the biomedical field. In various fields of medicine, such as ophthalmology, cardiology, dentistry, laboratory diagnostics, surgery, tissue engineering and oncology, the use of lasers is becoming more and more common. Studies show that laser radiation can have a positive effect on the human body, in particular, help improve the wound healing process, treat caries, reduce the level of stress for patients, ensure high precision in surgical interventions and the absence of painful sensations. One of the main advantages of laser therapy is the ability to accurately and minimally invasively affect problem areas without damaging the surrounding tissues. This allows you to reduce the risk of bleeding, prevent the appearance of scars and ensure faster healing. In addition, laser therapy is often associated with less discomfort for the patient during treatment and shorter recovery times after procedures. The use of laser technology in dental procedures is especially important, where it helps to accelerate the regeneration of periodontal tissues and the rapid healing of gum tissues. The latest light methods open up new prospects for the medical industry in improving the quality of medical care and ensuring more effective treatment of patients. Thanks to constant research and improvement of technologies, we can expect the further development of the use of lasers in medicine, which will allow to achieve even greater successes in the treatment and diagnosis of various diseases, providing patients with a faster and more effective recovery of health. The article also examines the impact of laser technology on the development of dental practice and biomedical engineering.

**Key words:** lasers, stomatology, medicine, exoskeleton.