

Міністерство освіти і науки України  
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії  
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки  
(повна назва)

**АТЕСТАЦІЙНА РОБОТА**  
**Пояснювальна записка**

рівень вищої освіти другий (магістерський)

ТУЛІЄВИЙ ЛАЗЕР

(тема)

Виконав:

студент 2 курсу, групи ФТОІМ-19-1  
Литвинов А. С.  
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»  
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна  
(освітньо-професійна або освітньо -наукова)

Освітня програма «Фотоніка та оптоінформатика»  
(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. зав. каф. ФОЕТ Мачехін Ю. П.  
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

Мачехін Ю.П.  
(прізвище, ініціали)

2020 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Електронної та біомедичної інженерії  
(повна назва)

Кафедра Фізичних основ електронної техніки  
(повна назва)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Спеціальність 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»  
(код і повна назва)

Тип програми освітньо-професійна  
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма «Фотоніка та оптоінформатика»  
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20 \_\_\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

НА АТЕСТАЦІЙНУ РОБОТУ

студентові Литвинову Андрію Сергійовичу  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Тулівий лазер

затверджена наказом університету від " 27 " жовтня 2020 р. № 1450 Ст .

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії 14 грудня 2020 р.

3. Вихідні дані до роботи Тулівий лазер

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі 1 Основні властивості тулієвого лазера. 2 Види тулієвих лазерів. 3 Застосування тулієвого лазера у медицині кристалічних хвилеводів. 4 Загальні властивості тулієвого лазера.

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)

Схема оптична структурна (Л1). Установка експериментальна

Кресленик деталі акустооптичний модулятор— А4 – 1 шт.

Кресленик деталі ізолятор — А4 – 1 шт.

Демонстраційний матеріал — 15 шт.

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № | Назва етапів роботи  | Терміни виконання етапів роботи | Примітка |
|---|--|---------------------------------|----------|
| 1 | Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про тулієвий лазер та його характеристики | 02.11.20 – 08.11.20             | Виконано |
| 2 | Дослідження тулієвого лазера   | 09.11.20 – 15.11.20             | Виконано |
| 3 | Вивчення характеристик тулієвого лазера  | 16.11.20 – 19.11.20             | Виконано |
| 4 | Порівняння характеристик та засіб застосування лазера  | 20.11.20 – 23.11.20             | Виконано |
| 5 | Аналіз отриманих результатів   | 24.11.20 – 26.11.20             | Виконано |
| 6 | Оформлення пояснювальної записки   | 27.11.20 – 01.12.20             | Виконано |
| 7 | Оформлення графічної та демонстраційної частин   | 02.12.20 – 05.12.20             | Виконано |
| 8 | Проходження нормоконтролю та отримання рецензії на роботу  | 06.12.20 – 11.12.20             | Виконано |
| 9 | Підготовка та захист атестаційної роботи   | 12.12.20 – 16.12.20             |          |

Дата видачі завдання 02 листопада 2020 р.

Студент \_\_\_\_\_  
(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_ проф., зав. каф. ФОЕТ Мачехін Ю. П.  
(підпис) (посада, прізвище, ініціали)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка атестаційної роботи: 44 с., 21 рис., 1 табл., 2 додатки, 17 джерел.

ТУЛІЄВИЙ ЛАЗЕР, МЕДИЧНИЙ ЛАЗЕР, НАКАЧКА, УРОТЕЦІАЛЬНА  
КАРЦИНОМА, РЕЗЕКЦІЯ ЄДИНИМ БЛОКОМ, «УРОЛАЗ»

Об'єкт дослідження — основні властивості тулієвого лазера та застосування його в медицині.

Мета роботи — закріплення знань про фізичні процеси в тулієвому лазері, їх особливості, основні характеристики та використання в медицині.

Метод дослідження — аналітичний з використанням програмного забезпечення MathCad.

Розглянуто питання створення перспективних волоконних джерел з підвищеною стабільністю вихідної потужності і систем вимірювання параметрів фотонно-кристалічних волокон (ФКВ). Розроблено метод підвищення стабільності вихідної потужності за рахунок використання широких ліній поглинання активного волокна. Представлені результати досліджень ліній поглинання активних волокон, легованих іонами тулія  $Tm^{3+}$ .

## ABSTRACT

Explanatory note of attestation work: 44 p., 21 fig., 1 table., 2 applications, 17 sources.

TULIUS LASER, MEDICAL LASER, PUMPING, UROTECIAL CARCINOM, RESECTION OF A SINGLE UNIT, "UROLAZ"

The object of the study is the main properties of the tuliye laser and its application in medicine.

The goal of the work is to consolidate knowledge about the physical processes in a thulium laser, their features, basic characteristics, and use in medicine.

Research method — is analytical using MathCad software.

The issues of creating promising fiber sources with increased output power stability and systems for measuring parameters of photonic crystal fibers (PCF) are considered. A method has been developed to increase the stability of the output power through the use of wide absorption lines of active fiber. The results of studies of the absorption lines of active fibers doped with thulium ions are presented.

## РЕФЕРАТ

Пояснительная записка аттестационной работы: 44 с., 21 рис., 1 табл., 2 приложения, 17 источников.

ТУЛИЕВЫЙ ЛАЗЕР, МЕДИЦИНСКИЙ ЛАЗЕР, НАКАЧКА, УРОТЕЦИАЛЬНАЯ КАРЦИНОМА, РЕЗЕКЦИЯ ОБЩИМ БЛОКОМ, «УРОЛАЗ»

Объект исследования — основные особенности тулиевого лазера и применение его в медицине.

Цель работы — закрепление знаний о физических процессах в тулиевом лазере, их особенности, основные характеристики, и использование в медицине.

Метод исследования — аналитический с использованием программного обеспечения MathCad.

Рассмотрены вопросы создания перспективных волоконных источников с повышенной стабильностью выходной мощности и систем измерения параметров фотонно-кристаллических волокон (ФКВ). Разработан метод повышения стабильности выходной мощности за счет использования широких линий поглощения активного волокна. Представлены результаты исследований линий поглощений активных волокон, легированных ионами тулия.

## ЗМІСТ

|  |    |
|--|----|
| Вступ.....   | 8  |
| 1 Аналітичний огляд літературних джерел про тулієвий лазер ..... | 9  |
| 1.1 Види тулієвих лазерів .....                                  | 9  |
| 1.2 Моделювання дисперсійних характеристик.....                  | 11 |
| 2 Тулієвий лазер для медицини .....                              | 14 |
| 2.1. Тулієвий лазер в косметології .....                         | 14 |
| 2.2. Тулієвий лазер в урології .....                             | 15 |
| 2.3 Тулієвий лазер у порівнянні з гольмієвим: YAG-лазером.....   | 23 |
| 2.3.1 Фізичні характеристики Гольмію і Тулію .....               | 24 |
| 2.3.2 Пік водопоглинання.....                                    | 24 |
| 2.3.3 Тулієвий волоконний лазер: хімічно леговане волокно .....  | 27 |
| 3 Накачування лазера на основі тулія .....                       | 30 |
| 3.1 Накачування волоконно-тулієвого лазера .....                 | 30 |
| 3.2 Накачування тулієвого мікрочіп-лазера .....                  | 36 |
| 3.3 Характеристика лазера, та його габаритні данні .....         | 39 |
| Висновки .....   | 42 |
| Перелік джерел посилання .....                                   | 43 |
| Додаток А Графічний матеріал.....                                | 45 |
| Додаток Б Демонстраційний матеріал .....                         | 50 |

## ВСТУП

В останнє десятиліття актуальними напрямками досліджень є завдання підвищення точності систем глобального позиціонування і супутникових навігаційних системах, зокрема створення компактних бортових стандартів частоти, заснованих на високостабільних лазерних джерелах. До перспективних мобільних зберігачів частоти можна віднести систему на основі  $Cr^{2+} : ZnSe$ -лазера з  $CH_4$ -центр. Створення таких систем вимагає спеціальних волоконних джерел з високою стабільністю вихідної потужності і довжиною хвилі генерації  $\lambda = 1,8—2,2$  мкм для накачування  $Cr^{2+} : ZnSe$ -лазера і спеціальних оптичних волокон, що дозволяють здійснювати перетворення випромінювання  $Cr^{2+} : ZnSe$ -лазера в інші спектральні діапазони для створення фемтосекундних подільників частоти. Як джерело накачування  $Cr^{2+} : ZnSe$ -лазера перспективним є волоконний тулієвий лазер, випромінювання якого потрапляє в зазначений діапазон.

Так само з моменту створення перших лазерів почалися активні дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини і розробка методик лікування різного роду захворювань за допомогою лазерного випромінювання. Залежно від потужності лазерного випромінювання воно може призводити до нагрівання, коагулюванню, випаровуванню або розрізання біоткани

Волоконні лазери на базі оптоволокна, легованого рідкоземельним елементом — тулієм, можуть генерувати випромінювання з довжиною хвилі від 1900 нм до 2000 нм. Це як раз відповідає піку поглинання в біотканинах. Лазери потужністю до 10 Вт досить давно використовуються в косметології, ЛОР-хірургії та стоматології, до 40 Вт — успішно застосовуються для маніпуляцій на кістковій тканині, в гінекології, проктології і судинній патології. Прилади потужністю від 50 Вт до 120 Вт останнім часом стали використовуватися в урології для трансуретальної вапоризації простати.

# 1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ ПРО ТУЛІЄВИЙ ЛАЗЕР

## 1.1 Види тулієвих лазерів

Одним з актуальних напрямків лазерної фізики в даний час є створення лазерних систем, які працюють в спектральному діапазоні 1,9 мкм. Для цих цілей широко застосовуються лазерні кристали, активовані іонами тулія. Освоєння даного спектрального діапазону відкриває сприятливі перспективи вирішення ряду прикладних задач, таких як: дистанційне зондування атмосфери, екологічний моніторинг навколишнього середовища, розвиток медичних технологій, створення систем оптичного зв'язку. Крім того, випромінювання з довжиною хвилі більш 2 мкм може бути ефективно перетворено в середній ІЧ-діапазон (3—8 мкм) за допомогою нелінійних кристалів.

Тулієвий волоконний лазер має широке застосування в медицині, це унікальний лазер високої потужності, призначений для широкого спектру хірургічних операцій. Лазерна енергія тулієвого лазера випромінюється в режимі постійно генеруючої хвилі. І хоча тулієвий лазер має ті ж характеристики поглинання в воді і м'яких тканин, що і гольмієвий лазер, він краще працює в м'яких тканинах завдяки лазерному пучку, який безперервно генерується. Через меншу довжину хвилі глибина проникнення в тканини зменшується до 250 мкм. Довжина випромінювання даного лазера близька до піку поглинання для води і в поєднанні з малою глибиною проникнення це призводить до високої щільності енергії, що передається тканинам, що супроводжується швидким випаровуванням води і м'яких тканин.

Замість розриваючої дії, яка викликається пульсуючим випромінюванням гольмієвого лазера, постійно генерується хвиля тулієвого лазера, яка дозволяє плавно сікти тканини і випаровувати їх, домагаючись чудового гемостазу.

Так само все більше уваги приділяється розробці ефективних мікрочіп-лазерів (рис. 1.1), здатних працювати без системи активного охолодження. Це

обумовлено компактністю, простотою конструкції і порівняно низькою вартістю даних систем. Раніше мікрочіп-лазери були реалізовані на ряді кристалів легуваних іонами тулія наприклад на основі матриць  $YVO_4$   $YLiF_4$   $YAlO_3$   $YAP$   $KY(WO_4)_2$ .

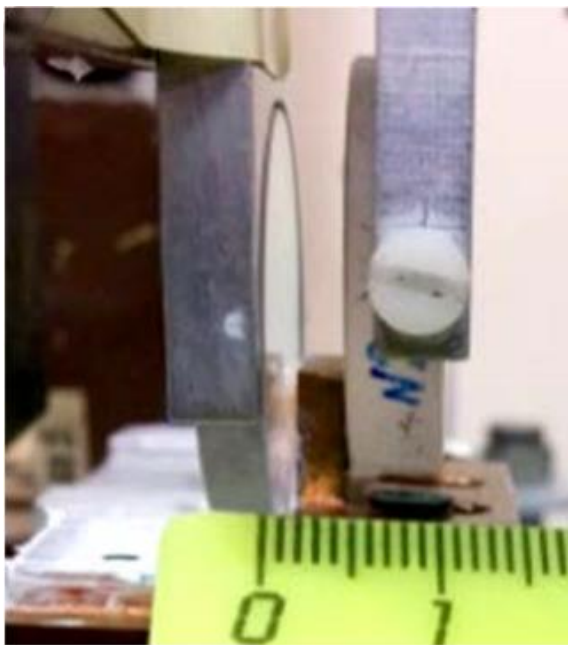


Рисунок 1.1 — Фотографія мікрочіп лазера

Тулій — рідкісний метал. Поряд з іншими рідкісно металевими елементами присутня в таких мінералах як ксенотін, евксеній, моноцит, лопаріт і ін. Металевий тулій отримують металотермічним відновленням  $TmF^3$  з використанням кальцію. Штучно отриманий ізотоп тулій-170 застосовують для виготовлення портативних рентгенівських установок медичного призначення, а також в металлодефектоскопії. Іони тулію застосовуються для генерації інфрачервоного випромінювання з довжиною хвилі  $\lambda = 1,91$  мкм. Крім того, пари металевого тулія використовуються для збудження лазерного випромінювання з перебудованною довжиною хвилі (частотою) [1].

## 1.2 Моделювання дисперсійних характеристик

Фотонно-кристалічні волокна (ФКВ) починають широко використовувати в лазерній техніці, оскільки вони володіють унікальними дисперсійними властивостями. Зокрема, при розробці фемтосекундних подільників частоти необхідні волокна з різними дисперсійними характеристиками, тому особливо актуально застосування ФКВ, в яких можна управляти дисперсійними параметрами за рахунок зміни їх геометричних параметрів, а саме діаметрами серцевини і капілярів, відстанню між капілярами і структурою компонування капілярів. У зв'язку з цим велику актуальність набуває завдання розробки методу і стенду для вимірювань дисперсійних характеристик таких світловодів.

На першому етапі досліджень проводили математичне моделювання процесу поширення випромінювання в ФКВ з різною геометрією (рис. 1.2).

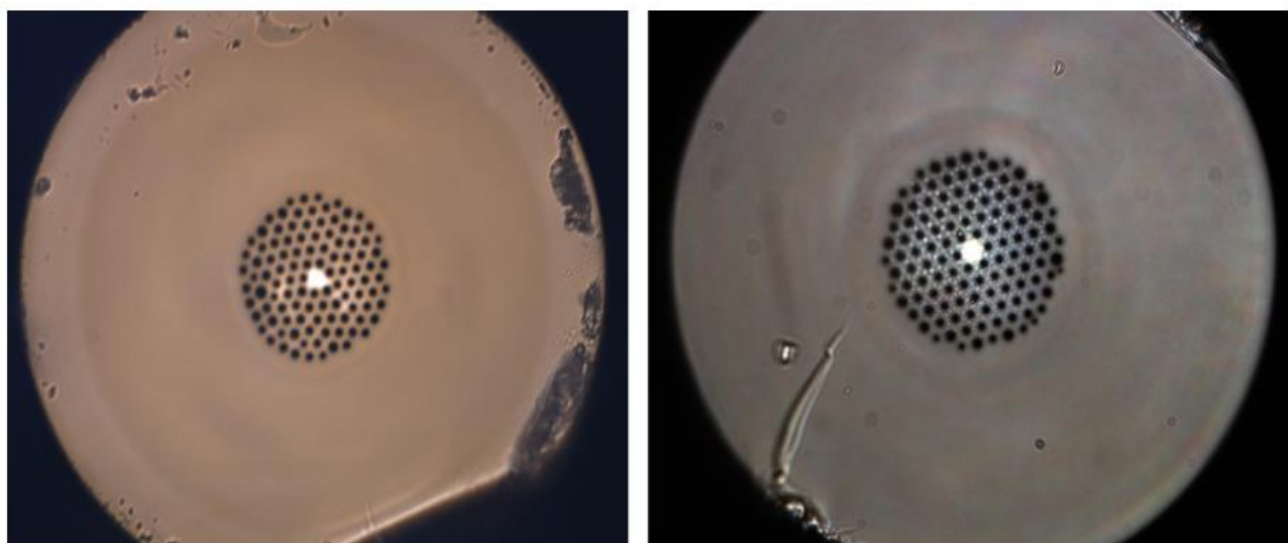


Рисунок 1.2 — Види модельованих ФКВ

Потім були виконані вимірювання з метою верифікації розрахункових параметрів ФКВ. В результаті математичного моделювання розраховані дисперсійні характеристики (рис. 1.3) для представлених зразків ФКВ на основі

рішення рівняння Максвелла методом кінцевих елементів:

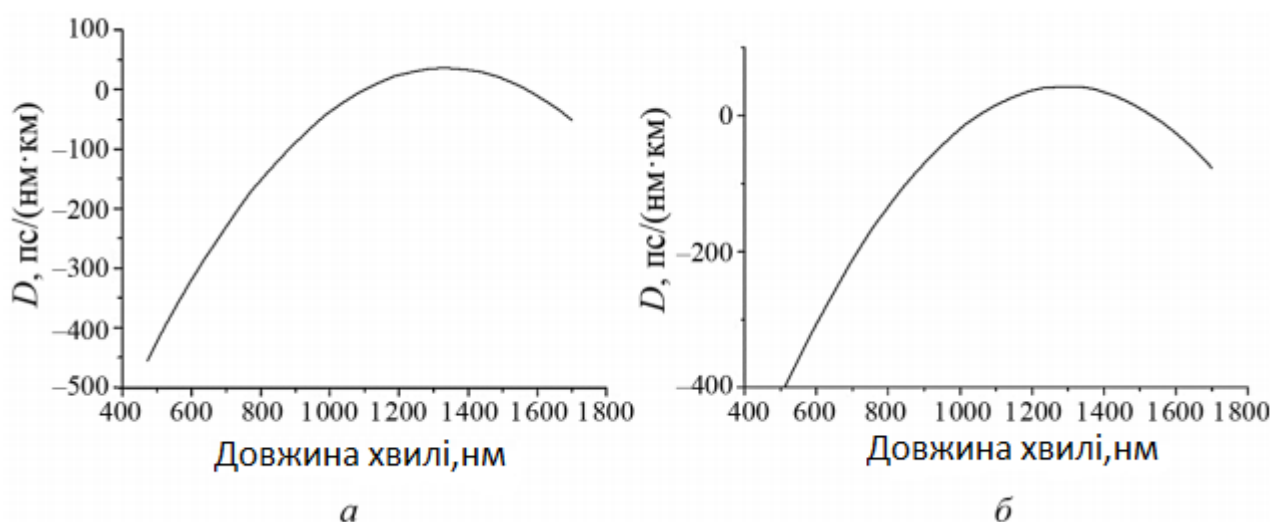
$$(\nabla^2 + \kappa^2 \varepsilon(r_T) + [\nabla \ln \varepsilon(r_T)] \wedge \Delta \wedge) H_T = \beta^2 H_T, \quad (1.1)$$

де  $\kappa$  — хвильове число;

$\varepsilon(r_T)$  — діелектрична проникність;

$r_T = (x, y)$  — координати в поперечній площині;

$H$  — вектор напруженості магнітного поля.



а) перший зразок;

б) другий зразок.

Рисунок 1.3 — Залежності питомої хроматичної дисперсії  $D$  від довжини хвилі для двох видів ФКВ

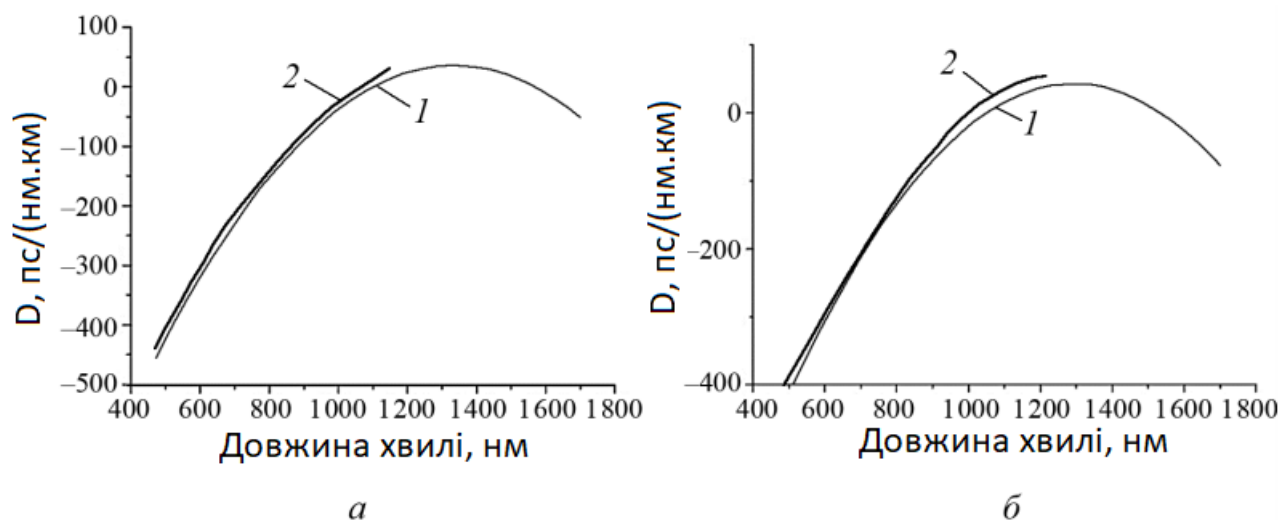
Вимірювання питомої хроматичної дисперсії двох зразків ФКВ були проведені на експериментальній установці (рис. 1.4). Різниця між значеннями розрахованої і експериментально виміряної удільної хроматичної дисперсії становить не більше 5—7 %, що може бути обумовлено наступними причинами.

1. При теоретичному розрахунку контури капілярів волокна

апроксимувати колами, які в реальному зразку мають більш складну форму.

2. При розрахунках розглядалася тільки лінійно поляризована мода, для якої відсутня анізотропія волокна, викликана механічними діями при його закріпленні.

3. При витягуванні волокна може існувати нерівномірність швидкості, яка призводить до зміни діаметра серцевини волокна.



*a* — перший зразок;

*б* — другий зразок.

Рисунок 1.4 — Графіки питомої хроматичної теоретично розрахованої і експериментально виміряної дисперсії для двох зразків ФКВ

Отримані результати дозволяють розробити ФКВ з необхідними значеннями хроматичної дисперсії для їх застосування в фемтосекундних дільниках частоти [2].

## 2 ТУЛІЄВИЙ ЛАЗЕР ДЛЯ МЕДИЦИНИ

### 2.1 Тулієвий лазер в косметології

Спочатку тулієвий лазер стали застосовувати для проведення хірургічних операцій в урології, загальної та торакальної хірургії. З його допомогою можна проводити операції з мінімальним пошкодженням навколишніх тканин, плавно сікти і випаровувати тканини генеруються лазерним пучком. У косметології тулієвий лазер використовують для більш дбайливої обробки шкірного покриву і боротьби з пігментацією всього за 1—2 процедури. Його спільне використання з ербієвим лазером дозволяє досягти приголомшливих результатів при проведенні фракційного омолодження.

Принцип дії тулієвого лазера в косметології дуже простий. Тулієвий лазер генерує постійну хвилю довжиною 1927 нм, яка прицільно впливає на епідерміс на обмеженій глибині. Делікатний вплив лазера дозволяє проводити обробку до 70 % поверхні шкірного покриву, що потребує лікування або корекції. Тулієвий лазер відповідає за поверхневе (до 0,3 мм) відшарування старих ороговілих клітин, оновлення структури поверхні шкірного покриву, видалення пігментації і поліпшення зовнішнього вигляду і кольору шкіри. Таке подвійне дію дозволяє домагатися найбільш ефектних результатів омолодження за одну процедуру і вважається золотим стандартом в косметології.

Енергія лазера поглинається водою, що міститься в клітинах, що призводить до її випаровуванню разом з м'якими тканинами. При цьому бар'єрні функції шкіри зберігаються, що сприяє максимальному комфорту клієнта при проведенні процедури і не вимагає спеціального догляду за шкірою після закінчення сеансу.

Під час фракційного омолодження лазерне випромінювання розбивається на фракції (мікропромінь), які викликають тепловий вплив не на всю поверхню шкіри, а на мікронах. Таким чином, мікроскопічні травми заживають швидше, стимулюючи оновлення всієї ділянки шкіри, що зазнає лазерного впливу. Найефективнішою системою для фракційного омолодження в

косметології визнана система Fraxel re: store DUAL, яка використовує два види лазерів з різними довжинами хвиль:

- ербієвий з довжиною хвилі 1550 нм;
- тулієвий — 1927 нм.

За допомогою ербієвого лазера, що проникає на глибину до 1,6 мм, відбувається інтенсивне вирівнювання шкірного рельєфу, розгладження глибоких зморшок, розтяжок, рубців. Відбувається стимуляція природного вироблення колагену і еластину і формування нової мережі цих волокон, що відповідає за пружність і еластичність шкіри.

Тулієвий лазер відповідає за поверхневе (до 0,3 мм) відшарування старих ороговілих клітин, оновлення структури поверхні шкірного покриву, видалення пігментації і поліпшення зовнішнього вигляду і кольору шкіри.

Таке подвійне дію дозволяє домагатися найбільш ефектних результатів омолодження за одну процедуру і вважається золотим стандартом в косметології. Фракційне омолодження в косметології застосовується при наступних проблемах:

- старіння шкіри, втрата еластичності і зниження тонусу;
- розширені пори;
- розтяжки, рубці і шрами;
- підвищена пігментація (включаючи вікову).

## 2.2 Тулієвий лазер в урології

Розглянемо роботу лазера на основі іонів тулія. Загальновизнаним «золотим стандартом» хірургічного лікування м'язово-неінвазивно мікрорезекція крові (РМП) є трансуретральна резекція (ТУР) стінки сечового міхура з пухлиною з подальшою внутрішньопузирною хіміотерапією. Доведено, що частота розвитку рецидиву захворювання залежить від якості виконаної первинної хірургічної операції. Техніка операції практично не змінилася з моменту її впровадження в практику і полягає в поетапному

видаленні виступаючої частини пухлини, а потім її заснування за допомогою петлі резектоскопа. При цьому резецированні фрагменти пухлини вільно флотують в порожнині сечового міхура. У зв'язку з цим багато авторів неодноразово висловлювали припущення про те, що рецидив РМП може виникати внаслідок імплантації флотуючих пухлинних клітин. За різними даними, частота розвитку рецидивів після ТУР стінки сечового міхура з пухлиною при м'язевоінвазивному РМП становить до 50—80 %, як часто записуються пухлини стадії T1 після ТУР і складають 33—53 %, а стадії  $TaG_3$  — 41,4 %. Дані значення змушують шукати альтернативу стандартним методом, яка б відповідала сучасним вимогам і зменшила ймовірність розвитку рецидиву. У 1978 р. G. Staehler і співавтори. вперше описали успішне видалення пухлини сечового міхура за допомогою неодимового лазера (neodymium: YAG). По суті, це була вапоризація пухлини, недоліком якої є відсутність даних про морфології пухлини і ступеня її інвазії. Особливий інтерес представляє метод резекції пухлини сечового міхура єдиним блоком (en bloc), який вперше успішно виконали Т. Kawada і співавтори. в 1997 р. з використанням монополярної резекції та спеціального hook електрода (рис. 2.1).

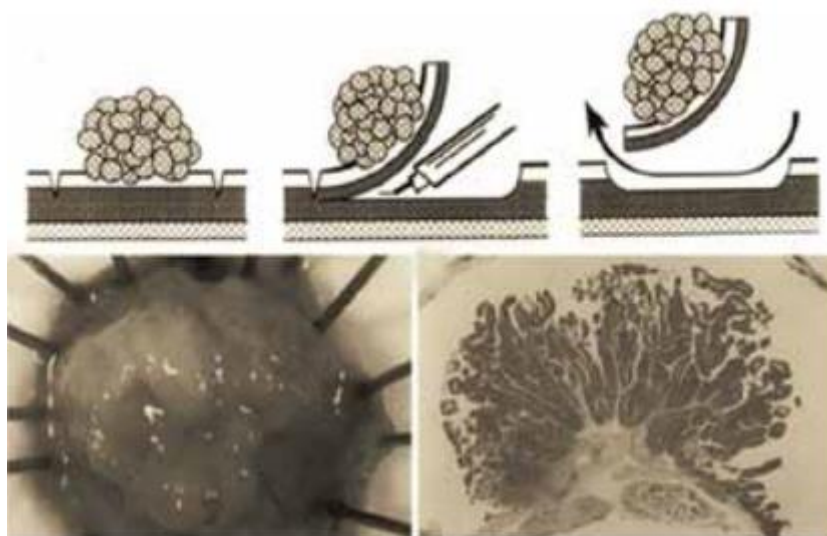


Рисунок 2.1 — Техніка резекції en bloc

Основний принцип резекції en bloc полягає у виконанні кругової резекції стінки сечового міхура (слизової оболонки, підслизового і м'язового шарів) з відступом від краю пухлини 5—10 мм, при цьому пухлину відтинають разом з основою по колу і видаляють цілком від стінки. Головні цілі, переслідувані при виконанні резекції en bloc, — поліпшення якості матеріалу для морфологічного дослідження і, отже, правильного стадіювання пухлинного процесу, зменшення вільної флоатації пухлинних клітин, зниження частоти розвитку рецидивів захворювання і пухлинної прогресії. У зв'язку з розвитком сегмента лазерної хірургії і появою в 1990-ті роки гольмієвого (Ho: YAG), а потім і тулієвого (Tm: YAG) лазерів стало можливим виконання лазерної резекції en bloc. Надалі була доведена її висока ефективність і безпека. Метод лазерної резекції en bloc має істотні переваги перед традиційною ТУР.

Це повна відсутність обтураторних рефлексів і, отже, менша ймовірність непередбачених перфорацій і кровотеч, зменшення контакту пухлини після резекції з нормальною стінкою сечового міхура, а також отримання якісного матеріалу для патоморфологічного дослідження. Кровотечі і перфорації стінки сечового міхура можуть не дозволити виконати негайну внутрішньоміхурову інстиляцію хіміопрепарата після операції, що знижує онкологічну ефективність комбінованого лікування. За даними EORTC, одноразова післяопераційна внутрішньопузирна хімотерапія покращує п'яти річне безрецидивне виживання на 14 %. У макропрепаратах, одержуваних після традиційної ТУР, відзначається висока термічна поразка клітинних і міжклітинних структур. Це ускладнює не тільки диференціювання самої пухлини (іноді і вимагає застосування дорогого імуногістохімічного дослідження), але і визначення інвазії в м'язовий шар. За даними літератури, присутність елементів детрузора після ТУР відзначається в 50—86 % спостережень. Відсутність елементів м'язового шару, особливо при  $G_2$  і  $G_3$ , змушує засумніватися в радикальності первинної операції, в ряді випадків виконувати ранню повторну операцію. На відміну від електрохірургії, яка має здатність проникати лазерною енергією значно менше (0,2—4) мм і, отже, менше пошкодження макропрепаратів. При

лазерної резекції en bloc виявлення елементів детрузора досягає 96—100 %, що, безсумнівно, покращує діагностику та результати лікування. У 2015р. M.W. Kramer і співавтори. провели порівняльне дослідження електрохірургічної і лазерної резекцій en bloc, виконане в шести центрах. Результати (тривалість операції, тривалість катетеризації сечового міхура, кількість ускладнень і рецидивів протягом року) не показали істотних відмінностей між електрохірургічною, лазерною гольмієвою і лазерною тулієвою резекцією en bloc. З 2016 р. Y.P. Wu і співавтори. за результатами сьоми досліджень провели метааналіз даних літератури, який включив 886 пацієнтів: 438 резекцій en bloc і 448 ТУР. Результати показали статистичну перевагу резекції en bloc в порівнянні з ТУР щодо часу катетеризації сечового міхура, тривалості госпіталізації, кількості ускладнень і частоти розвитку рецидивів. Крім того, перевага відзначена і в якості макропрепаратів.

Мета дослідження — визначити здійсненність, ефективність і безпеку лазерної тулієвої резекції стінки сечового міхура з пухлиною en bloc при м'язово-неінвазивному раку з використанням лазерної установки «Ур олаз» (IRE – Polus, Росія).

Матеріали та методи. У НДІ уронефрології і репродуктивного здоров'я людини першого МГМУ ім. І. М. Сеченова за період 2015—2017 рр. були прооперовані 129 пацієнтів з приводу м'язово-неінвазивного РМП. ТУР виконана 58 пацієнтам, тулієва резекція en bloc — 71. Стадія Т пухлинного процесу визначалася інвазією пухлини в м'язовий шар. У дослідження увійшли пацієнти з первинними пухлинами стадій Та і Т1. Післяопераційне спостереження включало виконання контрольних цистоскопій через 3, 6, 9, 12 і 18 міс. після первинної операції.

Хірургічна техніка. Для лазерної резекції en bloc використовували впроваджений в 2015 р. в клінічну практику в Росії тулієвий волоконний лазер «Уролаз» потужністю 120 Вт з двома довжинами хвиль: 1,94 і 1,55 мкм (рис. 2.2). При проведенні операцій застосовували такі режими роботи: довжина хвилі 1,94 мкм, енергія випромінювання 1,0 Дж, потужність 10 Вт

(рис. 2.3). Для операції використовували резектоскоп 26 Ch фірми Richard Wolf (Німеччина) або Karl Storz (Німеччина), що забезпечує постійний потік іригаційної рідини (типу Iglesias), робочий елемент з каналом для проведення лазерного волокна (рис. 2.4). Після цистоскопії і визначення топічного розташування пухлини здійснювали круговий розріз візуально незмінної слизової оболонки сечового міхура.



Рисунок 2.2 — Тулієвий волоконний лазер «Уролаз»



Рисунок 2.3 — Приклад налаштування тулієвого лазера

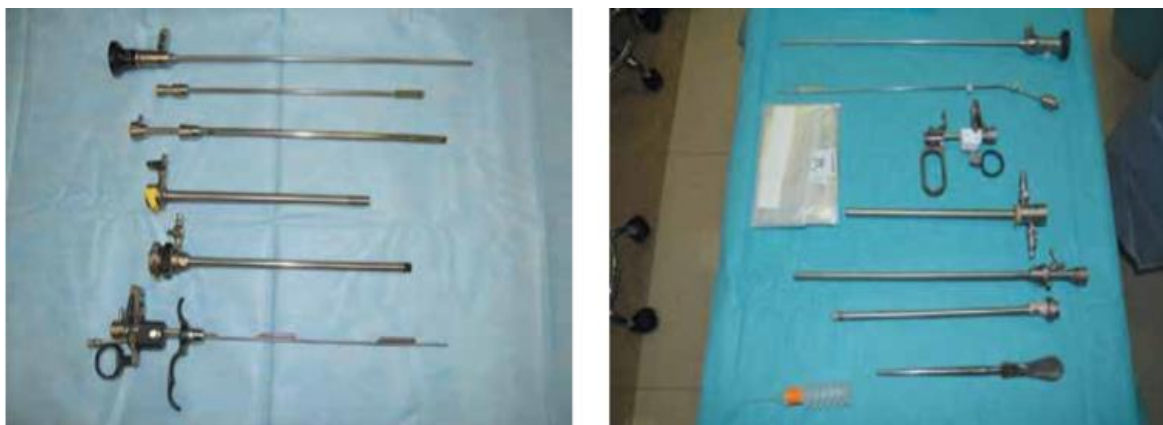


Рисунок 2.4 — Інструменти, які використовувались для лазерної резекції en bloc

Для правильної морфологічної оцінки горизонтального хірургічного краю відстань від краю пухлини має становити не менше 10 мм. Після розтину слизової оболонки розріз продовжували вглиб м'язового шару. Після ідентифікації шару виробляли відсікання основи пухлини з підлеглим м'язовим шаром з використанням тракції і розсіченням м'язових волокон. Розсічення м'язових волокон має здійснюватися прецизійно при адекватному наповненні сечового міхура, під візуальним контролем. Допускається тракція пухлини з зубчастим м'язовим шаром за допомогою дзьоба лазероскопа або робочого елемента. Після повного відсікання пухлини виконували точковий гемостаз. Основні етапи резекції en bloc представлені на рис. 2.5. Витяг макропрепаратів здійснювали цілком по тубус інструменту за допомогою холодної петлі резектоскопа, щипців, корзинчатих захоплюючих пристроїв або пристрої типу endo — bag (при великих розмірах пухлини). Після ревізії сечового міхура при відсутності кровотечі та перфорації виконували внутрішньоміхурову інстиляцію хіміопрепарата (мітоміцин в дозі 40 мг). Для правильної орієнтації матеріалу при його подальшій обробці і полегшення патоморфологічної інтерпретації підставу пухлини маркували (рис. 2.6).

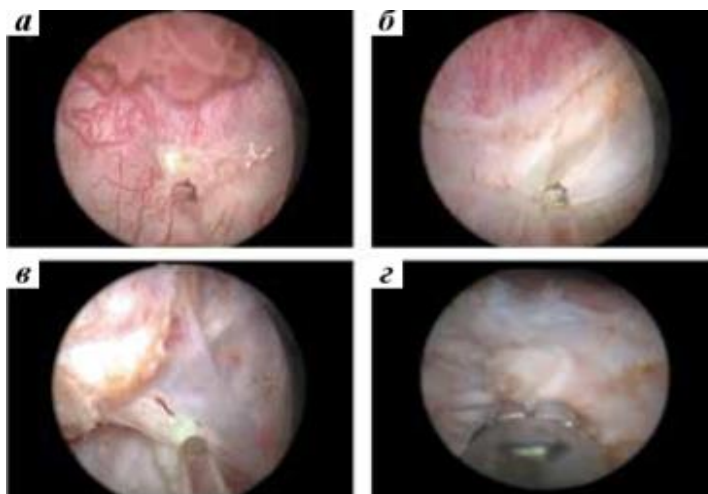


Рисунок 2.5 — Етапи резекції en bloc

Рис. 2.5, а фіксує розсічення слизової оболонки; рис. 2.5, б — розсічення м'язових волокон; рис. 2.5, в — відсікання основи пухлини від дна резекції; рис. 2.5, г — рандомну біопсію кратера резекції.

Крім стандартних морфологічних характеристик (структура, ступінь диференціювання і злоякісність пухлини, наявність інвазії в м'язовий шар (класифікації Всесвітньої організації охорони здоров'я 1973 і 2004 р.р.)) була оцінена наявність інвазії за межі базальної мембрани і хірургічного краю резекції пухлини. Безпосередньо після проведеного втручання від основи вилученого утворення відсікали циркулярний (горизонтальний) хірургічний край, а з кратера резекції виконували рандомну біопсію — вертикальний хірургічний край резекції [3].

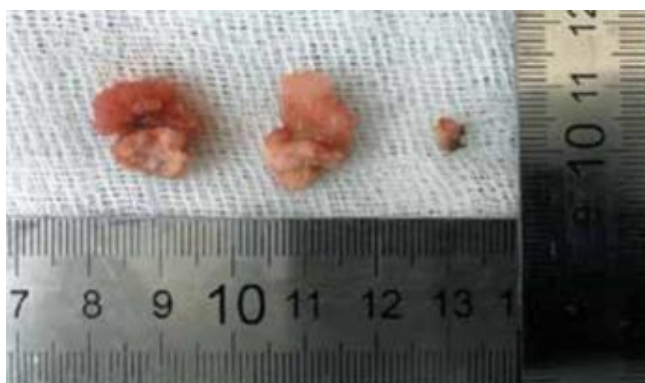


Рисунок 2.6 — Макропрепарат

Як видно з рис 2.7, при техніці резекції en bloc мікропрепарат включає розділені між собою пухлини, базальну мембрану і досить великий фрагмент прилягає до стінки сечового міхура з підслизовим і м'язовими шарами. Це дає можливість в рамках патоморфологічного дослідження достовірно оцінювати такі параметри, як присутність інвазії в підлеглий стінці міхура, наявність фокусів периваскулярної і периневральної інвазії пухлини, а також при дотриманні відповідної техніки оперативного втручання проводити оцінку циркулярного і вертикального хірургічних країв.

Одним з обмежень для резекції en bloc є великий розмір пухлини (> 3 см). У практиці при таких розмірах пухлини була використана двоетапна техніка. Першим етапом відтинають найбільшу, екзофітну частина пухлини із збереженням основи. Її витяг здійснюють шляхом морцелляції. Цю частину макропрепаратів використовують для визначення морфології пухлини і ступеня її злоякісності (категорії G). Другим етапом виконують резекцію en bloc основи пухлини, яку, як правило, витягають цілком по тубус резектоскопа. Ця техніка дозволяє дотриматись основного принципу резекції en bloc — отримати якісний матеріал для патоморфологічного дослідження і мінімізувати контакт резектованих пухлинних мас з нормальною стінкою сечового міхура [4].



Рисунок 2.7 — Мікропрепарат

### 2.3 Тулієвий лазер у порівнянні з гольмієвим: YAG-лазером

Перше використання лазера Гольмій: YAG в урології було описаний більше двох десятиліть тому [5]. Після того, як був оцінений як інноваційний засіб для абляції тканин з сприятливими гемостатичними характеристиками Гольмій: YAG з часом застосовували до сечових каменів для літотрипсії [6]. Порівняно з іншими методами літотрипсії, Гольмій: YAG-лазер має кілька важливих переваг: придатність для дроблення всіх відомих типів сечових каменів на дрібні частинки [7,8], здатність працювати з тонкими і гнучкими волокнами доставки з обмеженими втратами енергії і з діаметром серцевини всього 200 мкм [9,10], сприятливий профіль безпеки з мінімальною глибиною проникнення в тканину і низьким ризиком небажаного пошкодження тканини через відносно високий коефіцієнт поглинання довжини хвилі Гольмієвого: YAG лазера в воді [11]; універсальність, яка дозволяє лазерною системою Гольмій:YAG, буде використовуватися для обробки м'яких тканин на додаток до каменів, що частково порушує витрати на системи великої потужності [12,13].

Гольмій: YAG-лазер виявився особливо корисним для виправної уретероскопії, де він став сучасним золотим стандартом для лазерної літотрипсії [10]. Параметри лазерного генератора, такі як енергія імпульсу і частота імпульсів, можуть бути адаптовані оператором [14,15]. В останні роки урологи виявили особливу цікавість до літотрипсії з використанням Гольмій:YAG з низькою енергією пульсу. Ця установка, мабуть, дозволяє домогтися особливо часткового дроблення каменів («кам'яного пилу»), здатної мимовільно евакуюватися, усуваючи необхідність в тривалому витягу більших фрагментів каменю. Щоб не відставати від достатньої швидкості абляції, високочастотної Гольмій: генератори YAG розроблені для швидшого використання фрагментація каменю з низькими імпульсними налаштуваннями енергії. Незважаючи на ці нововведення, лазерна технологія Гольмію: YAG в даний час все ще стикається з обмеженнями щодо розміру каменів, що

піддаються уретероскопічній лазерній літотрипсії.

Нещодавно для лазерної літотрипсії наступного покоління була досліджена інша технологія — тулієвий волоконний лазер. Ця перспективна технологія має ряд переваг перед Гольмієм: YAG-лазером, який може розширити межі лазерної літотрипсії. Були представлені та порівняні режими роботи обох лазерів.

### 2.3.1 Фізичні характеристики Гольмію і Тулію

Гольмій і Тулій — два різних хімічних елемента з 67 і 69 протонами в ядрі відповідно, і вони були класифіковані як рідкоземельні елементи в періодичній таблиці. Гольмій був вперше виявлений швейцарськими хіміками Марк Делафонтен і Жак-Луї Соре в 1878 і вперше отримав назву “Елемент X”. У 1879 р. швед хімік Пер Теодор Клів спостерігав коричневий і зелений кольори речовини під час роботи над зразком оксиду ербію. Він назвав коричневу речовину Гольмієм (Holmia — це Латинська назва Стокгольма) та зелена речовина Тулій (після Туле, місце, розташоване найдалше на півночі в давнину Грецька та римська література та картографія, посилаючись таким чином до Скандинавії). І Гольмій, і Тулій переважно зустрічаються як тривалентні іони в природі та в промислових цілях, таких як лазери. Подібно до інших рідкісноземельних іони, тривалентні іони Гольмію та Тулію мають унікальний набір довжин хвиль випромінювання, особливо в ближньому інфрачервоному діапазоні діапазон.

### 2.3.2 Пік водопоглинання

Показано, що пік поглинання рідкої води в ближньому інфрачервоному просторі особливо важливий для взаємодії лазерно-тканинних лазерів, легованих гольмієм і тулієм. Лазер Гольмій: YAG працює при 2120 нм і сильно поглинається в рідкій воді, що призводить до швидкого утворення пухирця

пари після випромінювання в імпульсному режимі. Ця взаємодія з водою також додає профілю безпеки лазерів Гольмій: YAG, оскільки глибина оптичного проникнення обмежена до 400 мкм, а коагуляція тканини понад цю відстань відбувається лише у високому діапазоні енергії імпульсу. Свідчення фазових змін фазового складу підтверджують фототермічну взаємодію лазера Гольмій: YAG з кам'яною матрицею.

Багато публікацій у більш загальному полі лазерної медицини також пропонують інші механізми абляції твердих тканин з переважним поглинанням води. Теплове розширення та випаровування води є основними механізмами абляції твердих тканин для лазерів з довжинами хвиль, близьких до інфрачервоних піків поглинання води, таких як 1940 та 2940 нм, де вода є ґрунтовним лазерним хромофором. Хоча камені в нирках мають переважно кристалічну структуру, ці камені ростуть у біологічному середовищі всередині тіла і мають складний мікрокристалічний склад, з міжкристалічними просторами, що збиваються водою, часто включаючи також невеликий, але суттєвий біологічний білковий компонент у свою структуру. Крім того, в недавніх численних дослідженнях повідомлялося про пористі структури ниркових каменів з міжкристалічними просторами і порами, які спостерігаються від малих (нанометрів) до великих (сотні мікрометрів), що досить велике для невеликих молекул води, щоб заповнити ці міжкристалічні простори та пори. Отже, також постулюється, що вода, яка міститься в міжкристалічних просторах, порах, тріщинах і тріщинах каменів у нирках людини, зазнає термічного розширення та випаровування під час лазерної літотрипсії, сприяючи тим самим фрагментації каменів. Коефіцієнт теплового розширення води на порядок вищий, ніж для каменів у нирках з високим тиском через випаровування води, що сприяє цьому механізму. Нещодавні дослідження скануючої електронної мікроскопії також показують докази утворення тріщин у сечокам'яній хворобі та частково незміненого кристалічного складу кам'яного пилу після лазерної літотрипсії, надаючи додаткові докази, що підтверджують цей механізм. Для лазерної літотрипсії

оптичний тулієвий лазер оптимізований для випромінювання при довжині хвилі 1940 нм, таким чином тісно відповідаючи піку поглинання ближньої ІЧ-області рідкої води при 22 °С (рис. 2.8). Оскільки коефіцієнт поглинання тулієвого волоконного лазера (приблизно 14 мм<sup>-1</sup>) більш ніж у чотири рази вище, ніж лазер Гольмію: YAG (приблизно 3 мм<sup>-1</sup>), можна очікувати нижчого порогу та вищої ефективності абляції на користь тулієвому волоконному лазеру при еквівалентних енергіях імпульсів. Нижче проникнення тканин і води глибина може потенційно також збільшити безпеку профілю тулієвого волоконного лазера.

Ще однією перевагою, яка справедлива для волоконних лазерів Гольмій: YAG та Тулієвий, є можливість передавати лазерний промінь через тонкі кремнеземні волокна. Кремнієві волокна мають сприятливі властивості для їх використання у здійсненні уретероскопії, що дозволяє передавати лазерний промінь у повністю дефектних областях.

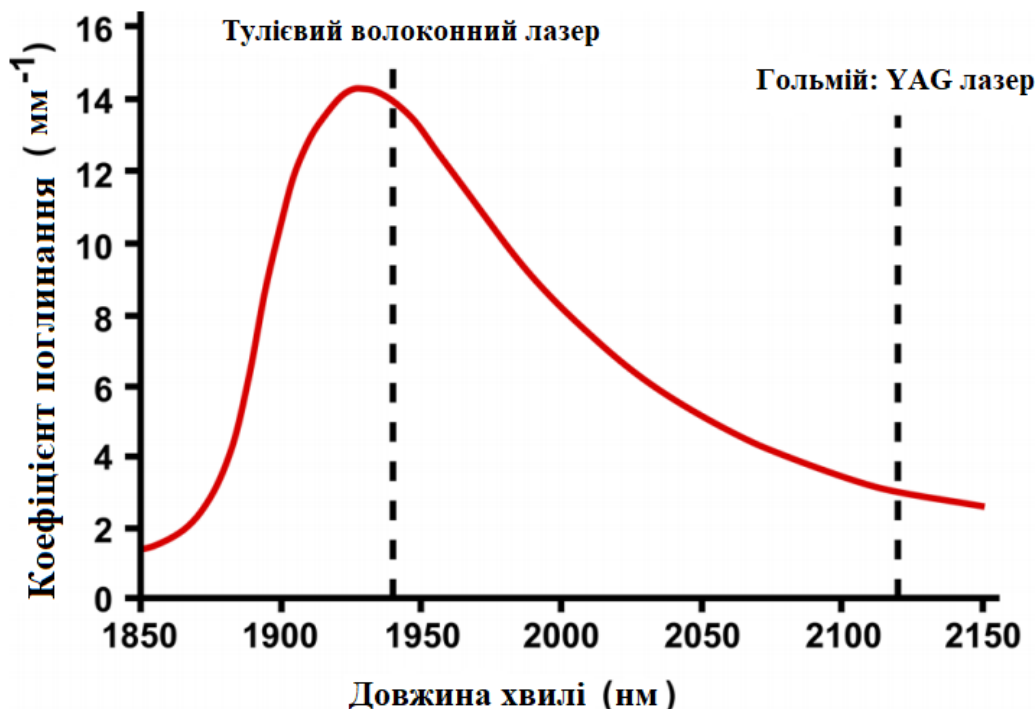


Рисунок 2.8 — Коефіцієнт поглинання рідкої води кімнатної температури (22 °С) у ближньому інфрачервоному діапазоні (червона лінія)

Ферберний лазер Тулію пристосований для роботи при довжині хвилі 1940 нм, близькій до піку водопоглинання (приблизно  $14 \text{ мм}^{-1}$ ). Порівняно, довжина хвилі лазера Гольмій: YAG (2120 нм) має значно менший коефіцієнт поглинання в рідкій воді (приблизно  $3 \text{ мм}^{-1}$ ).

### 2.3.3 Тулієвий волоконний лазер: хімічно леговане волокно

Як випливає з назви, тулієвий волоконний лазер складається з дуже тонкого і довгого кремнеземного волокна (діаметр серцевини 10—20 мкм, довжина 10—30 м), який хімічно легують іонами тулію (рис. 2.9). Для лазерної накачки використовуються багатодіодні лазери для збудження іонів тулію. Випромінюваний лазерний промінь має довжину хвилі 1940 нм і може працювати як у безперервному режимі, так і приймати імпульсний режим у великому діапазоні різних параметрів енергії, частоти та форми імпульсу (таблиця. 2.1).

Ефективність конструкції волоконного лазера значно вища, ніж у твердотільного лазера Гольмій: YAG із накачуваною фасоною лампою, оскільки спектр випромінювання діодного лазера, що використовується для лазерної накачки, точно відповідає лінії поглинання іонів тулію. Отже, волоконно тулієвий лазер вимагає меншої тепловіддачі і може потенційно працювати в діапазонах високої потужності ( $> 50 \text{ Вт}$ ) і високочастотних діапазонах (до 2000 Гц) з примусовим повітрям (наприклад, проста вентиляція вентилятора) всередині генератора, порівняно до охолоджуваних водою Гольмію: YAG-лазерів. Крім того, архітектура волоконних-лазерів нечутлива до пошкоджень, пов'язаних із ударами, на відміну від генераторів Гольмію: YAG, оскільки в конструкції волоконного лазера не бере участь дзеркало.

## Тулієвий волоконний лазер

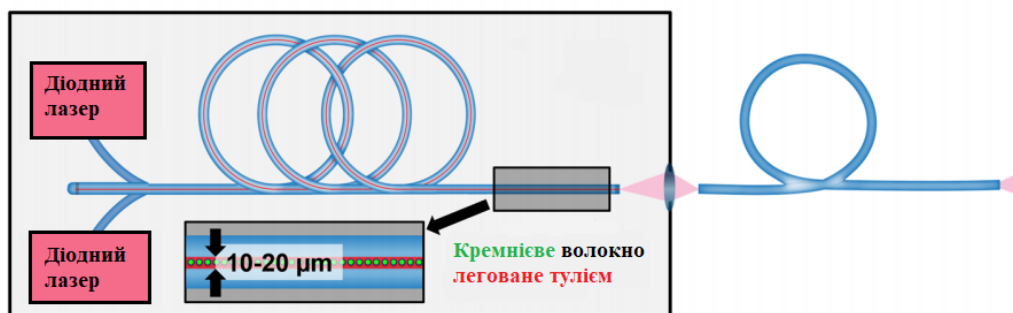


Рисунок 2.9 — Схематичне зображення тулієвого волоконного лазера

Таблиця 2.1 — Характеристики двох генераторів: Гольмій: YAG-лазер і тулієвий волоконний лазер

| Параметр   | Гольмій: YAG-лазер<br>(Lumenis Pulse 120H)                                     | Тулієвий волоконний лазер<br>(IPG Медичний,<br>суперімпульсний) |
|--|--|---|
| Довжина хвилі, нм  | 2120   | 1940  |
| Діапазон енергії імпульсу, Дж                                    | 0,2—6,0  | 0,025—6,0   |
| Діапазон тривалості імпульсу, мс                                 | 0,05—1   | 0,05—12   |
| Форма імпульсу   | диктується імпульсом<br>накачування  | електронно модульований   |
| Максимальна частота імпульсів, Гц                                | 120  | 2000  |
| Максимальна середня потужність, В                                | 120  | 60  |
| Найнижчий проксимальний діаметр серцевини лазерного волокна, мкм | $\geq 200$   | $\geq 150$  |
| Система охолодження  | генератори малої потужності: автономна система охолодження води з вентилятором | вентилятор  |
| Стійкість до зовнішніх ударів                                    | низький  | високий   |

Лазерна накачка досягається електронно-модулюючими діодними лазерами (рожеві коробки). Легований тулієм діаметр серцевини 10—20 мкм, довжина кварцового волокна 10—30 м (червона трубка із зеленими плямами)

використовується як середовище посилення для генерації лазерного променя. Рівномірний лазерний промінь на вихідному роз'ємі дозволяє використовувати лазерні волокна розміром до 50 мкм (синій).

Просторовий профіль променя лазерного променя, що випромінюється тулієвим волоконним-лазером, через невеликий розмір волоконної серцевини, в якій виникає світло, складається всього з декількох мод і має гаусівську форму. Цей більш рівномірний просторовий профіль променя дозволяє спростити фокусування променя до дуже маленького плями для ефективного зв'язку і передачі високопотужності через свехмалі волокна (наприклад, 50—100 мкм).

Нарешті, важливо не плутати тулієвий волоконний лазер з лазером Тулієвий: YAG. Перший має волоконно-лазерну конструкцію і працює при 1940 нм, на відміну від твердотільної конструкції лазера Тулій: YAG (аналогічна архітектурі Гольмію: YAG), що працює при 2010 нм. Тому будь-які попередні спостереження або клінічні оцінки, зроблені за допомогою лазерів Тулій: YAG, не можуть бути безпосередньо застосовані до лазерів з волокнами тулія.

### 3 НАКАЧУВАННЯ ЛАЗЕРА НА ОСНОВІ ТУЛІЯ

#### 3.1 Накачування волоконного тулієвого лазера

В даний час існує декілька способів накачування волоконних тулієвих лазерів. Перший спосіб включає в себе використання накачування волокна, легованого іонами тулія, в серцевину і в першу оболонку випромінюванням з довжиною хвилі приблизно 1,60 мкм. Другий спосіб включає в себе використання накачування волокна, легованого іонами тулія, в першу оболонку випромінюванням з довжиною хвилі приблизно 0,80 нм. У схемі накачування на 1,60 мкм використовується волоконний  $Yb^{3+} / Er^{3+}$ -лазер. Ефективний коефіцієнт поглинання при накачуванні в оболонку становить приблизно 1,7 дБ/м на довжині хвилі  $\lambda = 1565$  нм. Випромінювання в волокно вводиться лінзою, обидва кінці волокна встановлені в V-подібні пази з теплопровідного матеріалу з водяним охолодженням. Порогова потужність при довжині волокна 5 м склала 3,1 Вт. Максимальна потужність при даній довжині волокна склала 19,2 Вт на довжині хвилі  $\lambda = 1991$  нм. Потужність накачування становила 38,2 Вт, в цьому випадку диференціальна ефективність склала 69 %. Відзначимо, що при використанні волокна довжиною 2,5 м близько 65 % накачування не поглинається світловодом, тому доводилося використовувати дифракційну решітку, для повернення випромінювання назад в волокно. Можлива перебудова лазера в діапазоні від 1859 нм до 2061 нм, а при вихідній потужності 15 Вт — від 1885 нм до 2025 нм. Так само було досліджено волоконний тулієвий лазер з накачуванням в серцевину. У цьому дослідженні, значно зменшена довжина легованого волокна ( $\sim 24$  см) у зв'язку з високим поглинанням в серцевині ( $\sim 170$  дБ/м). Накачування було запущене у торець волокна з використанням лінзи з фокусною відстанню 25 мм і високою світлопередачею ( $> 98$  %) на довжині хвилі 2 мкм і передачу 91 % на довжині хвилі накачування в  $\lambda = 1,565$  мкм. Максимальна вихідна потужність 12,1 Вт на 1861 нм при накачуванні 23,1 Вт, ефективність склала 58,6 %. Варто відзначити, що при введенні накачування в систему тільки близько 55 % від її

потужності, що припадає на торець волокна, потрапляє безпосередньо в серцевину. Решта накачування поширювалася по оболонці, але вона мало впливає на загальне поглинання через значно меншого коефіцієнта поглинання при накачуванні в оболонку. Перевагами даної схеми є:

- висока ефективність генерації в наслідок низького нагріву на квантових дефектах і можливість вводити велику потужність накачування;
- перебудова в великому діапазоні довжин хвиль, пов'язана з гарною якістю пучка ітербію-ербієвого лазера і можливістю здійснити накачування в серцевину.

До недоліків даної схеми можна віднести:

- складність конструкції лазера і складність юстування;
- низьку ефективність лазера накачки. Волоконний лазер, легований іонами  $Er^{3+}$  і  $Yb^{3+}$  сам по собі має досить низьку ефективність. Це накладає відбиток на значення ККД всієї системи [16].

При накачуванні випромінюванням 800 нм іони  $Tm^{3+}$  збуджуються з основного стану  $3H_6$  в стан  $3H_4$  (схема рівнів  $Tm^{3+}$  зображена на рис. 3.1). Потім, згідно з аналізом, зі стану  $3H_4$  іони переходять на верхній лазерний рівень  $3F_4$ , як шляхом комбінації випромінювальних і безвипромінювальних переходів, так і за рахунок кроссрелаксації. З одночасним переходом одного іона вниз з рівня  $3H_4$  на верхній лазерний рівень  $3F_4$  і іншого — вгору з основного рівня  $3H_6$  також на верхній лазерний рівень  $3F_4$ . Таким чином, в цій схемі можливе досягнення квантової ефективності більше одиниці. У зв'язку з чим була отримана ефективність близько 63 %, а максимальна потужність на довжині хвилі 2040 нм з потужністю 225 Вт, при потужності накачування 500 Вт. Довжина активного волокна становила приблизно 5 м. Для охолодження застосовувався алюмінієвий циліндр діаметром приблизно 25 см, на якому розташувалося активне волокно, що охолоджується водою при кімнатній температурі, що протікає через мідні труби всередині циліндра. У волокні, яке використовувалося в лазері, при зміщенні накачування до 795 нм

поглинається близько 90 % випромінювання накачування, а квантова ефективність склала 1,84. Параметр якості  $M^2$  дорівнював 1,2.

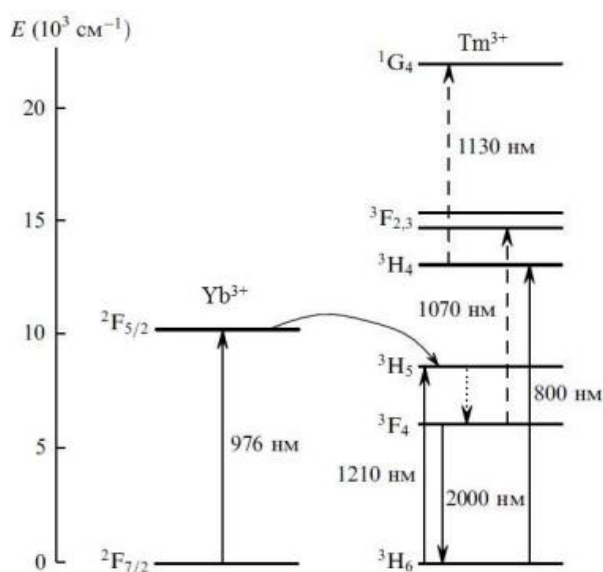


Рисунок 3.1 — Схема рівнів  $Tm^{3+}$  та  $Yb^{3+}$

Даний спосіб має такі переваги:

- реалізувана квантова ефективність більше 1 (теоретично 2);
- можливість отримання високих вихідних потужностей випромінювання з близьким до дифракційної якості пучка (300 Вт), так і у багатомодовому режимі (885 Вт);

— накачування здійснюється високопотужними лазерними діодами з довжиною хвилі приблизно 800 нм.

Недоліками даного способу є:

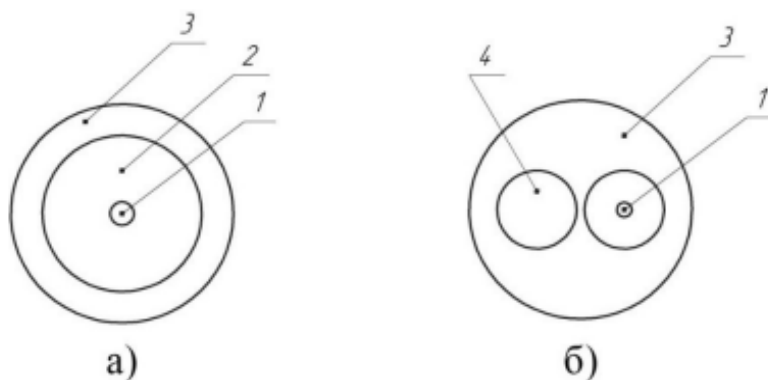
- можливість утворення центрів забарвлення;
- погана якість випромінювання надпотужних діодних лазерів накладає обмеження, на якому використовується волокно;

— досить сильне нагрівання волокна при генерації лазерного випромінювання;

— нелінійні ефекти при розповсюдженні монохроматичного потужного лазерного випромінювання по волокну (такі як 4-х хвильове змішання,

вимушене розсіювання).

Існує два основних види активних світловодів: світлопроводи з подвійною оболонкою і з багатоелементною першою оболонкою (БПО). Обидва види світловодів представлені на рис. 3.2 і показані такі елементи: 1 — легована серцевина, 2 — перша оболонка, 3 — друга оболонка, 4 — світловод накачування.



а) світловод з подвійною оболонкою;

б) БПО світловод.

Рисунок 3.2 — Основні види активних волоконних світловодів

Волокно з подвійною оболонкою може мати профіль першої оболонки різної форми, наприклад круглої, квадратної або прямокутної. Форма профілю впливає на коефіцієнт поглинання волокна, і в середньому у волокна з подвійною оболонкою коефіцієнт поглинання вище, ніж у світловода із загальною оболонкою. Зміни довжини резонатора сильно впливають на стабільність вихідних характеристик. При створенні волоконного лазера з підвищеною стабільністю вихідної потужності доцільно використовувати світловод з подвійною оболонкою, так як довжина резонатора і температурні зміни його довжини будуть істотно менше, ніж при використанні БПО світловода. Однак, існує проблема зварювання цього волокна з одномодовим

волокном, в якому нанесені бреггівські решітки.

Розроблений макет лазера на основі волокна, легованого одночасно іонами  $Yb^{3+}$  і  $Tm^{3+}$  представлений на рис. 3.3. Дана схема реалізована з використанням тільки волоконних компонентів, що дозволяє зменшити втрати випромінювання в резонаторі.

Якість зварних з'єднань активного волокна з одномодовими волокнами на пряму впливає на якість вихідного випромінювання, при великих втратах можливе сильне нагрівання місця зварювання і навіть їх руйнування. Зварювання волокон проводилася за сигналом, джерелом якого служила галогенова лампа, а приймачем — аналізатор оптичного спектру. Вибрався сигнал з довжиною хвилі  $\lambda \approx 1310$  нм, в області, де втрати в волокні мінімальні. Експериментальним шляхом знайдено найкращий режим зварювання активного волокна з одномодовим, при якому передбачувані втрати не перевищували 0,15 дБ. Перевірка втрат проводилася за допомогою рефлектометра, на якому був отриманий результат 0,3 дБ для двох зварювань.

Для реалізації лазера обраний світловод з квадратним профілем першої оболонки, легований одночасно і тербієм і тулієм. Такий тип оболонки дозволяє підвищити число проходів випромінювання накачування через серцевину волокна.

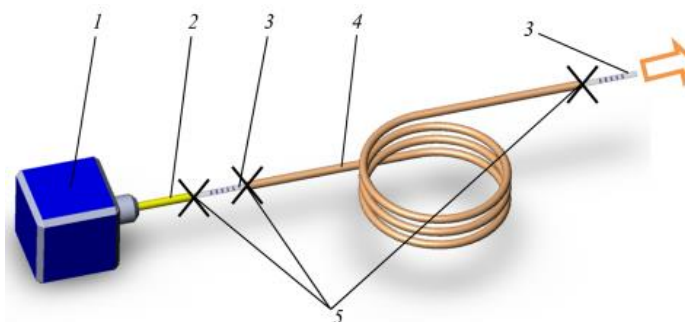


Рисунок 3.3 — Схема волоконного тулієвого лазера з підвищеною стабільністю вихідної потужності

До схеми входять такі елементи: 1 — блок діодів накачування,

2 — багатомодовий світловод для передачі випромінювання накачування, 3 — одномодове волокно з нанесеними бреггівськими ґратами з високим коефіцієнтом відображення (0,98) на довжині хвилі 1,95 мкм, 4 — активне волокно з подвійною оболонкою, 5 — місця зварювання волокон.

Результати дослідження поглинання цього волокна як по серцевині (рис. 3.4, а), так і по оболонці (рис. 3.4, б) показали, що для повного поглинання випромінювання накачування на довжині хвилі приблизно 920 нм необхідна довжина активного світловода близько 5 м, з поглинанням близько 2,9 дБ/м.

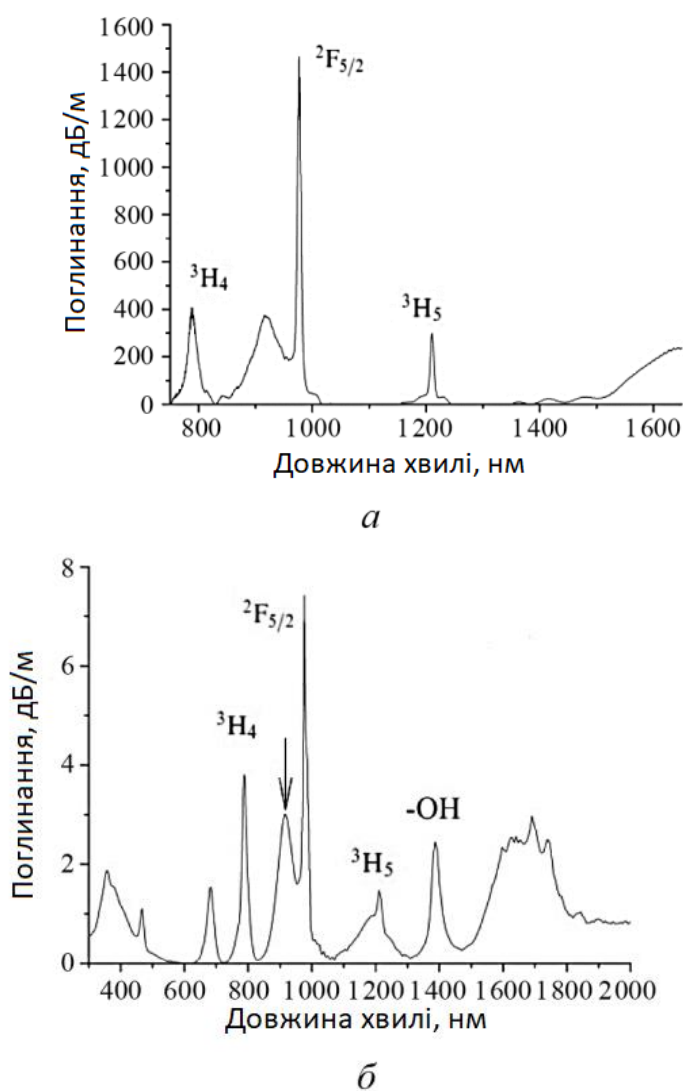


Рисунок 3.4 — Спектр поглинання волокна (стрілкою показана довжина хвилі накачування)

Таким чином, можливе створення волоконного лазера з підвищеною стабільністю вихідної потужності на основі активних волокон, легованих тулієм і ітербієм при накачуванні на довжині хвилі 920 нм. Вихідна потужність розробленого волоконного лазера склала 3,5 Вт в безперервному одномодовому режимі на довжині хвилі випромінювання 1,96 мкм зі спектральною шириною смуги 0,1—0,2 нм. Довготривала нестабільність вихідної потужності при усередненні 60 хв склала 0,1 %, що дозволяє використовувати даний лазер для накачування  $Cr^{2+}:ZnSe$ -лазера в квантових стандартах частоти нового покоління.

### 3.2 Накачування тулієвого мікрочіп-лазера

Схема мікрочіп-лазера представлена на рисунку 2.5.

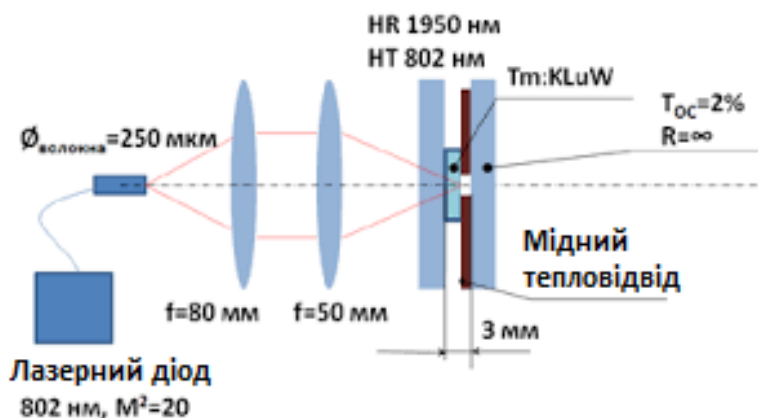


Рисунок 3.5 — Схема мікрочіп-лазера

Накачування здійснювалося лазерним діодом ( $M^2=20$ ) з довжиною хвилі 802 нм, що відповідає максимуму в спектрі поглинання (EINm) кристалу Tm:KLuW. Діаметр волокна лазерного діода — 250 мкм. Система фокусування випромінювання накачування, що складається з двох лінз, забезпечувала діаметр перетяжки в активному елементі 150 мкм. Кристал товщиною 0,5 мм був вирізаний вздовж осі оптичної індикатриси Ng. Лазерний елемент був закріплений на мідному тепловідвіді таким чином, що вхідне дзеркало

резонатора підводилося впритул до торця активного елементу. Між вихідним дзеркалом і активним елементом був повітряний зазор 2,5 мм. Лазер працював в безперервному режимі генерації. Пропускання вихідного дзеркала становило  $T = 2\%$ . Залежність вихідної потужності від падаючої потужності накачування показана на рис. 3.6. Максимальна вихідна потужність лазера склала 576 мВт [3]. На рис. 3.7 представлений спектр лазерної генерації при падаючій потужності накачування 1 Вт [17].

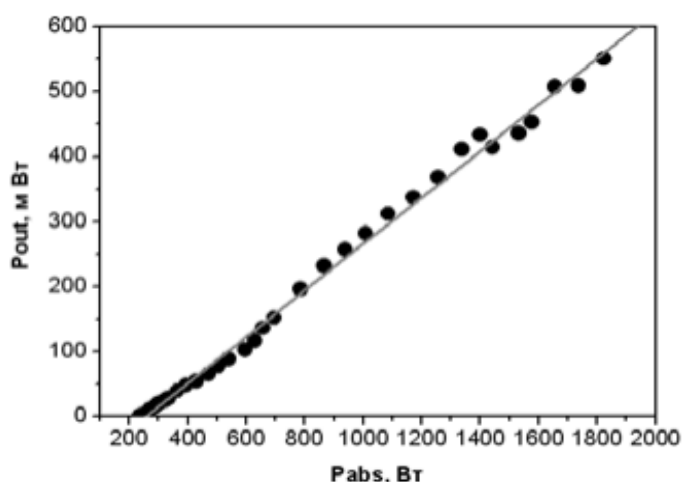


Рисунок 3.6 — Залежність вихідної потужності мікрочіпу  $T_m$  (13,2 ат %):  
KLuW лазера від поглиненої потужності накачування

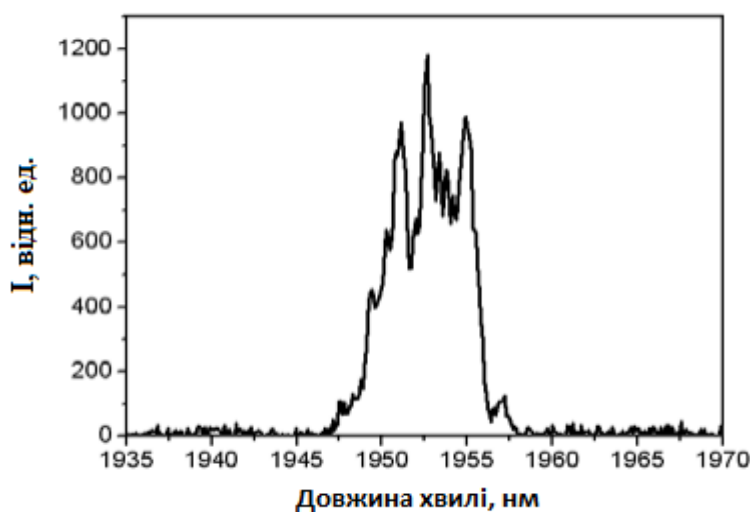


Рисунок 3.7 — Спектр генерації мікрочіп лазера при падаючій потужності  
накачування 1 Вт

На рис. 3.8 представлений спектр посилення для Nm-поляризації при відносній заселеності верхнього лазерного рівня 10,5 %. Пунктирною лінією показані втрати в резонаторі. Як видно з представлених даних, лазерна генерація виникала в області максимуму в спектрі посилення.

Поріг генерації лазера спостерігався при 292 мВт падаючої потужності накачування. У кристалі поглиналося приблизно 70 % падаючої потужності накачування. Диференційна ефективність по поглиненої потужності накачування становила 36 %. Лазер працював в режимі генерації  $TEM_{00}$  моди. Випромінювання, що генерується, було поляризоване вздовж оптичної індикатриси Nm.

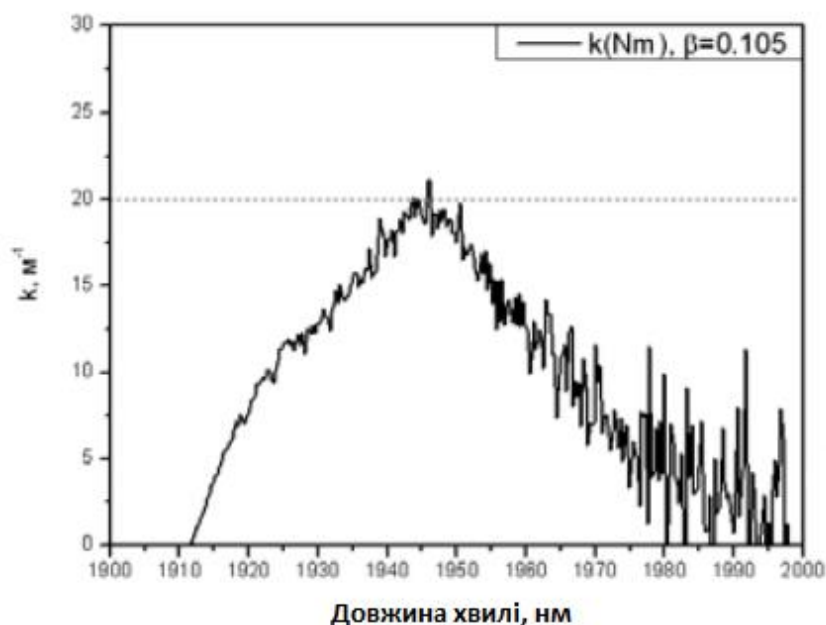


Рисунок 3.8 — Спектр посилення кристала Тм (13,2 ат %): KLuW для Nm поляризації, при відносній заселеності верхнього лазерного рівня 10,5 %

Таким чином, була отримана ефективна генерація на основі кристала Тм: KLuW в мікросхемній конфігурації з одіодним накачуванням. Порівняно висока концентрація іонів тулія (13,2 ат %). Дозволяється використовувати тонкий активний елемент і реалізувати ефективне охолодження кристала, як результат, знизити термооптичних напруг. Максимальна вихідна потужність лазера обмежувалася максимальною потужністю накачування.

### 3.3 Характеристика лазера, та його габаритні дані

З моменту створення перших лазерів почалися активні дослідження впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини і розробка методик лікування різного роду захворювань за допомогою лазерного випромінювання. Залежно від потужності лазерного випромінювання воно може призводити до нагрівання, коагулювання, випаровування або розрізання біотканини. Звідси можна перерахувати ряд переваг лазерних медичних інструментів в порівнянні з традиційними.

1. Висока температура забезпечує мінімально інвазивний рез завдяки коагуляції.
2. Висока температура стерилізує рани і знижує ризик зараження.
3. Мінімальний набряк ран, зменшуються післяопераційні наслідки.
4. Скорочується післяопераційний період і терміни лікування.

В даний час розроблено безліч методик лікування захворювань за допомогою лазерного випромінювання, які знайшли застосування в отоларингології, дерматокосметології, лікуванні судинних захворювань, кардіохірургії, ортопедії та травмоталогії, нейрохірургії, гінекології та проктології, хірургії, стоматології та ін. Характер впливу випромінювання на біологічні тканини також залежить від довжини хвилі. Поглинання випромінювання в біотканинах визначає глибину проникнення. Основними речовинами, що поглинають випромінювання в біотканинах є гемоглобін і вода. Так випромінювання в області від 0,94 мкм до 0,98 мкм набагато сильніше поглинається в крові ніж у воді і забезпечує оптимальне поєднання ріжучих і коагулюючих властивостей для хірургічних цілей. Випромінювання з довжиною хвилі 1,06 мкм часто використовується при об'ємному прогріванні тканин. Випромінювання в області 1,4 мкм—1,8 мкм істотно поглинається в воді, де відбуваються біофізичні процеси, відмінні при впливі випромінювання з довжиною хвилі 0,94 мкм—0,98 мкм. Основну роль при маніпуляції випромінюванням з довжиною хвилі 1,4 мкм—1,8 мкм грає нагрів води до

100 °C і подальше випаровування. Ще один пік поглинання в біотканинах лежить в області від 1,8 мкм до 2,1 мкм, який схожий з поглинанням випромінювання CO<sub>2</sub>-лазерів. Випромінювання зазначеної області спектра має гарні ріжучі властивості, малою зоною теплового пошкодження і хорошою коагуляцією. Волоконні лазери, леговані тулієм, можуть генерувати випромінювання з довжиною хвилі від 1900 нм до 2000 нм, що якраз відповідає піку поглинання в біотканинах. Лазери потужністю до 10 Вт досить давно використовуються в косметології, ЛОР-хірургії та стоматології. Лазери потужністю до 40 Вт успішно використовуються для остеоперфорації, в гінекології, проктології і судинній патології. Останнім часом стали використовуватися лазери з потужністю від 50 Вт до 20 Вт в урології для трансуретальної вапоризації простати. У багатьох роботах, присвячених тулієвим лазерам, використовуються волокна з високою концентрацією іонів тулія, що дозволяє максимізувати ефект крос релаксації, коли один поглинений фотон може підняти два іона тулія на верхній лазерний рівень. Таким чином, крос релаксація істотно підвищує квантову ефективність тулієвого лазера і використання накачування з довжиною хвилі в області 790 нм. Для створення ефективного тулієвого лазера було виготовлено активне тулієве волокно, яке забезпечує ефективність перетворення «світло в світло» близько 60 %, що відповідає параметрам світових виробників. Лазер виконаний на волокні з діаметром серцевини 10 мкм і числовою апертурою  $NA = 0,15$ . Діаметр оболонки становить 125 мкм з числовою апертурою  $NA = 0,46$ . Поглинання по оболонці на довжині хвилі 793 нм становить 3 дБ/м. Накачування активного волокна виконано з двох сторін резонатора за допомогою об'єднувачів накачування (Каплер) типу  $2 \times 1$  і  $(6 + 1) \times 1$ . Активне волокно погоджено з сигнальним волокном Каплера. В якості джерела накачування використовується чотири лазерних модуля накачування з волоконним виходом і максимальною потужністю 30 Вт. Резонатор утворений двома бреггівськими ґратами з центральною довжиною хвилі 1940 нм і шириною спектру відображення 0,5 нм. Лазер складається з декількох блоків, об'єднаних в

єдиному корпусі. Габаритні розміри лазера: 369,5 мм × 257 мм × 152 мм. Маса лазера 10 кг. Вивід лазерного випромінювання здійснюється через роз'єм SMA на задній панелі приладу, який може забезпечувати безстикове з'єднання з тим, що підключається оптоволоконним інструментом. На передній панелі лазера розташовані: екран, клавіатура і енкодер для введення параметрів, кнопка пуск, кнопка аварійної зупинки, ключ включення живлення і сигнальний діод включення живлення. На задній панелі закріплені вентилятори, гніздо живлення, розетка педалі включення. Забір повітря для охолодження внутрішнього обсягу здійснюється через прорізи в нижній кришці корпусу. Спектр випромінювання лазера може бути будь-яким з діапазону від 1900 нм до 2000 нм завдяки широкому спектру люмінесценції активного волокна. Потужність лазера склала 40 Вт. Створений лазер підтримує імпульсноперіодичний і безперервний режим роботи. Мінімальна тривалість імпульсу і паузи становить 10 мс. Таким чином, був створений тулієвий волоконний лазер для медицини, потужністю 40 Вт і довжиною хвилі 1940 нм. У 2018р. почалося проведення предклінічних випробувань лазера.

## ВИСНОВКИ

Метою атестаційної роботи було закріплення знань про фізичні процеси в тулієвому лазері, їх особливості, основні характеристики та використання в медицині, розробка пропозицій щодо підвищення ефективності систем квантової криптографії.

Для досягнення мети були вирішені наступні завдання.

Розглянуто питання створення перспективних волоконних джерел з підвищеною стабільністю вихідної потужності і систем вимірювання параметрів фотонно-кристалічних волокон (ФКВ). Розроблено метод підвищення стабільності вихідної потужності за рахунок використання широких ліній поглинання активного волокна. Представлені результати досліджень ліній поглинання активних волокон, легованих іонами тулія  $Tm^{3+}$ .

Отримані результати показують, що тулієва резекція en bloc за допомогою волоконного лазера «Уролаз» здійсненна, ефективна і безпечна в рамках лікування пацієнтів з РМП без інвазії в м'язовий шар і має ряд переваг перед ТУР, а саме відсутність обтураторних рефлексів, якісний матеріал для патоморфологічного дослідження (присутність клітин м'язового шару до 91,55 %), низьку частоту розвитку рецидивів.

**ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ**

1. Abushkin I.A. Laser technologies in treatment of degenerative-dystrophic bone diseases in children / , Abushkin I.A., Privalov I.A., Lappa A.V., Noskov N.V., Neizvestnykh E.A., Kotlyarov A.N., Shekunova Y.G // Proc. of SPIE. 2014. Vol. 8926. P. 89263Q1—89263Q11.
2. Методичні рекомендації та вимоги щодо оформлення пояснювальної записки атестаційної роботи / Гнатенко О.С., Чернишова Н.М., Крючков А.І. Харків: ХНУРЕ. 2018. 42 с.
3. Лазер среднего инфракрасного диапазона спектра для прецизионной хирургии / Серебряков В.А., Бойко Э.В., Калинин А.Г. // Оптический журнал. 2015. С. 3—13.
4. 1,55  $\mu\text{m}$  fiber laser with electronic controlled mode-locking / , Hnatenko O.S., Neofitnyy M.V., Machekhin Y.P., Zarytskyi V.I., Zhdanova Y.V. // Proceedings of the International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers, CAOL. 2019. P 276—279.
5. Use of the holmium—YAG laser in urology. Lasers Surg Med / , Johnson D., Cromeens D.E., Price R.E // 1992. P. 353—363.
6. J . Sayer, D.E Johnson, R.E Price, D.M Cromeens. Ureteral lithotripsy with the Holmium:YAG laser // Journal Clin Laser Med Surg. 1993. Vol. 11(2). P. 61— 65.
7. Teichman J.M., Vassar G.J., Bishoff J.T., Bellman G.C. Holmium:YAG Lithotripsy yields smaller fragments than lithoclast, pulsed dye laser or electrohydraulic lithotripsy // Journal Urol. 1998. Vol. 159(1). P. 17 — 23.
8. Fragments and Dust after Holmium Laser Lithotripsy with or without “Moses Technology”. How are they diferent? / Keller E.X. // Journal Biophotonics. 2018.
9. Kronenberg P., Traxer O. The truth about laser fber diameters // Journal of Urology. 2014. Vol. 84(6). P. 1301—1307.

10. Kronenberg P., Traxer O. Current assessment on holmium: yttrium-aluminum-garnet (Ho:YAG) laser lithotripter settings and laser fibers // *World Journal Urol.* 2015. Vol. 33(4). P. 463—469.
11. Emiliani E., Talso M., Haddad M., Poulighen C. The true ablation effect of Holmium YAG laser on soft tissue // *Journal Endourol.* 2018. Vol. 32(3). P. 230—235.
12. Gilling P.J., Cass C.B., Cresswell M.D., Fraundorfer M.R. Holmium laser resection of the prostate: preliminary results of a new method for the treatment of benign prostatic hyperplasia // *Journal Urology.* 1996. Vol. 47(1). P. 48—51.
13. Bach T., Muschter R., Sroka R., Gravas S. Laser treatment of benign prostatic obstruction: basics and physical differences // *Eur Urol.* 2012. Vol. 61(2). P. 317—325.
14. Sea J., Jonat L.M., Chew B.H., Qiu J. Optimal power settings for Holmium:YAG Lithotripsy // *Journal Urol.* 2012. Vol. 187(3). P. 914—919.
15. Temperature dependent spectroscopic properties of Tm<sup>3+</sup> in germanate, silica, and phosphate glasses: a comparative study / Turri G., Sudesh V., Richardson M., Bass M. // *Phys.* 2008. Vol. 103. P. 93—104.
16. Frith G. Mitigation of photodegradation in 790 nm-pumped Tm-doped fibers / , A. Carter, B. Samson, J. Faroni, K. Farley, K. Tankala, G. Town // *Proc. of SPIE.* 2010. Vol. 7580. P. 75800A1—75800A9.
17. 85 W Tm<sup>3+</sup>-doped silica fiber laser / D.G. Lancaster, S.D. Jackson Frith G // *Electronics letters.* 2005. Vol. 41. P. 22—23.