

Вінницький національний технічний університет
Факультет комп'ютерних систем і автоматики
Кафедра лазерної та оптикоелектронної техніки

Спеціальність 8.05100402 – Лазерна і оптоелектронна техніка

Пристрій для лазерної коагуляції тканин ока

Студент гр. ЛОТ-15 м – Лепілов В.С.

Керівник – к.т.н., доцент Тужанський С.Є.

Актуальність

На сьогодні одним з основних методів дослідження очного дна органу зору є офтальмоскопія. Вона дозволяє спостерігати кровотік у судинах, а також периферичну частину зорового аналізатора в передопераційній діагностиці і в післяопераційному спостереженні хворих з різною патологією склоподібного тіла і сітківки.

Для вирішення багатьох задач офтальмохірургії перспективним є використання лазерних коагуляторів у ближньому інфрачервоному діапазоні довжин хвиль, що пов'язано із максимальним пропусканням і мінімальним розсіюванням оптичними середовищами ока. В наш час випускається багато лазерних офтальмокоагуляторів для хірургії тканин ока, але більшість з них мають ряд недоліків – високу трудомісткість і час діагностики, високу вартість та великі габарити і масу системи. Тому розробка конкурентоспроможних лазерних засобів діагностики та хірургії очних захворювань є актуальною задачею сучасної медицини і техніки.

Мета і завдання дослідження: розширення функціональних можливостей лазерної коагуляції і терапії сітківки ока за рахунок вибіркового спектрального поглинання ендогенних хромофорів сітківки (меланін, гемоглобін) при використанні офтальмокоагулятора із оптимізованим мультихвильовим лазерним випромінювачем.

Об'єкт дослідження: процес взаємодії лазерного випромінювання із тканинами сітківки ока.

Предмет дослідження: метод і засіб мультихвильової офтальмокоагуляції і терапії сітківки, моделі взаємодії лазерного випромінювання із тканинами сітківки ока.

Методи дослідження. У процесі роботи застосовувалися: теорія оптики біотканин; теорія офтальмологічних приладів і систем; лазерні технології в медицині; комп'ютерне моделювання для аналізу та перевірки достовірності отриманих теоретичних положень.

Наукова новизна: дістав подальшого розвитку метод мультихвильової офтальмокоагуляції і терапії сітківки ока, який полягає у вибірковій фотокоагуляції і лікуванні патологій сітківки на довжині хвилі залежно від спектрального поглинання випромінювання цільовим хромофором патологічної тканини (при мінімізації поглинання іншими хромофорами), що дозволяє впровадити індивідуальний підхід із зменшенням побічних ефектів при лікуванні.

Практичне значення одержаних результатів полягає в тому, що на основі отриманих теоретичних положень розроблено конструкцію лазерного офтальмокоагулятора, зокрема:

- Удосконалено структурну схему системи лазерної офтальмокоагуляції і терапії сітківки ока, яка використовує мультихвильовий лазерний випромінювач ($\lambda_1=810$ нм і $\lambda_2=532$ нм), що враховує можливість як вибіркового, так і комбінованого опромінення патологій сітківки;
- Удосконалено конструкцію оптичного блоку мультихвильового лазерного випромінювача та його узгодження із стереоскопічним мікроскопом та щілинною лампою для візуального контролю процесів фотокоагуляції та лікування патологій сітківки.

Достовірність теоретичних положень магістерської кваліфікаційної роботи підтверджується строгістю постановки задач, коректним застосуванням фізичних моделей і математичних методів під час доведення наукових положень, строгим виведенням аналітичних співвідношень, порівнянням результатів, отриманих за допомогою розроблених у роботі методів, з відомими, та збіжністю результатів математичного моделювання з результатами, що отримані під час впровадження розроблених програмних засобів із відомими теоретичними підходами.

Особистий внесок здобувача. Всі основні результати магістерської кваліфікаційної роботи отримано особисто.

Апробація результатів магістерської кваліфікаційної роботи. Основні положення й результати досліджень доповідалися на XLV Науково-технічній конференції факультету комп'ютерних систем та автоматики (м. Вінниця, 2016).

Публікації. За тематикою дослідження опубліковано тези з XLV Науково-технічної конференції факультету комп'ютерних систем та автоматики (м. Вінниця, 2016).

Основні технічні характеристики установки:

Довжина хвилі мультихвильового лазера – 532 і 810 нм;

Вихідна потужність – 50-1000 мВт;

Розміри робочого поля – 50*50мм

Діаметр пучка – 2 мм

Швидкість позиціонування – 5000мм/сек

Пілотний лазер – червоний діодний лазер

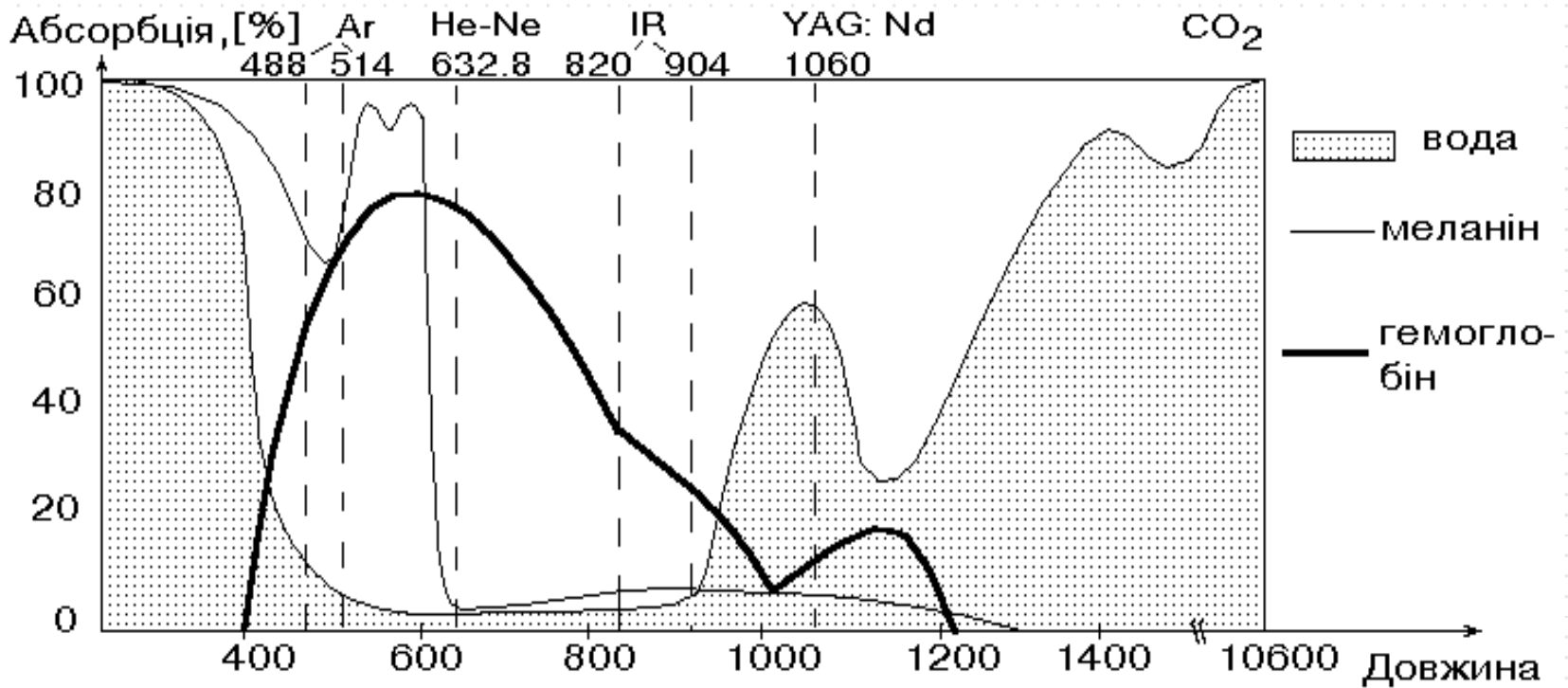
Частота імпульсів – 0,1 Гц...1000Гц

Частота імпульса – 0,01-1 сек

Живлення – 380В/220В (50Гц)/10А

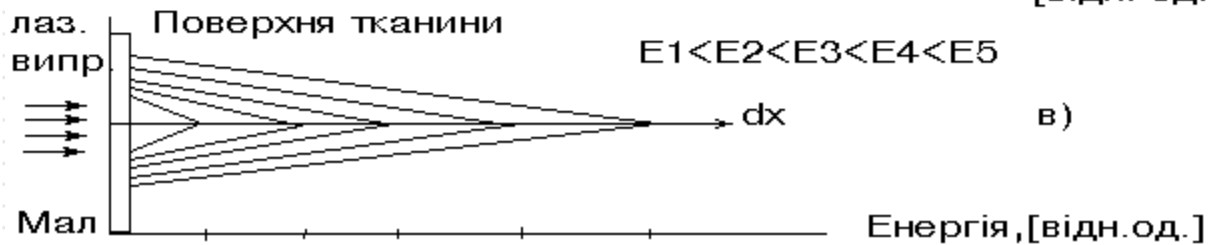
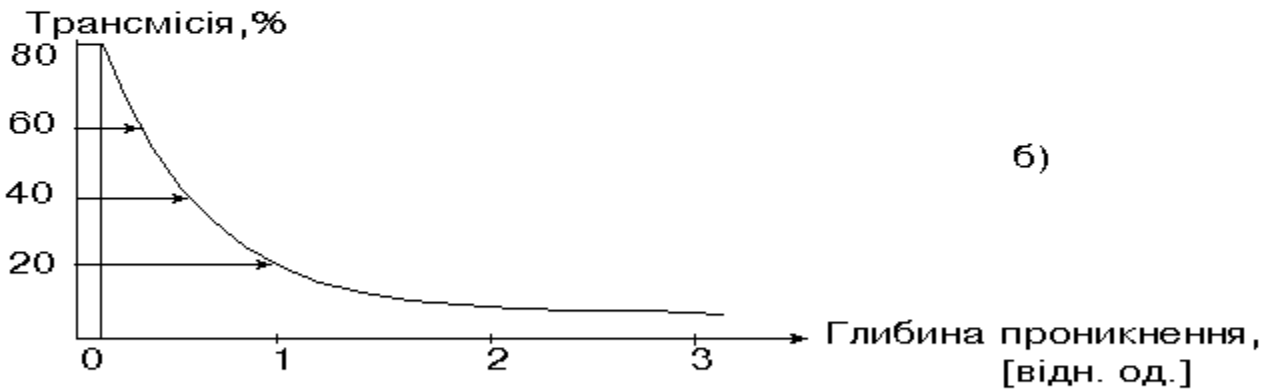
Споживана потужність – 5кВт

Біофізичний механізм дії лазерного випромінювання на тканину



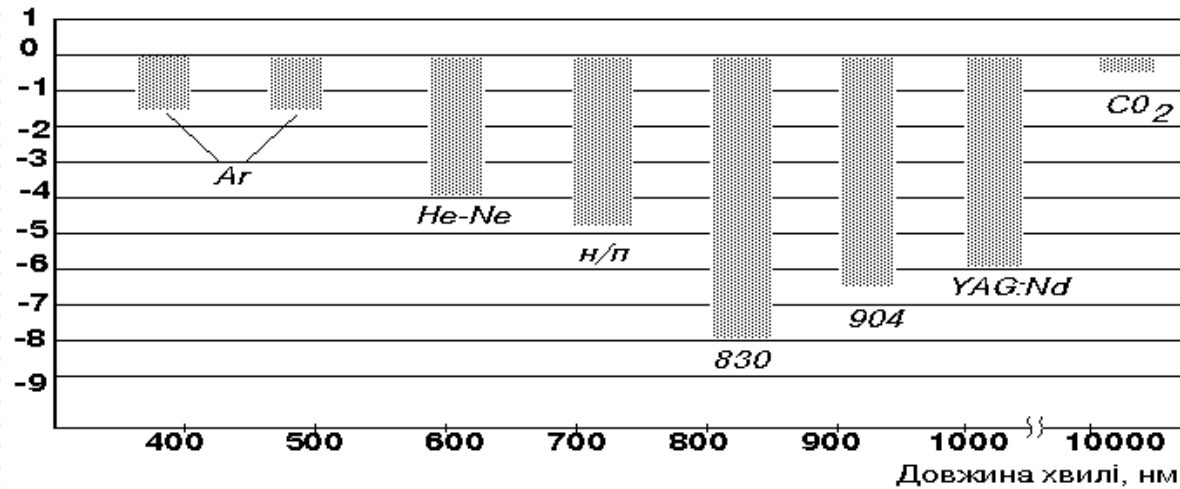
Абсорбція випромінювання в типових фотоакцепторних тканинах

Ілюстрація процесів проникнення в біотканину



Біофізичні основи офтальмоскопії

Відносне проникнення



Залежність проникнення лазерного випромінювання від довжини хвилі

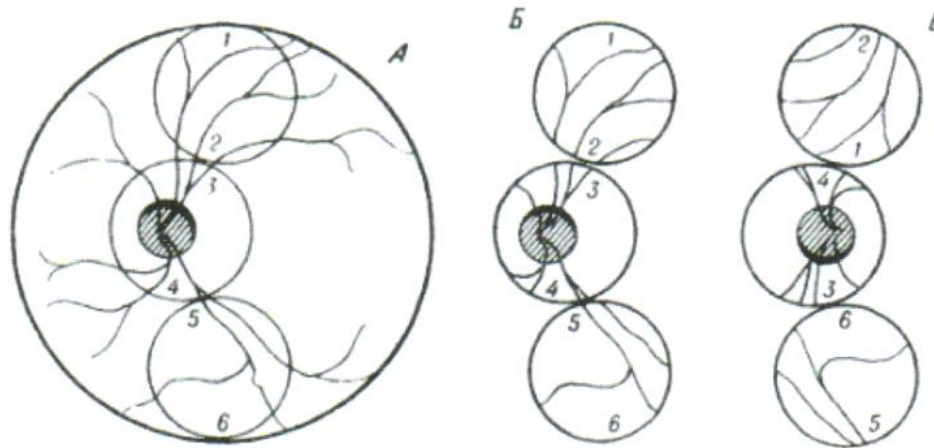
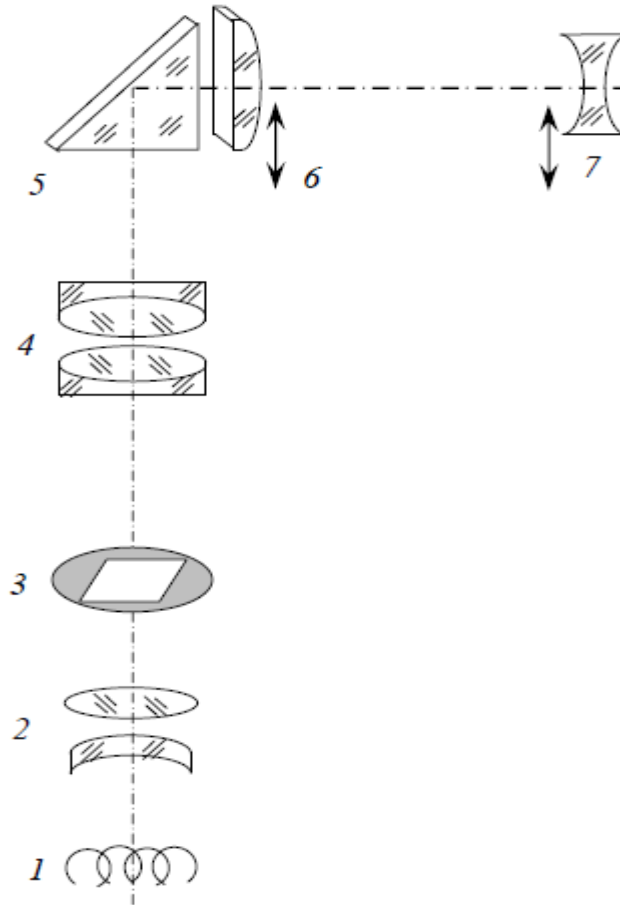


Схема очного дна (А), офтальмоскопічної картини в прямому (Б) і в зворотньому вигляді

(В)

Офтальмологічні системи візуалізації



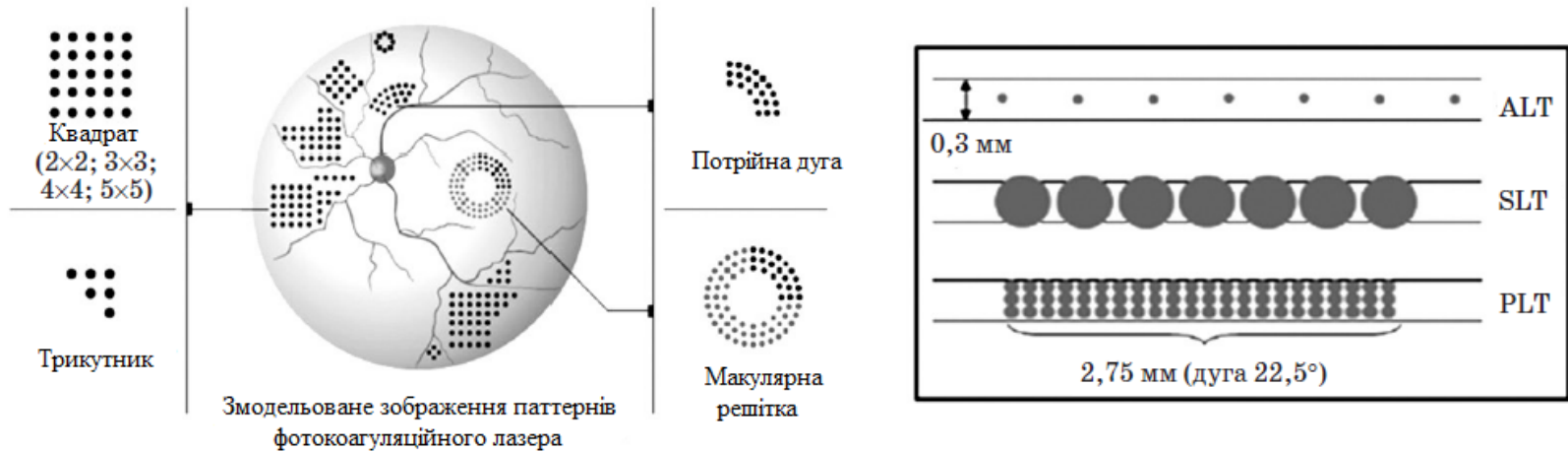
Принцип дії освітлювача щілинної лампи:

1 - нитка лампи розжарювання; 2 - конденсор; 3 - діафрагма; 4 - об'єктив; 5 - призма; 6 - циліндрична лінза; 7 - офтальмоскопічна лінза

Порівняння характеристик лазерних офтальмокоагуляторів

Технічні характеристики	Тип лазера	Довжина хвилі	Потужність	Тривалість імпульса	Частота
Лазерний фотокоагулятор LC-300G	діодний твердотіл. лазер Nd:YVO4-KTP	532 нм	50 – 1000 мВт	0,02 – 3 сек	–
Лазерний офтальмокоагул. ЛАХТА-МИЛОН	–	810 нм	0,1 – 3 Вт	0,01сек	50 – 60 Гц
Лазерний фотокоагулятор NOVUS VARIA	твердотіл. з діодною накачкою	532 нм, 561 нм, 659 нм	50 мВт– 1500мВт, 50 мВт– 600мВт, 50 мВт– 600мВт	0,01 – 3 сек	50 – 60 Гц
Лазерний офтальмокоагул. EllexIntegreDuo	твердотіл. з діодною накачкою	532 нм, 670 нм	50 – 1500 мВт	0,01 – 4 сек	до 10 Гц
Лазерний офтальмокоагул. Classic G	твердотіл. з діодною накачкою	532 нм	3 Вт	0,02– 7,5 сек	до 10 Гц
Лазерний офтальмокоагул. СМ-2000 НІЖ-ТЕРМО	твердотіл. з діодною накачкою	810 нм	100 – 1200 мВт	0,1– 2 сек	6 Гц 11

Метод лазерної коагуляції

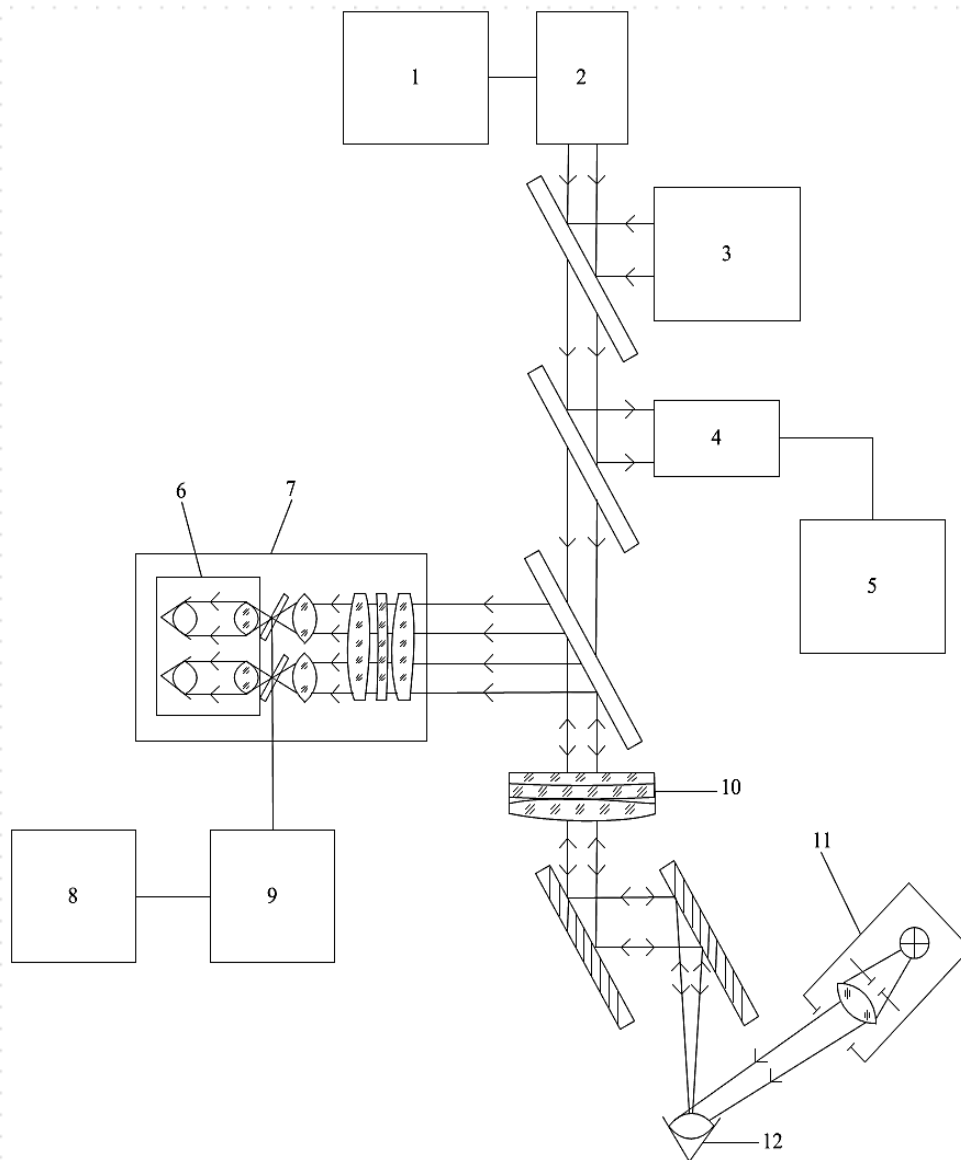


a

б

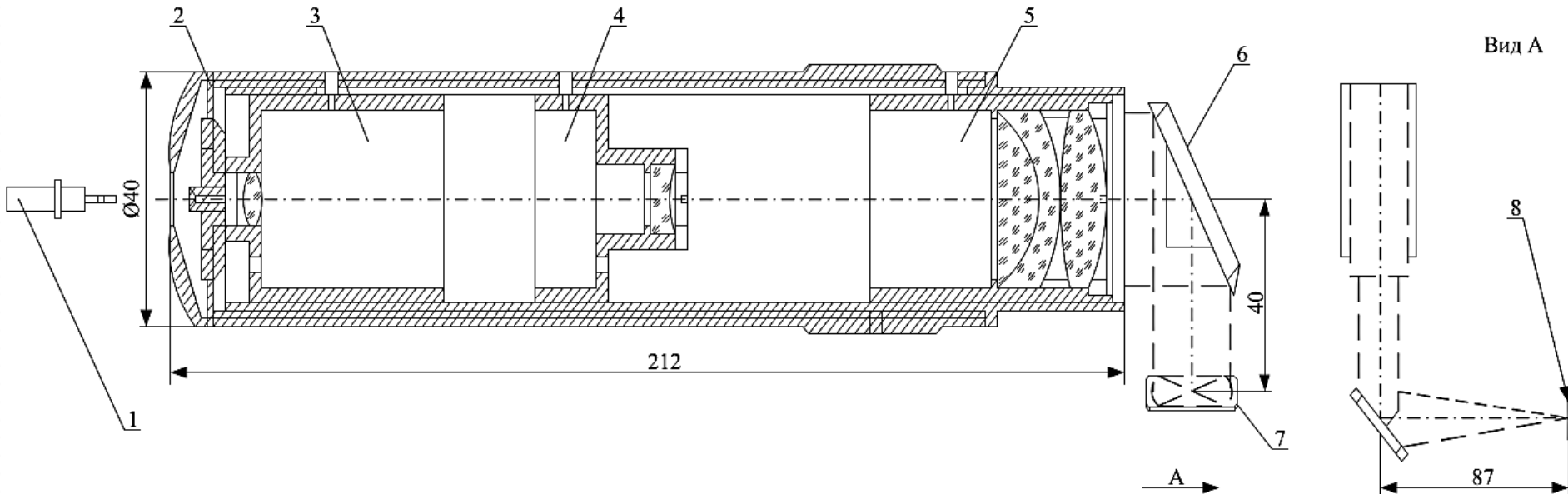
Лазерні паттерни при лазерній коагуляції сітківки (а). Відносні розміри лазерних плям при ЛТП і їх розташування на трабекулярній мережі (б) для різних методів лазерної трабекулопластики – аргонова (ALT), селективна (SLT) і паттерн (PLT)

Структурна схема системи лазерного коагулятора для офтальмології



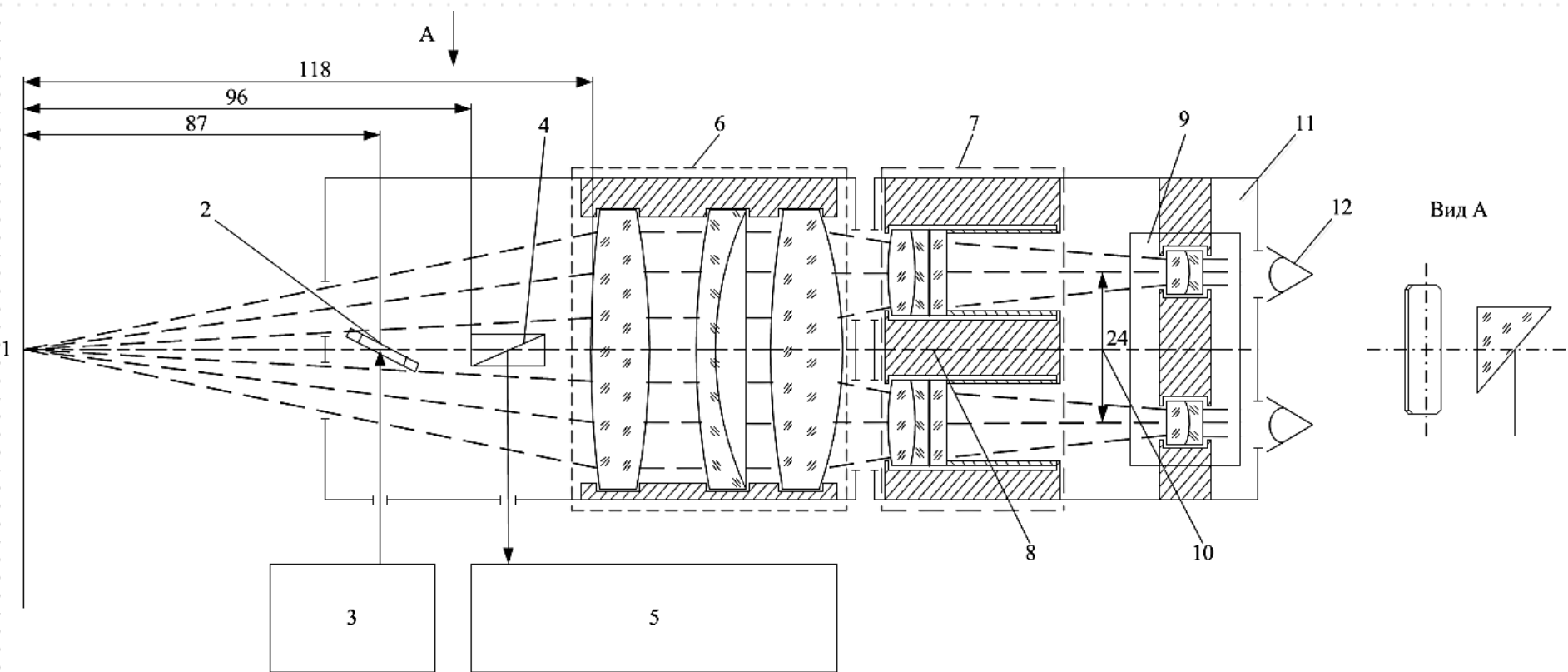
- 1 – блок живлення,
- 2 – лазер,
- 3 - пілотний лазер,
- 4 – фотодіод зворотнього зв'язку,
- 5 – блок управління,
- 6 – бінокляр,
- 7 – щілинна лампа,
- 8 – спеціальний монітор,
- 9 – блок візуалізації,
- 10 – фокусна система,
- 11 – освітлювач щілинної лампи,
- 12 - око

Оптичний блок лазерного випромінювача



1. Вузол введення від лазерного випромінювача
2. Вузол введення
- 3–5. Лінзи апохроматичної панкратичної системи
- 6–7. Поворотні дзеркала (дихроїчне дзеркало 6 встановлюється за призмою освітлювача щілинної лампи)
8. Площина зображення

Вузол узгодження лазера, стереоскопічного мікроскопа і освітлювача щілинної лампи



- | | |
|---|---|
| 1. Площина зображення цілі | 7. Телескоп зі змінним збільшенням стереомікроскопа |
| 2. Дихроїчне дзеркало скануючої системи | 8. Тіньова зона |
| 3. Лазер | 9. Бінокуляр |
| 4. Призма освітлювача щілинної лампи | 10. Стереобаза |
| 5. Освітлювач щілинної лампи | 11. Стереоскопічний мікроскоп |
| 6. Вхідний об'єктив | 12. Око |

Розрахунок характеристик офтальмокоагулятора

Основні оптичні і теплові характеристики ока при товщині зразка склеру ока 1 мм

Параметри	Значення	
	Довжина хвилі $\lambda = 532$ нм	Довжина хвилі $\lambda = 810$ нм
Відбиття R	0,4	0,5
Пропускання T	0,75	0,4
Поглинання, см^{-1}	3	2
Розсіювання, см^{-1}	60	40
Радіус плями лазерного випромін., мкм	25	120
Щільність, $\text{г}/\text{см}^2$	1	
Теплоємність, Дж/(кг·град)	3700	
Температуропровідність, $\text{см}^2/\text{с}$	0,01	
Теплопровідність, Вт/(м·град)	0,5	
Фотодинамічна реакція (коагуляція тканин ока), $^{\circ}\text{C}$	60 – 100	

Залежність температури T від часу нагріву тканини t

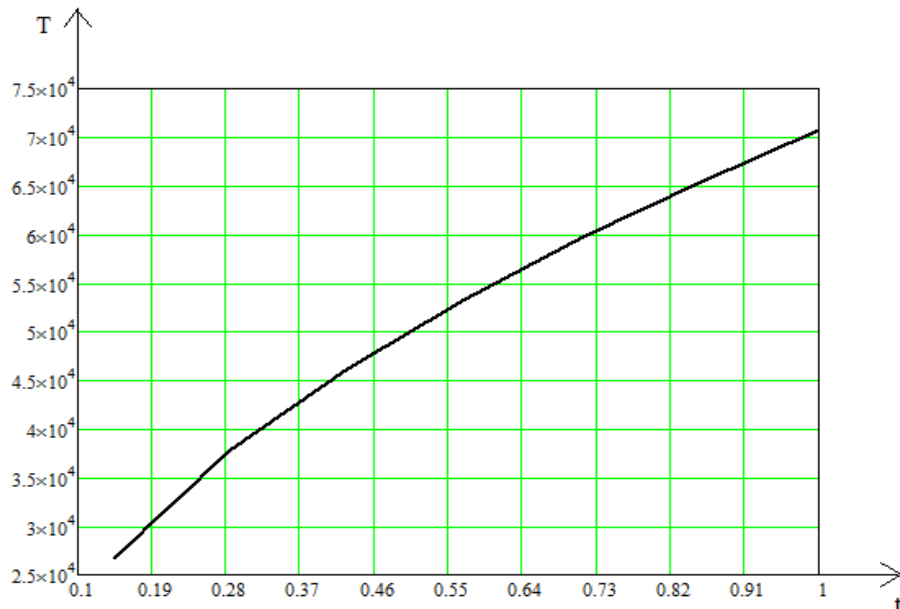
Рівняння теплопровідності

$$T(x, t) = \frac{2Aq_0\sqrt{at}}{\kappa} \operatorname{ierfc}\left(\frac{x}{2\sqrt{at}}\right),$$

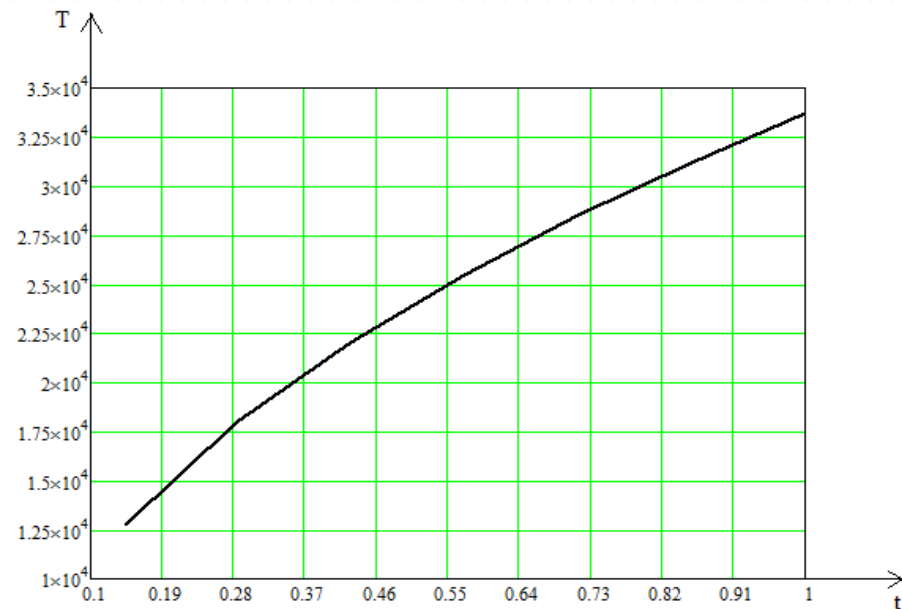
де ρ, c, κ – теплофізичні коефіцієнти (щільність, теплоємність і теплопровідність),
 q_0 – щільність потужності об'ємного джерела тепла, A – коефіцієнт пропускання,

$$\operatorname{erfc}(u) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_u^{\infty} \exp(-\xi^2) d\xi$$

та $\operatorname{ierfc}(u) = \int_u^{\infty} \operatorname{erfc}(\xi) d\xi = \frac{1}{\sqrt{\pi}} e^{-u^2} - u \cdot \operatorname{erfc}(u)$ – додаткова функція інтегралу ймовірності і інтегралу від неї.



при $\lambda = 532$ нм



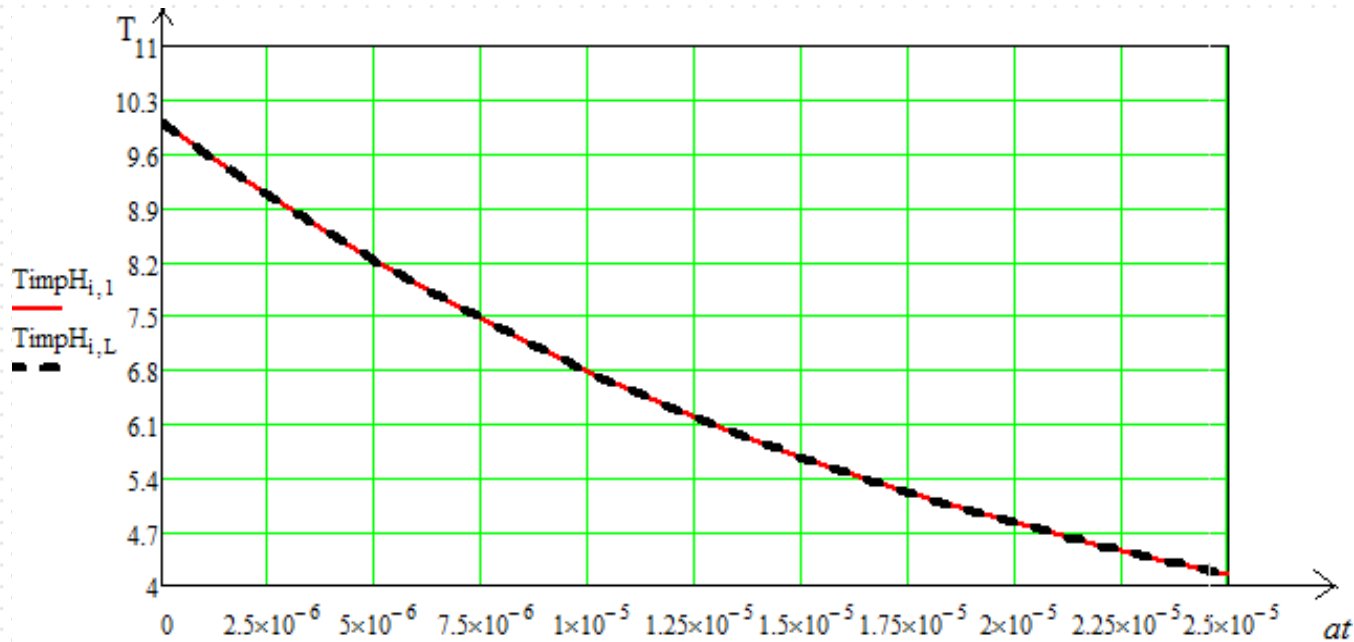
при $\lambda = 810$ нм

Розподіл температури вглиб ока

Для об'ємного поглинання ($\sqrt{at} \ll \delta$) справедлива формула

$$T(x, t) = \frac{Aq_0\alpha t}{\rho c} \exp(-\alpha x).$$

де ρ, c, κ – теплофізичні коефіцієнти (щільність, теплоємність і теплопровідність),
 q_0 – щільність потужності об'ємного джерела тепла,
 c – теплоємність, A – коефіцієнт пропускання.



при $\lambda = 532$ нм

Розподіл температури вглиб ока

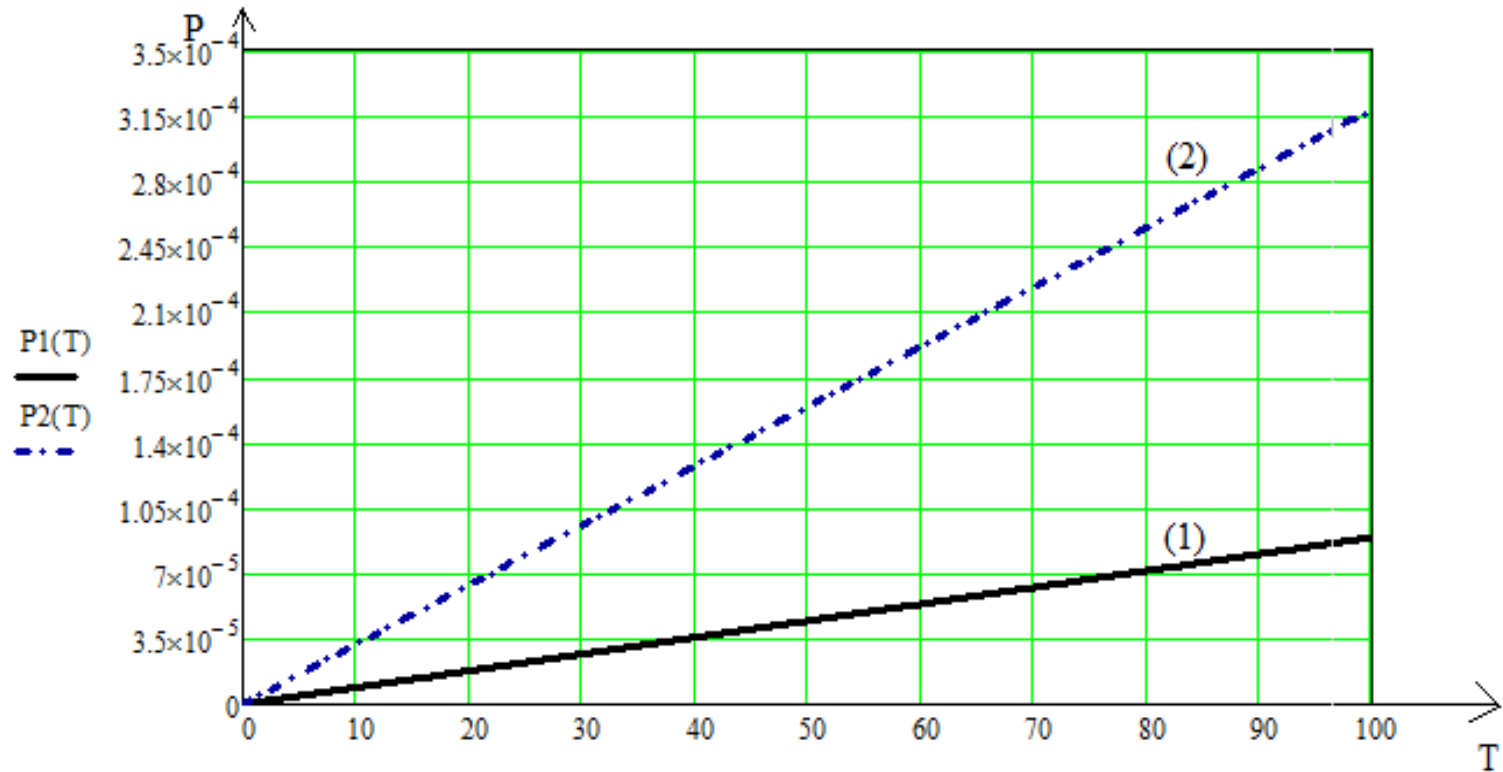


при $\lambda = 810$ нм

Залежність температури T лазера від потужності P

Для гострого фокусування ($r_s \ll \sqrt{at}$) при досягненні мінімальної плями $r_s \simeq \lambda$ (де λ - довжина хвилі випромінювання) легко отримати оціночну формулу,

$$P \simeq \pi \frac{\kappa T \lambda}{A}$$



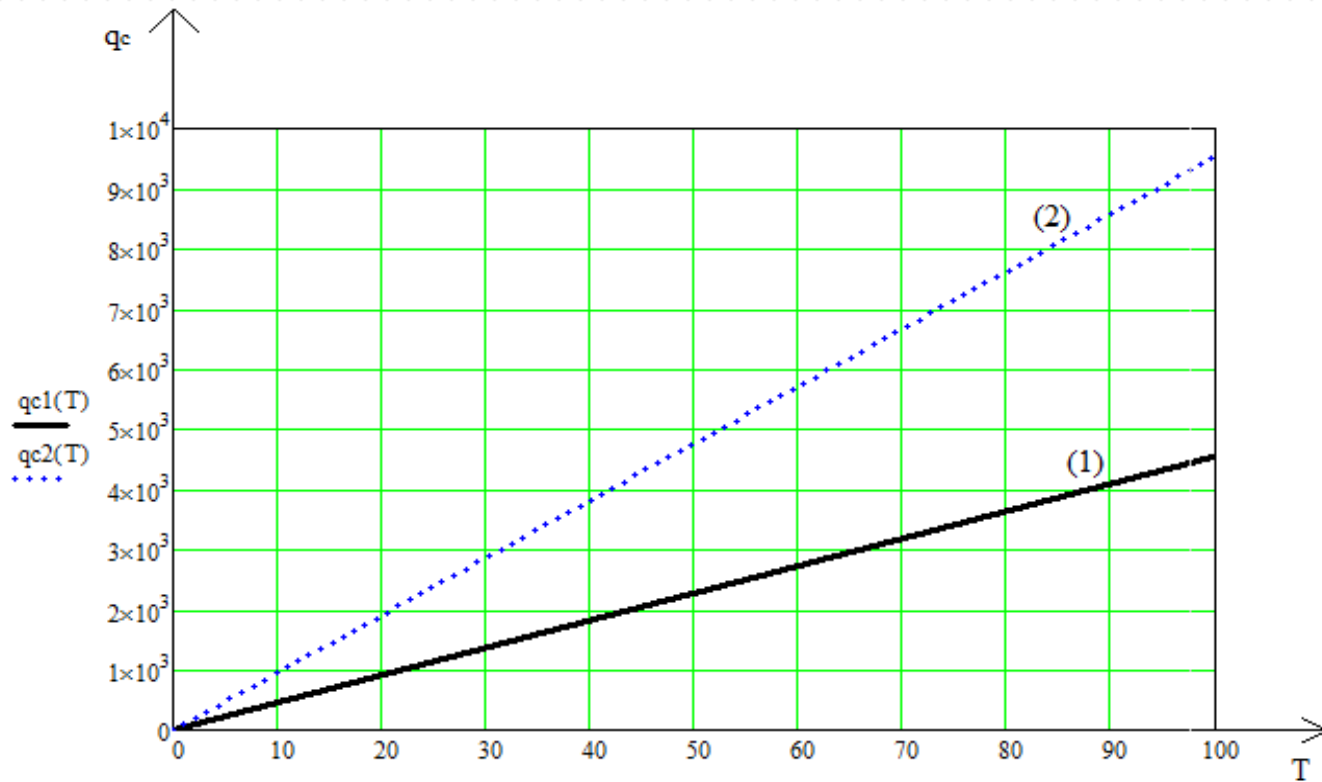
(1) – при довжині хвилі $\lambda = 532$ нм, (2) – при довжині хвилі $\lambda = 810$ нм

Залежність температури T від інтенсивності q_c

Інтенсивність q_c визначаємо з формули:

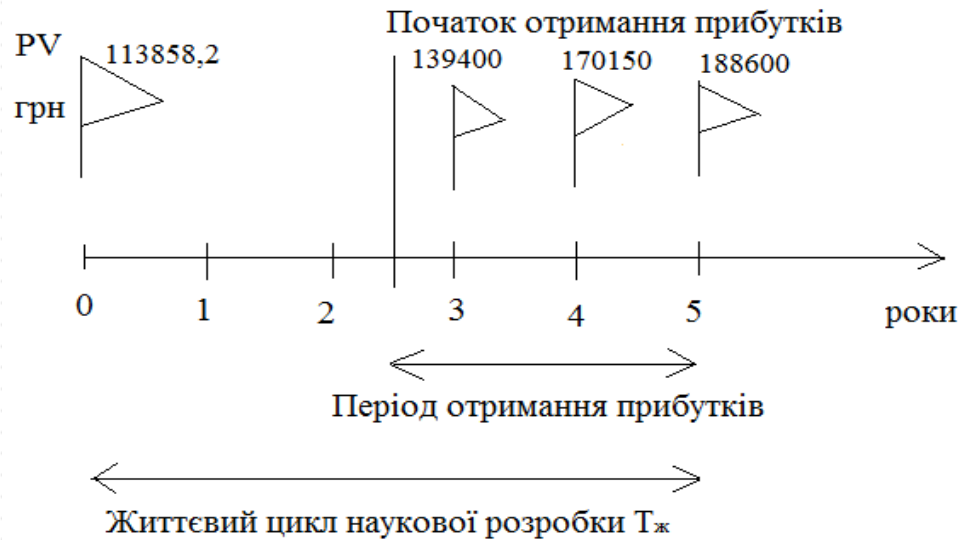
$$q_c = \frac{\sqrt{\pi}}{2} \frac{T_{m\kappa}}{A\sqrt{a\tau_i}},$$

де τ_i – тривалість лазерного імпульса.



(1) – при довжині хвилі $\lambda = 532$ нм, (2) – при довжині хвилі $\lambda = 810$ нм

Економічна частина



Вісь часу з фіксацією платежів, що мають місце під час розробки та впровадження результатів НДДКР

Загальних витрат на виконання та впровадження НДДКР, здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{В_{заг}}{\beta},$$

де $В_{заг}$ – загальні витрати,

β – коефіцієнт, який характеризує етап виконання НДДКР.

Прогнозовані витрати на виконання та впровадження результатів даної роботи складатимуть 113858,2 грн.

Економічна частина

Абсолютна ефективність вкладених інвестицій E_{abc} . Для нього є формула:

$$E_{abc} = (ПП - PV),$$

де ПП – приведена вартість всіх чистих прибутків від реалізації результатів розробки, грн;

PV – теперішня вартість інвестицій.

Абсолютна ефективність вкладених інвестицій E_{abc} складає 307341,8 грн.

Тому $E_{abc} > 0$, то вкладання коштів на виконання та впровадження результатів НДДКР може бути доцільним.

Відносна ефективність вкладених в наукову розробку інвестиції E_B . Для цього використовую:

$$E_B = \sqrt[T_{ж}]{1 + \frac{E_{abc}}{PV}} - 1,$$

де E_{abc} – абсолютна ефективність вкладених інвестицій, грн.;

PV – теперішня вартість інвестицій;

$T_{ж}$ – життєвий цикл наукової розробки, роки.

Відносна ефективність вкладених в наукову розробку інвестиції E_B складає 29,9%. А оскільки мінімальна (бар'єрна) ставка дисконтування $\tau_{мін}$ складає 27%, то $E_B > \tau_{мін}$, то інвестор може бути зацікавлений у фінансуванні даної наукової розробки.

ВИСНОВКИ

В ході виконання магістерської кваліфікаційної роботи було розглянуто та проведено аналітичний огляд механізмів біофізичної дії лазерного випромінювання на біотканини та тканини ока. Проведено аналіз біофізичних основ офтальмоскопії, а також оптичних засобів і систем візуалізації хвороб очного дна та їх особливостей. Здійснено порівняльний аналіз сучасних лазерних офтальмокоагуляторів.

Представлено варіант покращеної схеми системи лазерного коагулятора для офтальмохірургії на основі потужного діодного напівпровідникового лазера, з бінокулярним стереоскопічним мікроскопом, який узгоджений із щілинною лампою офтальмоскопічної системи для оперативної візуалізації зображення ока в процесі безпосередньої діагностики та зручності хірургічних маніпуляцій. Розроблено оптичні схеми блоків узгодження лазерного випромінювача із щілинною лампою і стереоскопічним мікроскопом, проаналізовано їх роботу. Також проведено розрахунок і моделювання параметрів критичної інтенсивності і температури лазерного випромінювання, які необхідні для отримання відповідних фототермічних ефектів на тканинах ока.

На основі розрахунків гранично допустимих рівнів лазерного опромінення для очей і шкіри (біологічні ефекти першого і другого роду) проведено розрахунок класу небезпеки лазерного випромінювача. Було здійснено оцінювання безпеки роботи пристрою в умовах дії іонізуючих та електромагнітних випромінювань.

Проведено оцінювання комерційного потенціалу розробки із визначенням витрат на виконання науково-дослідної роботи та прогнозування комерційних ефектів від реалізації розробки.

Дякую за увагу!