

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
Приладобудівний факультет
кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва
приладів**

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

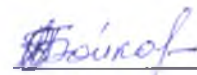
 **Наталія СТЕЛЬМАХ**

«09» червня 2025 р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Комп'ютерно-інтегровані
системи та технології в приладобудуванні»
спеціальності: 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані
технології»
на тему: «Автоматизований модуль коагуляції крові хірургічного
комплексу»**

Виконав:

студент IV курсу, групи ПБ-311
Бойко Олексій Миколайович

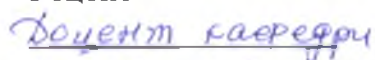


Керівник:

Доцент, к.т.н., ст.наук.сп.

Клочко Тетяна Реджинальдівна

Рецензент:

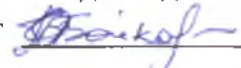


АСНХ, к.т.н.

Олександр Муравйов



Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент 

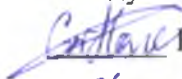
Київ – 2025 рік

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Приладобудівний факультету

Кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій виробництва приладів
Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)
Спеціальність – 151 «Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології»
Освітньо-професійна програма «Комп'ютерно-інтегровані системи та технології в приладобудуванні»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

 **Наталія СТЕЛЬМАХ**
«06» квітня 2025 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Бойка Олексія Миколайовича

1. Тема проєкту «Автоматизований модуль коагуляції крові хірургічного комплексу», керівник проєкту Ключко Тетяна Реджинальдівна, к.т.н., ст.наук.сп., доцент кафедри виробництва приладів, затверджені наказом по університету від «26» травня 2025 р. № 1765-С.
2. Термін подання студентом проєкту «10» червня 2025 року.
3. Вихідні дані до проєкту: довжина хвилі випромінювання лазера – інфрачервоний діапазон, габарити модулю, не більше 500×500×200 мм, діаметр пучка випромінювання не більше ~500 мкм, вага модулю не більше 9,5 кг, живлення 220 В, 50/60 Гц.
4. Зміст пояснювальної записки:
 1. Вступ: 1.1. Визначити актуальність розробки автоматизованого модуля коагуляції крові хірургічного комплексу, 1.2. Огляд існуючих рішень.
 2. Описати робочий простір медичного обладнання: 2.1. Визначити габаритні розміри робочої зони опромінення, 2.2. Описати обмеження за потужністю. 2.3. Описати наявне обладнання та системи керування.
 3. Обґрунтувати технічні характеристики модуля коагуляції:
 - 3.1. Обґрунтувати геометричні параметри (розміри, форма, тип поверхні), 3.2. Обґрунтувати вагу модулю. 3.3. Обґрунтувати вимоги до точності позиціонування потоку випромінювання на поверхні об'єкта.
 4. Теоретична частина: 4.1. Обґрунтувати методи та алгоритми керування позиціонування потоку випромінювання на поверхні об'єкта, 4.2. Створити аналітичні моделі для розрахунку густини потоку випромінювання на поверхні

об'єкта, 4.3. Визначити характеристики та устрій модулю контролю для визначення положення випромінювання на поверхні об'єкта, 4.4. Обґрунтувати аналітичні моделі роботи модулю коагуляції для хірургічного комплексу.

5. Конструкторська частина: 5.1. Розробити функціональну блок-схему автоматизованого модулю, 5.2. Вибрати засоби переміщення випромінювання в робочому просторі, 5.3. Обґрунтувати компоновку модулю в робочому просторі хірургічного комплексу, 5.4. Розробити конструкцію автоматизованого модулю, 5.5. Провести розрахунки потужності критичних вузлів модулю.

6. Система керування модулем: 6.1. Розробити структуру системи керування, 6.2. Запропонувати схему інтеграції з системою хірургічного комплексу, 6.3. Розробити програмне забезпечення модуля, 6.4. Розробити алгоритми роботи модулю.

7. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо):

Функціональна схема модулю, Принципова схема електрична, Схема сенсорної системи автоматизованого модулю, Кресленик загального вигляду автоматизованого модулю, Складальний кресленик модулю, Загальний вигляд закріплення модулю в складі комплексу, Деталювання модулю, Блок-схеми алгоритмів дії автоматизованого пристрою, Презентація проєкту.

8. Дата видачі завдання «25» травня 2025 р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Опис конструкції модуля в складі комплексу	15.04.2025	
2	Обґрунтувати геометричні параметри і інші характеристики модуля	20.04.2025	
3	Обґрунтувати методи та алгоритми позиціонування потоку випромінювання на поверхні об'єкта	05.05.2025	
4	Описати математичні моделі для розрахунку траєкторій	10.05.2025	
5	Описати розроблений модуль в складі комплексу	15.05.2025	
6	Провести розрахунки критичних вузлів	20.05.2025	
7	Розробити структуру системи керування	23.05.2025	
8	Розробити алгоритми роботи модулю в складі комплексу	25.05.2025	
9	Оформлення пояснювальної записки та креслеників	27.05.2025	
10	Підготовка презентації	01.06.2025	

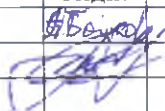
Студент

Олексій БОЙКО

Керівник

Тетяна КЛОЧКО

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка		
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2			
2	A4	ДПБ. ПБ-з11.01.1720.01 ПЗ	Пояснювальна записка	75			
3	A3	ДПБ. ПБ-з11. 01.1720.001 СхС	Модуль коагулятора. Схема структурно-функціональна	1			
4	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 Сх	Модуль коагулятора. Схема принципова	1			
5	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 СхЕ	Модуль коагулятора. Схема електрична	1			
	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 СхО	Маніпулятор-коагулятор. Схема оптична	1			
6	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001СК	Корпус коагулятора. Складальний кресленик	1			
7	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001	Верхня кришка корпусу	1			
8	A3	ДПБ.ПБ-01. 01.1720.01.002	Нижня кришка корпусу	1			
9	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.02.000 СК	Оптоволоконний маніпулятор	1			
10	A3	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001. СхІ	Компоненти коагулятора. Схема ілюстративна	1			
				ДПБ.ПБ-з11.11.1702.000			
		ПБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Бойко О.М.				Лист	Листів	
Керівн.	Клочко Т. Р.				1	1	
Консульт.					Відомість дипломного проєкту		ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського ПБ-з11
Н/контр.							
Зав.каф.	Стельмах Н.В.						

Анотація

В дипломному проєкті представлено розроблений автоматизований модуль коагуляції крові для роботизованого комплексу, призначеного для проведення хірургічних операцій.

Проєкт складається з двох розділів, що містять огляд та аналіз сучасних технічних рішень з створення автоматизованих модулів коагуляції крові, вибір напрямку дослідження, а також опис розробки і проєктування модуля коагуляції в складі автоматизованого комплексу.

Матеріал викладено на 72 сторінках основного текста, які містять 33 рисунків, 6 таблиць, 20 джерел літератури, Додаток А.

У першому розділі розглянуто анатомічні особливості впливу фізичних явищ на кровоносні судин з метою коагуляції крові під час проведення хірургічних операцій, класифікацію методів їх візуалізації, аналіз існуючих рішень та роботизованих систем хірургії. На основі проведених досліджень було запропоновано основний устрій автоматизованого модуля в складі хірургічних комплексів. Також проведено розробку оптоволоконного маніпулятора до коагулятора, та відповідні розрахунки.

У другому розділі виконано проєктування 3D моделі корпусу автоматизованого модуля коагуляції, розробку структурно-функціональних та принципових схем роботи, аналіз конструкції автоматизованого модуля коагуляції.

У додатках наведено документацію креслеників модуля коагуляції.

Annotation

The diploma project presents the developed automated blood coagulation module for a robotic complex designed for performing surgical operations.

The project consists of two sections, containing a review and analysis of modern technical solutions for creating automated blood coagulation modules, the choice of research direction, and a description of the development and design of a coagulation module as part of an automated complex.

The material is presented on 72 pages of main text, which contain 33 figures, 6 tables, 20 sources of literature.

The first section considers the anatomical features of the influence of physical phenomena on blood vessels for the purpose of blood coagulation during surgical operations, the classification of methods for their visualization, the analysis of existing solutions and robotic surgery systems. Based on the research conducted, the basic structure of an automated module as part of surgical complexes was proposed. The development of a fiber optic manipulator for the coagulator and the corresponding calculations were also carried out.

The second section includes the design of a 3D model of the housing of the automated coagulation module, the development of structural and functional and principle diagrams of operation, and the analysis of the design of the automated coagulation module.

The appendices provide documentation of the coagulation module drawings.

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Автоматизований модуль коагуляції
крові хірургічного комплексу»**

ЗМІСТ

Анотація	5
Abstract	6
Конструкторський розділ	10
Вступ	11
РОЗДІЛ 1 Обґрунтування та засади розробки автоматизованого коагулятора крові для застосування в хірургічних комплексах	
1.1 Біохімічні аспекти процесу коагуляції крові	12
1.2 Методи коагуляції крові в сучасній медицині	16
1.3 Біомедичні процеси взаємодії випромінювання лазера з біологічними тканинами	20
1.3.1 Процеси розсіювання та поглинання лазерного випромінювання в біологічній тканині	20
1.3.2 Молекулярне поглинання лазерного випромінювання	23
1.3.3 Флуоресценція та фосфоресценція в біологічній тканині	23
1.3.4 Поперечне розсіювання світла	24
1.4 Огляд існуючих технічних рішень щодо модулів коагуляції крові	26
1.4.1 Електрохірургічні апарати (електрокоагулятори)	26
1.5 Вибір напрямку розробки	41
Висновки до розділу 1	42
РОЗДІЛ 2 Розробка автоматизованого модулю коагуляції крові в складі хірургічного комплексу	
2.1 Загальні засади застосування автоматизованого хірургічного комплексу	43
2.2 Розробка структурно-функціональної схеми автоматизованої системи модулю коагуляції крові	50

2.3 Розробка та розрахунок електричних схем модулю	54
2.3.1 Розрахунок температурного коефіцієнта	55
2.4 Алгоритми роботи автоматизованого модулю в складі хірургічного комплексу	59
2.5 Опис конструктивних особливостей автоматизованого модуля коагуляції крові	60
2.6 Опис технології виготовлення корпусних деталей модуля	62
Висновки до розділу 2	68
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ	69
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ	70
Додаток А Графічні матеріали	72

Конструкторський розділ

Вступ

Сучасні медичні заклади, зокрема ті, що виконують хірургічні, дослідницькі операції, лікування апаратними засобами, мають бути оснащені автоматизованим обладнанням. Таким обладнанням досягається мета покращення якості проведення маніпуляцій, точності пошуку робочого простору, забезпечення режимів впливу. Подібне обладнання може бути застосовано в хірургічних автоматизованих комплексах.

Метою застосування такого хірургічного комплексу є оптимізація роботи хірургічної бригади, створення стерильного середовища при проведенні операції, мінімізація ускладнень та післяопераційних інфекцій. Це є актуальним, особливо при проведенні хірургічних операцій, що потребують великих розмірів розрізів біологічних тканин, що відповідно супроводжуються кровотечею, стан якої потрібно відстежувати під час операції. Для вчасного зупину кровотечі та запобігання критичних ситуацій при проведенні хірургічних операцій використовують коагулятори крові. Зокрема такими є лазерні модулі.

Коагулятор крові, що працює на основі впливу лазерного випромінювання на біологічні тканини, — це медичний апарат, який використовує енергію лазера для зупинки кровотечі шляхом коагуляції (зсідання) тканин. Така технологія широко використовується в хірургії, стоматології тощо. Тому необхідно визначити основні аспекти впливу фізичних процесів на біологічні тканини живого об'єкту під час проведенні операцій, що потребують інвазивного втручання в організм, навіть, якщо ці маніпуляції є малоінвазивними. Іноді в таких випадках неочікувана реакція організму на хірургічне втручання може мати наслідки несподіваної кровотечі. Саме для запобігання подібним ситуаціям запропоновано вводити в склад роботизованих хірургічних комплексів автоматизований модуль коагуляції крові.

РОЗДІЛ 1

ОБГРУНТУВАННЯ ТА ЗАСАДИ РОЗРОБКИ АВТОМАТИЗОВАНОГО КОАГУЛЯТОРА КРОВІ ДЛЯ ЗАСТОСУВАННЯ В ХІРУРГІЧНИХ КОМПЛЕКСАХ

В цьому розділі надано основні засади впливу фізичними полями здебільшого потужного оптичного випромінювання, на біологічні тканини. Мета цього дослідження – визначити основні аспекти взаємодії випромінювання та крові живого організму, які утворюються під час проведення хірургічних втручань незалежно від обсягів пошкодження біологічних тканин. Ці засади є основою обґрунтування принципів створення автоматизованої системи хірургії для різних типів операцій.

1.1 Біохімічні аспекти процесу коагуляції крові

Коагуляція, або згортання, є процесом, під час якого кров переходить з рідкого стану в густену, утворюючи тромб. Це сприяє гемостазу, тобто зупинці кровотечі на пошкодженій ділянці чи судини, та подальшому відновленню. Процес коагуляції починається майже одразу після пошкодження ендотелію. Вплив крові на субендотеліальний простір запускає два процеси: зміни в тромбоцитах і експозицію фактора субендотеліальної тканини, що в кінцевому результаті призводить до утворення зшитого фібрину. Тромбоцити негайно формують пробку на місці пошкодження, що називається первинним гемостазом [1 - 3]. Одночасно відбувається вторинний гемостаз: додаткові фактори коагуляції (рис.1.1) реагують у каскаді, утворюючи нитки фібрину, які зміцнюють тромбоцитарну пробку, місце розташування якої являє собою неабияку проблему для ранньої діагностики тромбозу при загальному огляді пацієнта [4].



Рис. 1.1 Коагуляція крові.

Розрізняють дві основні стадії коагуляції:

- Перша стадія — прихована коагуляція. На цій стадії частинки крові починають збільшуватись у розмірах через процес агрегації, але ще зберігають свою седиментаційну стійкість, тобто не осідають.
- Друга стадія — явна коагуляція. Частинки крові втрачають свою седиментаційну стійкість, що призводить до їх осідання. Якщо щільність частинок вища за щільність плазми, вони утворюють осад, який відіграє важливу роль у формуванні тромбу.

Вплив температури може спричинити різний ступінь пошкодження в залежності від часу опромінення, як показано на схемі рис. 1.2. При температурі нижче 50 °С термічне пошкодження включає в себе нагрівання і гіпертермію, а здорової тканини) до 45 °С з подальшим некрозом самої тканини. При температурі від 50° до 100° С відбувається денатурація біомолекул та їх агрегатів (білків, колагену, ліпідів, гемоглобіну) або незворотна коагуляція білків. Високе нагрівання спричиняє незворотну деформацію цих структур і втрату білкової функції. Денатурований клітинний матеріал поглинається організмом і заміщується рубцевою тканиною. Ці процеси фото коагуляції використовуються, наприклад, в хірургії ока для зменшення відшарувань сітківки, а також в

дерматології для лікування судинних уражень за допомогою безперервного аргонного лазера ($\lambda = 488$ і $514,5$ нм).

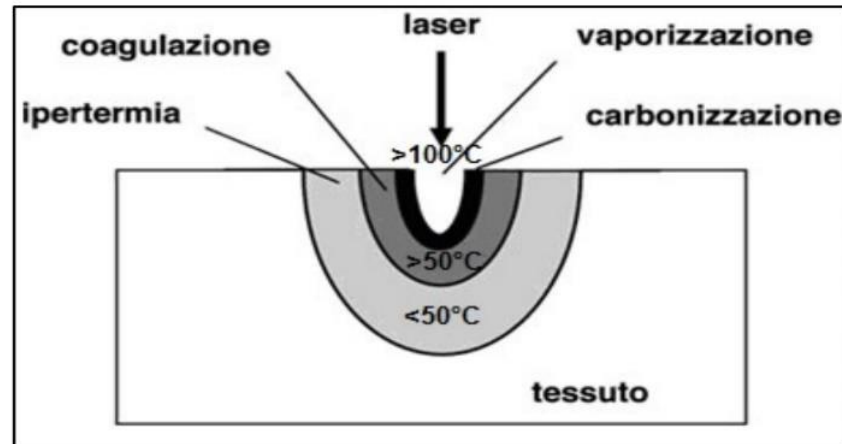


Рис. 1.2 Схема теплової взаємодії в біологічній тканині для різних температур.

Коли температура тканини досягає близько $100\text{ }^{\circ}\text{C}$, вода, що становить більшу частину м'яких тканин, випаровується, зневоднюючи тканину. Коли вода, що міститься в тканині, повністю випаровується, температура тканини різко підвищується приблизно до $300\text{ }^{\circ}\text{C}$ і тканина згорає. У цьому випадку випаровування разом з карбонізацією призводить до розкладання складових тканини. Існує можливість контролювати підвищення температури, обмежуючи тим самим пошкодження заданої мішені та мінімізуючи поширення тепла на сусідні тканини.

Рекомендована ширина різь тканини при хірургічній операції:

- Мікрохірургія (нейро, око) – $0.1\text{--}0.5$ мм;
- Загальна хірургія (шлунок, печінка) – $1\text{--}3$ мм;
- Грубі тканини (шкіра, о 3мм'яз) – $3\text{--}5$ мм;
- Коагуляція судин – до 3 мм (для локальної термокоагуляції).

Час впливу на окрайку розрізу для ефективної коагуляції крові:

- Мінімальний час впливу - 0.5–1 с (малокровні тканини);
- Оптимальний час впливу - 1–3 с (помірна кровоточивість);
- Максимальний час (ризик некрозу) - 4–5 с (високий ризик пошкодження).

Конкретні значення залежать від: типу апарату (електро/лазер/УЗ), товщини судин, типу тканини, режиму роботи (монополярний/біполярний).

Отже, користуючись відомими параметрами щодо коагуляції крові, можна зробити висновки, які покладені в основу створення апаратів коагуляції крові, що призначені для застосування при хірургічних маніпуляціях різної важкості.

1.2 Методи коагуляції крові в сучасній медицині

Коагуляція тканин є важливим медичним процесом, який застосовується для зупинки кровотечі, обробки ран та під час хірургічних операцій. Він має суто біологічні засади взаємодії фізичних полів з середовищами живого організму. Тому існують додаткові методи (рис. 1.3) пришвидшення коагуляції у сучасній медицині такі як:

- Електрокоагуляція: Використовує високочастотний електричний струм для створення тепла, що коагулює тканини. Цей метод характеризується швидкістю, ефективністю та можливістю контролювати глибину проникнення, однак потребує спеціального обладнання і досвіду, а також може викликати опіки навколишніх тканин.

- Лазерна коагуляція: Застосовує інтенсивне світло (лазерний промінь) для нагрівання і коагуляції тканин. Цей метод забезпечує високу точність, мінімальну інвазивність та зменшення ризику інфекції, проте відзначається високою вартістю обладнання і потребує спеціального навчання персоналу.

- Термічна коагуляція: Передбачає використання прямого нагрівання, наприклад, гарячих металевих інструментів, для коагуляції тканин. Метод простий у використанні і не потребує складного обладнання, але може спричинити неконтрольоване пошкодження навколишніх тканин і ризик інфекції.

- Хімічна коагуляція: Використовує хімічні речовини (коагулянти), які спричиняють згортання білків у тканинах. Цей метод дозволяє застосовувати його у важкодоступних місцях, але може викликати алергічні реакції і вимагає точного дозування.

- Ультразвукова коагуляція: Використовує високочастотні звукові хвилі для коагуляції тканин. Метод забезпечує мінімальну травматизацію та

можливість використання в делікатних областях, але вимагає високої вартості обладнання і спеціального навчання.

- Механічна коагуляція: Передбачає використання фізичних методів, таких як накладання лігатур або кліпс, для зупинки кровотечі. Вона проста і ефективна у певних ситуаціях, але не завжди можлива в складних анатомічних умовах.

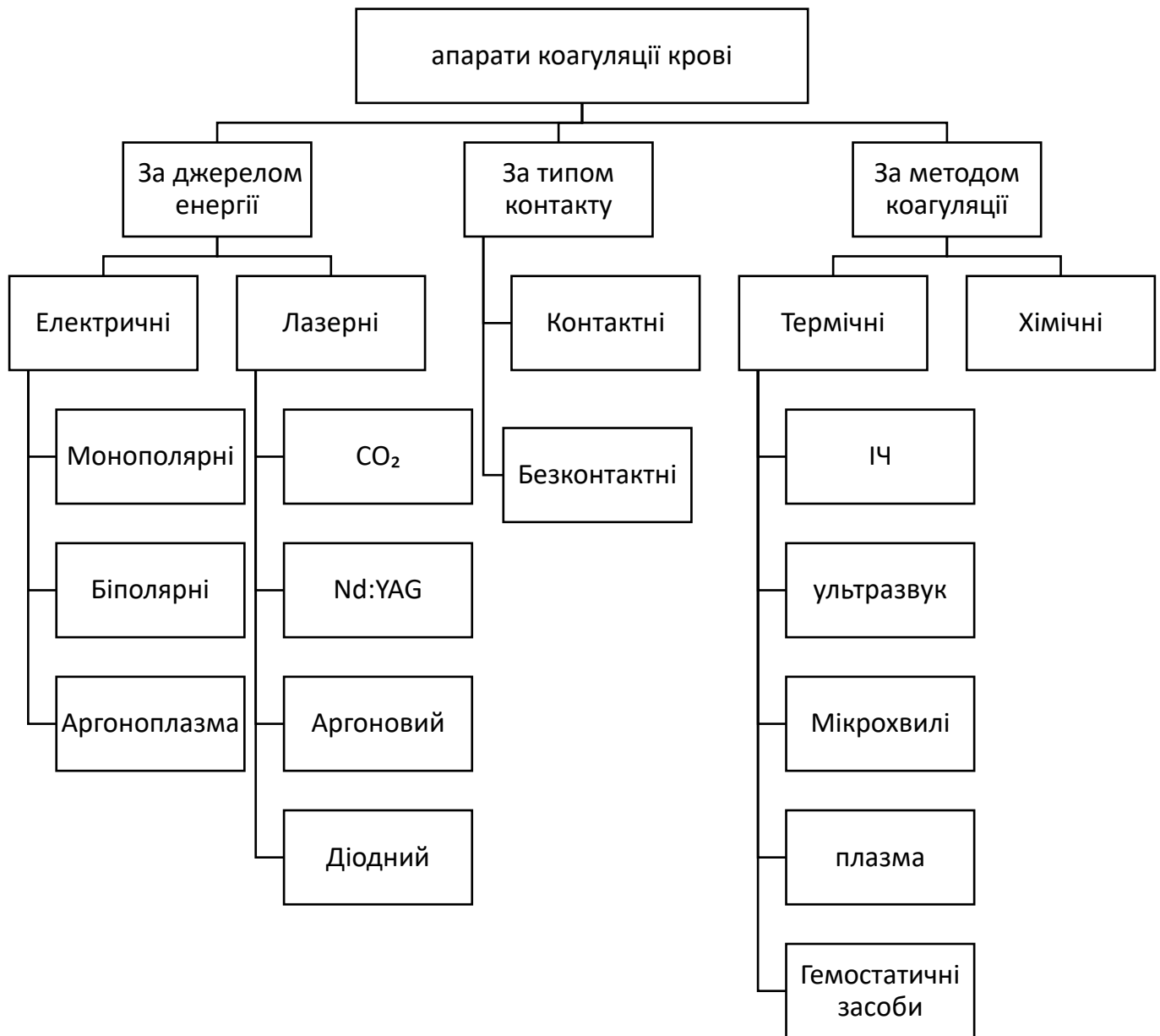


Рис. 1.3 Класифікація апаратів коагуляції крові

З даної схеми можна зробити висновок, що автоматизовані системи коагуляції крові поділяються на:

- За джерелом енергії:

- Електричні:

- Монополярні;
- Біполярні;
- Аргоноплазма.

- Лазерні:

- CO₂;
- Nd:YAG;
- Аргоновий;
- Діодний.

- За типом контакту:

- Контактні;
- Безконтактні.

- За методом коагуляції:

- Термічні:

- Теплове випромінення в інфрачервоному (ІЧ) діапазоні;
- Ультразвук;
- Мікрохвилі;
- Плазма;
- Гемостатичні засоби.

- Хімічні.

Режими лазерної коагуляції крові з орієнтовними параметрами для досягнення коагуляційного ефекту в біологічних тканинах:

- Температура тканини: 60–100 °С — діапазон температур для коагуляції білків плазми та клітин; Вище 100 °С — може виникнути карбонізація або некроз.

- Площа впливу: 0.01 – 10 мм² — для локальної мікрокоагуляції (наприклад, капілярів або дрібних судин); >10 мм² — для обробки більших судин або тканин (наприклад, в хірургічних застосуваннях).

- Густина потужності лазерного випромінення (Power Density / Irradiance): 10² – 10⁴ Вт/см² — для коагуляційного ефекту при імпульсних або безперервних режимах. Для безпечної коагуляції без карбонізації часто використовується: 100 – 1000 Вт/см² — при безперервному випромінюванні; до 10⁴ Вт/см² — при коротких імпульсах (наносекунди — мікросекунди).

- Час експозиції (тривалість обробки): 0.1 – 5 с. — для точкової коагуляції (наприклад, у стоматології, дерматології, офтальмології); до 10 с. — для ширших ділянок тканини або глибших ефектів. Для імпульсних лазерів: експозиція може бути у межах мілі- або мікросекунд в залежності від задачі (особливо в судинній хірургії).

Узагальнена таблиця режимів лазерної коагуляції (табл.1.1):

Таблиця 1.1

Параметр	Орієнтовне значення
Температура тканини	60–100 °С
Площа впливу	0.01 – 10 мм ² (залежно від задачі)
Густина потужності випромінення	100 – 10 000 Вт/см ²
Час експозиції	0.1 – 5 сек (або імпульси мкс-нс тривалості)

1.3 Біомедичні процеси взаємодії випромінення лазера з біологічними тканинами

Сьогодні лазери широко використовуються в біології та медицині, і більшість медичних центрів і лікарень застосовують сучасні лазерні системи для діагностики та лікування.

Дослідники визначили різноманітні медичні застосування для різних типів лазерів у хірургії та інших медичних процедурах [5, 6, 7]. Медичні лазери можна класифікувати за напрямками: діагностика та терапія. Основна відмінність між цими застосуваннями — тип взаємодії лазера з тканинами. У діагностиці прагнуть використати неінвазивний метод для вивчення поведінки тканин без пошкоджень. У терапії, зокрема хірургії, лазер використовується як скальпель або для дії на певну ділянку. Знання механізмів взаємодії лазера з тканинами допомагає лікарям обирати оптимальні лазерні системи та коригувати лікування.

Розглянемо оптичні властивості біологічних тканин — поглинання, розсіювання, проникнення та флуоресценція. І їх вплив на проникнення випромінення лазера в тканини.

1.3.1 Процеси розсіювання та поглинання лазерного випромінення в біологічній тканині

Розсіювання лазерного світла у тканинах виникає через взаємодію з клітинами, ядрами, мітохондріями, лізосомами, макромолекулами, мембранами та іншими внутрішньоклітинними структурами. Розміри розсіювачів варіюються від 10 нм до 10 мкм, і вони розміщені випадково. Тому фотони, проходячи через тканину, зазнають багаторазових актів розсіювання.

Коефіцієнт розсіювання (σ) — це ймовірність розсіювання фотона на одиницю довжини шляху. Зворотне значення σ визначає середню довжину між двома розсіюваннями. Наприклад, для печінки при довжині хвилі 515 нм цей шлях становить приблизно 35 мікронів, при 800 нм — 50 мікронів, а при 1064 нм — 66 мікронів. Це свідчить про те, що зростання довжини хвилі зменшує щільність розсіювання.

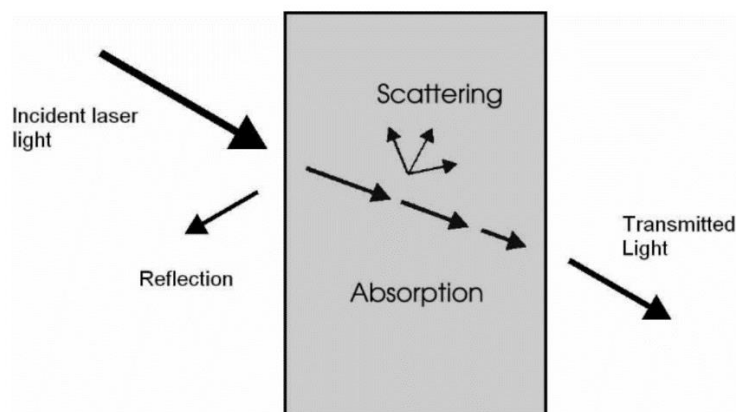


Рис. 1.4 Схема розсіювання в каламутному середовищі

Розсіювання.

У багатьох тканинах світло розсіюється переважно у прямому напрямку, тому вводять поняття функції фази $p(\theta)$, яка описує, під яким кутом відбувається розсіювання. Якщо середнє значення функції фази $\langle g \rangle > 0.7$, це означає сильне переднє розсіювання. Наприклад:

- $g = 1$ — повністю переднє розсіювання;
- $g = -1$ — повністю зворотнє;
- $g = 0$ — ізотропне розсіювання.

Поглинання.

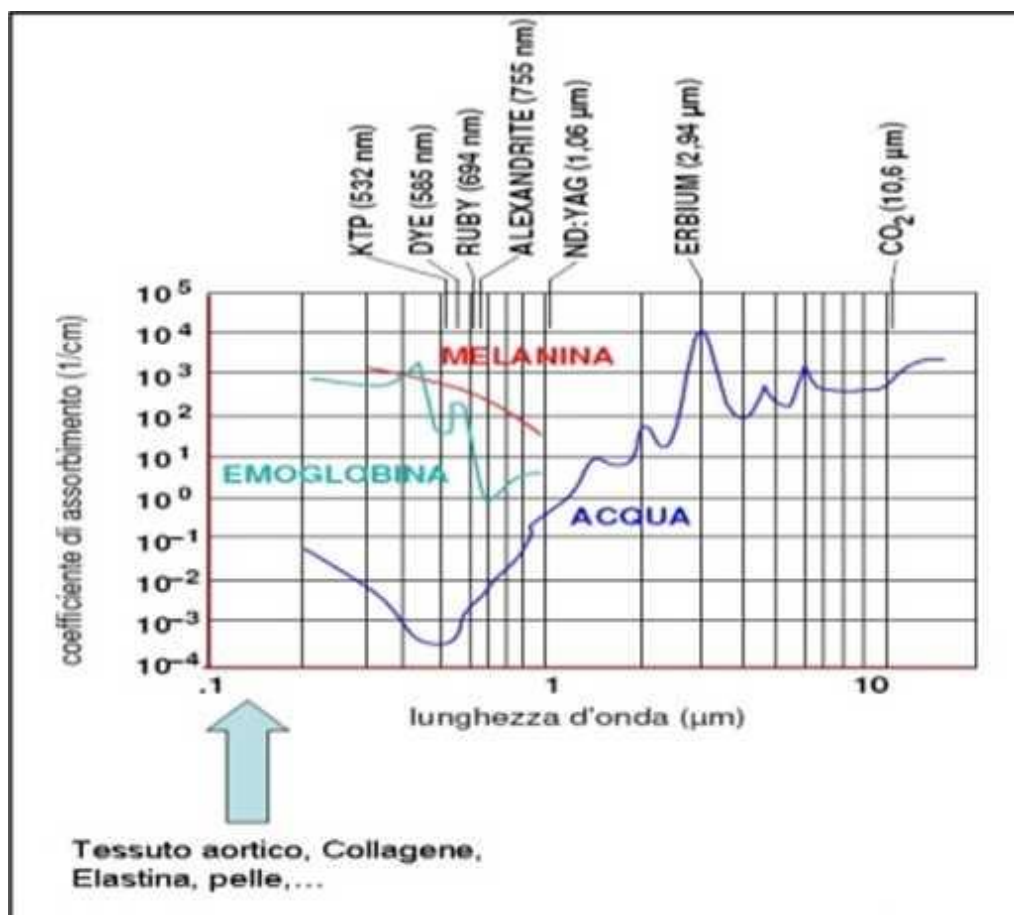


Рис. 1.5: Коефіцієнт поглинання води та деяких хромофорів, що представляють біомедичний інтерес, залежно від довжини хвилі.

Коефіцієнт поглинання (α) — це ймовірність того, що фотон буде поглинений у середовищі на одиницю шляху.

Основними речовинами, що поглинають лазерне світло у тканинах, є:

- Вода — поглинає в УФ та ІЧ діапазонах;
- Гемоглобін (Hb і HbO₂) — поглинає в червоному та ближньому ІЧ;
- Меланін — особливо сильне поглинання в УФ-області.

Молярний коефіцієнт поглинання гемоглобіну можна використовувати для обчислення концентрації окси- та деоксигемоглобіну в тканинах. Це важливо, наприклад, у неінвазивній оксиметрії та функціональній візуалізації тканин.

1.3.2 Молекулярне поглинання лазерного випромінювання

Коли біологічна тканина опромінюється лазерним світлом, лише невелика частина його відбивається (як показано на відповідному рисунку в оригіналі). Основна частина проникає вглиб тканини, де вона або поглинається, або розсіюється молекулами тканини.

Поглинання середовищем:

- Вода має два основних діапазони поглинання: в ультрафіолетовому (УФ) та інфрачервоному (ІЧ) спектрах.
- Білки та нуклеїнові кислоти мають пік поглинання в УФ-діапазоні, між 260–280 нм. У цьому діапазоні світло майже повністю поглинається білками й водою, що знижує глибину проникнення.
- Кров активно поглинає світло в широкому спектрі до 630 нм. Вище цієї довжини хвилі її поглинання слабшає.
- Меланін поглинає в УФ та ближньому ІЧ діапазонах.

У проміжку 600 нм – 1300 нм оптичне поглинання тканин мінімальне — це створює так зване "оптичне вікно", яке є дуже важливим для медичних лазерних процедур, оскільки дозволяє глибоке проникнення випромінювання.

1.3.3 Флуоресценція та фосфоресценція в біологічній тканині

Коли молекули тканин поглинають енергію лазерного світла, вони переходять в збуджений стан.

Після цього:

- Вони можуть повертатися в основний стан, випромінюючи флуоресцентне або фосфоресцентне світло.

- Флуоресценція має дуже короткий час життя (наносекунди).
- Фосфоресценція — значно довший (мілісекунди або більше).

Ці явища мають величезне значення в функціональній візуалізації, флуоресцентній мікроскопії, діагностиці пухлин та оптичному біомоніторингу. Наприклад:

- NADH (нікотинамідаденіндинуклеотид) — ендogenous флуорофор, часто використовується як біомаркер для виявлення ракових клітин.

Вплив оптичних властивостей на проникнення лазерного світла у тканини

Одне з основних завдань медичної оптики — вивчення того, як світло поширюється та поглинається в різних біологічних тканинах.

Вплив концентрації гемоглобіну

Для оцінки впливу гемоглобіну на поширення світла було змодельовано його рівномірне розподілення в дермі. Результати показали:

- Зміни концентрації крові несуттєво впливають на відбиття;
- Це пов'язано з тим, що коефіцієнт поглинання гемоглобіну при 694 нм (наприклад) — досить низький ($\sim 0.2 \text{ мм}^{-1}$);
- Тобто, навіть зі зміною об'єму крові, поглинання світла змінюється слабо.

1.3.4 Поперечне розсіювання світла

Поперечне розсіювання (розширення лазерного променя в боковому напрямку) — важливий фактор, що впливає на точність та глибину процедур.

Визначено:

- MSBW (Maximum Scattered Beam Width) — відстань, на якій інтенсивність лазерного променя зменшується до 0.001% від початкової;
- Цей параметр зростає з довжиною хвилі, оскільки як поглинання, так і розсіювання зменшуються в ближньому ІЧ-діапазоні;
- Тобто: довші хвилі — глибше проникнення + менше розсіювання = ефективніші процедури при менших пошкодженнях.

Висновки

Розуміння оптичних властивостей тканин — ключовий аспект у розробці, виборі та ефективному застосуванні медичних лазерних систем. Основні висновки з огляду:

- Поглинання та розсіювання світла значно змінюються залежно від типу тканини, її структури, вмісту меланіну, гемоглобіну та води;
- Найкраще проникнення лазера досягається в діапазоні 600–1300 нм — це так зване "оптичне вікно", в якому тканини мають низьке поглинання й розсіювання;
- Анатомічні та етнічні особливості шкіри людини (наприклад, концентрація меланіну) мають суттєвий вплив на ефективність та безпеку лазерних процедур;
- Флуоресценція дозволяє оцінювати молекулярні та метаболічні процеси в реальному часі — її значення стрімко зростає в неінвазивній діагностиці.

1.4 Огляд існуючих технічних рішень щодо модулів коагуляції крові

Апарат автокоагуляції крові (іноді називають апаратами для зупинки кровотечі через коагуляцію або термокоагуляцію) застосовується для хірургічної зупинки кровотечі шляхом коагуляції білків у крові та тканинах. В основі їхньої дії — електрокоагуляція, ультразвукова або плазмова енергія.

1 Електрохірургічні апарати (електрокоагулятори)

Це найпоширеніший тип для хірургії — забезпечують коагуляцію через високочастотний струм.

Приклади:

- **Valleylab ForceTriad (Medtronic) [8]**

Багатофункціональний апарат: монополярна, біполярна, лігашурна (LigaSure) коагуляція. Активно використовується в абдомінальній, судинній, онкохірургії.

- **ERBE VIO 300 D (Німеччина) [9]**

Один із найточніших апаратів для сучасної хірургії. Має інтелектуальні режими коагуляції, що зменшують ризик опіків тканин.

- **BOWA ARC 400 [10]**

Підходить для великих хірургічних втручань, має автоматичну ідентифікацію інструментів.

2. Ультразвукові коагулятори (ультразвукові скальпелі)

Забезпечують коагуляцію без використання електричного струму — менш травматичні для тканин.

Приклади:

- **Harmonic Scalpel** (Ethicon / Johnson & Johnson) [11]

Дає змогу одночасно різати й коагулювати тканини з мінімальною кровотечею. Ідеально підходить для лапароскопічної та відкритої хірургії.

- **Olympus SONICBEAT** [12]

Ефективний у судинній хірургії, онкологічних втручаннях, при мінімізації термічного пошкодження.

3. Енергетичні системи типу LigaSure (тканинна фьюжн)

Застосовують комбінацію тиску і біполярного струму для надійного "запаювання" судин.

Приклади:

- **LigaSure Vessel Sealing System** (Medtronic) [13]

Герметично закриває судини до 7 мм у діаметрі. Дуже популярна в онкохірургії, лапароскопії, загальній хірургії.

- **ENSEAL** (Ethicon)

Альтернатива LigaSure, дозволяє точне контролювання температури при коагуляції.

4. Аргон-плазмові коагулятори (APC)

Більше використовуються в лапароскопічних втручаннях або поверхневих коагуляціях у печінці, легенях тощо.

Приклади:

- **ERBE APC 2** [14]

Коагуляція аргоновою плазмою — безконтактна, широко використовується при операціях на печінці, легенях.

5. Лазерні коагулятори

• Ліка-хірург М [15]

Апарат «Ліка-хірург М» призначений для проведення широкого спектру хірургічних маніпуляцій, метою яких є:

- вапоризація (пошарове видалення) біологічних тканин;
- корекція форми та обсягу здорових тканин в естетичних та лікувальних цілях;
- забезпечення гемостазу;
- коагуляція біотканин;
- розсічення біотканин;
- силова термотерапія.

Лазерне випромінювання може використовуватися як самостійно, так і доповнювати інші існуючі види оперативних втручань.

Висновок:

Таб. 1.4.1

Тип апарату	Переваги	Використання
Електрокоагулятор	Універсальність, доступність	Усі типи хірургії
Ультразвуковий скальпель	Менше теплове пошкодження	Онко-, лапароскопічна хірургія
LigaSure / ENSEAL	Герметичне запаювання судин до 7 мм	Онко-, судинна, загальна хірургія
Аргон-плазмовий коагулятор	Безконтактність, точність	Торакальна, печінкова хірургія
Лазерний коагулятор	Універсальність	Судинна, загальна хірургія, офтальмологія

1. Valleylab ForceTriad (Medtronic)



Рис. 1.6 Valleylab ForceTriad

Багатофункціональний електрохірургічний генератор, який поєднує монополярну, біполярну та технологію LigaSure™ для запаювання судин.

Основні характеристики:

- Потужність різання: до 300 Вт
- Потужність коагуляції: до 200 Вт
- Технологія TissueFect™ для точного контролю енергії
- Інтерфейс із сенсорним екраном

2. ERBE VIO 300 D



Рис. 1.7 ERBE VIO 300 D

Німецький електрохірургічний блок для монополярної та біполярної коагуляції з інтелектуальними режимами.

Основні характеристики:

- Максимальна потужність різання: 300 Вт при 500 Ом
- Максимальна потужність коагуляції: до 200 Вт
- Частота: 350 кГц
- Режими: DRY CUT™, ENDO CUT®, SWIFT COAG®, SOFT COAG®, FORCED COAG™

3. BOWA ARC 400



Рис. 1.8 BOWA ARC 400



Рис. 1.4.3.1 Інструменти

Висококласна система для електрохірургії з автоматичним розпізнаванням інструментів.

Основні характеристики:

- Потужність різання: до 400 Вт
- Потужність коагуляції: до 200 Вт
- Режими: монополярний, біполярний, гібридний
- Інтерфейс із сенсорним екраном

4. **Harmonic Scalpel** (Ethicon/Johnson & Johnson)



Рис. 1.9 HARMONIC™ 1100 Shears



Рис.1.10 Процес роботи HARMONIC™ 1100 Shears

Ультразвуковий скальпель, який дозволяє одночасно різати тканину й коагулювати судини без використання електричного струму.

Основні характеристики:

- Діаметр валу: 5 мм
- Довжина валу: 20 см, 36 см
- Ширина щелепи: 2,78 мм
- Підходить для судин до 7 мм

5. **Olympus SONICBEAT**



Рис. 1.11 Olympus SONICBEAT

Ультразвуковий скальпель, який поєднує механічну вібрацію й теплову дію для зупинки кровотечі.

Основні характеристики:

- Діаметр валу: 5 мм
- Довжина валу: 10 см, 20 см, 35 см, 45 см
- Ручки: прямі та пістолетні
- Підходить для судин до 5 мм

6. LigaSure™ Vessel Sealing System (Medtronic)



Рис. 1.12 LigaSure Atlas

Система для герметичного запаювання судин до 7 мм у діаметрі.

Основні характеристики:

- Підходить для судин до 7 мм
- Середній час запаювання: 2–4 секунди
- Сила запаювання витримує тиск у 3 рази вищий за нормальний систолічний
- Автоматичне відключення енергії після завершення циклу

7. ENSEAL® X1 Large Jaw Tissue Sealer (Ethicon)



Рис. 1.4.7 ENSEAL® X1 Large Jaw Tissue Sealer



Рис. 1.13 Приклад роботи

Біполярний інструмент для запаювання судин з адаптивною технологією.

Основні характеристики:

- Довжина щелепи: 38 мм
- Ширина щелепи: 6 мм
- Підходить для судин до 7 мм
- Технологія Adaptive Tissue Technology

8. ERBE APC 2



Рис. 1.14 ERBE APC 2



Рис.1.15 варіанти роботи

Апарат для безконтактної коагуляції з використанням аргонної плазми.

Основні характеристики:

- Режими: Precise APC, Pulsed APC, Forced APC
- Підходить для поверхневої коагуляції та глибокої дегіталізації
- Оптимальні властивості запалювання

9. Ліка-Хірург М



Рис. 1.16 Ліка-Хірург М

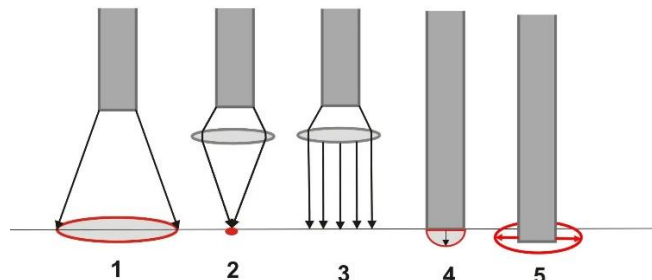


Рис. 1.17 Способи впливу.

Апарат «Ліка-хірург М» призначений для проведення широкого спектру хірургічних маніпуляцій за допомогою лазерного випромінювання.

Апарат забезпечує:

- ступінчасте регулювання потужності високоінтенсивного випромінювання;
- ступінчасте регулювання потужності випромінювання лазера-пілота;
- встановлення та контроль часу процедури;
- можливість роботи в безперервному та імпульсному режимах подачі лазерного випромінювання;

- автоматичний підрахунок дози випромінювання.

Матеріал - кварц-полімер або кварц-кварц.

Довжина гнучкої ділянки - 2,5 м.

Діаметр оптичного волокна - 200; 400; 600 мкм.

Оптичний роз'єм (для підключення до апарата) - SMA-905.

Тип світловода - «торцевої» з прямим виходом випромінювання.

Кількість застосувань - багаторазовий, підлягає стерилізації.

Для зручності роботи світловод SMA-905 використовується зі спеціальними насадками, які входять в комплект до лазерного коагулятора.

Для безконтактного впливу на тканини за допомогою фокусуючої або колімуючої насадок використовується світловод SMA-905 (проксимальний кінець світловода під'єднується до апарату, а дистальний кінець - до фокусуючої або колімуючої насадки).

Порівняльна таблиця апаратів для коагуляції крові в хірургії

Табл. 1.2

Назва пристрою	Тип енергії	Судини до (мм)	Потужність	Особливості	Застосування
Valleylab ForceTriad (Medtronic)	Електрохірургічна + LigaSure	до 7	Різання: 300 Вт Коагуляція: 200 Вт	Сенсорний екран, TissueFect™, сумісність з LigaSure	Загальна, онко-, лапароскопічна хірургія
ERBE VIO 300 D	Електрохірургічна	-	Різання: 300 Вт Коагуляція: 200 Вт	Інтелектуальні режими: ENDO CUT, SWIFT COAG, тощо	Універсальний: ЛОР, загальна, судинна

BOWA ARC 400	Електрохірургічна	-	Різання: 400 Вт Коагуляція: 200 Вт	Автоматичне розпізнавання інструментів, гібридні режими	Великі операції, універсальне застосування
Harmonic Scalpel (Ethicon)	Ультразвук	до 7	-	Одноразове різання та коагуляція, мінімум диму	Лапароскопія, онко-, щитоподібна хірургія
Olympus SONICBEAT	Ультразвук	до 5	-	Вузькі щелепи, мінімальний нагрів, різні довжини валів	Лапароскопія, щитоподібна залоза
LigaSure (Medtronic)	Біполярна (теплова + тиск)	до 7	Автоматична регуляція	Герметичне запаювання, швидке з'єднання судин	Загальна, судинна, онкологія
ENSEAL X1 (Ethicon)	Біполярна (адаптивна)	до 7	-	Технологія Adaptive Tissue, точний контроль тиску та температури	Онко-, гінекологічна, лапароскопія

ERBE APC 2	Аргон-плазма	Поверхнева дія	-	Безконтактна коагуляція, Precise/Pulse d APC	Печінка, легені, ендоскопічна хірургія
Ліка-Хірург М	Лазерне випромінювання		Робочі хвилі 810; 940, 980; 1060; 1470 нм Потужність: 10; 15; 20; 25; 30 Вт	Різні режими випромінювання	універсальний

Рекомендації за типом операцій:

Табл. 1.3

Тип операції	Рекомендовані апарати
Лапароскопічна хірургія	Harmonic Scalpel, LigaSure, ENSEAL X1
Судинна хірургія	LigaSure, ERBE VIO 300 D, Valleylab ForceTriad
Онкологічна хірургія	ENSEAL X1, Valleylab ForceTriad, Harmonic Scalpel
Печінкова/легенева хірургія	ERBE APC 2, BOWA ARC 400
Гінекологічна хірургія	ENSEAL X1, LigaSure, Harmonic Scalpel, Ліка-Хірург М
Загальна хірургія	Valleylab ForceTriad, BOWA ARC 400, ERBE VIO 300 D, Ліка-Хірург М

- Орієнтовною вартістю
- Сумісними інструментами
- Габаритами / вагою
- Типом живлення та портативністю

Розширене порівняння коагуляторів

Табл. 1.4

Назва апарату	Ціна (USD)	Інструменти / Сумісність	Розміри / Вага	Живлення / Портативність
---------------	------------	--------------------------	----------------	--------------------------

Valleylab ForceTriad	\$18,000 –25,000	LigaSure™, монополярні, біполярні, лапароскопічні електроди	40×45×15 см / ~7.5 кг	220V, візок в комплекті, напівпортативний
ERBE VIO 300 D	\$20,000 –30,000	Ендоскопічні, лапароскопічні, Argon APC (сумісно з APC 2)	45×43×14 см / ~8 кг	220V, модульна система, стаціонарна
BOWA ARC 400	\$18,000 –26,000	Інтелектуальні інструменти BOWA, лапароскопічні, відкриті	45×43×15 см / ~7 кг	220V, стаціонарна установка
Harmonic Scalpel (GEN 11)	\$25,000 –35,000	Гармонік-ножи Ethicon, лапароскопічні та відкриті інструменти	38×41×15 см / ~6.8 кг	220V, компактний блок
Olympus SONICBEAT	\$15,000 –22,000	Прямі/пістолет ні рукоятки, довжини 10–45 см	Залежить від моделі: ~35×30×14 см	220V, портативний
LigaSure System	\$18,000 –28,000	LigaSure- інструменти: лапароскопічні, відкриті, гінекологічні	Інтегруєтьс я у ForceTriad або окремий	Залежить від типу (окремий/інтегровани й)
ENSEAL X1 (Ethicon)	\$20,000 –32,000	ENSEAL- інструменти: лапаро, гінекологія, щитовидна, онко	~35×32×13 см / ~6 кг	220V, компактний, легко транспортується
ERBE APC 2	\$10,000 –18,000	Аргонові аплікатори, інтегрується з VIO 300 D	36×42×12 см / ~5.5 кг	220V, як окремий модуль або в комплекті

Ліка-Хірург М	\$2,300– 2,700	Роз'єм SMA905	320 x 330 x 160 мм /до 12 кг	220В / 600Вт
------------------	-------------------	------------------	------------------------------------	--------------

Примітки:

- Ціни залежать від комплектації, року випуску та країни постачання (вказано орієнтовно для нових пристроїв).
- Сумісність: більшість електрохірургічних систем працює з інструментами тієї ж компанії (Ethicon, Medtronic, BOWA, ERBE).
- Габарити: всі апарати призначені для роботи у операційній, деякі — умовно портативні.
- Живлення: стандартно 220V; деякі моделі можна встановити на мобільний візок (в комплекті або додатково).

Табл. 1.5

Потреба	Рекомендовані моделі
Мобільність, компактність	Harmonic Scalpel, Olympus SONICBEAT
Потужна електрохірургія + універсальність	Valleylab ForceTriad, ERBE VIO 300 D, Ліка-Хірург М
Коагуляція великих судин без нагріву	LigaSure, ENSEAL X1
Поверхнева безконтактна коагуляція (печінка)	ERBE APC 2
Мульти сумісність і автоматизація	BOWA ARC 400, ERBE VIO 300 D

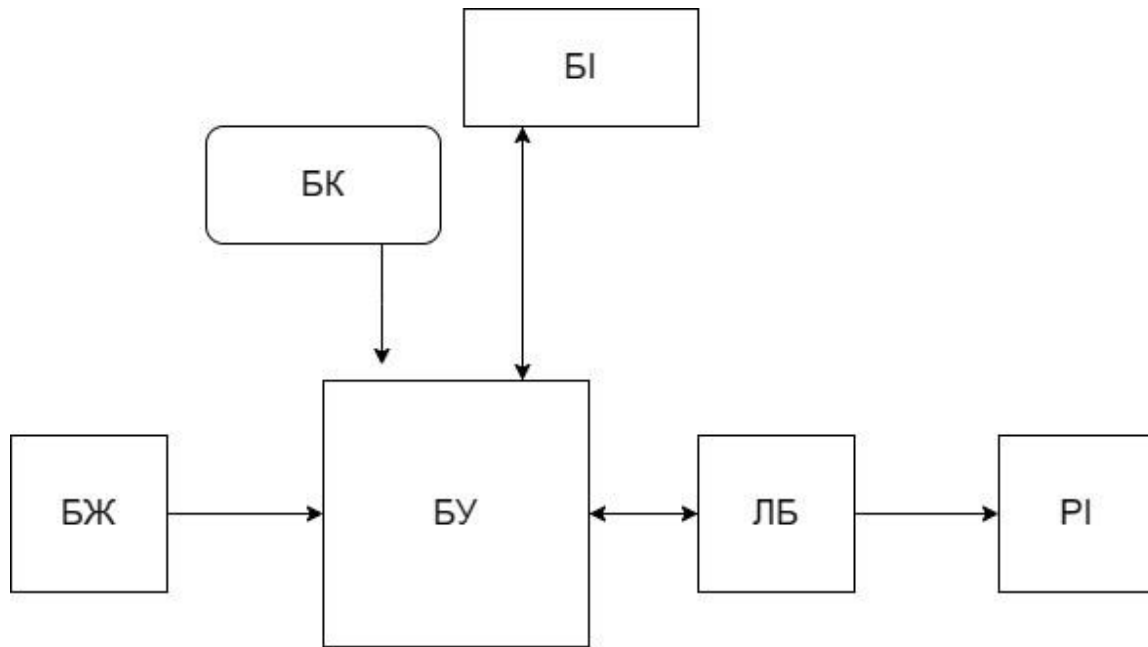


Рис. 1.18 Загальна схема лазерного коагулятора.

1.5 Вибір напрямку досліджень

Таким чином, на підставі проведеного аналізу існуючих технічних рішень, конструктивних особливостей та основного складу найбільш застосованих модулів коагуляції крові для проведення роботизованих хірургічних комплексів в тому числі, а також технічного регламента основних параметрів електричних систем апаратури, особливостей живлення системи модуля, можна обрати напрям досліджень.

Отже, метою розробки є створення схемотехнічних рішень щодо створення коагулятора крові, його конструктивних особливостей, створення комплексного оптичного маніпулятора, який виконує основні функції в складі системи автоматизованого коагулятора.

Висновки до розділу 1

Проаналізувавши сучасні діючі зразки коагуляторів крові, представлених в сфері медичного приладобудування, можна зробити висновок, що існуючі апарати відрізняються набором функцій, режимами, принципом взаємодії з біологічними тканинами, заснованих на різних фізичних процесах взаємодії, тому розробка принципово нових систем автоматичної коагуляції крові видається малоімовірною. В наслідок чого обираємо шлях вдосконалення та усунення існуючих недоліків існуючих інструментів автоматичних коагуляторів крові. Тому після проведеного аналізу було виявлено, апарати не мають діючого методу контролю нагрівання світловоду в робочій зоні. Перегрів в цій області може призвести до руйнування самого інструмента та завдання шкоди біологічним тканинам при проведенні лікувальних процедур. Тому напрямком роботи є вдосконалення інструментів хірургічних апаратів, в тому числі запровадження температурного контролю.

РОЗДІЛ 2

РОЗРОБКА АВТОМАТИЗОВАНОГО МОДУЛЮ КОАГУЛЯЦІЇ КРОВІ В СКЛАДІ ХІРУРГІЧНОГО КОМПЛЕКСУ

Наразі існують створені та запроваджені в клінічну практику роботизовані хірургічні комплекси, що призначені для різних типів операцій, здебільшого малоінвазивних, лапароскопічних.

2.1 Загальні засади застосування автоматизованого хірургічного комплексу

Так, наприклад, роботизований хірургічний комплекс Versius (CMR Surgical) розробки Британії (рис. 2.1) [16], призначений для здійснення малоінвазивних хірургічних операцій, що забезпечує поле зору, кращий огляд та підвищену стерильність.

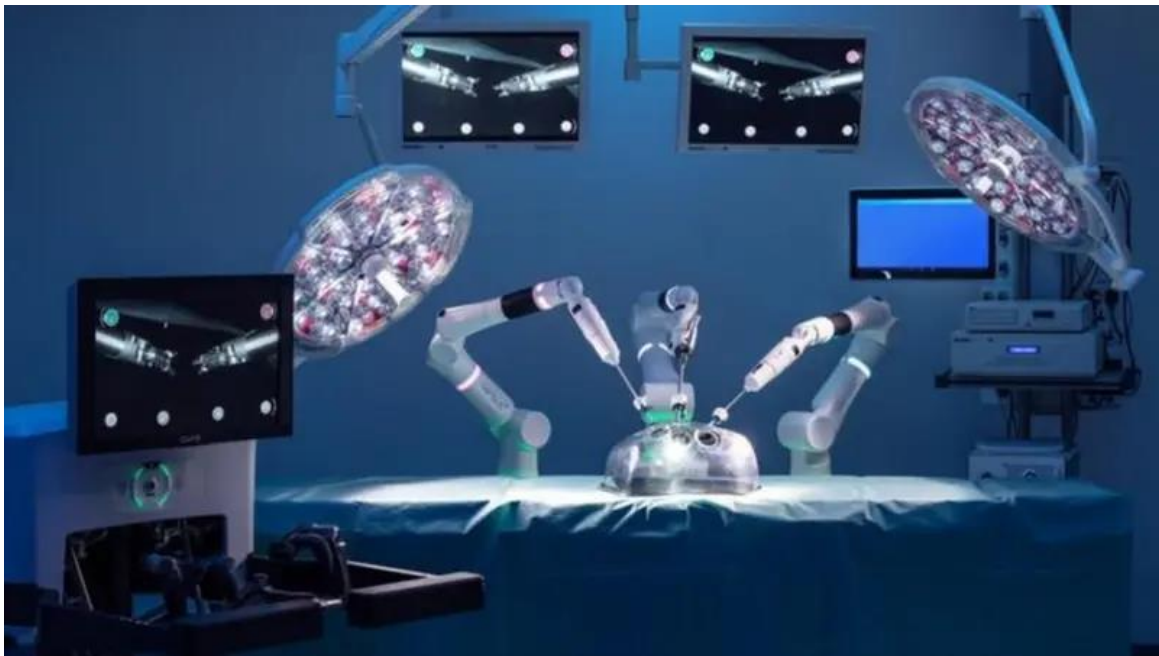


Рис. 2.1 Хірургічний комплекс Versius (CMR Surgical, Велика Британія)

<https://cmrsurgical.com/>

Робот Versius - не перша система такого роду, також використовують американський аналог під назвою da Vinci [<https://medicalplaza.ua/uk/robot-surgery>]. Versius менший за розмірами і має маневреність та вищу швидкість у порівнянні з іншими. Такі переваги дозволяють йому здійснювати ширший спектр операцій.

Роботизований комплекс Versius має декілька незалежно поєднаних модулів за типом руки робота-маніпулятора, що налаштовують при окремих випадках, що дозволяє постійно навантажувати робота різними видами робіт.

Інша автоматизована хірургічна система, що розроблена компанією Medtronic для допомоги хірургам у проведенні малоінвазивних операцій, є Hugo RAS (Medtronic) [17], - це система роботизованої хірургії, що має модульну та портативну конструкцію (рис. 2.2, 2.3).



Рис. 2.2. Роботизована система Hugo RAS (Medtronic) [17]

Це дозволяє використовувати її для широкого спектру операцій, зокрема загальних типів. Ця роботизована система має модуль 3D візуалізації та інші інструменти для покращеної точності та контролю під час операцій.

Таким чином, роботизований хірургічний комплекс "Hugo RAS" має також модуль системи Touch Surgery Enterprise, що забезпечує можливість запису операцій, а це може запроваджувати динамічний моніторинг стану об'єкта під час операції та відстеження можливості наслідків.



Рис. 2.3. Повний комплекс роботизованої хірургічної системи Hugo RAS (Medtronic) [17]

Іншим варіантом автоматизованих хірургічних комплексів є роботизована система Senhance від Asensus Surgical, яка використовується в мінімально інвазивних операціях, особливо в лапароскопічній хірургії [18]. Цей тип комплексів дозволяє хірургам виконувати складні операції з більшою точністю та контролем (рис. 2.4).

Водночас, система Senhance являє собою систему робото-асистента, який дає хірургам можливість виконувати операції на відстані, використовуючи рукавиці, які наділені різними інструментами, які можуть регулювати операції, і керувати ними в реальному часі.

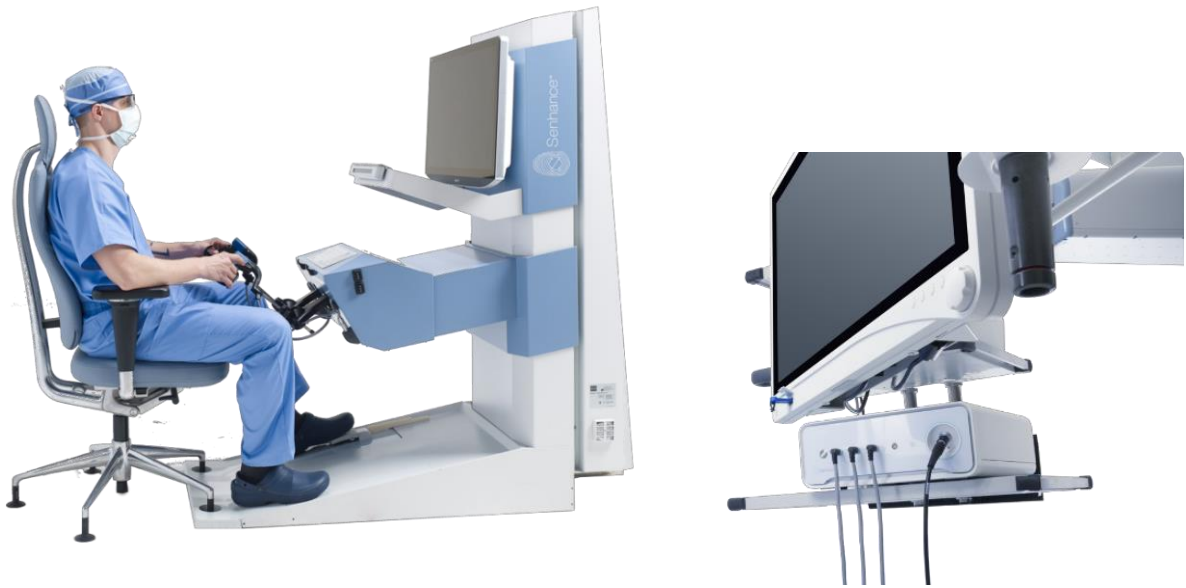


Рис. 2.4 Роботизований хірургічний комплекс Senhance від Asensus Surgical [18]

Властивостями цієї системи комплексу є наступні:

- Більша точність: Сенсори системи дозволяють хірургам рухати інструменти з більшою точністю, що призводить до кращих результатів операції.
- Мінімально інвазивний метод: Система дозволяє виконувати операції через маленькі розрізи, що зменшує больовий синдром та період відновлення пацієнта.
- Більший контроль: Хірург може контролювати рухи інструментів в реальному часі, що дозволяє виконувати складні операції з більшою впевненістю.
- Повторне використання інструментів: Завдяки використанню багаторазових інструментів, клініки можуть заощадити кошти на обслуговуванні.

Роботизований комплекс Senhance застосовується в різних хірургічних областях, включаючи урологію, гінекологію, кардіохірургію та багато інших.

Оскільки система Senhance є інноваційною технологією, яка змінює характер проведення хірургічної операції, надаючи хірургам більше можливостей та точності проведення операції, водночас, для пацієнтів він надає пришвидшеного відновлення після операції, а також кращі результати стосовно точності проведення.

Хірургічна роботизована система Revo-i Robotic Surgical System (Південна Корея) (рис. 2.5) [18] забезпечує точне, адаптивне та просте керування для виконання різних типів процедур, хірургічних операцій та маніпуляцій.



Рис. 2.5 Хірургічний роботизований комплекс Revo-i Robotic Surgical System (Південна Корея) [19]

Конструкція електромеханічної системи хірургічного роботизованого комплексу Revo-i Robotic Surgical System забезпечує хірургам можливість проведення чіткого огляду та гнучкі жести рук-маніпуляторів, що забезпечує швидше відновлення пацієнта. Компоненти системи комплексу включають головну консоль, операційний візок та візок для візуального огляду пацієнтів.

Головна консоль комплексу безперешкодно передає точні рухи рук хірурга до роботизованих рук маніпуляторів, що полегшує хірургу керування хірургічною роботизованою системою. Окрім безперешкодного керування системою, головна консоль також забезпечує прості знаки та сигнали, які допомагають хірургу виконувати плавну та безпечну операцію. Комплекс оснащений також камерою Revo 3DHD, яка забезпечує яскраве, чітке 3DHD-зображення для більшого сприйняття глибини, пропонуючи високу візуальну точність та точну просторову орієнтацію, допомагаючи хірургу легко ідентифікувати критичну анатомію. Хірургічним бригадам, які готуються до роботизованої хірургії, набагато легше використовувати ендоскоп, що придатний для автоклавування. Такий устрій автоматизованого комплексу покращити якість хірургії в різних хірургічних умовах.

Отже, можна констатувати той факт, що найбільшим чином хірургічні комплекси застосовуються в наступних варіантах:

- Модульні мобільні комплекси (наприклад, у військових умовах);
- Стаціонарні комплекси (у лікарнях, госпіталях);
- Високотехнологічні комплекси (з роботизованими системами, як вище наведені тощо).

Отже, подібні системи комплексів здебільшого мають хірургічну консоль, як місце, де хірург керує роботом. Консоль завжди розташовується поза операційним полем.

Основні складові комплексу зазвичай є наступними:

- Стереоскопічний 3D-візуалізатор — забезпечує хірургу зображення з глибоким баченням.
- Маніпулятори (джойстики) — передають рухи рук хірурга на інструменти робота.

- Педалі — використовуються для керування камерою, інструментами та переключення між ними.
- Система зменшення/фільтрації тремору — прибирає тремтіння рук хірурга.

Також комплекс здебільшого оснащений пацієнтським візком, що є безпосередньо роботизованою системою, яка розміщується біля пацієнта та виконує операцію.

Складові цієї частини комплексу є:

- роботизовані маніпулятори (від 3 до 4 рук) — виконують хірургічні дії (розріз, зшивання, коагуляція тощо);
- ендоскопічна камера (3D HD) — дає зображення внутрішніх структур.
- хірургічні інструменти (EndoWrist тощо) — мають гнучкість і точність, які перевершують людську руку.
- Стерильні покриття — для безпеки пацієнта.

Комплекс має модуль візуалізації, що забезпечує керування зображенням, енергією та іншими допоміжними функціями.

Складовими цього модулю комплексу є:

- Відеопроцесор і джерело світла — забезпечують якісне зображення з камери.
- Сервер керування та мережевий інтерфейс — для обробки даних і взаємодії з іншими пристроями.
- Система збереження відео та документації — для запису ходу операції.
- Монітори для асистентів — забезпечують візуалізацію для інших членів команди.

Звісно, що автоматизований хірургічний комплекс має відповідне програмне забезпечення, яке забезпечує:

- Інтерфейс управління — налаштування роботи системи, діагностика, симуляції.
- Навігаційна система — точне позиціювання інструментів у реальному часі.
- Симулятор / навчальна програма — для тренування хірургів.

На підставі розгляду засад створення роботизованих хірургічних комплексів можна дійти висновку, що незважаючи на те, що існуючі комплекси мають основну функцію застосування при малоінвазивних хірургічних втручаннях, необхідно мати в складі таких комплексів автоматизовані модулі коагуляції крові, які призначені для швидкого застосування при виникненні несподіваних випадках кровотечі пацієнта.

2.2 Розробка структурно-функціональна схема автоматизованої системи модулю коагуляції крові

Мета побудови структурно-функціональної схеми полягає у розширенні можливості системи та підвищенні безпеки лазерної системи коагуляції крові. Щоб підвищити безпеку процедур лазерної коагуляції використовується моніторинг температурних значень в зоні проведення процедури. Для цього вимірюється та контролюється температура нагрівання світловода. Температура вимірюється на світловоді, який знаходиться в контакті з біологічною тканиною, потім це значення порівнюється з допустимими значеннями коагуляції біологічних тканин. У разі перевищені допустимих значень відбувається сповіщення, про критичні показники температури. Процес вимірювання та порівняння відбувається на всьому проміжку тривалості процедури.

Маніпулятор модулю коагулятора крові має оптичний накінцевик, через який лазерний промінь подається безпосередньо до біологічних тканин. При цьому виникають термічні процеси не тільки на поверхні тіла, але й у середовищі цього маніпулятора.

Отже, він може мати вбудовану систему охолодження для запобігання перегріву. Проте для застосування таких дій необхідно мати чітку інформацію про стан температурних полів в оптоволоконному маніпуляторі. Для цього потрібно оснащувати цей устрій датчиками температури (рис. 2.6).

Структурно-функціональна схема апарату лазерної коагуляції крові, яка реалізує спосіб контролю параметрів температури, складається з наступних елементів: Блок живлення (БЖ), який послідовно з'єднаний блоком управління (БУ), в якому реалізований драйвер для блоку лазера (БЛ), управління та введення параметрів процедур відбувається за допомогою блоку клавіатури (БК), а індикація параметрів та налаштувань відображається на блоці індикації (БІ).

Оптична система блоку формує лазерний промінь до потрібного діаметра та інтенсивності (або густини потужності) та здійснює задачу фокусування на визначеній ділянці поверхні робочої зони тіла пацієнта. Випромінювання з заданими параметрами, сформоване в (БЛ), передається на робочий світловод-інструмент (РІ). Також до блока управління (БУ) приєднаний блок порівняння, до якого під'єднані датчик температури та вимірювач температури розташований на світловодному інструменті. Поєднання всіх елементів дозволяє забезпечити контроль температури при проведенні процедур з коагуляції крові.

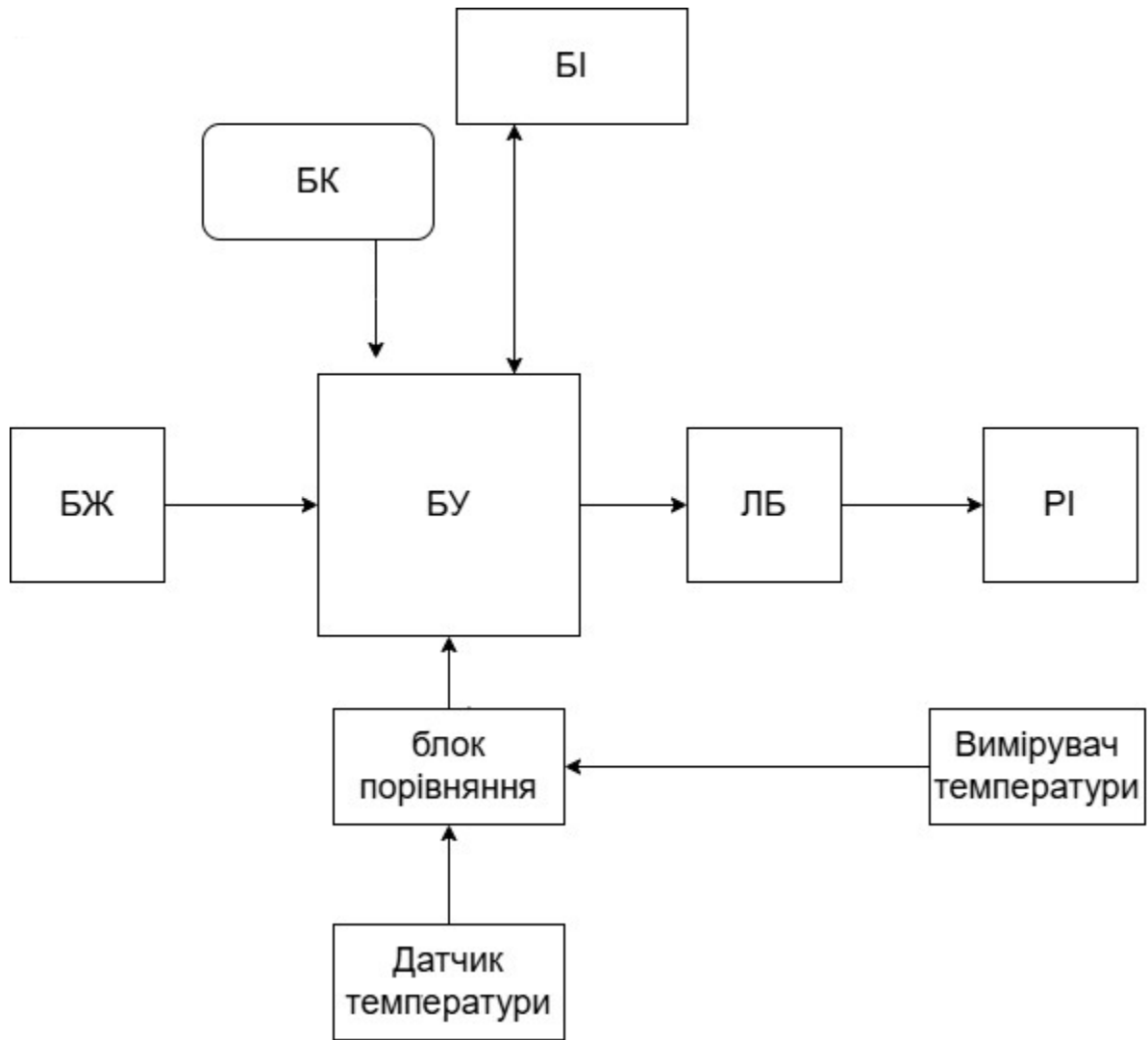


Рис. 2.6 Структурно-функціональна схема автоматизованої системи модулю коагуляції крові, де БЖ – блок живлення, БУ – блок управління, БК – блок клавіатури, БІ – блок індикації, ЛБ – лазерний блок, РІ – робочий інструмент, ВТ – вимірювач температури, ДТ – датчик температури, БП – блок порівняння.

Модуль повинний мати частину системи охолодження повітря у внутрішньому просторі корпусу. це буде забезпечувати підтримку оптимальної температури роботи лазера, запобігаючи його перегріву. Таким чином,

передбачена система може включати активне охолодження (наприклад, вентилятори) або пасивне охолодження (радіатори).

Таким чином, можна запропонувати наступний технічний регламент роботи автоматизованого коагулятора хірургічного комплексу.

Технічні характеристики коагулятора

Табл. 2.1

Параметр	Значення параметра
Тип лазера	Діодний лазер (інфрачервоний діапазон довжин хвиль)
Потужність лазера	1–10 Вт
Режим роботи	Безперервний / Імпульсний
Діаметр оптоволокна	600 мкм
Напруга живлення	220 В, 50/60 Гц
Габаритні розміри, не більше	500 × 500 × 200 мм
Маса	до 9,5 кг

2.3 Розробка та розрахунок електричних схем модулю

Для роботи автоматизованої системи коагуляції крові, був використаний блок живлення з наведеною принциповою електричною схемою.

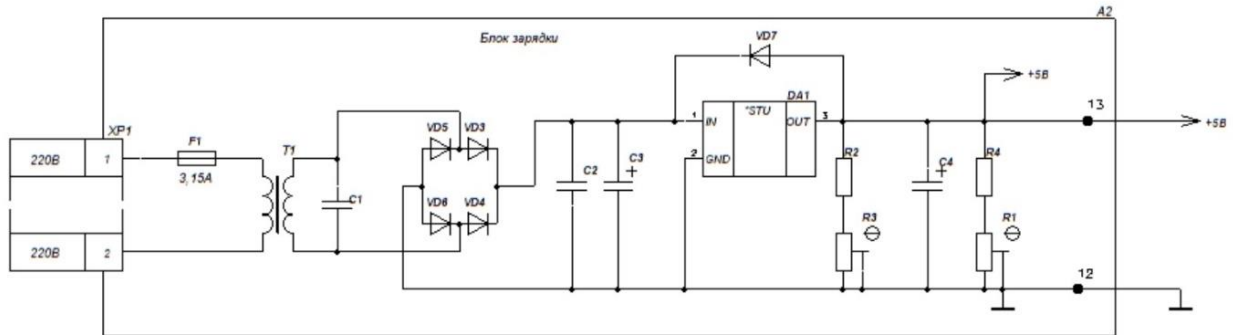


Рис. 2.7 Блок живлення

На рисунку 2.7 зображено типову схему блоку живлення (БЖ), яка використовує змінний струм при 220В і перетворює його на постійну напругу +5В. Для випрямлення сигналу зі змінного на постійний струм з запасом до 300В використовуються діоди VD3-VD6, зокрема модель 1N4006. Мікросхема LM7906 (DA1) відповідає за перетворення вихідної напруги на +5В. Конденсатори (C1-C4) встановлені з метою зменшення шуму та пульсацій на вході. Принцип роботи полягає в наступному: починаючи зі вхідного сигналу змінної напруги 220В, сигнал проходить через трансформатор, і з вторинної обмотки отримуємо змінний сигнал напругою (5-7)В. Діоди використовуються для відсікання однієї півхвилі сигналу, конкретно в даному випадку - позитивної півхвилі. Через мікросхему DA1 з цим постійним сигналом отримуємо +5В. Для отримання більш точного значення напруги було встановлено змінний резистор R1, оскільки потрібне живлення +5В є необхідним для драйверу лазерної системи. Для забезпечення працездатності автоматизованої системи діагностики

та лікування необхідно жити напругою в діапазоні (4,6 - 5,2)В, а так само й інші периферійні блоки, які також споживають напругу (4,6 - 5,2)В.

2.3.1 Розрахунок температурного коефіцієнта

Температура — це фізична величина, що характеризує ступінь теплового стану тіла або середовища та пов'язана із середньою кінетичною енергією частинок речовини. Для вимірювання температури застосовують різні методи:

- Термометри рідинні (ртутні, спиртові) — використовуються для побутових вимірювань;
- Термопари — використовуються в промисловості, лазерній техніці;
- Термістори / терморезистори — напівпровідникові датчики для електроніки, медицини;
- Пірометри контактні — для нагрітих тіл, металів, печей.

Важливий показник роботи вимірювача температури є температурний коефіцієнт, який впливає на точність показників вимірювання.

Температурний коефіцієнт має вирішальне значення в термістрах NTC, де опір падає зі збільшенням температури. Точний розрахунок коефіцієнтів температури необхідний для надійних продуктивності термістора в системах опалення, вентиляції та кондиціонування, автомобільної промисловості та медицини.

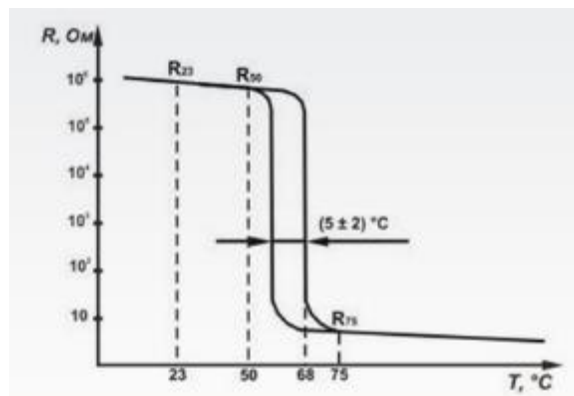


Рис. 2.8 Залежність опору від температури.

Термістори NTC забезпечують стабільність, точні показання температури, що робить їх ідеальними для систем, які потребують надійності та швидкої реакції. Контроль коефіцієнта температури підвищує продуктивність та забезпечує надійність у критичних випадках (рис.2.7).

Що таке коефіцієнт температури?

Коефіцієнт температури - це параметр, який вказує, як змінюється опір термістора NTC у відповідь на зміну температури. Зазвичай він вимірюється у $\%/^{\circ}\text{C}$ і дозволяє інженерам обчислити відповідну зміну опору при різних температурах, що має вирішальне значення для застосувань, що потребують точного контролю температури.

Формула для обчислення коефіцієнтів температури:

$$\alpha = -\frac{\beta}{T^2} * 100$$

Де:

- α (коефіцієнт температури): Це значення, яке представляє швидкість зміни опору термістора з температурою. Це дає негативний результат

Оскільки опір зменшується зі збільшенням температури в термісторах NTC.

- β (бета-констант): β постійна команда (бета-значення) є характеристикою термістів NTC і з'єднує опір термістора з температурою. Значення β зазвичай позначається виробником і описує, наскільки опір зменшується при підвищенні температури.

Це вказано в одиницях Кельвіна (K).

- T^2 (температура в градусах Кельвіна в квадраті): T - температура в градусах Кельвіна (K), що є абсолютною шкалою температури. У цій формулі температура побудована в квадраті. Якщо температура спочатку вказана в

градусах Цельсія, вам потрібно перенести її до градусів Кельвіна, додавши 273.15 до температури в Цельсія (тобто $T (K) = t (^{\circ} C) + 273.15$).

Покроковий приклад обчислення коефіцієнта температури:

Припустимо, ви працюєте при температурі $T=298,15K$ ($25^{\circ}C$), а β -значення - 3950 К, що характерно для багатьох терміністів NTC. Ми замінюємо ці значення у формулу:

$$\alpha = - \frac{3950}{298.15^2} * 100 = -4.44\%/^{\circ}C$$

Ми отримаєте негативне значення для α , що представляє відсоткове падіння опору на ступінь температури, що є ключовою характеристикою терміністорів NTC.

Ця формула особливо корисна, коли вам потрібно обчислити швидкість зміни опору термісторів при певних температурах, а потім використовувати її для налаштування або конструктивних ланцюгів,

Температурні коефіцієнти безпосередньо впливають на точність температурних показань у терміністах NTC. У системах, які мають вирішальне значення для точності, таких як медичні та автомобільні застосування, розуміння коефіцієнта температури допомагає підтримувати точність вимірювання, компенсуючи зміни опору.

Для підключення терморезисторів існують декілька схем:

- Двопровідна схема — проста, але має похибку через опір дротів (рис. 2.8);
- Трипровідна схема — знижує похибку, широко застосовується в промислових контролерах (рис.2.9);
- Чотирипровідна схема — найбільш точна, для лабораторних чи прецизійних вимірювань (рис. 2.10).

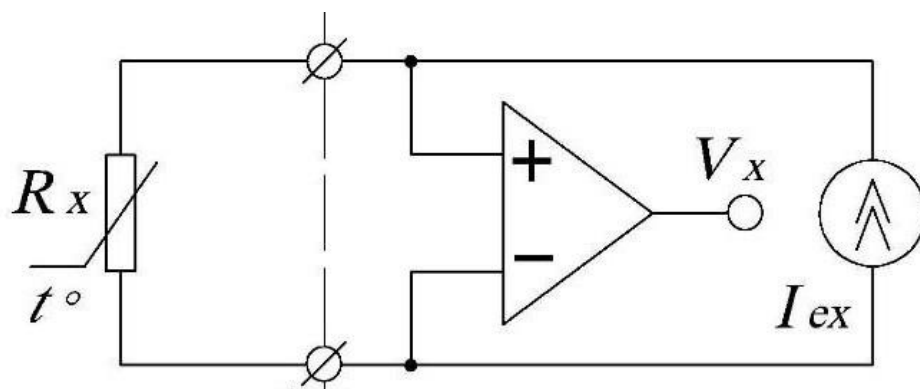


Рис. 2.8 Двопровідна схема.

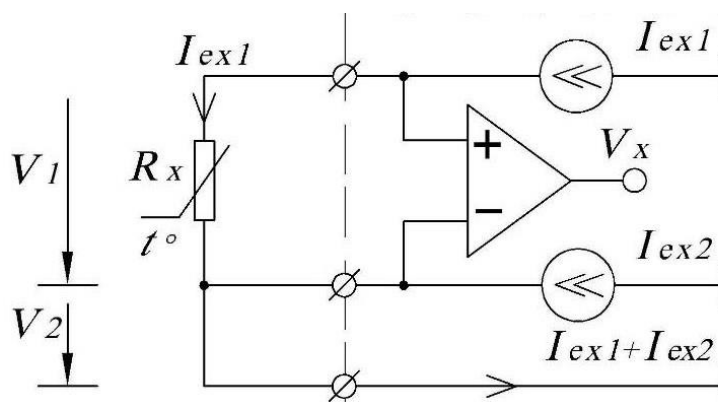


Рис. 2.9 Трипровідна схема.

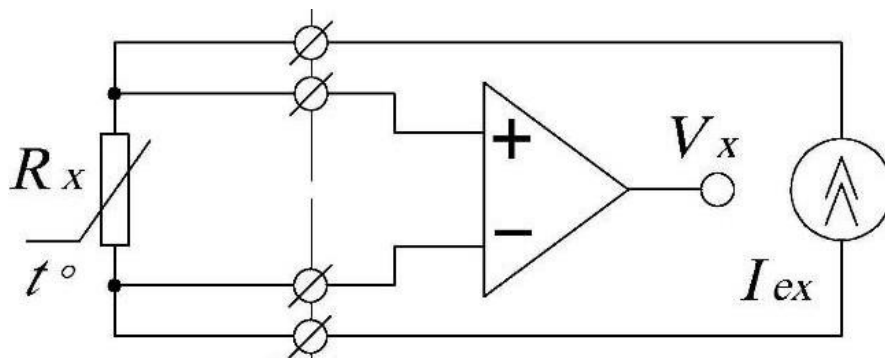


Рис. 2.10 Чотиріпровідна схема.

2.4 Алгоритми роботи автоматизованого модулю в складі хірургічного комплексу

Розроблений алгоритм дії автоматизованого модулю коагулятора крові в складі хірургічного комплексу зображений на рис. 2.11. Він дозволяє зрозуміти послідовність використання системи від старту до закінчення.

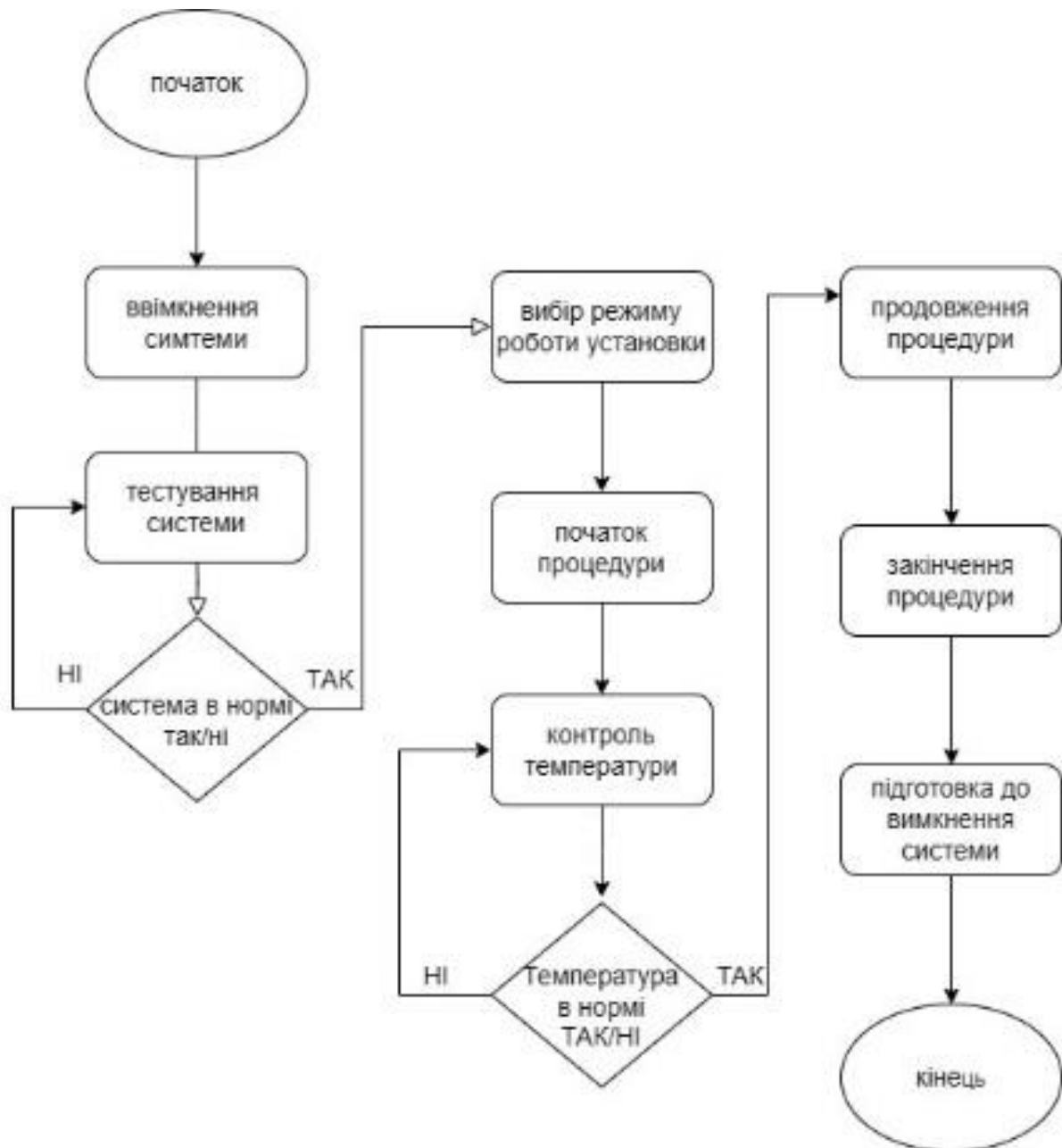


Рис. 2.11 Алгоритми роботи автоматизованої системи керування.

З алгоритмів впливає розуміння процесів, що відбувається при роботі системи та на які події можна очікувати. Послідовність роботи: початок роботи починається з увімкнення системи, після чого розпочинається тестування на працездатність, якщо помилок не виявлено, система переходить до наступних дій, інакше повертаємось до повторного тестування.

Після проходження тестування, що характеризує працездатність системи, приступаємо до вибору режиму роботи системи. В цей момент починається контроль температури, якщо параметр в нормі, то робота системи продовжується в штатному режимі, інакше повертаємось до контролю температури зі стабілізацією цього параметру.

Після завершення процедури починається підготовка до вимкнення системи.

Цей спосіб дозволяє суттєво покращити безпеку та оцінити реальну ефективність теплового впливу та якість процесу в медичних закладах. Моніторинг температури дозволяє достовірно оцінити ефективність теплового впливу під час процедури.

2.5 Опис конструктивних особливостей автоматизованого модуля коагуляції крові

Особливості створення конструкції автоматизованого модуля коагуляції крові полягає в тому, що він є складовою загального роботизованого комплексу хірургії. Таким чином, необхідною умовою розроблення модуля є забезпечення мініатюризації конструкції. Це обумовлено тим, що медичному оператору повинний бути забезпечений визначений робочий простір та можливість працювати з комплексом медичних апаратів та пристроїв, які обмежені габаритними параметрами.

Окрім того, повинна бути забезпечена медична сумісність матеріалів конструкції таких корпусних деталей з загальними умовами до медичної апаратури, тобто забезпечення хімічного складу матеріалів.

Необхідною умовою до розробки конструкції є зручність користування цією апаратурою медичного оператора, можливість миттєвого реагування на ті критичні ситуації, що виникають у процесі користування, тобто проведення хірургічних операцій.

Таким чином, при розробці конструкції корпусу модуля коагулятора крові необхідно враховувати реальні умови роботи відповідно до технічного регламенту роботи апаратури, що визначена технічним завданням до розробки апаратури.

Конструктив корпусу представлений креслениками в Додатку А.

На рис. 2.12, рис. 2.13 представлені особливості конструкції основного корпусу модуля коагуляції крові. У корпусі передбачені конструктивні елементи корпусу, що призначені для забезпечення постійної додаткової вентиляції внутрішнього простору корпусу природним шляхом (рис. 2.12). Таким чином, на дні корпусу передбачені вентиляційні отвори, які виконуються при виготовленні корпусної деталі нижньої кришки корпусу. Окрім того, в корпусі передбачені відповідні елементи вентиляції типу кулеру, підключені в електричну систему живлення коагулятора, що надано в електричній схемі корпусу в Додатку А до пояснювальної записки проєкту.

Особливістю конструктиву корпусу коагулятора є те, що під час роботи необхідно зберігати щільність та надійність з'єднання верхньої та нижньої кришок корпусу (рис. 2.13).

Таким чином, необхідно було розробити технологію виготовлення корпусних деталей відповідно технічних умов завдання.

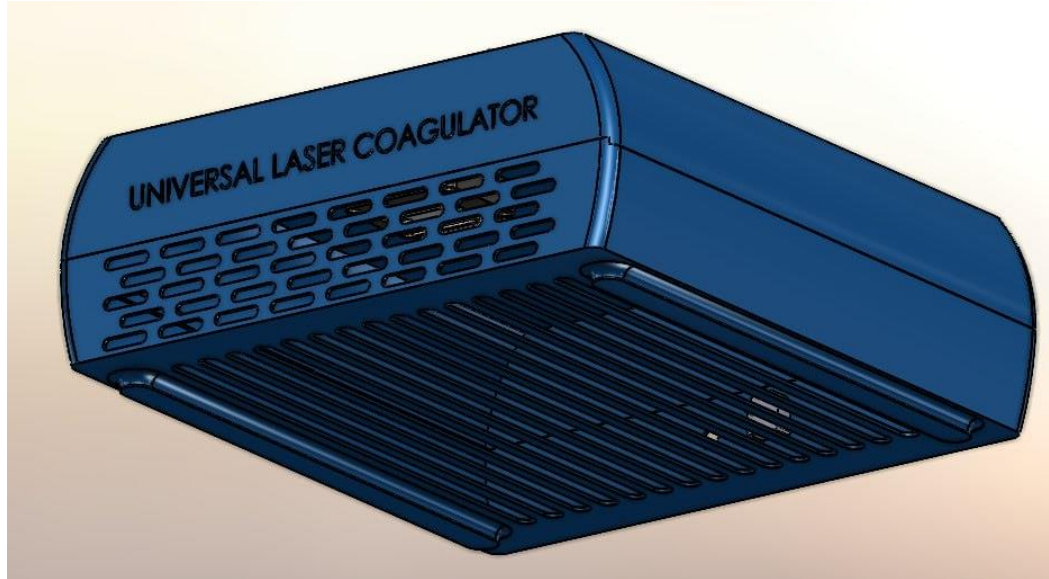


Рис. 2.12. Вигляд корпусу коагулятора. Вентиляційні отвори на дні

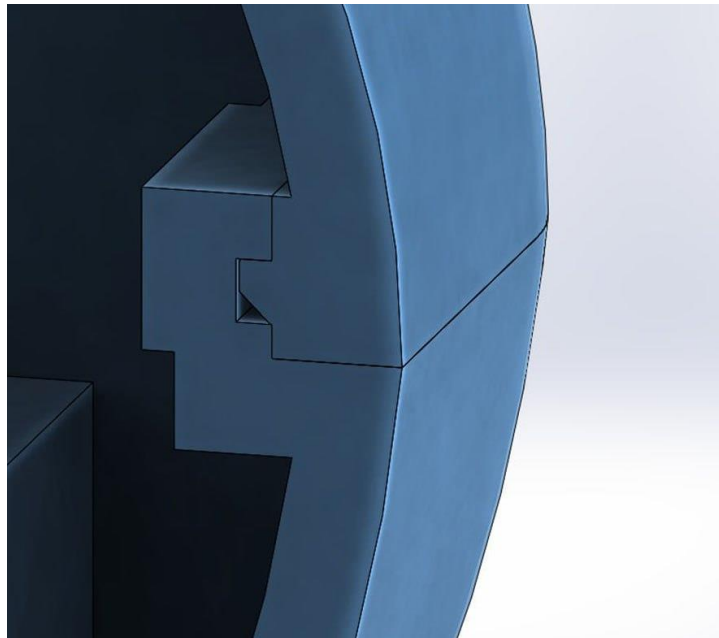


Рис. 2.13 Тип з'єднання верхньої та нижньої кришок корпусу

2.6 Опис технології виготовлення корпусних деталей модуля

Для корпусу було прийнято рішення розробити власний корпус із фотополімерного матеріалу, в даному випадку конкретно Anycubic Resin Blue,

який чудово підходить для пазових з'єднань коробки за рахунок чудової пружності, має непоганий вигляд, малу усадку - 3,72-4,24% і дозволяє друкувати деталі доволі високої точності і чистоти використовуючи вже розповсюджену технологію 3Д друку фотополімерами на відповідних станках 3Д друку.

Процес розробки корпусних деталей складає відносно невеликий проміжок часу за рахунок використання відповідних САПР, що дозволяють нам використовувати завчасно здобуті 3Д моделі модулів, що значно прискорює і спрощує процес розробки - вносяться відповідні 3Д-моделі, по яким будується корпус з урахуванням всіх особливостей форм і конструкцій модулів, значно спрощується продумування систем вентиляцій і подібного.

Завдяки використанні технології 3Д-друку відпадає нагальна потреба вказання всіх розмірів, і продумування маршрутів доступу до оброблюваних елементів, адже як такої обробки після використання 3Д-друку необхідності використовувати нема - всі елементи готові одразу, хіба може виникати потреба додаткової хімічної та фізичної обробки - спиртами, ультрафіолетом тощо.

В даному випадку спочатку моделі вносяться у програму обладнання для 3Д друку, слайсер, через який відбувається генерація G-коду для друкування моделей.

Після цього очищаються моделі корпусу від підтіків полімеру у центрифугі з наповненням в виді етилового спирту, що гарно підходить для обробки матеріалів із фотополімеру.

Наступним кроком є процес кристалізації матеріалу корпусу, за допомогою обладнання з ультрафіолетовими лампами відбувається процес, який триває близько 10-15 хвилин, для надання корпусу необхідних нам пружних властивостей при достатній твердості виробу.



Рис. 2.14 - Фотополімерний принтер

Після друкування моделі очищаються від потьоків у мийці зі спиртом, і полімеризується під дією УФ полімеризатора, це займає 10-15 хвилин, пристрій зображено на фото на рисунку 2.12 та 7.2.13.



Рис..2.15 - Anycubic Wash and Cure 3 Plus
налаштований для очистки



Рис.2.16 - Anycubic Wash and Cure 3 Plus
налаштований для полімеризації

Таким чином, технологія виготовлення корпусних деталей модуля коагуляції крові повністю відповідає сучасним вимогам до медичних приладів та апаратів, що призначені для застосування в клінічних установах.

Кресленики, які пояснюють конструкцію модулю, надані в Додатку А до цієї пояснювальної записки.

Висновки до розділу 2

В даному розділі було розглянуті основні засади розробки автоматизованого модуля коагуляції крові, заснованих на принципах впливу на кров. Ці прилади зазвичай застосовані при хірургічних операціях та призначений для неінвазивної взаємодії з кров'ю, забезпечення беззараженого втручання в організм.

Наведені приклади реалізації цих принципів у вигляді кваліфікації медичних систем та наведення конкретних медичних апаратів, що використовуються в сучасній медицині. Процеси коагуляції залежать від заданих параметрів та існуючих робочих інструментів, також на ці процеси впливає кваліфікація лікаря.

Наданий опис конструктивних особливостей побудови корпусу модуля коагуляції крові. а також алгоритми керування автоматизованим модулем в складі автоматизованого хірургічного комплексу.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В даному проєкті було проведено огляд та зроблено аналітичний аналіз існуючих технічних рішень щодо створення автоматизованого коагулятора крові, який призначено для роботи в роботизованих хірургічних комплексах.

На підставі проведеного аналізу обрано напрямок дослідження та розробки варіанта конструкції та схемних рішень автоматизованого модуля коагулятора крові під час хірургічних маніпуляцій.

Розглянуті основні засади розробки автоматизованого модуля коагуляції крові, заснованих на різних фізичних та біофізичних принципах, наведені приклади реалізації цих принципів у вигляді кваліфікації медичних систем та наведення конкретних медичних апаратів, що використовуються в сучасній медицині. Процеси коагуляції залежать від заданих параметрів та існуючих робочих інструментів, також на ці процеси впливає кваліфікація лікаря.

Визначено засади створення оптоволоконного маніпулятора, який призначений для роботи в складі з основним коагулятором в системі хірургії.

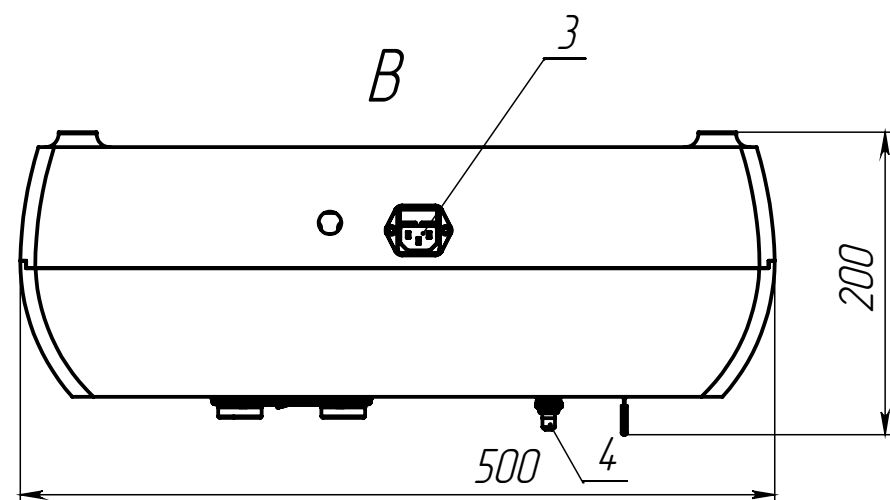
Подальший розвиток лазерної коагуляції крові в сучасному світі є дуже перспективним, зі своїми можливостями універсального впливу на біологічні тканини.

СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

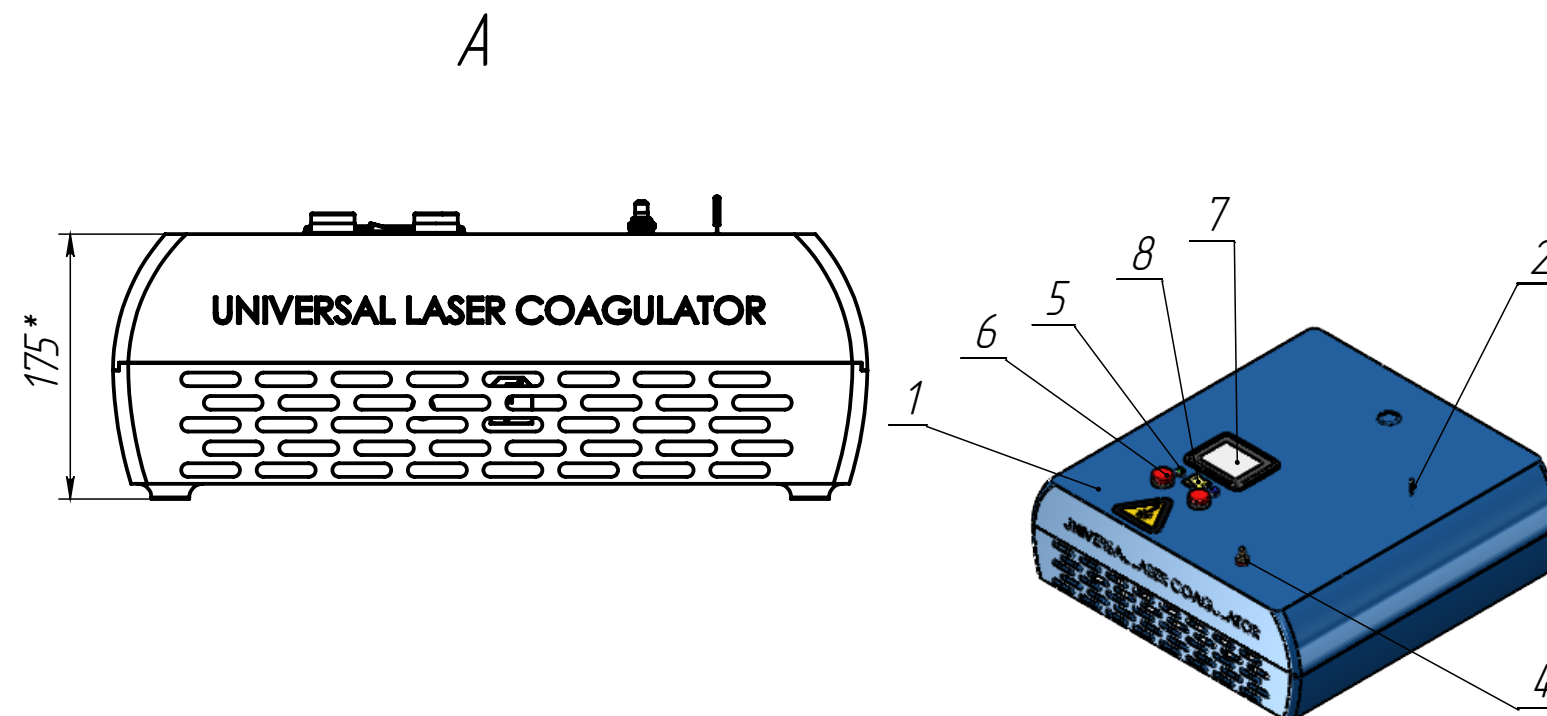
1. Cheng, Richard W. Relationship between retinal blood flow and arterial oxygen / Richard W. Cheng, Firdaus Yusof, Edmund Tsui, et al. // Journal of physiology – London. – 2016. – Vol. 594, Is. 3. – P. 625-640
2. Huang, Chih-Chung Measurement of the doppler power of flowing blood using ultrasound doppler devices / Chih-Chung Huang, Hung-Lung Chou, Pay-Yu Chen // Ultrasound in medicine and biology. – 2015. – Vol. 41, Is. 2. – P. 565-573.
3. Ishiko N., Loewenstein W. R., Effects of temperature on the generator and action potentials of a sense organ, J.Gen. Physiol., 45, 105-124 (1961).
4. Патент України № 112935. Спосіб вимірювання швидкості кровотоку. / Скицюк В.І., Ключко Т.Р., Зорко Є.В., Підтабачний А.І. Заявка № U2016 05212 Україна на корисну модель. МПК7 А61В 5/026. Пріоритет 13.05.2016. опубліковано 10.01.2017, бюл. № 1/2017
5. Дастжерді А.Х.М., Ключко Т.Р., Скицюк В.І., Голопура С.І. Стимуляція регенерації біологічних структур випромінюванням фізіотерапевтичних приладів серії «ПРОМІНЬ» // Фотобіологія та фотомедицина. - 2010. - № 3(4). – С. 102-105.
6. Скицюк В.І., Ключко Т.Р., Дастжерді А. Х. М. Інтегрована система «ПРОМІНЬ-АРІА» фоторегенерації та фотостимуляції організму // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. – Вип.43.– С. 162-168.
7. Дастжерді А. Х. М., Ключко Т. Р. Системне уявлення фоторегенерації структур організму // Вісник НТУУ «КПІ». Серія приладобудування. – 2012. - Вип. 44. – С. 153-159.
8. Електрохірургічний апарат ValleyLab Force Triad. <https://medicalstore.com.ua/uk/product/covidien-force-triad/>
9. Коагулятор хірургічний ERBE VIO 300D. <https://medicalstore.com.ua/uk/product/erbe-vio-300d-system/?srsltid=AfmBOopL7L0wzGbHza5ytQwY1vL9SrXoKjUTd7yQApq9ACkJO5hTkVWl>
10. Електрохірургічний апарат ARC 400, BOWA, Німеччина 900-400 <https://medservice.net.ua/ua/p1811653043-elektrohirurgicheskij-apparat-arc.html?srsltid=AfmBOorw52jLHFom0baPzFFkzw1HWQtalyprL6GvdKqSpXLQMoWeCfbQ>
11. Johnson Ethicon Ethicon HP054 Harmonic Scalpel Hand peice for GEN 11 or G300. <https://www.bio-equip.cn/en/show1equip.asp?equipid=97902>

12. Olympus SONICBEAT . <https://www.olympus-europa.com/medical/en/Products-and-Solutions/Products/Product/SONICBEAT.html>
13. LigaSure. <https://www.medtronic.com/en-us/healthcare-professionals/products/surgical-energy/vessel-sealing.html>
14. Апарат для Електрохірургії ERBE VIO 200D APC 2 EIP 2 Argon Plasma Coagulation Детальніше: <https://rehabexpert.eu/ua/p753428772-apparat-dlya-elektrohirurgii.html>.
15. Коагулятор лазерний універсальний "Ліка-хірург М". <https://medshop.com.ua/ua/hirurgiya/hirurgichni-lazeri/koagulyator-lazernyy-universalnyy-lika-hirurg-m.html>
16. Versius (CMR Surgical)/ <https://cmrsurgical.com/>
17. Hugo RAS (Medtronic). <https://www.massdevice.com/medtronic-finally-unveils-its-new-robot-assisted-surgery-system/>
18. Senhance/ <https://www.asensus.com/>
19. Revo-i Robotic Surgical System <https://www.surgicalroboticstechnology.com/company/meerecompany/revo-i-surgical-robot/>
20. Y. Zhuk and T. Klotchko, "COMPARISON OF 3D-PRINTED PARTS' QUALITY USING PRINTERS WITH "COREXY" AND 'DELTA' KINEMATICS", Bull. Kyiv Polytech. Inst. Ser. Instrum. Mak., no. 68(2), pp. 50–55, Dec. 2024..

Додаток А
ГРАФІЧНІ МАТЕРІАЛИ



1. * – Розміри для довідок.
2. Маркувати позначення деталі на бурці.
3. Виконати перфорацію для оптоволоконного маніпулятора по місцю монтажу плати та приєднання кабеля.



Форм.	Поз.	Позначення	Назва		Прим.
			<u>Складальні одиниці</u>		
	1	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК	Корпус	1	2.22
	2	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.02.000 СК	Оптоволоконний маніпулятор	1	0.02
			<u>Інші вироби</u>		
	3		Роз'єм живлення KLS1-AS-301-11	1	
	4		RSA конектор лазера	1	
	5		Кнопка натискна	2	
	6		Червона лампа індикації ad16-22ds	2	
	7		Дисплей ME61-368544-Process View Display high	1	
	8		Перемикач EL90004	1	

					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.00.000 СК				
					Коагулятор	Лит.		Маса	Масштаб
								2.73	1:5
						Лист 1		Листів: 13	
						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського			
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата					
Розроб.		Байко О.							
Перев.		Клочко Т.Р.							
Т. контр.									
Н. контр.									
Затв.									

Перв. примен.

Спраб. №

Падл. и дата

Инд. № дубл.

Взам. инд. №

Падл. и дата

Инд. № подл.

2

1

ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК

500*

500*

500*

175

1

2

Очікуване з'єднання корпусу після 3Д друку

ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК

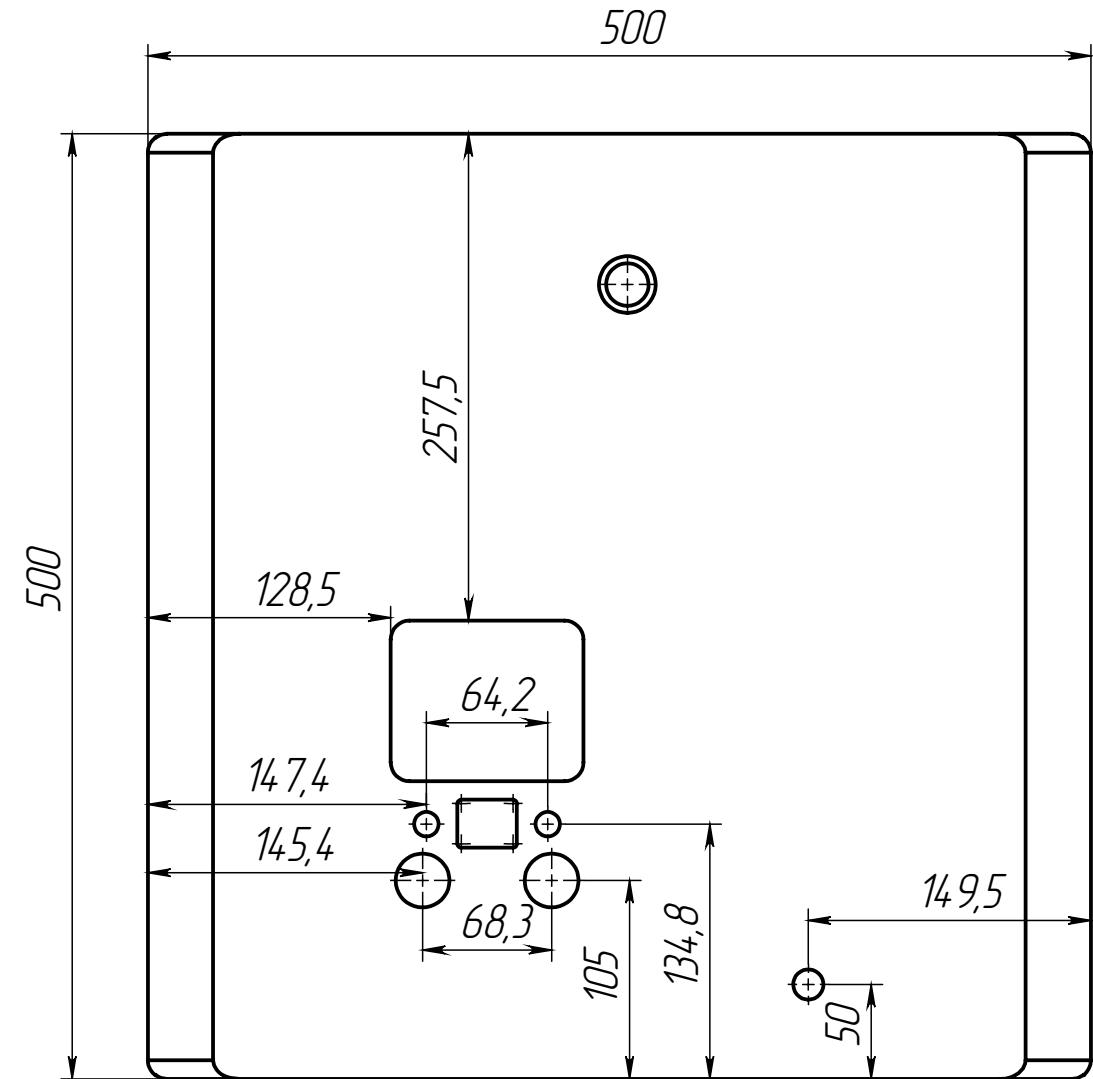
1. * - Розміри для довідок.

2. Маркувати позначення деталі на дирці.

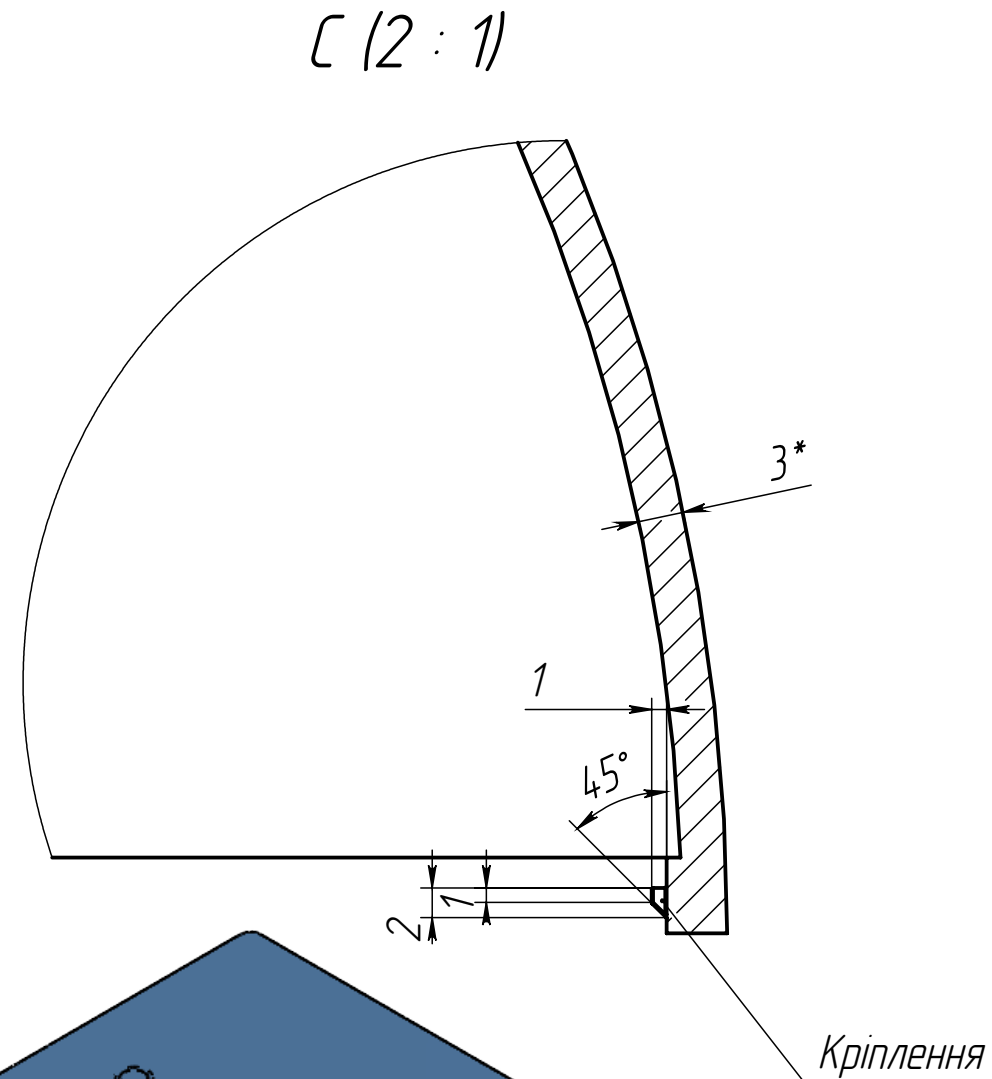
3. Компоненти поз. 1, 2 приєднувати за допомогою термоклею YATO YT-82431, після збірки електричних компонентів приладу у кінцевій збірці Коагулятора ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК !

4. Перевірити кріплення і з'єднати відповідно ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК

Форм.	Поз.	Позначення	Назва		Прим.			
			Деталі					
	1	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001	Верхня кришка корпусу	1				
	2	ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.002	Нижня кришка корпусу	1				
			ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.000 СК					
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата	Корпус коагулятора			
Розроб.	Байко О.							
Перев.	Клочко Т.Р.							
Т. контр.								
Н. контр.					Лист 2	Маса	Масштаб	
Затв.								
						Листів: 13		
						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського		



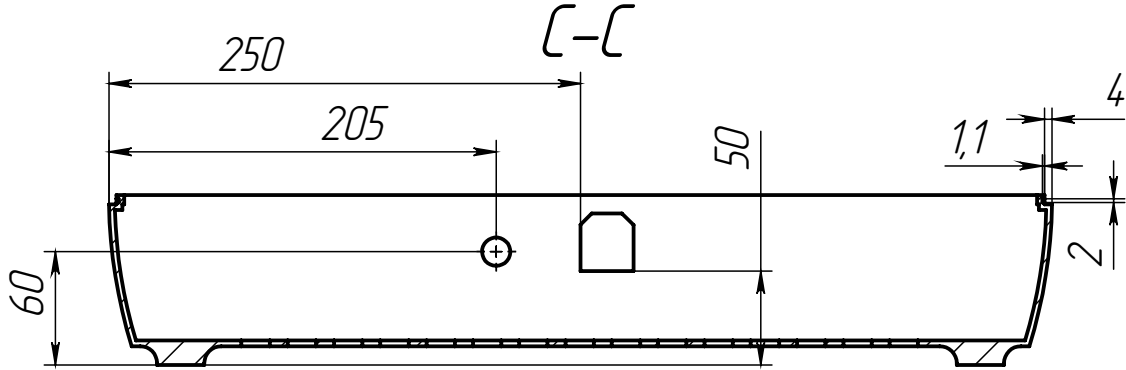
- * - Розміри для довідок.
- Маркувати позначення деталі на дирці.
- Невказані розміри прийняти по електронній моделі.
- Метод виконання деталі фотополімерний друк.



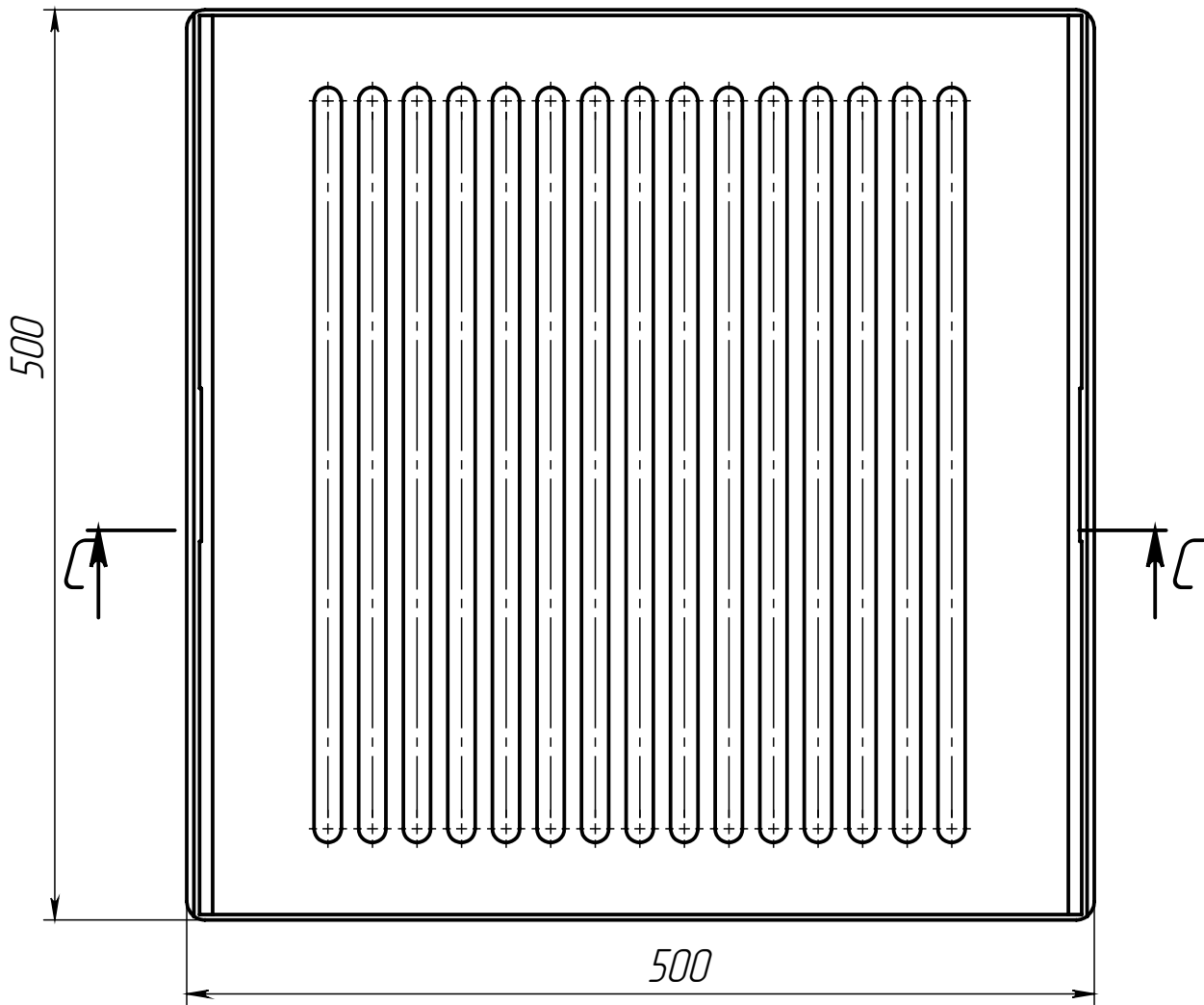
					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001				
					Верхня кришка корпуса	Лит.		Маса	Масштаб
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата				1.13	1:4
Розрад.	Бойко О.								
Переб.	Клочко Т.Р.								
Т. контр.									
					Фотополімерна смола JAMG HE 10K Standard	Лист 3		Листів: 13	
Н. контр.						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського			
Затв.									

Перв. примен.		Спраб. №		Падп. и дата		Инд. № дубл.		Взам. инд. №		Падп. и дата		Инд. № подл.	

ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001

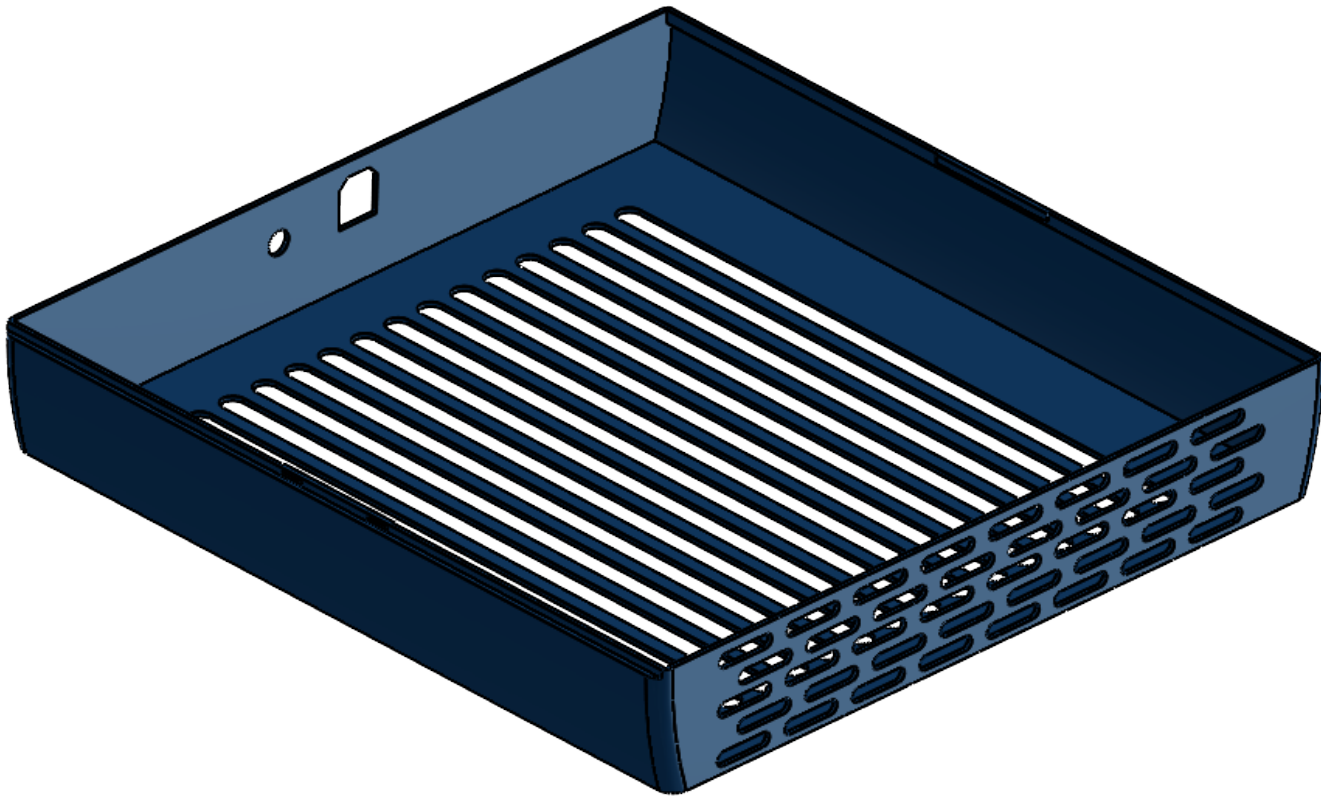
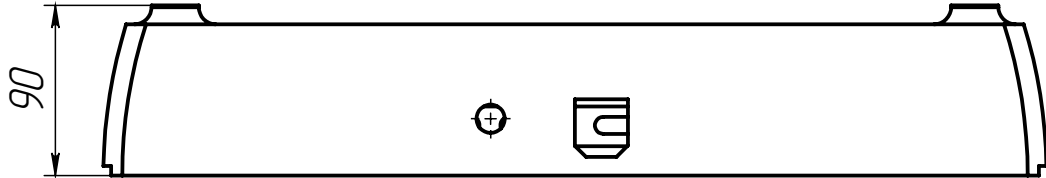


A

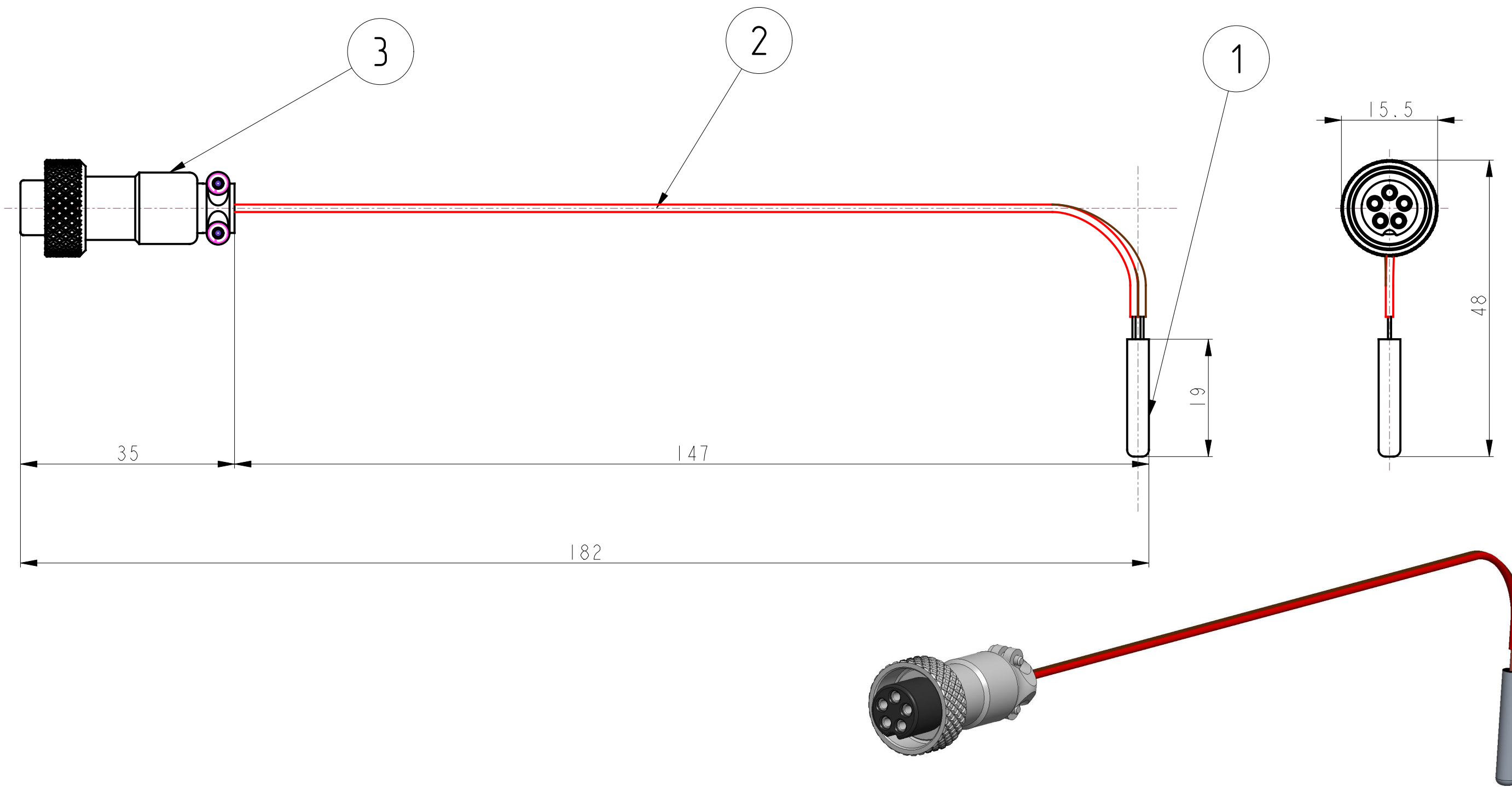


- * - Розміри для довідок.
- Маркувати позначення деталі на дирці.
- Невказані розміри прийняти по електронній моделі.
- Метод виконання деталі фотополімерний друк на 3Д принтері.

A



ДПБ.ПБ-з11.01.1720.01.001					Лит.			Маса	Масштаб
Нижня кришка корпуса					1.10			1:4	
Лист 4					Листів: 13				
Фотополімерна смола JAMG HE 10K Standard					ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського				
Зм.	Лист	№ докум.	Підп.	Дата					
Розроб.	Бойко О.								
Перев.	Клочко Т.Р.								
Т. контр.									
Н. контр.									
Затв.									

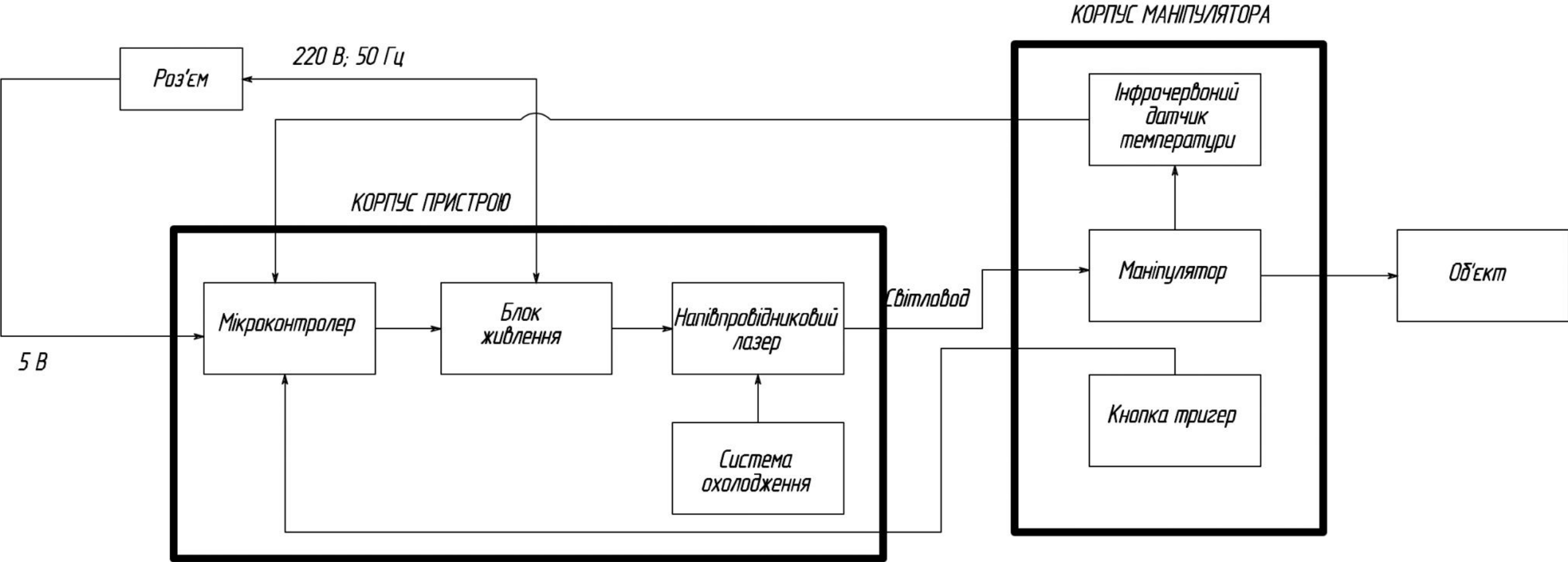


					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.02.000 СК				
					Оптоволоконний маніпулятор	Лист.		Маса	Масштаб
									3:2
						Лист: 5		Листів: 13	
						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Скорського			
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата					
Розробив.		Бойко О.							
Перевінив.		Клочко Т.Р.							
Т.контр.									
Нач.від.									
Н.контр.									
Узгодив.									

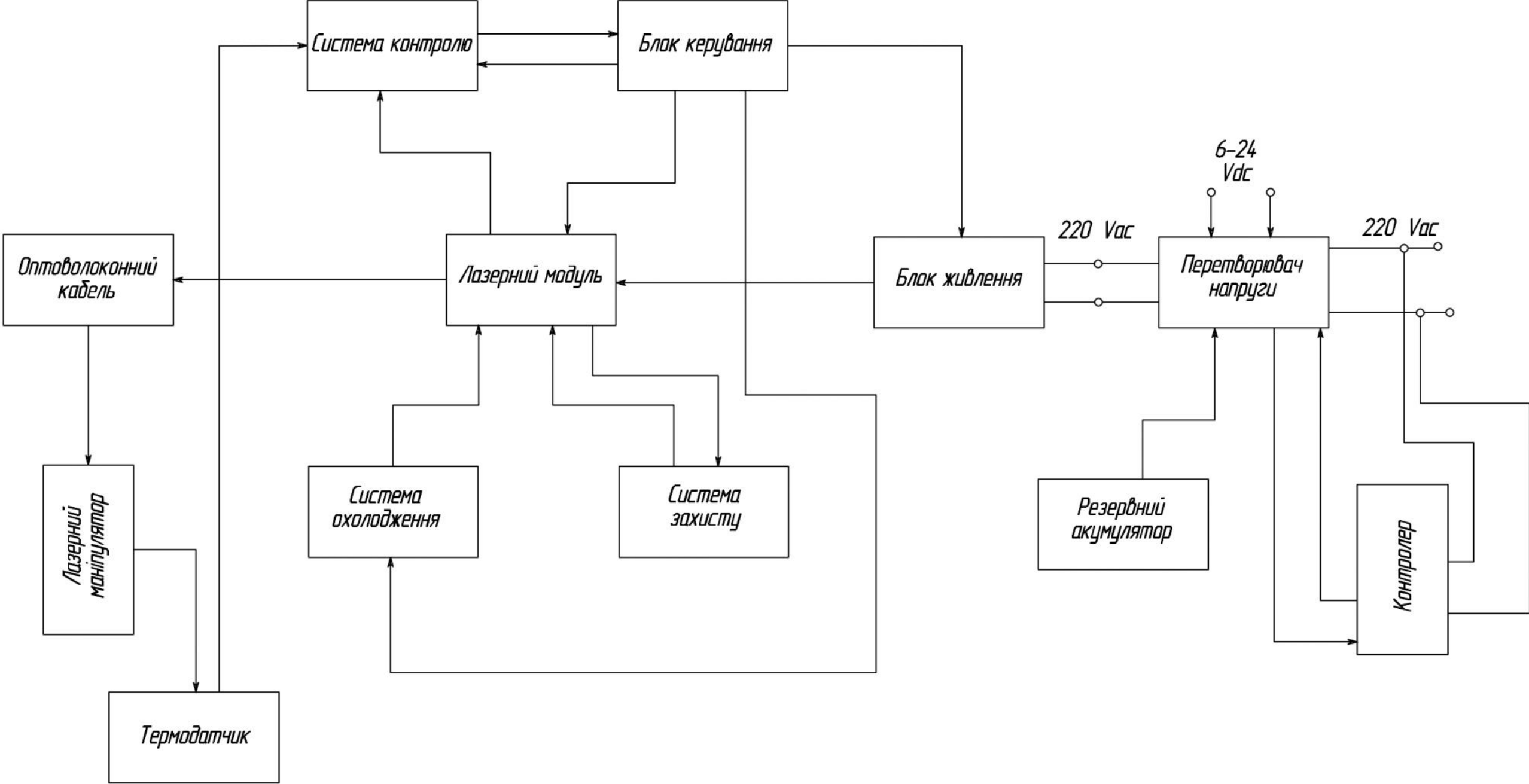
075.75-31.01.1720.02.000 C17

Формат	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кіл.	Замітки.
						Artic. Num.
				Документація		
			ДПБ.ПБ-з11.01.1720.00.000 СК	Складальне креслення		
				Інші вироби		
		1		Датчик температури	1	
		2		Кабель AWG20	1	
		3		Роз'єм	1	

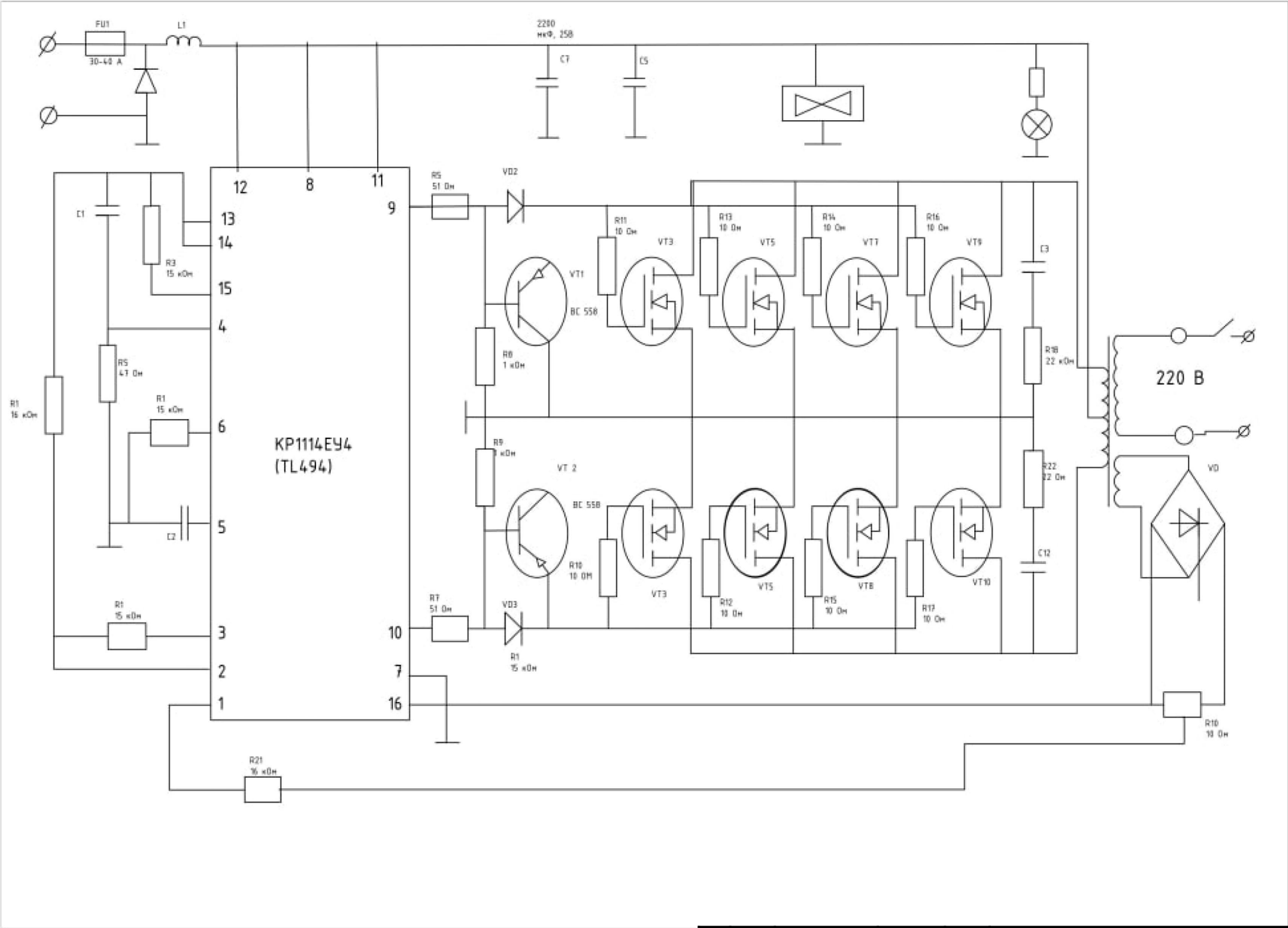
					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.02.000 СП							
					Оптоволоконний маніпулятор	Лит.			Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата		Лист: 6			Листів: 13			
Розробив.	Байко О.					ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського						
Перевірив.	Клочко Т.Р.											
Т.контр.												
Нач.від.												
Н.контр.												
Узгодив.												



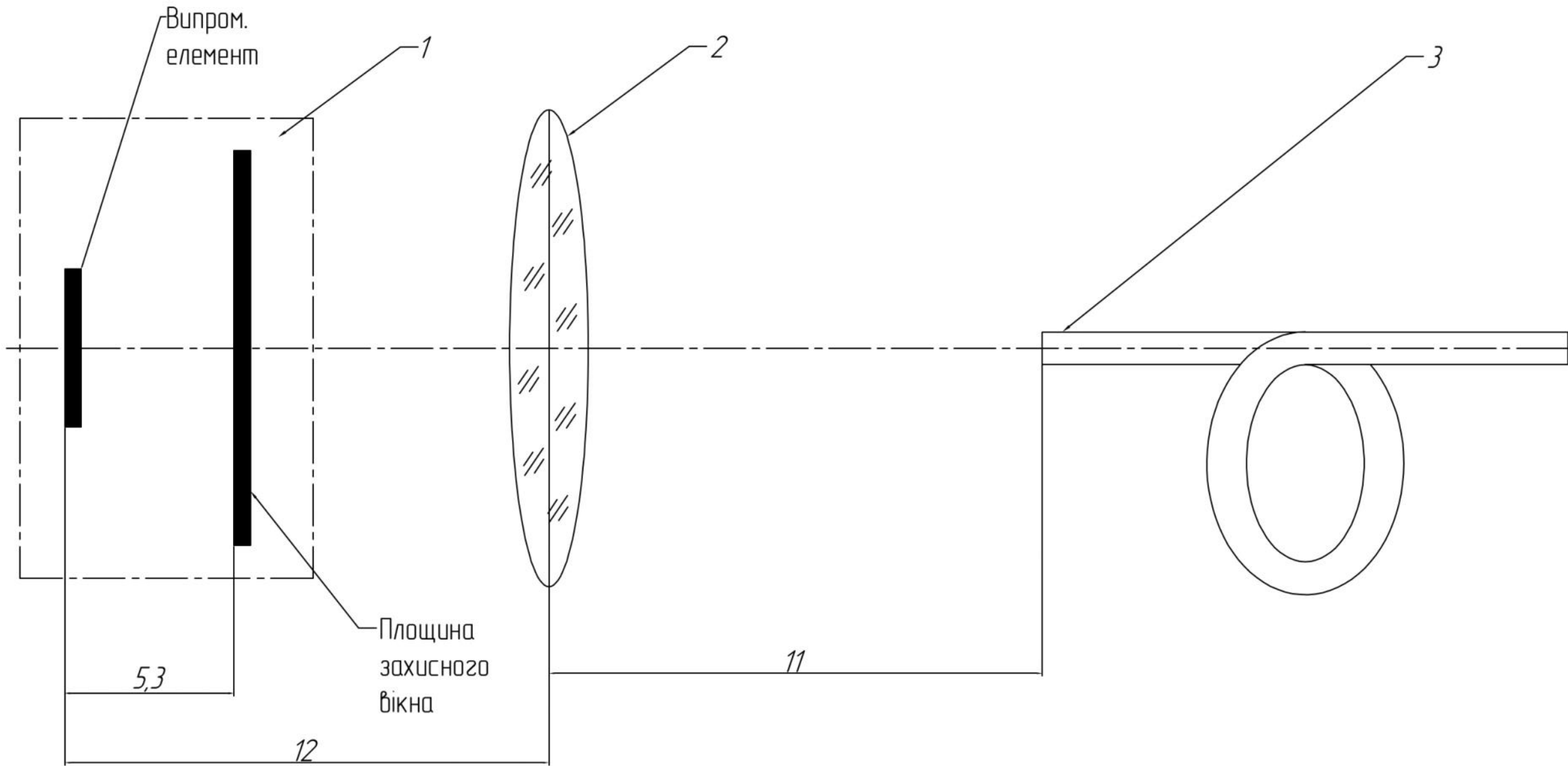
						ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 СхС								
						Модуль коагулятора. Схема структурно-функціональна			Лист.		Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.		Підпис.	Дата				Лист: 7		Листів: 13			
Розробив.		Бойко О.												
Перевірив.		Клочко Т.Р.												
Т.контр.														
Нач.від.														
Н.контр.														
Узгодив.														
					</									



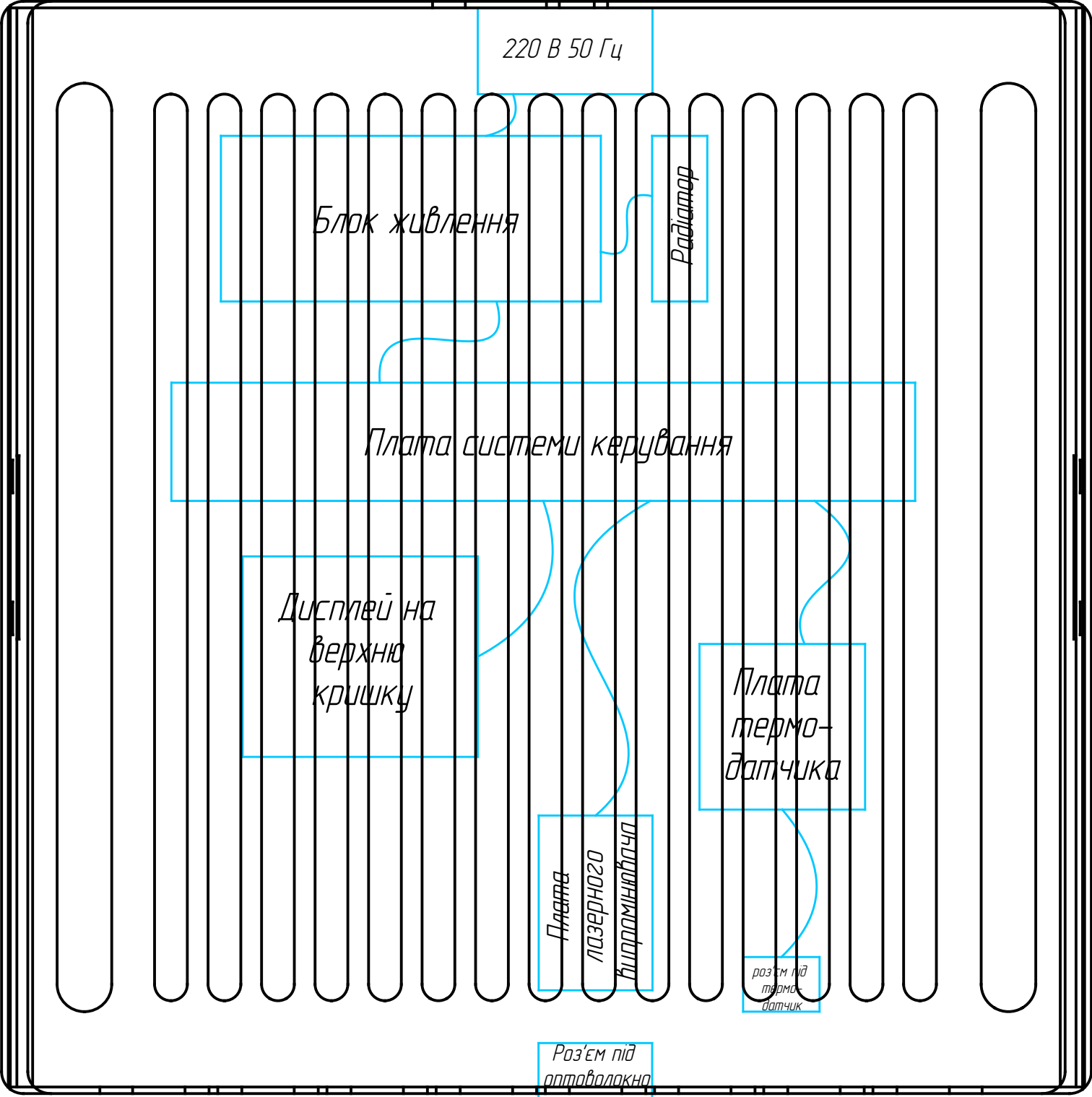
					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 Сх						
					Модуль коагулятора. Схема принципова	Лист.		Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата							
Розробив.		Бойко О.									
Перевірів.		Клочко Т.Р.									
Т.контр.											
Нач.від.						Лист: 8		Листів: 13			
Н.контр.						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського					
Узгодив.											



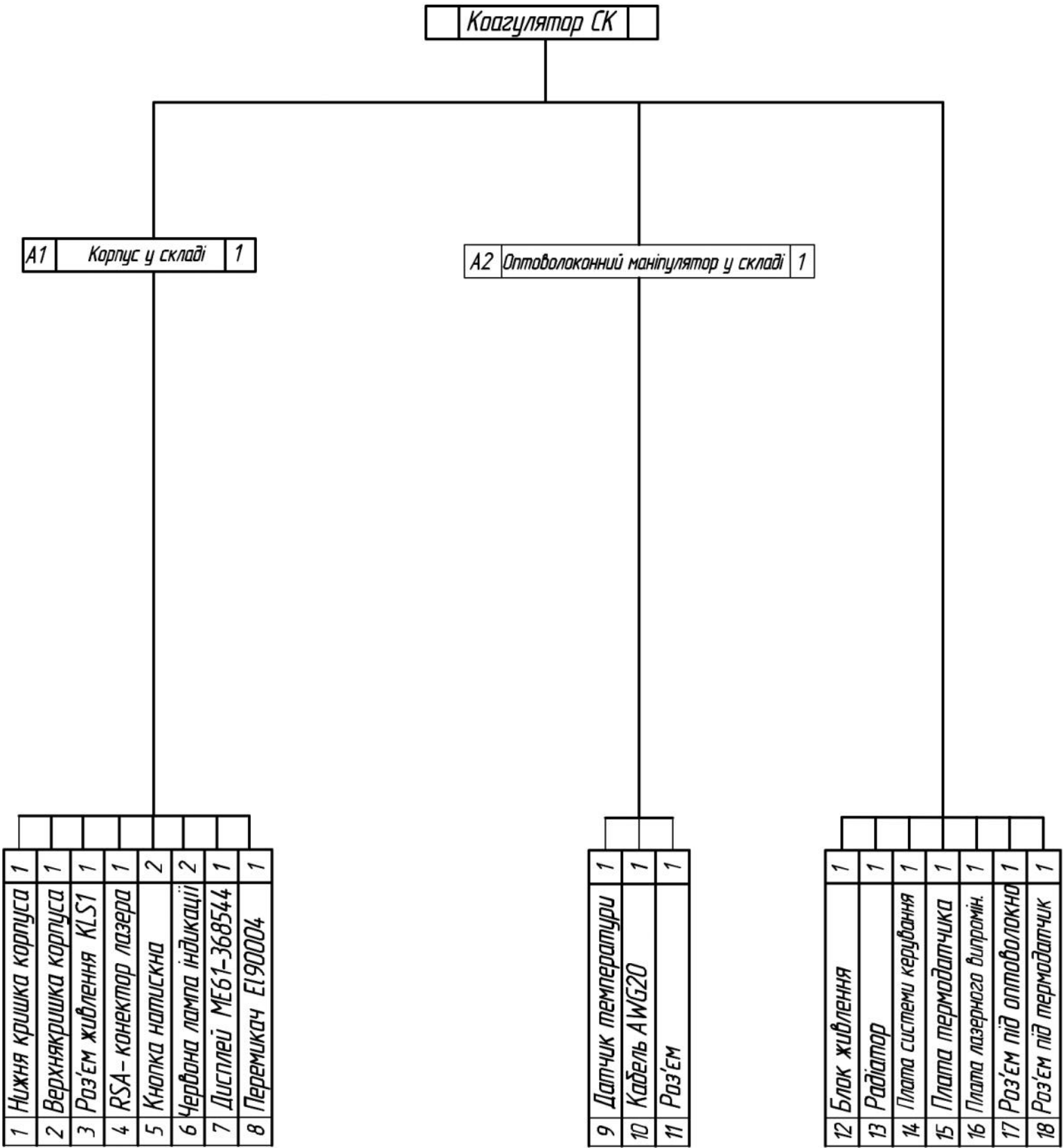
					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 СхЕ						
					Модуль коагулятора. Схема електрична	Лист.		Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата							
Розробив.	Бойко О.										
Перевінив.	Клочко Т.Р.										
Т.контр.						Лист: 9		Листів: 13			
Нач.від.						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського					
Н.контр.											
Узгодив.											



					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001 Сх0						
					Оптична система маніпулятора-коагулятора. Схема оптична	Лист.		Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата							
Розробив.	Бойко О.										
Перевірив.	Клочко Т.Р.										
Т.контр.						Лист: 10		Листів: 13			
Нач.від.						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського					
Н.контр.											
Узгодив.											



					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.001. Сх1							
					Компоненти коагулятора. Схема ілюстративна	Лист.			Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата								
Розробив.		Бойко О.										
Перевірив.		Клочко Т.Р.										
Т.контр.												
Нач.від.												
Н.контр.												
Узгодив.												
						Лист: 11						
						Листів: 13						
						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського						



					ДПБ.ПБ-з11.01.1720.002 Сх							
					Схема складального складу коагулятора	Лист.			Маса		Масштаб	
Змін.	Лист	№ докум.	Підпис.	Дата								
Розробив.	Бойко О.											
Перевірив.	Клочко Т.Р.											
Т.контр.												
Нач.від.												
Н.контр.												
Узгодив.												
						Лист: 12 Листів: 13						
						ПБФ, КПІ ім. Ігоря Сікорського						

