

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

**Приладобудівний факультет
Кафедра виробництва приладів**

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

В.о. Віктор АНТОНЮК

«___» _____ 20__ р.

Дипломний проєкт

на здобуття ступеня бакалавра

**за освітньо-професійною програмою «Медичні прилади і системи»
спеціальності 152 «Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка»
на тему: «Модуль перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій
біометричній системі»**

Виконав:

студент III курсу, групи ПБ-п72

Хоменко Антон Анатолійович

Керівник:

асистент

Яковенко Ірина Олександрівна

Консультант з назва розділу:

Рецензент:

проф. В.Т.ІІ. Курчеджик Р.В.

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

Студент

Київ – 2020 року

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

Приладобудівний факультет

Кафедра виробництва приладів

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 152 «Метрологія та інформаційно-вимірвальна техніка»

Освітньо-професійна програма «Медичні прилади і системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

В.о. Віктор АНТОНЮК

«___» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Хоменку Антону Анатолійовичу

1. Тема проєкту «Модуль перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі», керівник проєкту Яковенко Ірина Олександрівна, асистент, затверджені наказом по університету від «25» травня 2020р. №1180-с
2. Термін подання студентом проєкту «10» червня 2020р.
3. Вихідні дані до проєкту блок ідентифікації судини, модуль проколу біологічної тканини та забору крові, довжина хвилі випромінювання світлодіоду 870 нм, робоча напруга модулю 5В, глибина проколу 2,6 мм.
4. Зміст пояснювальної записки Вступ; 1.Конструкторський розділ; 1.1Анатомічні особливості будови кисті руки; 1.2 Класифікація методів забору крові та перфорації шкіри; 1.3 Опис методу; 1.4 Огляд об'єктів інтелектуальної власності; 1.5 Аналіз існуючих аналогів систем для забору крові; 1.6 Розробка загального вигляду модулю перфорації шкіри та забору крові в автоматизованій біометричній системі; 1.7 Розробка структурно-функціональної схеми роботи модулю; 1.8 Вибір елементарної бази для реалізації модулю; 1.9 Розробка електричної схеми приладу; 1.10 Розрахунок запобіжного резистора для світлодіоду; 1.11 Розрахунок геометрії блоку ідентифікації кровоносної судини; 1.12 Розробка 3D моделі модулю перфорації шкіри та забору крові; 1.13 Робота модулю перфорації шкіри в

автоматизованій біометричній системі; 2. Технологічний розділ; 2.1. Аналіз технологічності та розробка складального креслення модуля перфорації шкіри та забору крові; 2.2. Розрахунок технологічності модуля перфорації шкіри та забору крові; 2.3. Розрахунок точності складальних робіт; 2.4. Розробка структурної схеми складання; 2.5. Технологічна схема складання модуля перфорації шкіри та забору крові; 2.6. Повірка світлодіода; Висновки; Список використаних літературних джерел.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): Класифікація методів забору крові (A1); Структурно-функціональна схема модуля перфорації шкіри та забору крові (A1); Загальний вигляд модуля (A2); Схема електричного модуля (A3); Складальне креслення модуля (A1); CCC (A1); TCC (A1); Деталювання (A4).

6. Консультанти розділів проєкту*

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв

7. Дата видачі завдання 25.03.2020р.

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд анатомічної будови кисті руки	27.03.2020	виконав
2	Розробка класифікації методів забору крові	8.04.2020	виконав
4	Огляд об'єктів інтелектуальної власності та аналіз існуючих аналогів	16.04.2020	виконав
6	Розробка загального вигляду та структурно-функціональної схеми	05.05.2020	виконав
8	Вибір елементної бази для реалізації	07.05.2020	виконав
9	Розробка електричної схеми та електричний розрахунок	14.05.2020	виконав
10	Розрахунок специфічних параметрів системи	20.05.2020	виконав
11	Розробка складального креслення	26.05.2020	виконав
12	Розрахунки технологічності виробу	28.05.2020	виконав
13	Розробка ТСС, CCC, маршрутних карт	03.06.2020	виконав
14	Подача диплому до захисту	10.06.2020	виконав

Студент

АХ

Антон ХОМЕНКО

Керівник

Я

Ірина ЯКОВЕНКО

* Якщо визначені консультанти. Консультантом не може бути зазначено керівника дипломного проєкту.

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Приміт
1	A4		Завдання на дипломний проєкт	2	виконав
2	A4	ДП ПБ-п72.1702.000 ПЗ	Пояснювальна записка	92	виконав
3	A1	ДП ПБ-п72.1702.001 СХ	Класифікація методів забору крові	1	виконав
4	A1	ДП ПБ-п72.1702.002 СХ	Структурно-функціональна схема	1	виконав
5	A1	ДП ПБ-п72.1702.003 СК	Загальний вигляд модуля	1	виконав
6	A3	ДП ПБ-п72.1702.004 СХ	Схема електрична принципова модуля	1	виконав
7	A1	ДП ПБ-п72.1702.005 СК	Складальне креслення модуля	1	виконав
8	A1	ДП ПБ-п72.1702.006 СХ	Структурна схема складання	1	виконав
9	A1	ДП ПБ-п72.1702.007 СХ	Технологічна схема складання	1	виконав

				ДП ПБ-п72.1702.000 ПЗ	
	ПІБ	Підп.	Дата	Відомість дипломного проєкту	Лист
Розробн.	Хоменко А.А.	<i>А.А.</i>	10.06.20		1
Керівн.	Яковенко І.О.	<i>І.О.</i>	10.06.20		92
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського
Н/контр.					Каф. ВП
Зав.каф.					Гр. ПБ-п72

АНОТАЦІЯ

У дипломному проєкті було розглянуто актуальні методи перфорації шкіри для забору зразка крові, а також методи ідентифікації судини в біологічній тканині. За основу методу ідентифікації кровоносної судини обрано стерео метод з використанням інфрачервоного світла, методу проколу – використання нано голки, вакуумний метод забору крові.

Дипломний проєкт складається з двох розділів: конструкторського та технологічного. Проєкт викладений на 92 сторінках, містить 36 рисунків, 13 таблиць, 13 формул, 2 додатки і 32 літературних джерела.

В конструкторському розділі приведені особливості будови кисті руки, класифікація методів забору крові, зроблено огляд об'єктів інтелектуальної власності та існуючих аналогів. На основі аналізу цих даних розроблена структурно-функціональна схема приладу, підібрана елементарна база для реалізації, був запропонований загальний вигляд модулю та розроблена 3D модель конструкції приладу.

В технологічному розділі розроблене складальне креслення системи, розраховані показники технологічності, побудовані складальна та технологічна схеми складання, підібраний метод перевірки світлодіоду інфрачервоного спектру випромінювання.

Ключові слова: модуль забору крові, ідентифікація кровоносної судини, перфорація біологічної тканини.

SUMMARY

The diploma project considered topical methods of skin perforation and blood sampling, as well as methods of vessel identification in biological tissue. The stereo method with the use of infrared light was chosen as the basis of the method of blood vessel identification, the method of puncture - the use of nanoneedles, the vacuum method of blood collection.

The diploma project consists of two sections: design and technological. The project is set out on 92 pages, contains 36 figures, 13 tables, 13 formulas, 2 appendices and 31 references.

The design section presents the features of the structure of the hand, the classification of blood collection methods, an overview of intellectual property and existing analogues. Based on the analysis of these data, the structural and functional scheme of the device was developed, the elementary basis for implementation was selected, the general view of the module was proposed and a 3D model of the device design was developed.

In the technological section the assembly drawing of the system is developed, the indicators of manufacturability are calculated, the assembly and technological schemes of assembly are constructed, the method of calibration of the LED of the infrared spectrum of radiation is selected.

Key words: blood collection module, identification of blood vessel, perforation of biological tissue.

Перелік умовних скорочень

CMOS - комплементарна структура метал-оксид-напівпровідник

NIR - Близька до інфрачервоного діапазону область, що знаходиться в межах інфрачервоної частини спектру електромагнітного випромінювання

US – ультразвук

LED – світлодіод

CCD – прилад зі зворотнім зв'язком

USB - універсальна послідовна шина

AC/DC - змінний/постійний струм

3D – тривимірна графіка

ЗМІСТ

ВСТУП	10
1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ	11
1.1 Анатомічні особливості будови кисті	12
1.1.1 Будова кисті	12
1.1.2. Розміщення судин в кисті людини	15
1.1.3. Розміри та особливості будови кисті людини.....	16
1.2. Класифікація методів забору крові та перфорації шкіри.....	19
1.3 Опис методу.....	20
1.4 Огляд об'єктів інтелектуальної власності	22
1.5 Аналіз існуючих аналогів систем для забору крові.....	28
1.6 Розробка загального вигляду модулю перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі.....	33
1.7 Розробка структурно-функціональної схеми роботи модулю.....	34
1.8 Вибір елементарної бази для реалізації модулю	37
1.9 Розробка електричної схеми приладу	42
1.10 Розрахунок запобіжного резистора для світлодіоду	45
1.11 Розрахунок геометрії блоку ідентифікації кровоносної судини	47
1.12 Розробка 3D моделі модулю перфорації шкіри для забору крові.....	48
1.13 Робота модулю перфорації шкіри в автоматизованій біометричній системі	51
2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ.....	53
2.1. Аналіз технологічності та розробка складального креслення автоматизованої системи для забору крові	54
2.1.1. Технологічність виробу.....	54
2.1.2. Розробка складального креслення автоматизованої системи забору крові.....	55
2.2. Розрахунок технологічності модулю перфорації шкіри для забору крові	59
2.2.1. Основні критерії технологічності.....	59
2.2.2 Відносні показники технологічності модулю перфорації шкіри для забору крові.....	60

2.2.3. Розрахунок відносних показників технологічності.....	61
2.3. Розрахунок точності складальних робіт	63
2.4. Розробка структурної схеми складання	64
2.5. Технологічна схема складання модуля перфорації шкіри для забору крові	66
2.6. Повірка світлодіода.....	68
ВИСНОВКИ.....	71
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ.....	72
Додаток А.....	76
Додаток Б	Ошибка! Закладка не определена.

ВСТУП

На сьогоднішній день для забезпечення точності діагностики захворювань повсюдно застосовують аналіз крові, що дає інформацію про стан організму людини та працездатність біологічних систем і окремих органів. Проведення аналізу крові це один з найбільш точних і швидких методів для визначення діагнозу. Більшість проблем виникає при перфорації біологічної тканини, що пов'язані з ідентифікацією капіляра, вени чи артерії, гігієною та стерильністю, глибиною, на яку здійснюється прокол, а також проблем, що пов'язані з кваліфікацією та досвідом медичних працівників, іншими людськими чинниками.

Ця ситуація потребує кардинальних рішень для реалізації яких є актуальною розробка автоматизованого модулю перфорації шкіри для забору крові, який може виконувати швидко та безпечно проведення процедури, простоту у використанні та значно зменшити залежність від медичного персоналу.

Метою дипломного проектування є модуль перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі, що дозволить максимально безпечно та зручно проводити діагностування захворювань і моніторинг за станом здоров'я пацієнта.

1. КОНСТРУКТОРСЬКИЙ РОЗДІЛ

1.1 Анатомічні особливості будови кисті

1.1.1 Будова кисті

Кисть людини має досить складну анатомію [1]. Так, як вона є дуже рухливою частиною нашого тіла, має велику кількість кісток, м'язів, зв'язок і суглобів. Пальці людини мають нігті, на відміну від тваринних кінцівок. Шкіряний покрив тіла і рук значно відрізняється: руки мають специфічні складки і особливу чутливість. Розпочнемо огляд кісток рук. Кістки кисті (рис. 1.1) можна розподілити на три групи: а) зап'ястні, що складаються з восьми кісток; б) п'ясті, у яку входять п'ять кісток; в) пальці, що складаються із чотирнадцяти фаланг. Із кісток, які складають кисть, лише фаланги відносяться до трубчатих. Усі кістки дрібні і близько розташовані одна до одної.

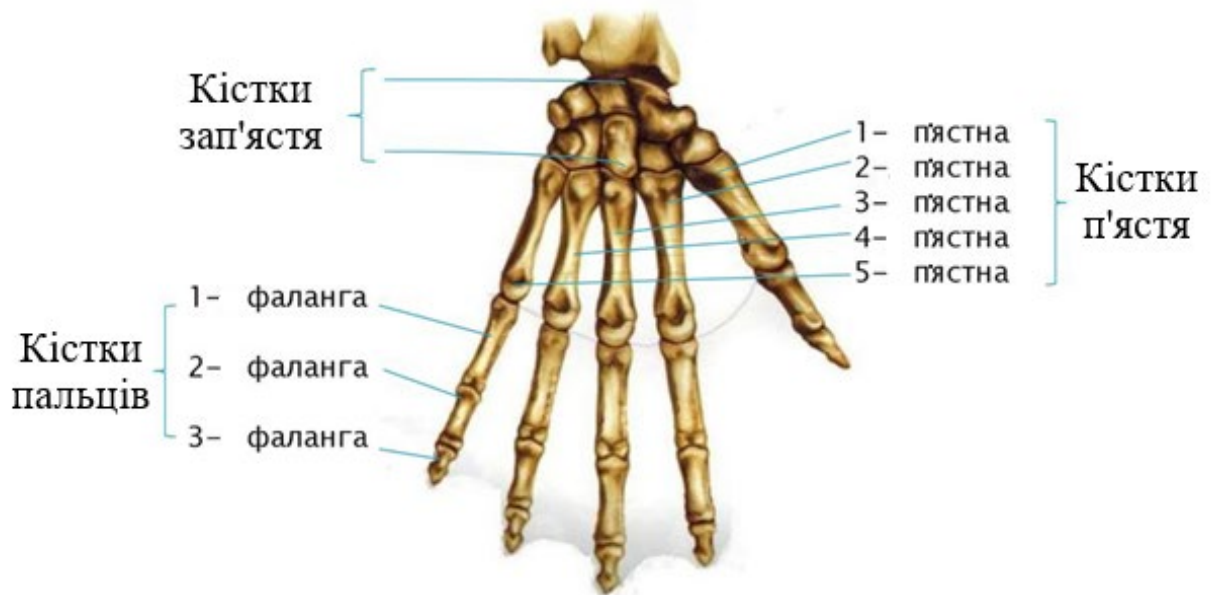


Рис. 1.1 Будова кісток кисті руки [1]

Завдяки вище зазначеному, кисть має велику пластичність і рухливість, однак саме ці показники дуже страждають при травмах. Кістки зап'ястя

утворюють суглоби і малорухливі з'єднання. Так, наприклад, променево-зап'ястковий суглоб, у вигляді півкола, забезпечує згинання та розгинання кисті. Він має складну будову, що забезпечує його велику рухливість, а також здатність витримувати різнонаправлені навантаження великої сили, при виконанні робіт. В основі великого пальця розміщений сідлоподібний суглоб, який дає можливість руху пальця в двох осях, що робить його функціональнішим.

Кістки фаланг інших пальців утворюють кулясті з'єднання, завдяки чому пальці згинаються лише в одній площині. Ця особливість збільшує можливість виникнення травм. Великий палець складається з двох фаланг, тоді як всі інші налічують по три кістки.

Кисті рук мають у своєму складі невелику кількість м'язів [1], що розташовані на зовнішній та внутрішній стороні долонь (рис. 1.2). Великий палець має у своєму розпорядженні більше м'язів, ніж інші.

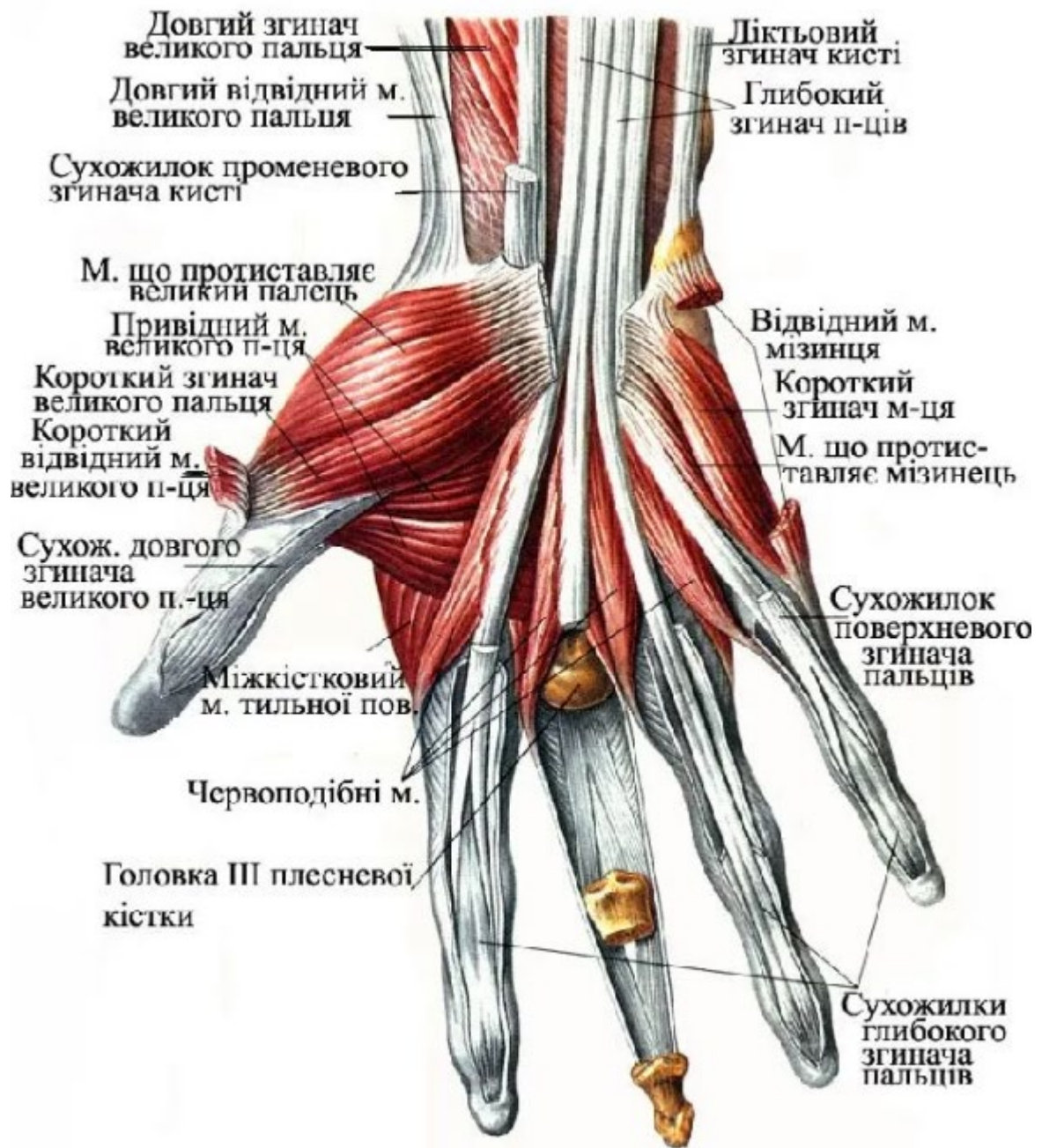


Рис.1.2 Будова м'язів кисті руки [1]

Доречі, в самих пальцях м'язів немає, хоча вони є найрухомішою частиною руки. М'язи, що розгинають і згинають пальці, розташовані у передпліччях та долонях.

1.1.2. Розміщення судин в кисті людини

Усі складові частини кисті охоплює достатньо розгалужена система судин, [2], це забезпечує гарне кровопостачання кисті (рис. 1.3), що в свою чергу дає високу рухливість та швидке відновлення тканин. Променева і ліктьова артерії тянуться з передпліччя до кисті, проходячи крізь променезап'ястковий суглоб розташовуються між кістками і м'язами кисті. У цьому місці утворюється з'єднання (анастомоз), що має вигляд глибокої та поверхневої дуги.

В кожному пальці є чотири судини, що входять до дрібних артерій, створюючи мережу кровопостачання. Така розгалужена мережа кровопостачання має велике значення при ураженні будь-якої частини пальця, тоді загальне кровопостачання кисті не сильно постраждає.

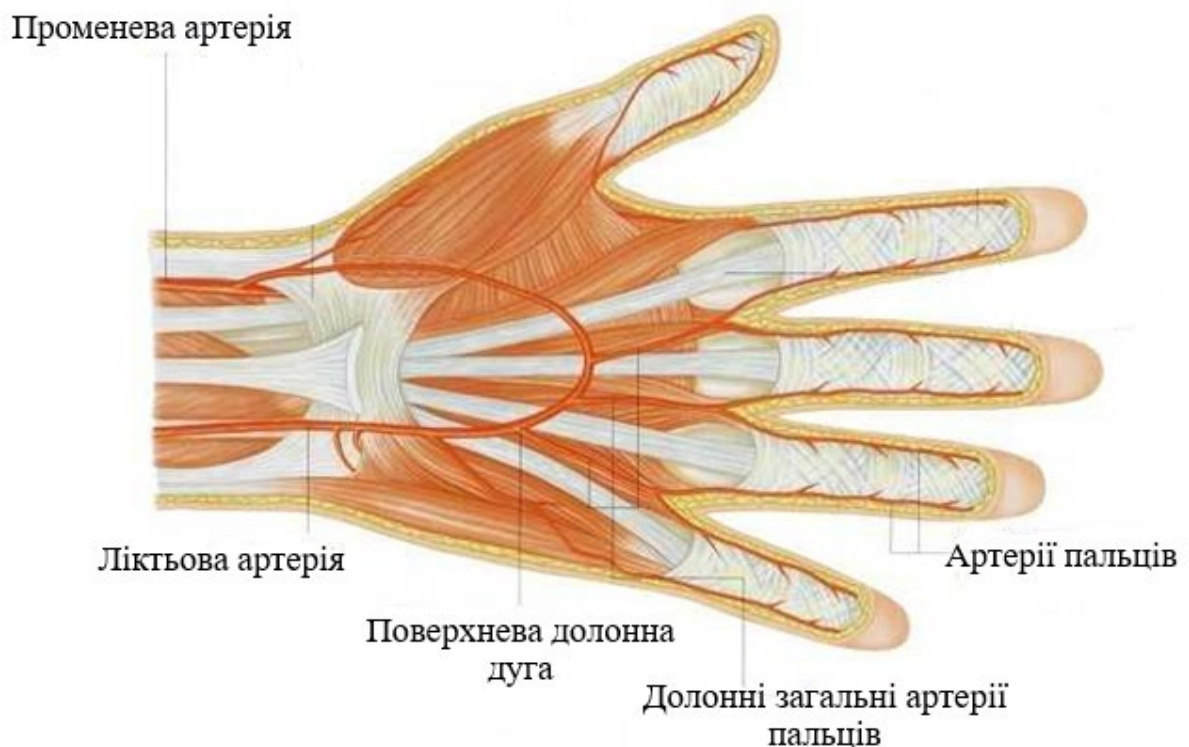


Рис. 1.3 Будова кровоносних судин кисті руки [2]

1.1.3. Розміри та особливості будови кисті людини

Виходячи з даних досліджень [3], можна вирахувати значення розмірів кісток фаланг пальців і шкірного покриву. У дослідженні були використані міжсуглобові довжини кісткових фалангів і метакарпалів, довжина м'яких тканин на кінчиках пальця, висота стінок та відносна довжина сегментів між стінками, суглобами пальця та кінчиком пальця (рис. 1.4).

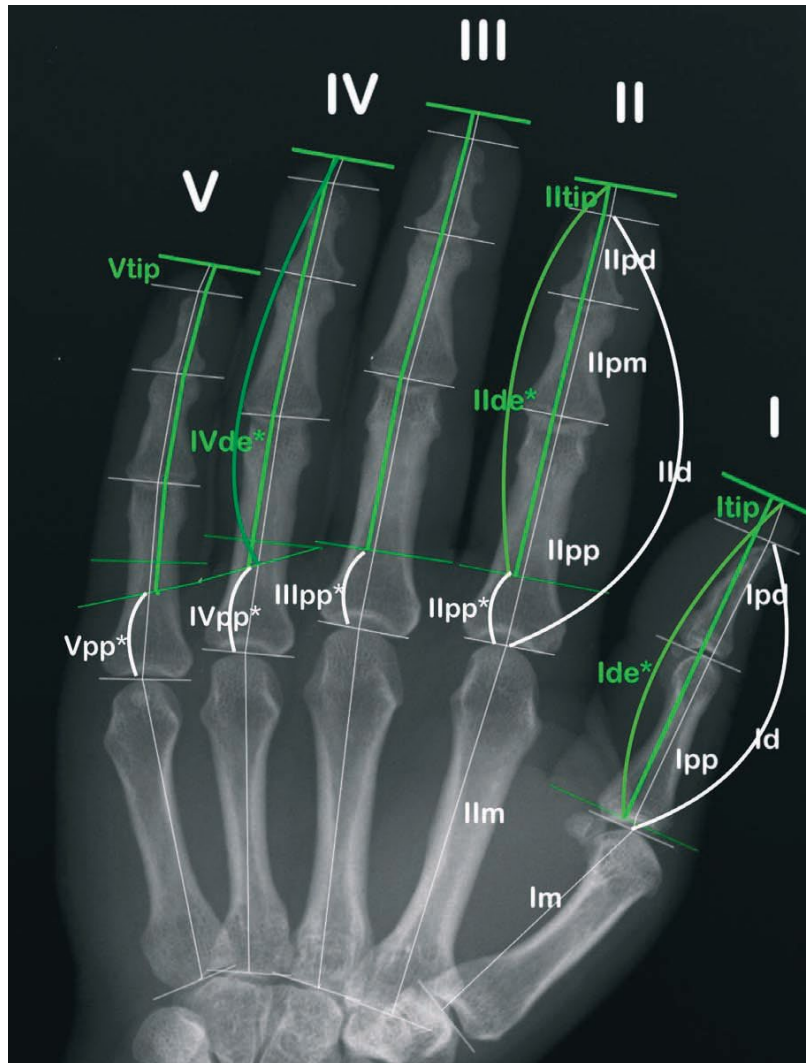


Рис. 1.4 Рентгенівський знімок кисті руки з розмірами її складових[3]: I – V – номери пальців; tip – м'які тканини кінчика пальця; rd – дистальна фаланга; pm – медіальна фаланга; pp – проксимальна фаланга; m – метакарпальна; pp* – висота полотна від метакарпофалангового суглоба; d – по всій довжині скелета пальця від метакарпофалангеального суглоба до кінчика дистальної фалангової кістки; de – вся довжина пальця від зазначеної лінії до самого кінчика пальця, включаючи м'які тканини кінчика.

Результати вимірювань фалангів і довжина метакарпалів представлена в таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 Розміри фаланг і довжина метакарпалів [3]

Палець	тір - м'які тканини кінчика дистальної фаланги (мм)	pd - дистальна фаланга (мм)	pm – медіальна фаланга (мм)	pp - проксимальна фаланга (мм)	m – метакарпальна (мм)
I	5.67±0.61	21.67±1.60		31.57±3.13	46.22±3.94
II	3.84±0.59	15.82±2.26	22.38±2.51	39.78±4.94	68.12±6.27
III	3.95±0.61	17.40±1.85	26.33±3.00	44.63±3.81	64.60±5.38
IV	3.95±0.60	17.30±2.22	25.65±3.29	41.37±3.87	58.00±5.06
V	3.73±0.62	15.96±2.45	18.11±2.54	32.74±2.77	53.69±4.36

Легкий спосіб отримати капілярну кров є основною її перевагою для взяття у пацієнтів з важкодоступними венами, у новонароджених, при великих опіках, значному ожирінні, а також схильності до венозного тромбозу [4].

Взяття крові з пальця також є доцільним у випадку анемії і тоді, коли взяття венозної крові повторно небажано.

Місце проколу та інструменти для його виконання вибираються залежно від вікових особливостей, та анатомічної будови розташування капілярів (Таблиця 1.2).

Дітям, віком до 6 місяців, а також новонародженим, рекомендовано взяття капілярної крові з проколу п'яти. У дітей старшого віку і дорослих для цього використовують середній або безіменний пальці кисті руки.

Таблиця 1.2 Рекомендації до проколу пальця [4]

	Прокол пальця
Вік	Від 6 місяців
Вага	Більше 10 кг
Розташування ланцета	Зі сторони піднесення пальця перпендикулярно лініях відбитка пальця
Глибина	немовля > 6 місяців і < 8 років - 1,5 мм Дитина > 8 років - 2,2 мм Дорослі - 2,2 мм
Рекомендований палець	Другий і третій палець (середній або безіменний палець). Не використовувати великий або вказівний пальці через затвердіння; не використовувати мізинець, де шкіра занадто тонка

Глибина проколу при проколі п'яти не має бути більшою за 2,4 мм, а для недоношених новонароджених - 0,85 мм. Це пояснюється тим, що для дітей з вагою приблизно 3 кг, відстань від кістки до зовнішньої поверхні шкіри на медіальній та латеральній поверхні п'яти в середньому дорівнює 3,32 мм. Рекомендації до глибини перфорації пальця для дітей від 6 місяців і до 8 років становлять 1,5 мм, а після 8 років відповідно - 2,2 мм.

Для уникнення травмування пацієнтів під час процедури не можна призводити до сильного стиснення, бо це в свою чергу збільшує глибину проколу.

Для отримання основних показників та загального аналізу крові достатньо забрати до 500 мкл. що цілком можливо при взятті капілярної крові.

1.2. Класифікація методів забору крові та перфорації шкіри

Дослідивши існуючі сучасні методи забору крові, було розроблено класифікацію, що представлена на рис. 1.5. та приведено у додатку А ДП ПБ-п72.1702.001 Сх.



Рис. 1.5 Класифікація методів забору крові та перфорації шкіри

Методи забору крові поділяють найперше за типом крові, зразок якої необхідно отримати:

- Венозна
- Капілярна
- Артеріальна

За способом перфорації біологічної тканини методи поділяються на автоматичні та механічні. В автоматичних процес забору зразка крові проходить автоматизовано і не потребує втручання медичного персоналу. В механічних участь приймає безпосередньо працівник медичного закладу.

Автоматизовані системи поділяють на: стаціонарні, які доцільніше використовувати в спеціальних кабінетах медичних закладів. Мобільні, або переносні зазвичай використовуються робітниками бригад швидкої допомоги та для проведення операції забору крові не використовують багато місця, або спеціальних засобів.

Автоматизовані системи забору зразка крові використовують два методи перфорації біологічної тканини:

- лазерний – застосовуються лазерні випромінювачі (Er:YAG 2940 нм)
- голковий – виконується за допомогою спеціальних голок

Механічні прилади, які використовуються безпосередньо медичним персоналом: ланцети, наноголки, автоматичні одноразові скарифікатори.

1.3 Опис методу

Найчастіше при перфорації тканини пальця медичний працівник використовує так званий одноразовий скарифікатор [5], прикладаючи до цього зусилля, яке не можна точно розрахувати, оскільки у кожного пацієнта товщина шкіри пальців рук. Медичний автоматичний одноразовий ланцет (скарифікатор) (рис. 1.6) виготовляється так, щоб прикладати зусилля було не потрібно.



Рис. 1.6 Взяття капілярної крові за допомогою скарифікатора [5]

Голка розташована в корпусі з пластмаси і виходить з нього лише при контакті з біологічною тканиною, при тиску корпусу на палець чи п'яту дитини, в частині приладів достатньо просто натиснути на кнопку. Місце розташування голки зазвичай закрито спеціальною кришкою або ковпачком, виготовленим із пластику. Повторне використання інструменту несе загрозу зараження пацієнта серйозними хворобами і може призвести навіть до смерті. Але одноразове використання ланцету є гарантією захисту для пацієнта. Це пояснюється тим, що одноразово використана для забору крові голка ховається і блокується в середині корпусу, що унеможливорює повторне використання цього самого інструменту.

Існують також малоінвазивні методи, як використання лазера Er:YAG 2940 нм, за допомогою якого відбувається перфорація біологічної тканини. Перевага полягає у тому, що під час процедури лазер не контактує зі шкірою або кров'ю, в результаті чого ризик зараження майже відсутній.

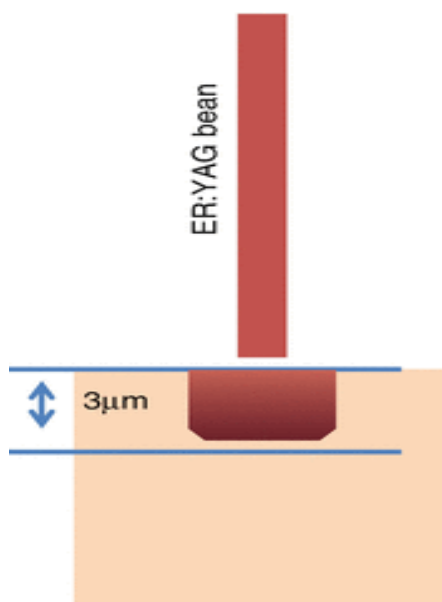


Рис. 1.7 Перфорація шкіри за допомогою лазера

У цій роботі буде використовуватися перфорація шкіри за допомогою наноголки, що робить у тканині мікроотвір, достатній для виходу крові з

капіляру. При цьому сильно зменшуючи больові відчуття. Наноголки відносяться до малоінвазивного методу перфорації біологічної тканини.



Рис. 1.8 Наноголка

Необхідні параметри для наноголки були вибрані як показано у таблиці 1.3.

Таблиця 1.3. Параметри для наноголки

Зовнішній діаметр	170 мкм
Довжина	2.2 мм

Такі розміри наноголки забезпечать швидкий прокол біологічної тканини і максимально зменшить больові відчуття для пацієнта.

1.4 Огляд об'єктів інтелектуальної власності

Розглянемо патент пристосування і спосіб для забору крові та подальшого його аналізу [6], що зображений на рис.1.9

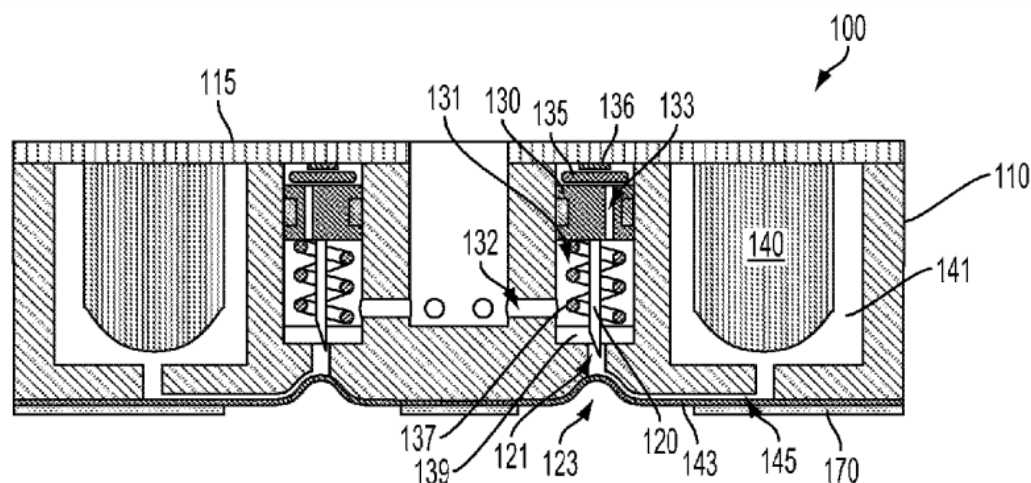


Рис. 1.9 Пристосування і спосіб для забору крові [6]: 100 – пристрій для забору крові; 135 – інжектор; 120 – голка; 143 – ущільнювач; 144 – отвір; 140 – датчик

Пристрій призначений для автоматичного забору крові з-під шкіри. Цей пристрій (100) включає в себе інжектор (135), виконаний з можливістю введення голки (120) в шкіру і згодом для витягування її зі шкіри. Цей пристрій додатково містить ущільнювач (143), до якого застосовується відсмоктування. Щоб ввести голку в шкіру, голку спочатку проганяють через ущільнювач, створюючи щонайменше один отвір (144) у пломбі. Всмоктування, застосоване до ущільнення, виконане для витягування крові з проколу, утвореного в шкірі голкою, через щонайменше один отвір ущільнення і на датчик (140), елемент зберігання крові або інше корисне навантаження. Ці пристрої можуть бути виконані у вигляді переносних браслетів та налаштовані для автоматичного доступу до крові з шкіри, наприклад, для доступу крові з шкіри в один або декілька моментів часу, коли користувач пристрою спить.

Далі розглянемо патент пристрій для забору крові з ланцетом, що приводиться в дію діафрагмою [7]. Блок 100 відбору проб, з'єднаний з подушечкою 150 для пальців у герметичній конфігурації у відповідності з варіантом здійснення винаходу, показаний на рис. 1.10. Компонент 100 для

відбору проб включає резервуар 102, утворений частиною еліптичної камери 104 та приводом 106. Однак в альтернативному варіанті камера 104 може бути виконана кулястою, кубічною або будь-якою іншою відповідною формою для зберігання зразок крові. Пристрій 100 для відбору проб також включає ланцет 110, розміщений у отворі 120, який з'єднує камеру 104 з випрямленою шкірою через подушечку 150 пальця. Збір 100 для відбору проб може додатково включати щонайменше один клапан 122, 124 для відведення та передачі крові проба з випрямленої ділянки шкіри для аналізу крові. У ілюстрованому варіанті здійснення клапан 122 виконаний як зварювальний зворотний клапан зразка, в той час як клапан 124 виконаний як зворотний клапан вибірки зразка. Зворотний клапан, як використовується у вищезгаданому контексті, - це клапан, який допускає подачу тільки в одному напрямку. Отже, клапан 122 з'єднує резервуар 102 з каналом припливу крові (тобто отвір 120), тоді як клапан 124 з'єднує резервуар 102 з каналом 130 відтоку крові.

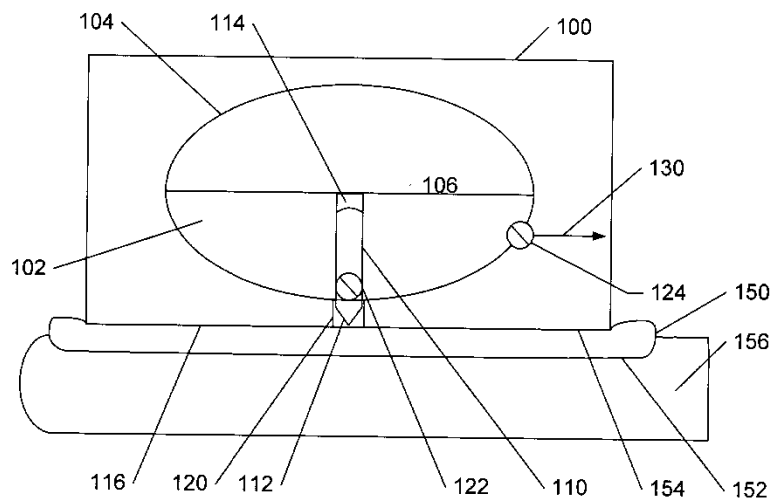


Рис. 1.10 Пристрій для забору крові з ланцетом [7]: 100 – блок відбору проб; 150 – подушечка; 102 – резервуар; 104 – еліптична камера; 106 – привід; 110 – ланцет; 120 – отвір; 122 – клапан; 124 – клапан; 130 - канал відтоку крові

На рис 1.10 подушечка 150 пальця з'єднана з вузлом 100 відбору проб, у герметичній конфігурації, вздовж нижньої поверхні 116. Однак у деяких варіантах здійснення прокладка 150 може бути з'єднана з вузлом 100 відбору зразка вздовж будь-якої відповідної поверхні. Прокладка 150 для пальців має проксимальну сторону 152 і дистальну сторону 154, проксимальну сторону 152, відповідну пальцю користувача 156. Отже, вузол 100 для забору крові з'єднується з пальцем 156 через подушечку 150 для формування герметичної або закритої системи. Відповідно, накладка 150, нанесена на палець 156, ущільнює ділянку, що підлягає відлякуванню, так що палець 156 не піддається значному впливу навколишнього повітря. Накладка 150 для пальців також забезпечує пломбування для проби крові, яка передається з пошкодженої ділянки пальця в резервуар 102 для крові.

На рис. 1.11 зображено проколюючий пристрій [8] і спосіб забору крові.

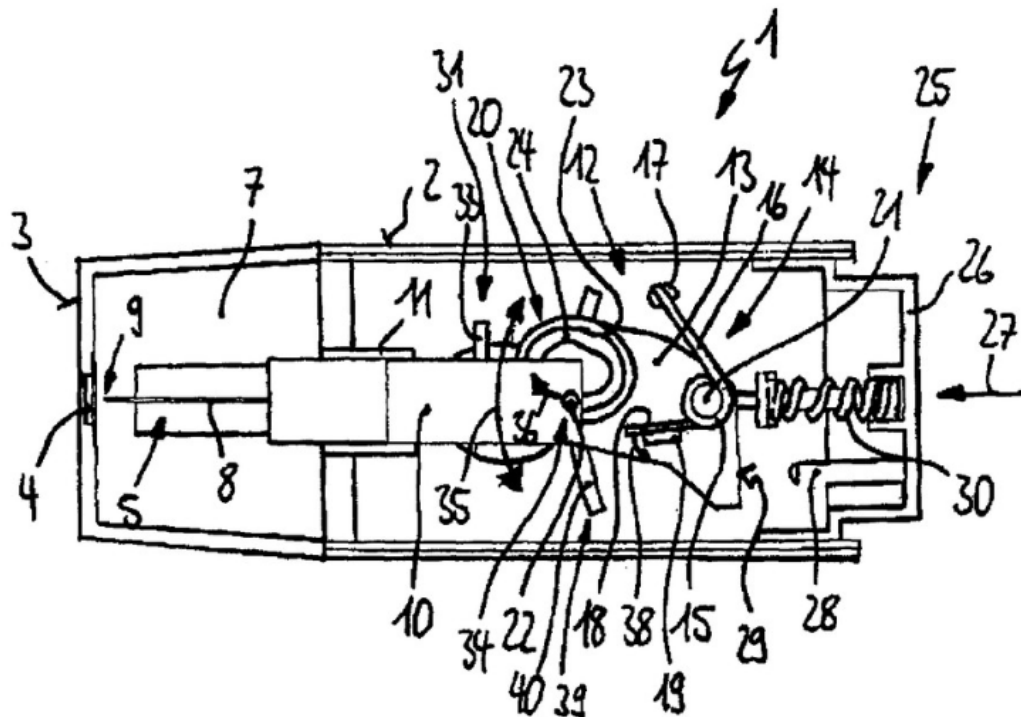


Рис. 1.11 Проколюючий пристрій і спосіб забору крові [8]: 1 – скарифікатор для забору крові; 2 – корпус; 3 – нижня поверхня корпусу; 4 – отвір; 5 – пристосування; 7 – внутрішня частина корпусу; 8 – голка; 10 – рухомий тримач.

Скарифікатор для забору зразку крові на аналіз (1), складається з плоского корпусу (2), на нижній поверхні корпусу (3) існує отвір (4), через який відбувається перфорація, за допомогою пристосування (5). На короткий час, голка (8) виходить з внутрішньої частини (7) корпусу скарифікатора (1) для здійснення проколу (6). Колючий пристрій (1) може використовуватись багаторазово. Після проколу, пристосування (5) миттєво заходить в середину корпусу (2), отже пружину (1) потрібно натягнути для наступної процедури.

Після того, як пристрій (5) з голкою (8) проколов верхній шар біологічної тканини пацієнта, він повертається всередину корпусу (2), унеможливаючи ризик ушкодження пацієнта голкою (8).

Колюче пристосування (5) знаходиться в рухомому тримачі (10), що іменується каретою ланцета. При цьому, карета ланцета (10) може виконувати поступальний рух в обидві сторони за допомогою направлявача (1).

Далі буде розглянуто колючий пристрій для забору проби крові (рис. 1.12)

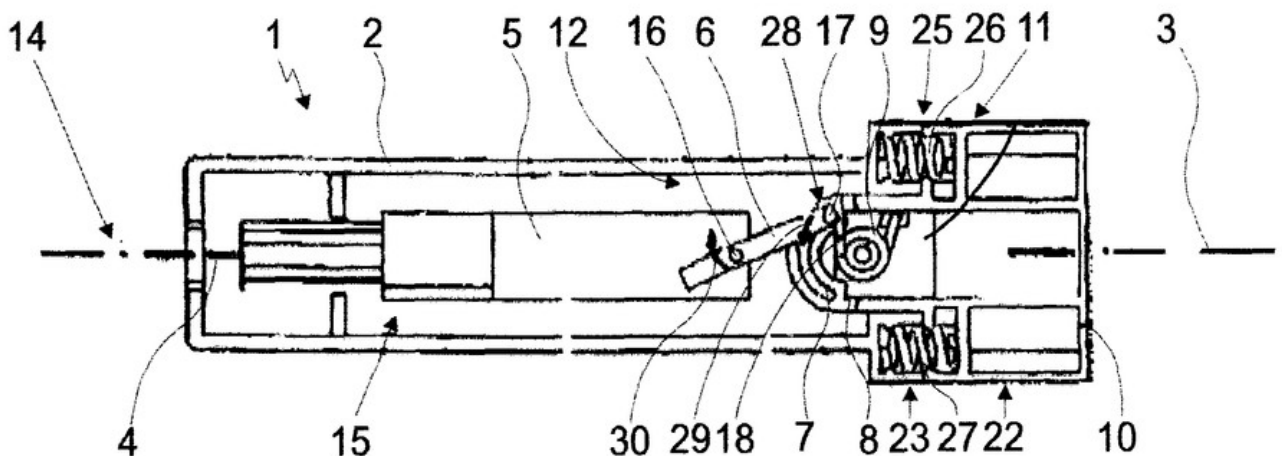


Рис. 1.12 Колючий пристрій для забору проби крові [9]: 1 – пристрій забору проби крові; 5 – рухомий тримач; 4 – голка; 12 – приводний засіб; 19 – пусковий пристрій; 13 – прокол; 9 – пружина; 22 – натягуючий пристрій; 23 – натягуючий механізм; 24 – фіксуєчий засіб.

Винахід являється пристроєм (1) для забору проби крові [9]. Він складається з рухомого тримача (5) для голки (4), приводного засобу (12) для переміщення рухомого тримача і пускового пристрою (19) для виконання проколу (13). При застосуванні пускового пристрою вручну, тримач переміщується в напрямку осі пружиною (9) приводним засобом (12), натягуючим пристроєм (22). Натягуючий пристрій складається з самого натягуючого механізму (23), до якого входять фіксуючі засоби (24) для фіксації рухомого тримача по осі під час виконання натягу пружини та засобів (25) для виконання дій в момент натягу пружини, яка дає можливість зручного багаторазового використання даного пристрою.

Наступним розглянуто датчик крові та прилад для обстеження крові [10](рис. 1.13).

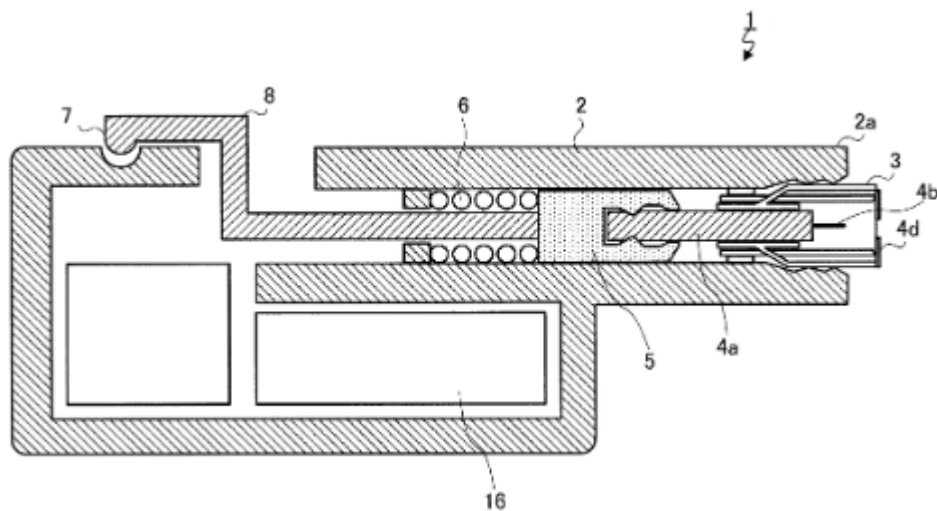


Рис 1.13 Датчик крові та прилад для обстеження крові за його допомогою [10]: 1 – апарат для аналізу крові; 3 – блок датчика крові; 2 – корпус; 5 – плунжер; 4а – ланцет; 6 – пружина; 8 – ручка; 7 – фіксуюча частина; 16 – секція електричного кола.

На рис. 1.13 показаний апарат для аналізу крові (1), який виконує прокол за допомогою проколу голки. Пристрій (1) для аналізу крові складається з: блоку (3) датчика крові (далі також "сенсорний блок"), який прикріплений до переднього кінця (2а) корпусу (2); плунжер (5), що містить ланцет (4а), який формує блок (3)

датчика; пружина (6), яка приводить цей плунжер (5) до переднього кінця (2а); і ручка (8), один кінець якої прикріплений до плунжера (5), а другий кінець якого з'єднується з фіксуючою частиною (7).

Далі з блоком (3) датчика, ланцет (4а), до якого прикріплена голка (4) для проколу, встановлений в тримачі (4с). Датчик крові (4d) (далі "датчик") прикріплений до іншого кінця тримача (4с). Оскільки пробивна голка (4b) повинна бути замінена для кожної нової процедури, голка для проколу (4b) та датчик (4d) утворюють цілісну одиницю.

Прилад (1) для аналізу крові утримується правою рукою і опирається на шкіру (9) лівої руки. Потім при зачепленні з фіксуючою частиною (7), плунжер (5), нажатий пружиною (6), запускається до переднього кінця (2а). Пробивна голка (4b), прикріплена до іншого кінця ланцета (4а), проходить датчик (4d) і проколює шкіру. Таким чином кров витікає зі шкіри. Кров, що витікала, виявляється датчиком крові (4d). Тоді секція (16) електричного кола, що надається в апараті (1) аналізу крові, вимірює кількість компонентів крові. Після цього вимірювання блок датчика (3), який було використано, видаляється та викидається.

1.5 Аналіз існуючих аналогів систем для забору крові

У даному розділі наведені існуючі пристрої, що вже були реалізовані та використовуються для ідентифікації судин, проколу біологічної тканини, забору крові, її транспортування для подальшого аналізу зразка за необхідними параметрами.

На рис. 1.14 зображено систему автоматизованого тестування зразка крові.

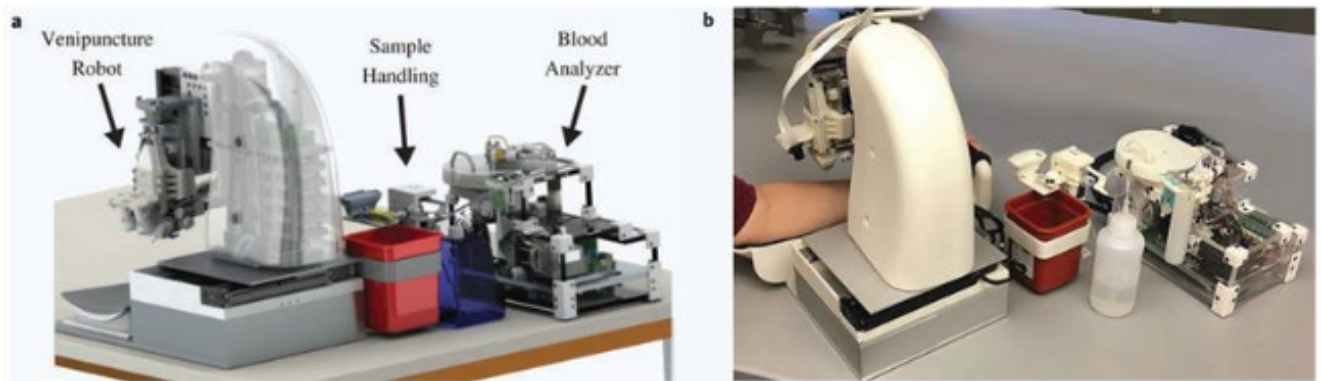


Рис. 1.14 Система отримання зразку крові та його тестування [11]: а) розроблений дизайн системи; б) реалізований прилад.

Пристрій складається з трьох основних блоків [11]. Перший блок – робот для ідентифікації судини та її проколу. Він виконує детектування судини та проводить процедуру проколу шкіри і викачування крові. Другий блок – обробки зразків, що витягує кров і транспортує до третього блоку – аналізу проби крові.

Ідентифікація кровоносної судини відбувається за допомогою використання інфрачервоного випромінювання та ультразвуку, таким чином моделюючи 3Д зображення судин з метою точнішого визначення їх положення для позиціонування голки.

На рис. 1.15 представлено ще одну систему, що автоматично ідентифікує кровоносну систему та проводить операцію забору зразка крові.

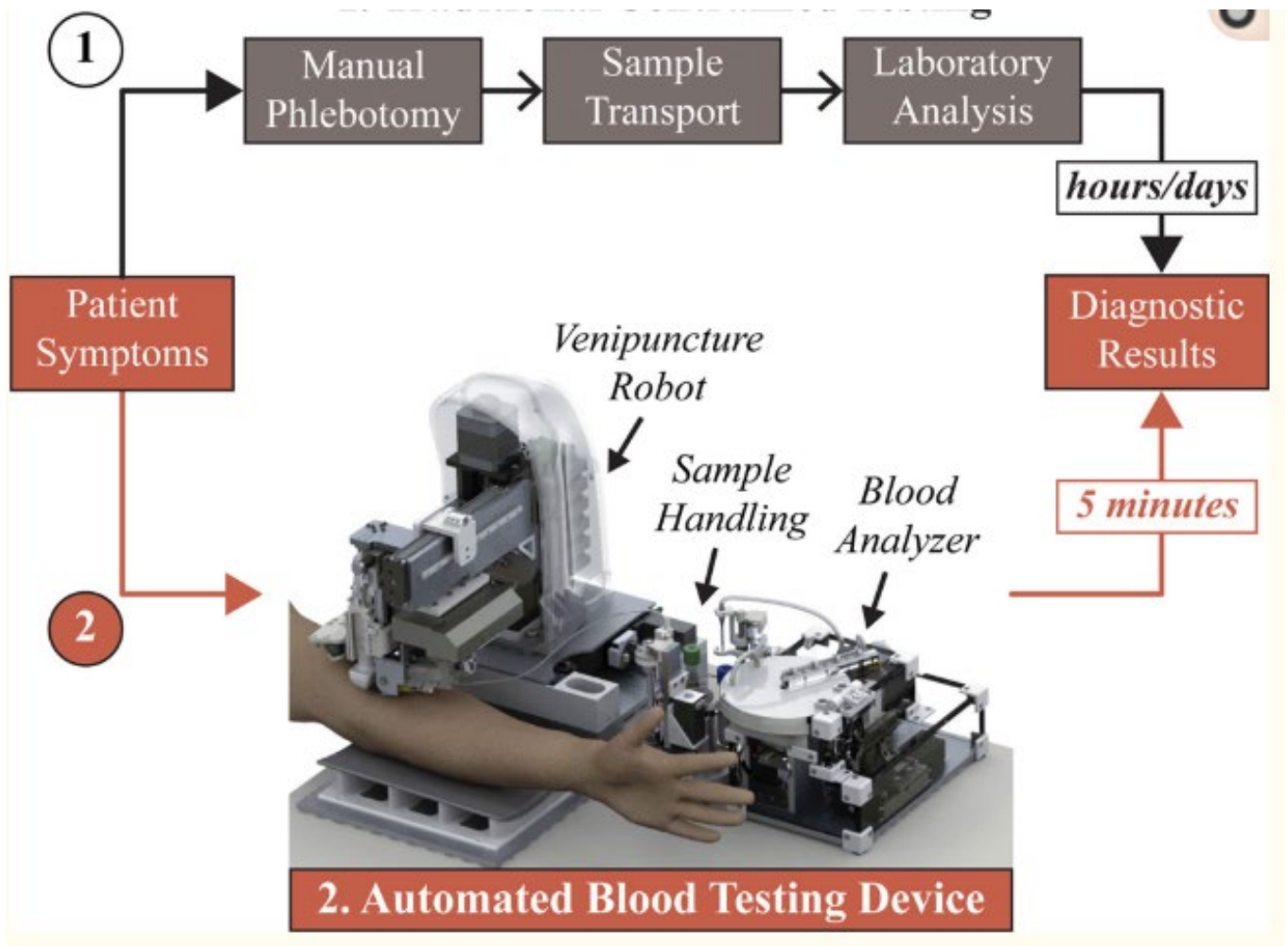


Рис. 1.15 Прилад для детектування судини та автоматичного забору крові [12]

Це автоматизований прилад для аналізу крові [12], який виконує забір крові та її аналіз у медзакладі. Ця технологія була розроблена для заміщення стандартної ручної флеботомії та процесу тестування в лабораторних умовах (1). Натомість прилад автоматизовано виконує забір крові і проводить кількісні вимірювання гематологічних показників за 5 хвилин (2). Система складається з пристосувань робототехніки для забору крові, аналізатора крові та модуля виконання обробки зразків.

Окремо можна виділити систему локалізації судин для позиціонування модулів проколу біологічних тканин (рис. 1.16)

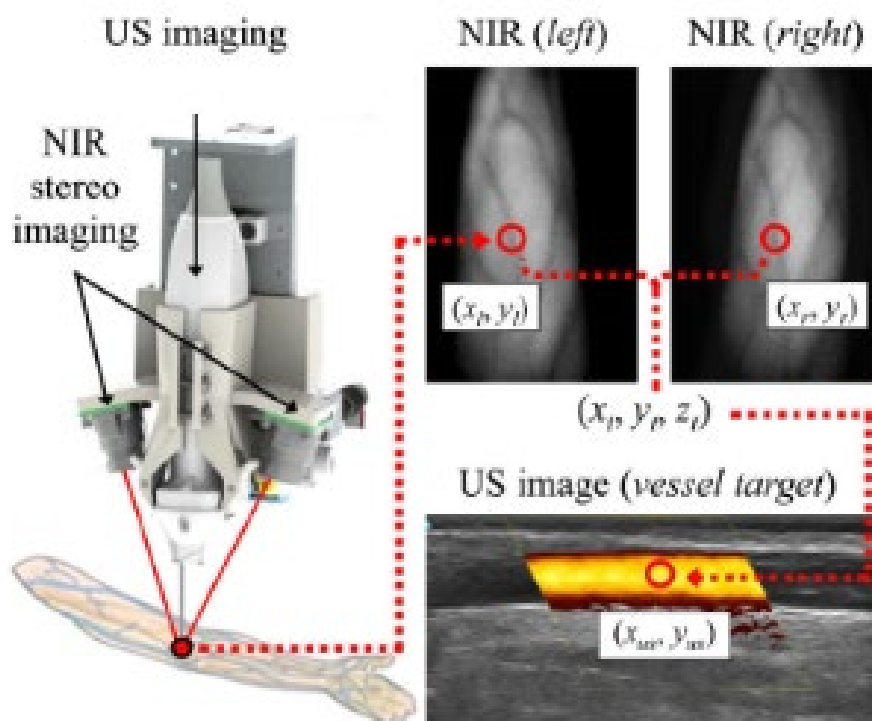


Рис. 1.16 Метод ідентифікації судин [13]

Способи комп'ютерної візуалізації та аналізу зображення з використанням NIR та US технологій [13], це два методи формування зображень, що використовуються одночасно задля отримання інформації про положення у трьохвимірному просторі для точного позиціонування голки. 3D карта мережі судин отримується методом аналізу стереозображення при реєстрації точок камерами. З 3D-карти можна вирахувати нормальний вектор, а також тангенціальну площину необхідної для проколу кровоносної судини. За допомогою ефекту Доплера можна переконатися у напрямках кровотоку. Положення голки під час проколу відстежується використанням детектора ліній і фільтрацією оцінки найбільш ймовірного стану.

Наступний прилад також використовує стерео метод ідентифікації судин і автоматизований забір зразка крові [14], але реалізація змінена у сторону портативності системи (рис. 1.17)

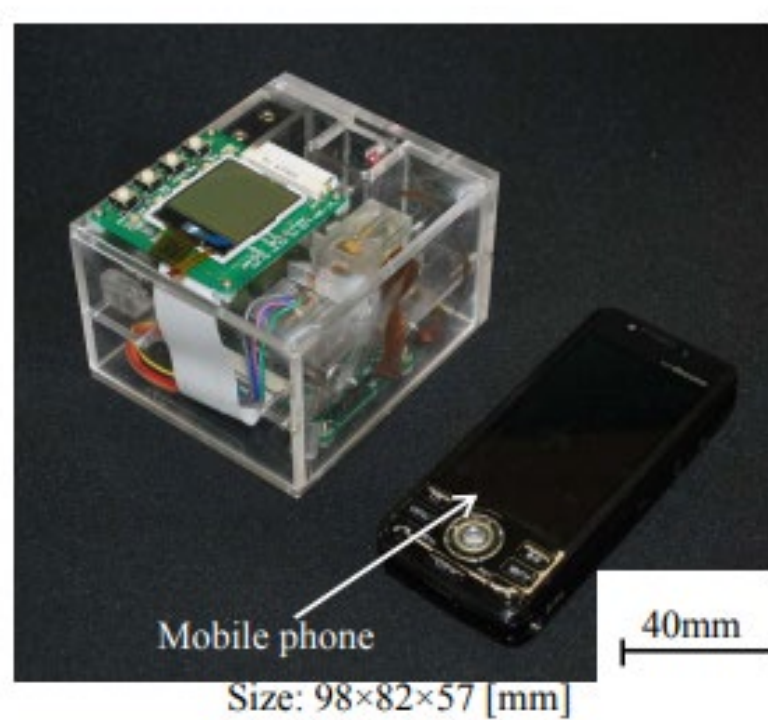


Рис. 1.17 Портативний пристрій для автоматизованого аналізу крові [14]

Таке зменшення конструкції у розмірах може допомогти мобільним бригадам швидкої допомоги, або навіть використовуватися пацієнтами у домашніх умовах.

Таблиця 1.4 Технічні параметри портативного пристрою аналізу крові [14]

Характеристика	Параметр
Довжина хвилі світлодіода, нм	871
Розмір зображення камер, пікселів	648x488
Об'єм зразка крові, мл	9,2
Довжина голки, мм	5
Габаритні розміри, мм	98x82x57

1.6 Розробка загального вигляду модулю перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі.

В даному дипломному проекті на елементарній базі складових одиниць, та розробленої структурно-функціональної схеми було розроблено загальний вигляд модулю перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі, що знаходиться в додатку А ДП ПБ-п72.1702.003 СК та показано на рис. 1.18.

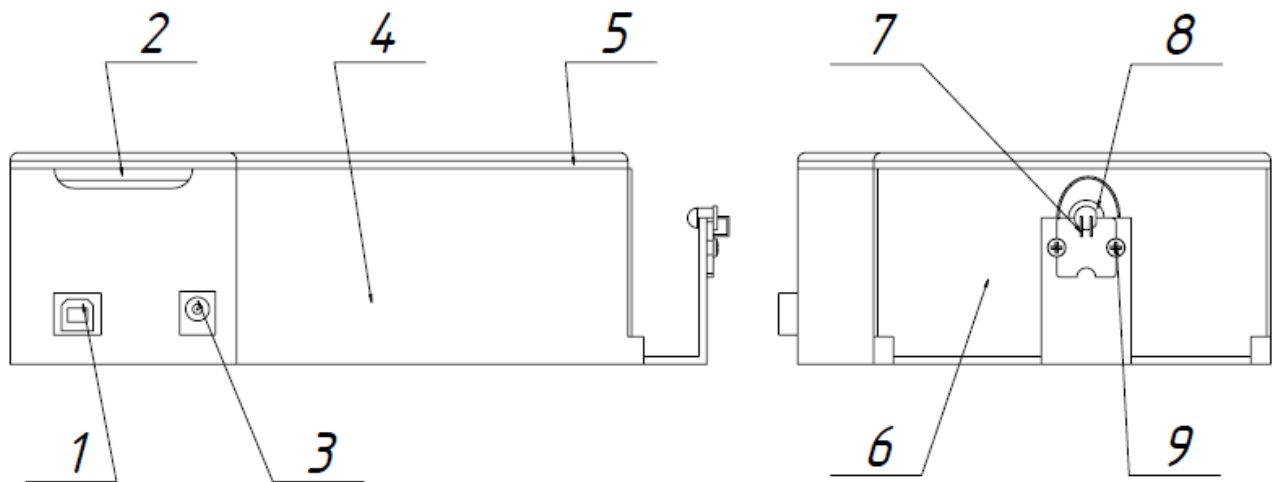


Рис. 1.18 Загальний вигляд модулю перфорації шкіри для забору крові: 1 – USB Type B (канал з'єднання з персональним комп'ютером); 2 – Отвір для зняття кришки; 3 – Роз'єм для зовнішнього живлення; 4 – Корпус модулю перфорації шкіри для забору крові; 5 – З'ємна кришка модулю; 6 – Захисна прозора пластина з отвором для фіксації пальця; 7 – Світлодіод з платою NIR LED; 8 – Голка для перфорації шкіри; 9 – Кріплення плати зі світлодіодом.

Дана система працює за таким принципом. Модуль перфорації шкіри для забору крові знаходиться у захисному корпусі поз.4. Модуль може живитися від блоку живлення в 5В, що під'єднується до плати за допомогою роз'єму поз.3. Якщо мікроконтролер не запрограмований на автономну роботу, за допомогою каналу USB Type B поз.1 під'єднуємо плату до персонального комп'ютеру. Палець, з якого буде братися зразок крові фіксується у спеціальному отворі

захисної пластини поз.6. Далі з ПК подається сигнал на початок роботи модулю. За допомогою блоку ідентифікації судини, що складається з двох камер та світлодіоду поз.7, голка поз.8 позиціонується навпроти капіляру, далі здійснюється блок перфорації шкіри, що проколює палець та виконує забір зразку крові у пробірку. Після виконання процедури на персональний комп'ютер подається сигнал про завершення операції. Палець можна приймати з фіксатору. За допомогою отвору для зняття кришки поз.2 та з'ємної кришки модулю поз.5 отримуємо доступ до елементів конструкції, що мали безпосередній контакт з кров'ю пацієнта та замінюємо їх на нові, таким чином забезпечуючи стерильність процедури.

Технічні характеристики модуля перфорації шкіри для забору крові наведені у таблиці 1.5

Таблиця 1.5 Технічні характеристики модуля перфорації шкіри для забору крові

Характеристика	Параметр
Робоча напруга, В	5
Довжина хвилі світлодіода, нм	870
Довжина голки, мм	2,2
Розмір зображення камер	640x480 пікселів
Крок двигуна, мм	0,4
Габарити, мм	165,8x125x53,5
Вага, кг	<1

1.7 Розробка структурно-функціональної схеми роботи модулю

Хоча на даний момент існують досить досконалі автоматизовані пристрої, всеодно повністю не знімається проблема забезпечення стерильності кожної нової процедури, а також точності ідентифікації положення кровоносних судин.

В даному проекті розроблено схему модулю перфорації шкіри для забору крові, що представлена на рис. 1.19 та приведена у додатку А ДП ПБ-п72.1702.002 Сх. Схема роботи приладу складається з блоку живлення, блоку ідентифікації кровоносної судини, що містить дві CMOS камери та світлодіод, блоку позиціонування, змінного блоку перфорації та забору зразка крові, блоку індикації речовини. Прилад функціонує таким чином. За допомогою випромінювання світла з світлодіоду, яке проходить крізь біологічну тканину та сприймається блоком ідентифікації кровоносної судини, що в свою чергу має в складі дві камери, ідентифікується положення капіляру. Керування модулю здійснює мікроконтролер, що знаходиться в блоці управління, який відправляє сигнал до блоку ідентифікації кровоносної судини. Цей блок представлений приймачем та випромінювачем інфрачервоного світла 870 нм (камера 1 та камера 2) [15].

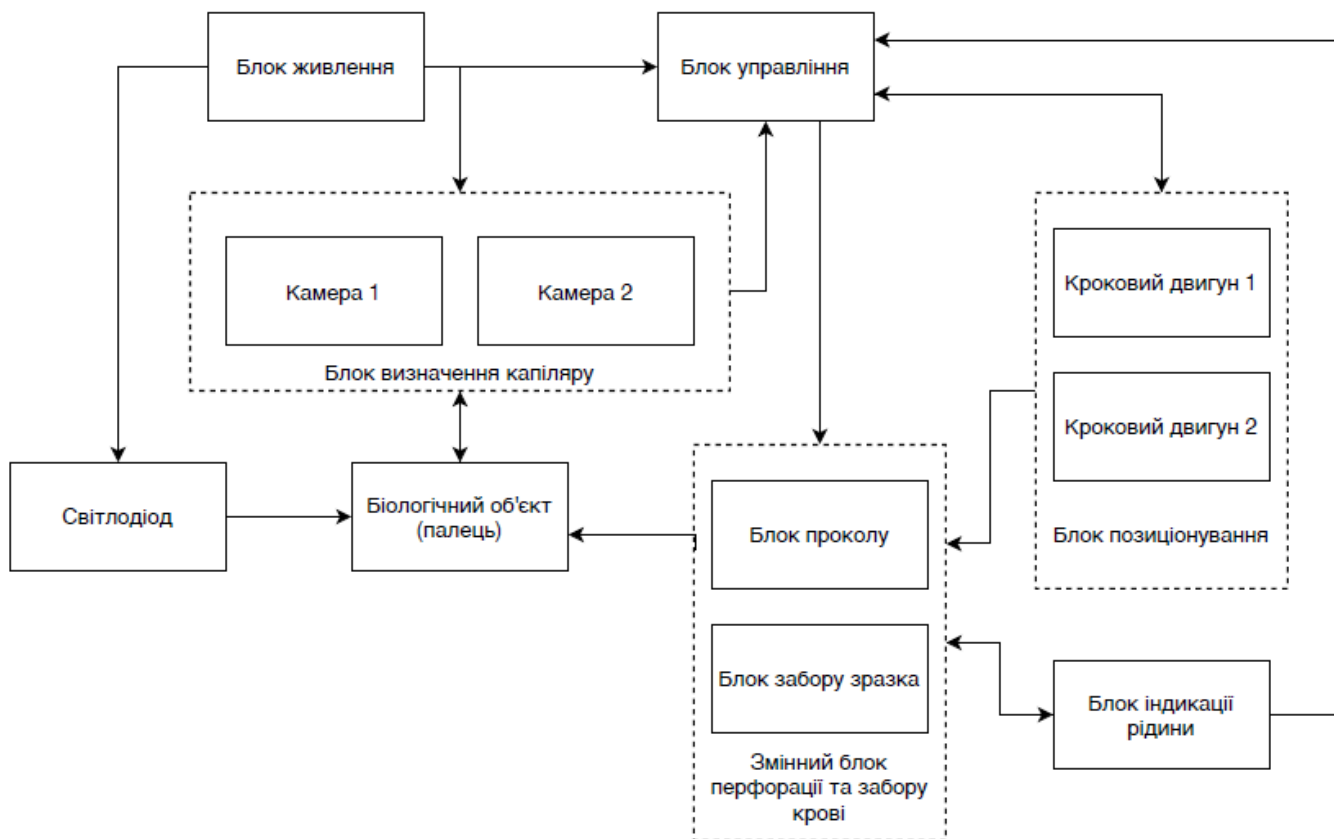


Рис. 1.19 Структурно-функціональна схема напівавтоматичної системи перфорації біологічної тканини та забору крові

Коли кровоносна судина визначена, мікроконтролер посилає сигнал на блок позиціонування, до складу якого входять два крокових двигуна. Вони забезпечують рух змінного блоку перфорації шкіри для забору крові відносно двоосної системи координат. Прокол тканини здійснюється нано голкою. Коли двигун досягає крайнього положення, мікроконтролер віддає сигнал для зворотнього руху. Коли нано голка виходить з біологічної тканини, відбувається наповнення пробірки кров'ю. Цей процес є можливим завдяки вакууму, що виникає між біологічною тканиною та голкою. Цьому сприяють особливості конструкції приладу. Стерильність модулю досягається одноразовим блоком перфорації і пробірною для зберігання крові.

1.8 Вибір елементарної бази для реалізації модулю

В даному проекті було розроблено модуль перфорації шкіри для забору крові, який складається з певних готових складових одиниць техніки, що існують на сьогоднішній день та мають практичність у використанні в даному приладі. Такою складовою є плата (рис. 1.20) Arduino Mega 2560 [16], що керує усіма іншими електронними одиницями (двигунами, блоком ідентифікації, що складеться з двох CMOS камер та плати з світлодіодом) техніки у готовій системі та забезпечує зв'язок з персональним комп'ютером.

Великою перевагою є те, що живлення плати можна забезпечити AC/DC адаптером в 5В, або підключенням USB до персонального комп'ютера. Таким чином можна забезпечити тимчасову автономну роботу запрограмованого пристрою. У таблиці 1.4 наведені технічні характеристики даного контролеру.

Наступними йдуть крокові двигуни, що забезпечують переміщення модулю перфорації шкіри для забору крові, та безпосередню його працездатність. У даній роботі були використані двигуни Nanotech Electronic у табл. 1.5 наведені технічні характеристики вибраного двигуна. [17].

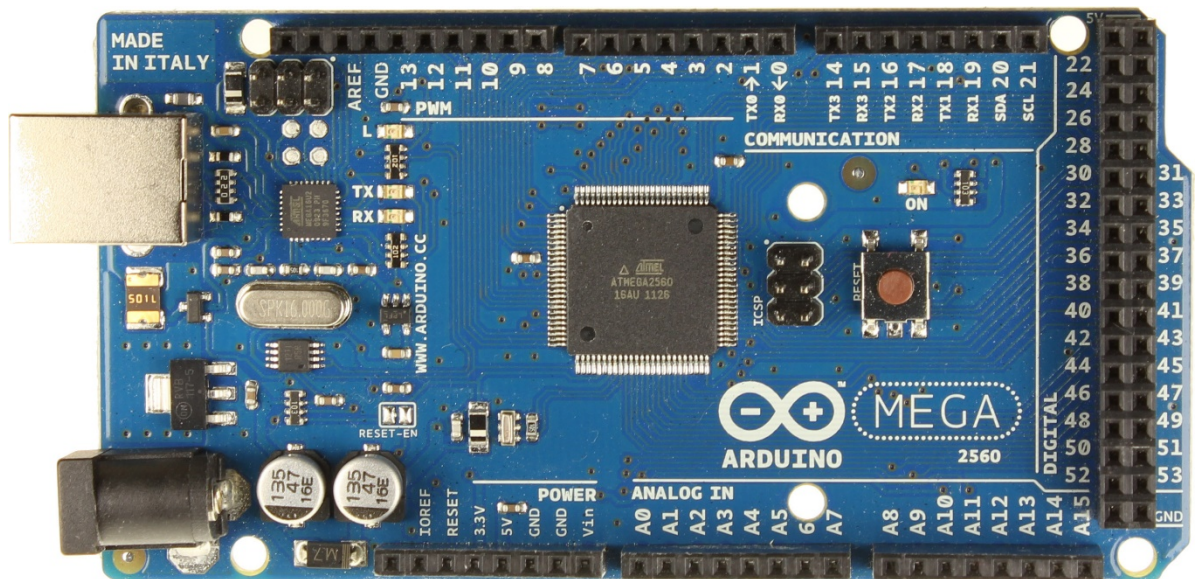


Рис. 1.20 Arduino Mega 2560 [16]

Таблиця 1.6 Технічні характеристики Arduino Mega 2560 [16]

Характеристика	Параметр
Мікроконтролер	ATmega2560
Робоча напруга, В	5
Напруга живлення (рекомендована), В	7-12
Напруга живлення (гранична), В	6-20
Цифрові входи / виходи	54 (з яких 15 можуть використовуватися в якості ШІМ-виходів)
Аналогові входи	16
Максимальний струм одного виведення, мА	40
Максимальний вихідний струм виводу, В/мА	3.3/50
Flash-пам'ять, КБ	256, з яких 8 використовуються загрузчиком
SRAM, КБ	8
EEPROM, КБ	4
Тактова частота, МГц	16

Таблиця 1.7. Технічні характеристики двигуна Nanotec Electronic [17]

Характеристика	Параметр
Максимальна сила, Н	10
Максимальна швидкість, мм/с	15
Роздільна здатність, мм/крок	0.0083
Крок гвинта, мм	0.4
Довжина різьби, мм	30
Вага, кг	0.038

Двигуни (рис. 1.21) мають шлейфи підключення безпосередньо до плати Arduino Mega, що здійснює управління ними під час процедури проколу шкіри та забору крові.



Рис. 1.21 Двигуни Nanotec Electronic [17]

Блок ідентифікації кровоносної судини складається з двох камер та світлодіоду [14], який працює на довжині хвилі 870 нм. Метод заключається у тому, що між світлодіодом та камерами встановлюється палець, який просвічується світлом від світлодіоду (рис. 1.22). Проходячи крізь біологічний об'єкт світло потрапляє на приймачі: дві камери (використання саме двох камер створює ефект «стерео», що допомагає точно розташувати голку навпроти кровоносної судини), що розташовуються по обидва боки від модулю проколу.

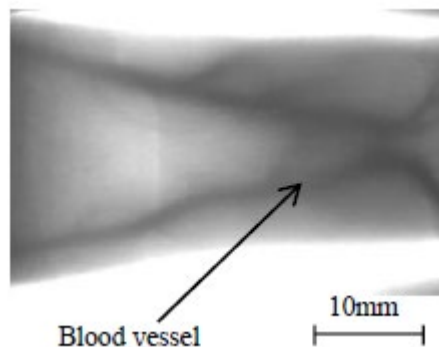


Рис. 1.22 Зображення з камер фокусування модулю перфорації шкіри [14]

Ціллю фокусування камер є капіляр пальця руки, що знаходиться на глибині 2 мм від початку шкірного покриву. Після визначення судини та позиціонування голки відбувається процедура проколу та взяття крові.

Тому розберемо основні складові блоку ідентифікації судини. Для просвіту біологічної тканини використовується плата зі світлодіодом LED 870E (рис. 1.23) [18], у таблиці 1.6 наведені його технічні характеристики.



Рисунок 1.23 Світлодіод LED 870E [18]

Приймачами світла для визначення положення капіляру є камери з CMOS матрицями (комплементарний металооксидний напівпровідник).

Камери на основі технологій CMOS потребують менше енергії (майже в 100 раз за порівнянням із CCD-камерами). CMOS-камери простіші у виробництві та дешевші в порівнянні з камерами з CCD матрицею. Ще одна достовірна технологія CMOS - це інтеграція різних процесів у одному чипі, що веде до значного зменшення габаритів пристроїв.

Таблиця 1.8 Технічні характеристики LED870E [18]

Характеристика	Параметр
Пікова довжина хвилі, нм	871
Спектральна пропускна здатність при 50%, нм	40
Пік викидів довжина хвилі, нм	870
Половина кута, °	15°
Оптична вихідна потужність, мВт	18

У модулі використовуються дві камери (рис. 1.24) PPV404C від Pixelplus POA030 [19].

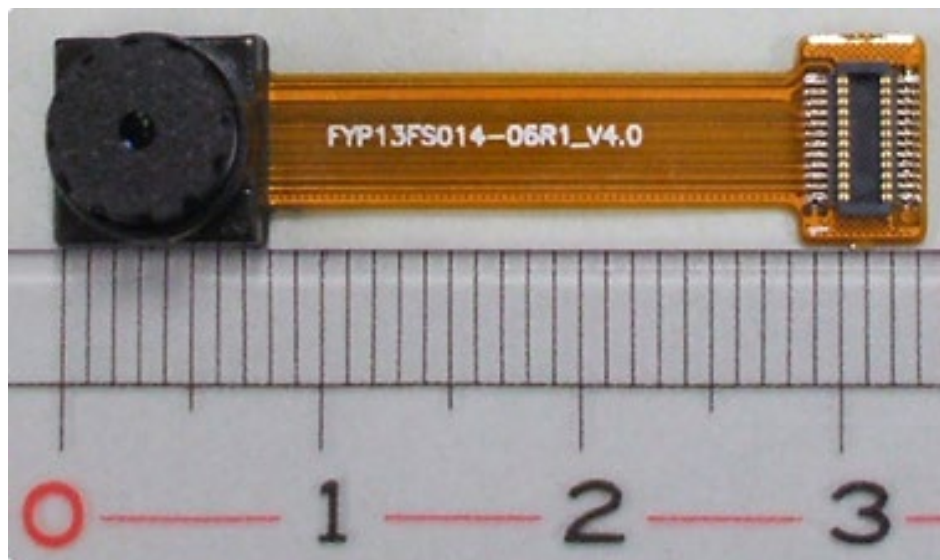


Рис. 1.24 Камера PPV404C [19]

Їхні технічні характеристики приведені у таблиці 1.7.

Таблиця 1.9 Технічні характеристики CMOS камери [19]

Характеристика	Параметр
Габаритний розмір, мм	$8 \times 8 \times 5,55$
Розмір пікселя, мкм	$5,55 \times 5,55$
Розмір зображення, пікселів	640×480
Параметри лінзи об'єктива (горизонтальний, вертикальний, діагональний кути огляду відповідно), °	$51^\circ/38^\circ/61^\circ$
Фокусна відстань, мм	5,32

Усі ці компоненти модулю є невід'ємною складовою конструкції розробленого приладу, та забезпечують правильність виконання процесу, для якого він був змодельований.

1.9 Розробка електричної схеми приладу

На схемі мікроконтролера (див. Додаток А ДП ПБ-п72.1702.004 Сх) показані усі електричні елементи. Схема представлена на рис 1.25. На платі передбачено все необхідне для зручної роботи з мікроконтролером [16]: 54 цифрових входи/виходи, 16 аналогових входів, роз'єм для програмування USB, зовнішній роз'єм живлення і кнопка скидання.

Серцем платформи є 8-бітний мікроконтролер сімейства AVR - ATmega2560 з тактовою частотою 16 МГц. Контролер надає 256 КБ Flash-пам'яті для зберігання прошивки, 8 КБ оперативної пам'яті SRAM і 4 КБ незалежній пам'яті EEPROM для зберігання даних. Мікроконтролер ATmega16U2 забезпечує зв'язок мікроконтролера ATmega2560 з USB-портом комп'ютера. При підключенні до ПК Arduino Mega 2560 визначається як віртуальний COM-порт.

Світлодіодна індикація представлена елементами: RX і TX - блимають при виконанні обміну даними між мікроконтролером і персональним комп'ютером;

L - світлодіод користувача, що підключений до 13 піну мікроконтролера. При високому рівні світлодіод включається, при низькому – вимикається; ON - наявність живлення на платі.

Роз'єм USB Type-B використовується для живлення і програмування платформи за допомогою персонального комп'ютера.

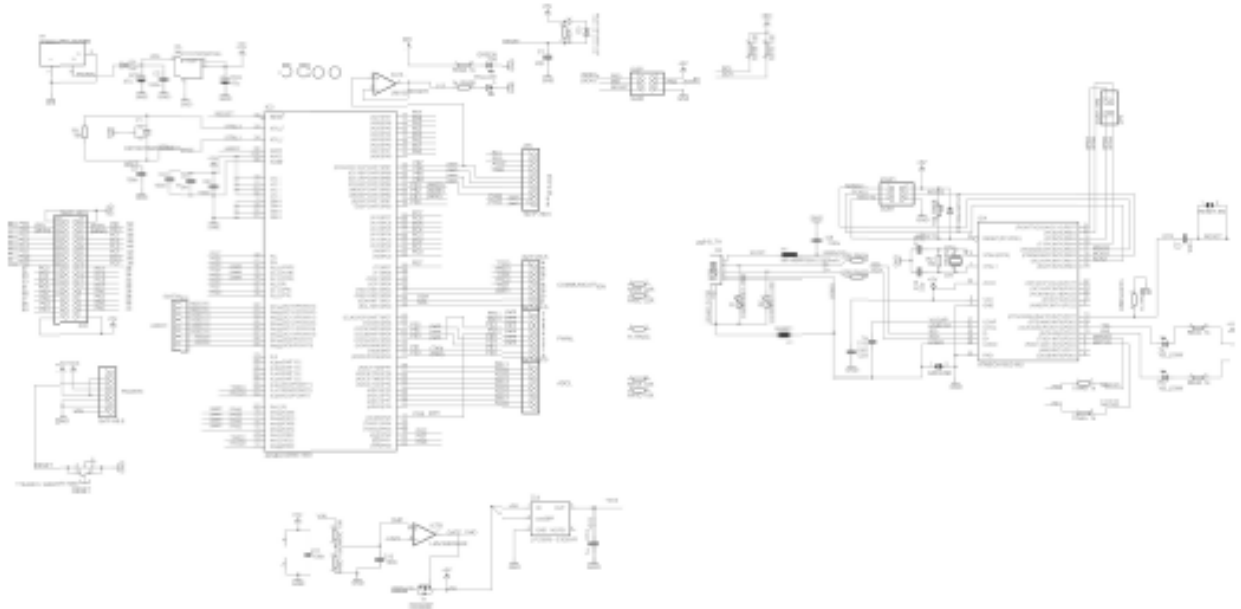


Рис. 1.25 Схема електрична принципова мікроконтролера

Аналог кнопки RESET звичайного комп'ютера, використовується для скидання налаштувань мікроконтролера.

Лінійний понижуючий регулятор напруги LD1117S50CTR з виходом 5 вольт служить для живлення мікроконтролерів ATmega2560, ATmega16U2 та логіки іншої платформи.

ICSP-роз'єм призначений для внутрішньосхемного програмування мікроконтролера ATmega2560. Також із застосуванням бібліотеки SPI дані висновки можуть здійснювати зв'язок з платами розширення по інтерфейсу SPI. Лінії SPI виведені на 6-контактний роз'єм, а також продубльовані на цифрових пінах 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK) і 53 (SS). ICSP-роз'єм для внутрішньосхемного програмування мікроконтролера ATmega16U2.

Далі представлені піни живлення [16].

VIN: Вхідний пін для підключення зовнішнього джерела живлення з напругою в діапазоні від 7 до 12 вольт. Через контакт може споживатися напруга, коли пристрій живиться від зовнішнього роз'єму живлення.

5V: Вихідний пін від регулятора напруги на платі з виходом 5 вольт і максимальних струмом 800 мА.

3.3V: Вихідний пін від регулятора напруги з виходом 3,3 вольт і максимальних струмом 150 мА.

GND: Контакт землі.

IOREF: Контакт надає платам розширення інформацію про робочій напрузі мікроконтролера. Залежно від напруги, плата розширення може переключитися на відповідний джерело живлення або задіяти перетворювачі рівнів.

AREF: Пін для підключення зовнішньої напруги АЦП щодо якого відбуваються аналогові вимірювання при використанні функції `analogReference` з параметром «EXTERNAL».

Порти введення/виводу [16]

Цифрові входи/виходи: Піни 0-53. Логічний рівень одиниці - 5 В, нуля - 0 В. Максимальний струм виходу - 40 мА. До контактів підключені підтягує резистори, які за замовчуванням вимкнені, але можуть бути включені програмно.

ШІМ: Піни 2-13 і 44-46. Дозволяє виводити аналогові значення в вигляді ШІМ-сигналу. Розрядність ШІМ не змінюється і встановлена в 8 біт.

АЦП: Піни А0-А16. Дозволяє представити аналогову напругу в цифровому вигляді. Розрядність АЦП не змінюється і встановлена в 10 біт. Діапазон вхідної напруги від 0 до 5 В. При подачі більшої напруги - ви вб'єте мікроконтролер.

TWI / I²C: Піни 20 (SDA) і 21 (SCL). Для спілкування з периферією по інтерфейсу I²C. Для роботи використовуйте бібліотеку `Wire`.

SPI: Піни 50 (MISO), 51 (MOSI), 52 (SCK) і 53 (SS). Для спілкування з периферією по інтерфейсу SPI. Для роботи - використовуйте бібліотеку `SPI`.

UART: Піни 0 (RX) і 1 (TX), 19 (RX1) і 18 (TX1), 17 (RX2) і 16 (TX2), 15 (RX3) і 14 (TX3). Використовується для комунікації плати Arduino з комп'ютером або іншими пристроями по послідовному інтерфейсу. Висновки 0 (RX) і 1 (TX) з'єднані з відповідними висновками мікроконтролера ATmega16U2, що виконує роль USB-UART перетворювача.

1.10 Розрахунок запобіжного резистора для світлодіоду

Електротехніка в наш час має безліч елементів на платах таких, як світлодіоди, що виконують різні функції для інформування користувача, методами різнокольорової візуалізації. У даному проекті модулю найважливішим світлодіодом є елемент LED 870E, що забезпечує роботу блоку ідентифікації судини. Тому дуже важливо забезпечити його безперебійну роботу, та мінімізувати можливість перегорання елементу.

Для цього у всіх платах у ланцюгу світлодіоду перед ним послідовно під'єднується запобіжний резистор, ціллю якого є обмеження струму, проходячого по світлодіоду.

На рис. 1.22 зображено схему підключення резистора та світлодіода в ланцюгу.

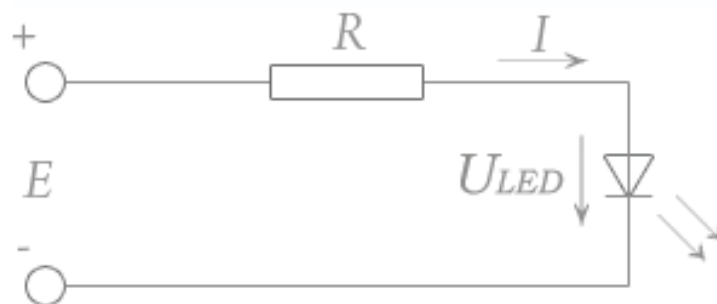


Рис. 1.22 Підключення запобіжного резистора в ланцюзі світлодіода

Розрахунок проводиться по закону Ома, в якому йдеться про те, що опір елементу розраховується як:

$$R = \frac{U}{I}, \quad (1.1)$$

де U - напруга, що йде через резистор; I – струм, що проходить по резистору.

Тоді в данному випадку, згідно нашої схеми, напруга резистора буде розраховуватися як:

$$U = U_s - U_L, \quad (1.2)$$

де U_s – напруга живлення, що подається на ланцюг; U_L – пряма напруга, розрахункова для кожного типу світлодіода.

Вхідні дані для розрахунку наведені в таб. 1.8.

Таблиця 1.10 Вхідні дані для розрахунку резистора

Характеристика	Параметр
Напруга живлення (U_s), В	5
Напруга світлодіода (U_L), В	1.7
Сила струму (I), А	0.1

Отже, за формулою маємо розрахунок:

$$R = \frac{U_s - U_L}{I} \quad (1.3)$$

$$R = \frac{(5 - 1.7)}{0.1} = 33 \text{ (Ом)}.$$

Зазвичай вибирають наступне більше значення для існуючого номіналу резистора, але в нашому випадку воно співпадає зі стандартним значенням виготовляючихся резисторів номіналом в 33 Ом.

1.11 Розрахунок геометрії блоку ідентифікації кровоносної судини

Як було описано у структурно-функціональній схемі: перед початком роботи блоку перфорації шкіри і забору крові, система має ідентифікувати кровоносну судину. Цей процес виконується за допомогою світлодіоду 870нм та двома CMOS камерами. Але для правильного позиціонування голки необхідно точно розрахувати положення камер відносно біологічного об'єкту та розташувати їх на необхідних відстанях одна від одної [14]. Для цього необхідно провести наступні розрахунки та представити схему геометричних положень елементів (рис. 1.23).

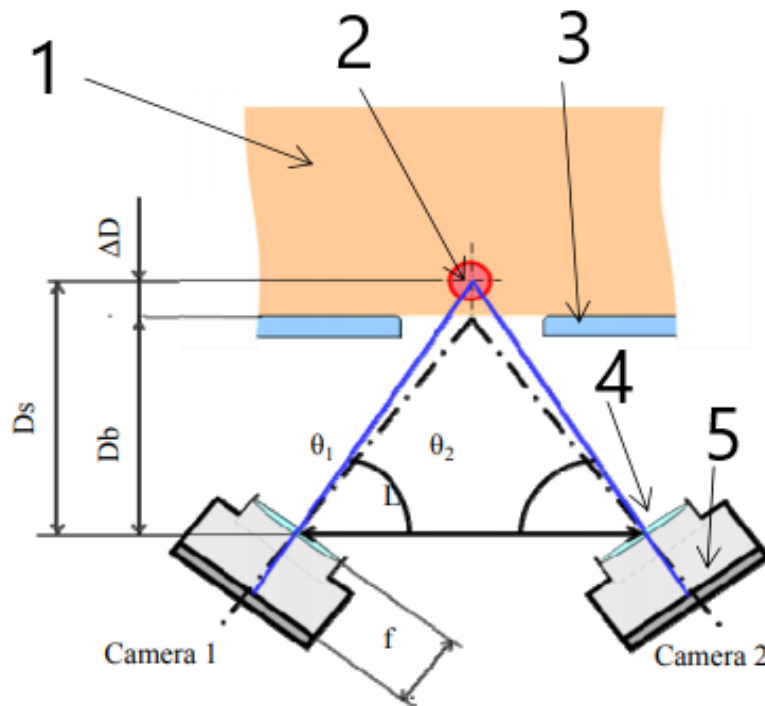


Рис. 1.23 Схема положення камер відносно біологічного об'єкту [14]:

1 – біологічна тканина; 2 – кровоносна судина; 3 – захисна пластина; 4 – лінза камери; 5 – зображення.

Як показано на схемі: L – відстань між центрами лінз; f – фокусна відстань; θ_1 та θ_2 – кути світлових осей від центру кровоносної судини до горизонтальної осі між центрами лінз.

При розробці модулю відстань між центрами камер була вибрана як:

$$L = 30 \text{ (мм)}$$

Кути θ_1 та θ_2 вибрані однакові, так як камери повернули симетрично по відношенню до вертикальної осі, тобто:

$$\theta_1 = \theta_2 = 38^\circ$$

За допомогою тригонометричних функцій можна розрахувати відстань D_b - вертикальна відстань між лінією, проведеною між центральними точками двох лінз та центром судини:

$$D_b = \frac{\tan \theta_1 \cdot \tan \theta_2}{\tan \theta_1 + \tan \theta_2} \cdot L \quad (1.4)$$

$$D_b = 11,71 \text{ (мм)}$$

Відстань D_s – це відома величина, що була прийнята в конструкції. Таким чином ми можемо розрахувати ΔD :

$$\Delta D = D_s - D_b, \quad (1.5)$$

де $\Delta D = 2,2 \text{ (мм)}$, що дорівнює статистичним даним по товщині знаходження кровоносної судини відносно шкірного покриву.

Таким чином були отримані усі дані про відстані розташування елементів блоку ідентифікації, при такому їх положення в системі це дозволить нам максимально точно дізнатися про положення кровоносної судини і зробити ефективну операції по забору зразка крові пацієнта.

1.12 Розробка 3D моделі модулю перфорації шкіри для забору крові

Під час розробки конструкції модулю була розроблена 3D модель системи перфорації шкіри для забору крові для кращого розуміння складових елементів

та візуального представлення приладу. Робота виконувалась у САПР Solidworks 2016. Результати проведеної роботи представлені на рисунках.

На рис. 1.24 зображений зовнішній вигляд модулю в корпусі.

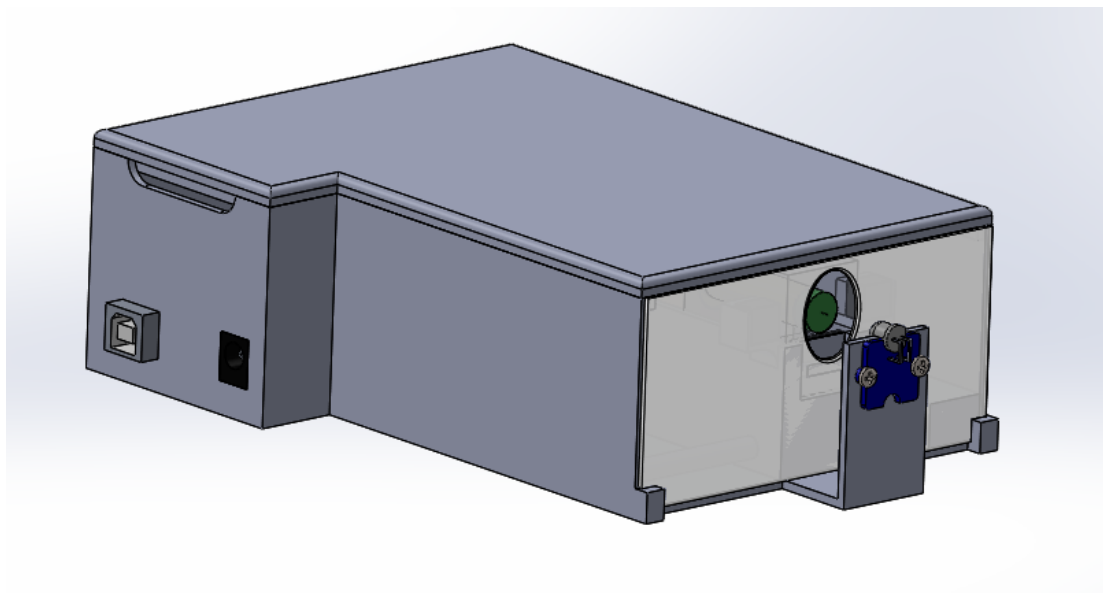


Рис. 1.24 Зовнішній вигляд модулю перфорації шкіри для забору крові

На наступному рис. 1.25 зображено внутрішнє розташування елементів конструкції приладу.

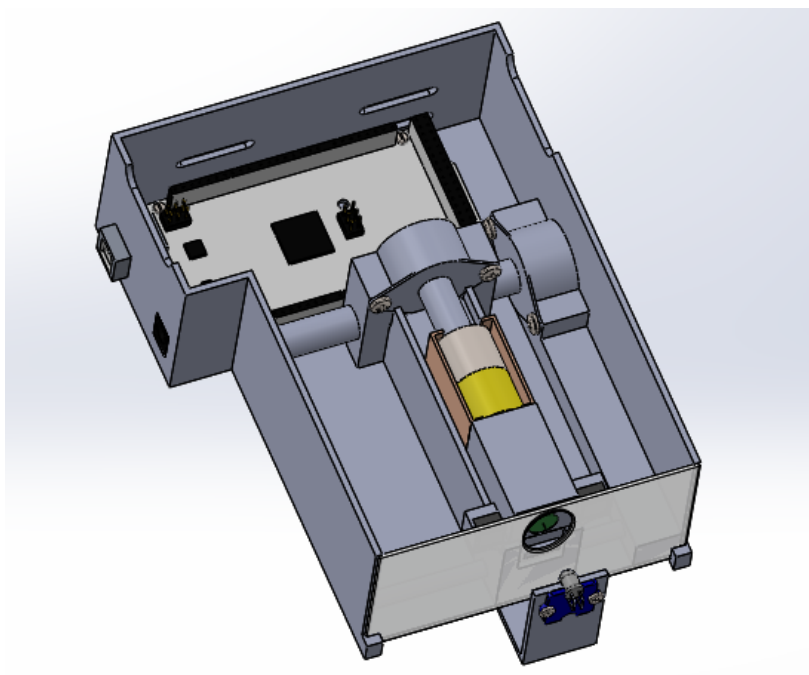


Рис. 1.25 Вигляд модулю без кришки

На рис. 1.26 зображено модуль перфорації шкіри для забору крові окремо

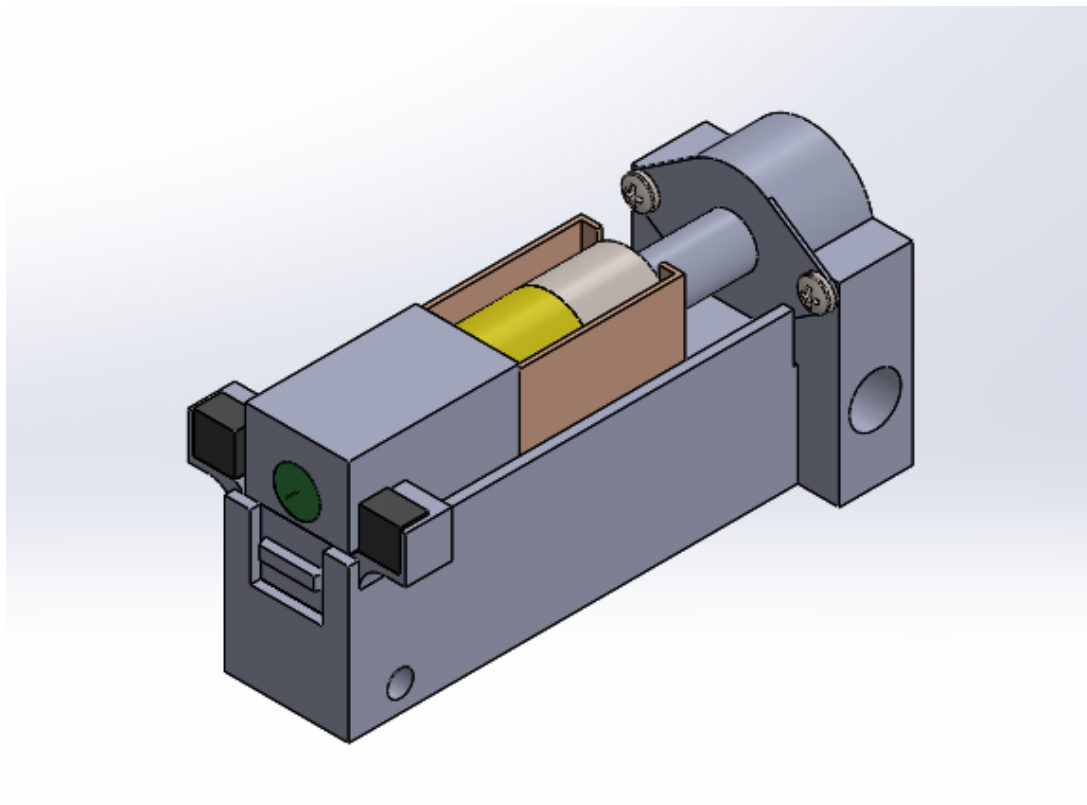


Рис. 1.26. Блок перфорації шкіри для забору крові

Наслідком проведеної роботи стало значне полегшення процесів створення креслень та деталювання. 3D модель краще пояснює складову приладу та з її допомогою легше представити та пояснити принцип роботи приладу.

1.13 Робота модулю перфорації шкіри в автоматизованій біометричній системі

В дипломному проекті було розроблено модуль перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі. Суть біометричної системи [15] заключається в ідентифікації особистості пацієнта та забезпечення захисту від фальсифікації даних та помилок, що викликані людським фактором під час: забору зразків крові, маркування проб, тощо.

На рис. 1.27 зображено структурно-функціональну схему автоматизованої системи, на якій представлено місце розробленого модулю, а саме він позначений як модуль проколу та модуль забору матеріалу.

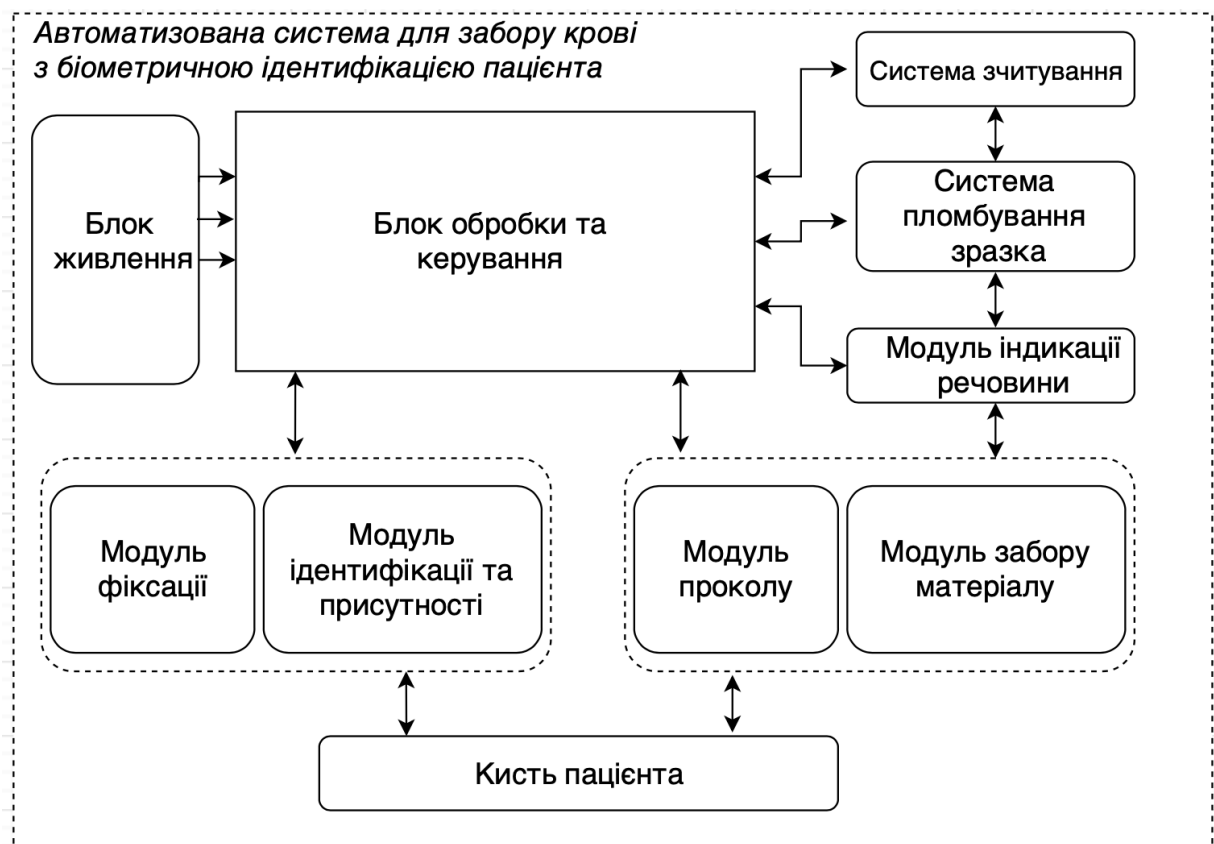


Рис. 1.27 Структурно-функціональна схема автоматизованої системи для забору крові [15]

Система працює так, що кисть пацієнта фіксується у приладі так, що під час процедури її не можна було замінити. Далі модуль ідентифікації та присутності

пацієнта визначає особистість та вносить інформацію до бази даних. Наступним робота починає розроблений у даному дипломному проекті модуль перфорації шкіри для забору крові. Далі модуль ідентифікації речовини фіксує набір необхідного об'єму крові, починається пломбування проби крові, відбувається фіксація штрих коду зразка на пробі та відбувається запис даних до особистої карти пацієнта. Таким чином пробірка готова до транспортування до лабораторії на проведення аналізу біологічного зразка.

Особливість розробленого в даній роботі модулю є те, що він може працювати як в поданій біометричній системі, так і використовуватися незалежно від неї для проведення звичайного забору зразка крові на аналіз. Застосування його, як окремого приладу може бути обумовлене потребою організації споживача: медичним закладом, або іншим закладом пов'язаним з охороною здоров'я.

2. ТЕХНОЛОГІЧНИЙ РОЗДІЛ

2.1. Аналіз технологічності та розробка складального креслення автоматизованої системи для забору крові

2.1.1. Технологічність виробу

Технологічність будь-якої конструкції можна визначити, як властивість конструкції вцілому, так і властивість кожної її частини. Це передбачає, що при даній технології виробництва і технічних вимогах до приладу забезпечується найбільш економічне та раціональне освоєння його виробництва. Технологічність приладу та його складових можна визначити, як функцію випуску й серійності. Що розцінюється як комплексна задача, в якій є вимоги до технологічних процесів на всіх стадіях виробництва [20]. Будь-яка система є технологічною, при найменшій трудомісткості і найкоротшому виробничому циклі; при найбільшій уніфікації та нормалізації складових деталей і одиниць; при широких можливостях до застосування найпростіших і раціональніших операцій, а також можливостях до автоматизації складання при мінімізації обладнання та матеріалів. Необхідне забезпечення простоти складання всіх складальних одиниць та деталей, які до них входять, без допоміжних операцій та доробки. Це можна забезпечити економічними допусками в електричних, кінематичних, розмірних ланцюгах. Також необхідно забезпечити паралельне складання, що скорочує виробничий цикл. Для будь-якого виробу чи конструкції потрібне відпрацювання на технологічність. Для цього проводиться робота в таких напрямках: мінімізація трудомісткості при виготовленні; використання стандартизованих складових одиниць; використання уніфікованих складових частин; використання уніфікованих елементів конструкції; можливість використання типових технологічних процесів [20]. За ГОСТ 14.202-73 було вибрано сукупність показників технологічності конструкції до, в нашому випадку, модулю перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі.

2.1.2. Розробка складального креслення автоматизованої системи забору крові

В дипломному проекті розроблено складальне креслення модулю перфорації шкіри для забору крові, що зображено на рис. 2.1. та приведено в додатку А (ДП- ПБ-п72.1702.005 СК)

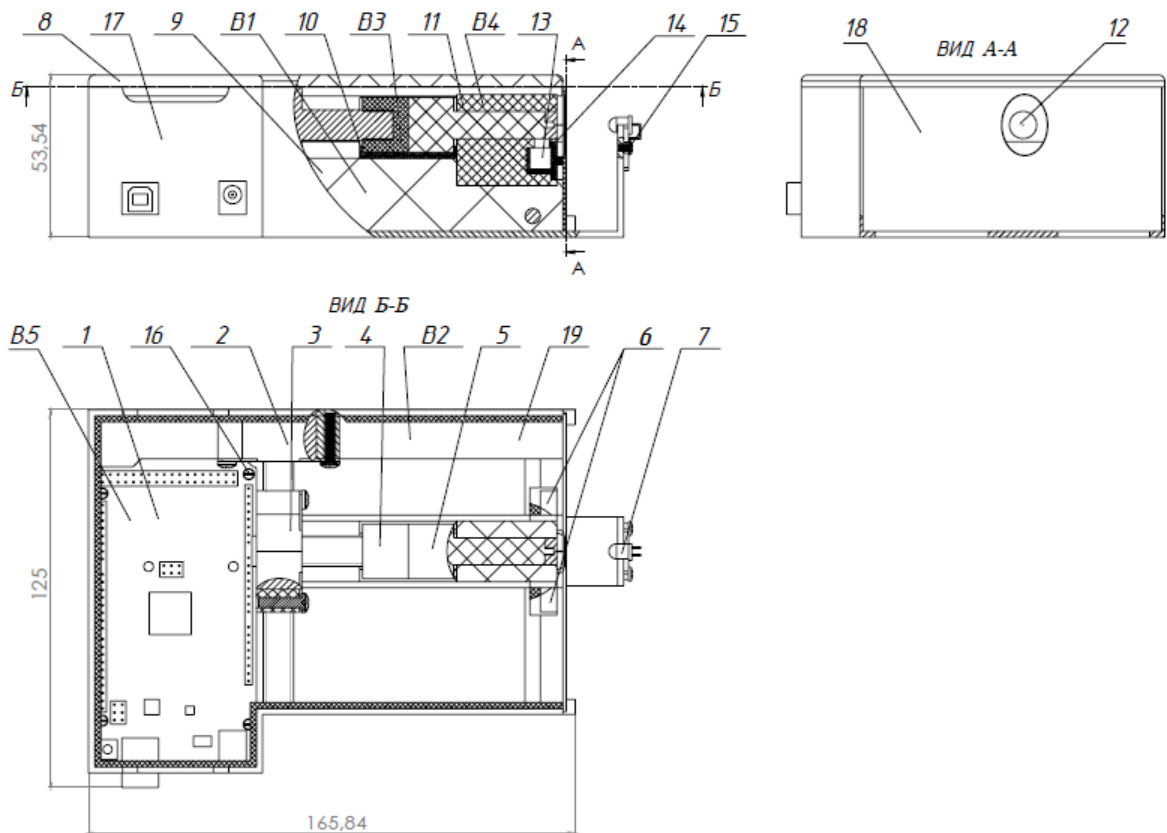


Рис. 2.1 Модуль перфорації шкіри для забору крові: 1 – мікроконтролер; 2 – двигун 1; 3 – двигун 2; 4 – гайка; 5 – поршень; 6 – камера; 7 – плата NIR LED; 8 – кришка; 9 – корпус; 10 – касета; 11 – направляюча; 12 – голка; 13 – пробірка; 14 – ущільнювач; 15 – гвинт M2; 16 – гвинт M3; 17 – зовнішній корпус; 18 – захисна пластина; 19 – стійка; B1 – блок перфорації СК; B2 – стіка СК; B3 – Касета СК; B4 – направляюча СК; B5 – мікроконтролер СК.

Потрібно забезпечити виготовлення даного приладу найбільш простим і дешевим способом для досягнення високого ступеню технологічності.

Для цього необхідно використовувати уніфіковані операції, складальні одиниці та деталі.

У проекті було зроблено деталювання чотирьох елементарних одиниць конструкції, що представлені у додатку А: ДП ПБ-п72.1702.005.019, ДП ПБ-п72.1702.005.013; ДП ПБ-п72.1702.005.011; ДП ПБ-п72.1702.005.010.

Також ці деталі відтворені у 3D за допомогою САПР Solidworks 2016. На рис. 2.2 зображена Касета (поз.10 на рис 2.1)

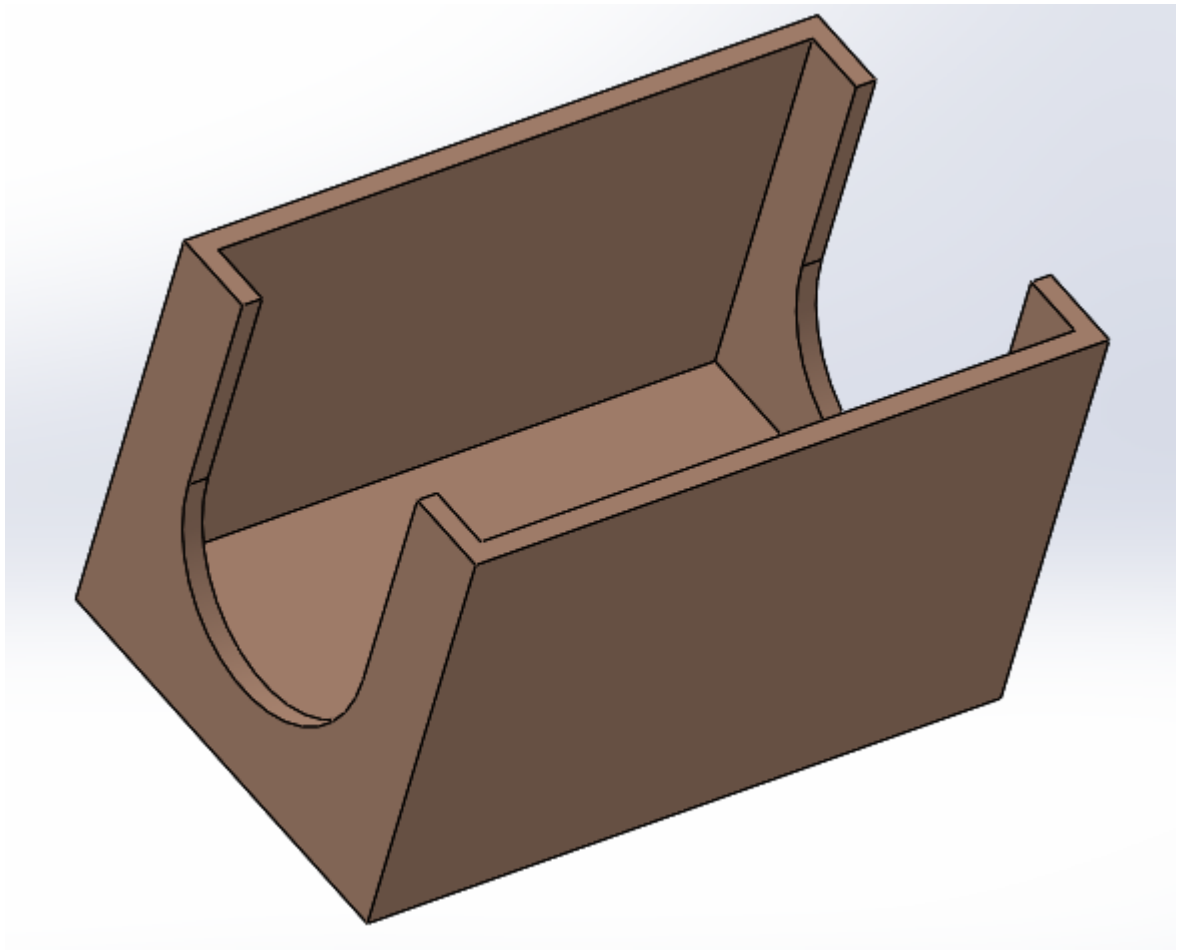


Рис. 2.2 Касета

На рис. 2.3 зображено 3D модель деталі Стійка (поз.19 на рис.2.1)

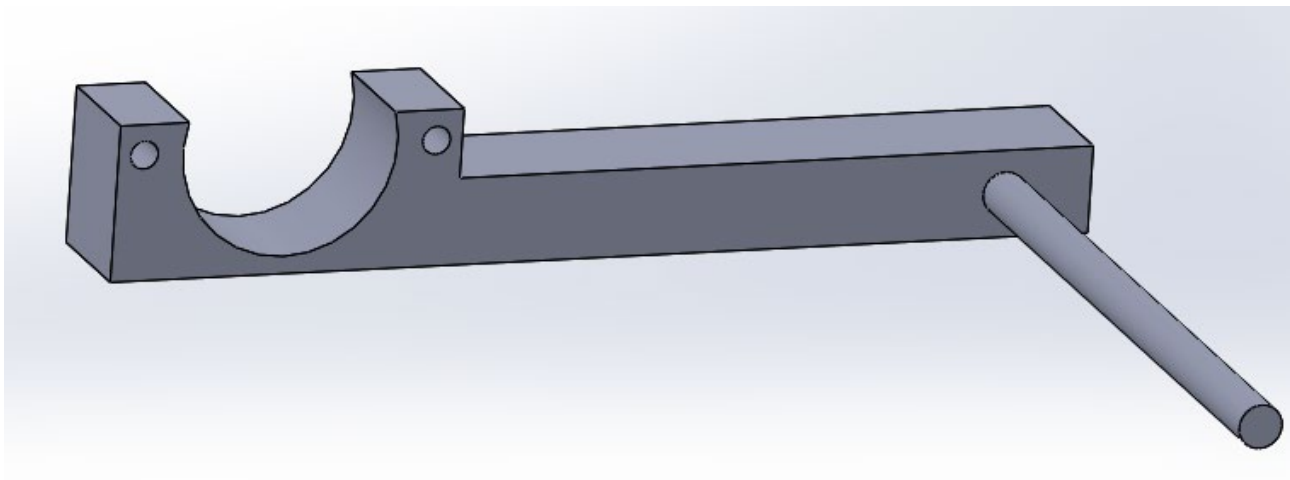


Рис. 2.3 Стійка

На рис. 2.4 зображено Направляючу (поз.11 на рис. 2.1)

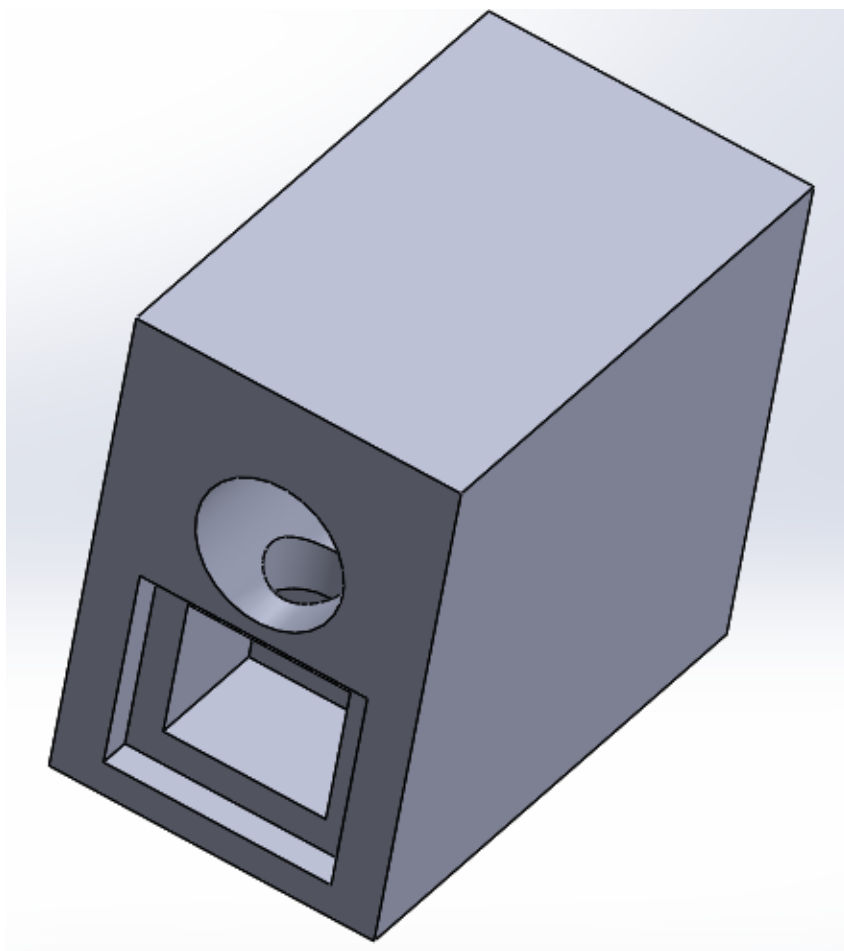


Рис. 2.4 Направляюча

Останньою деталлю деталювання стала Пробірка (поз.13 на рис. 2.1), зображена на рис. 2.5.

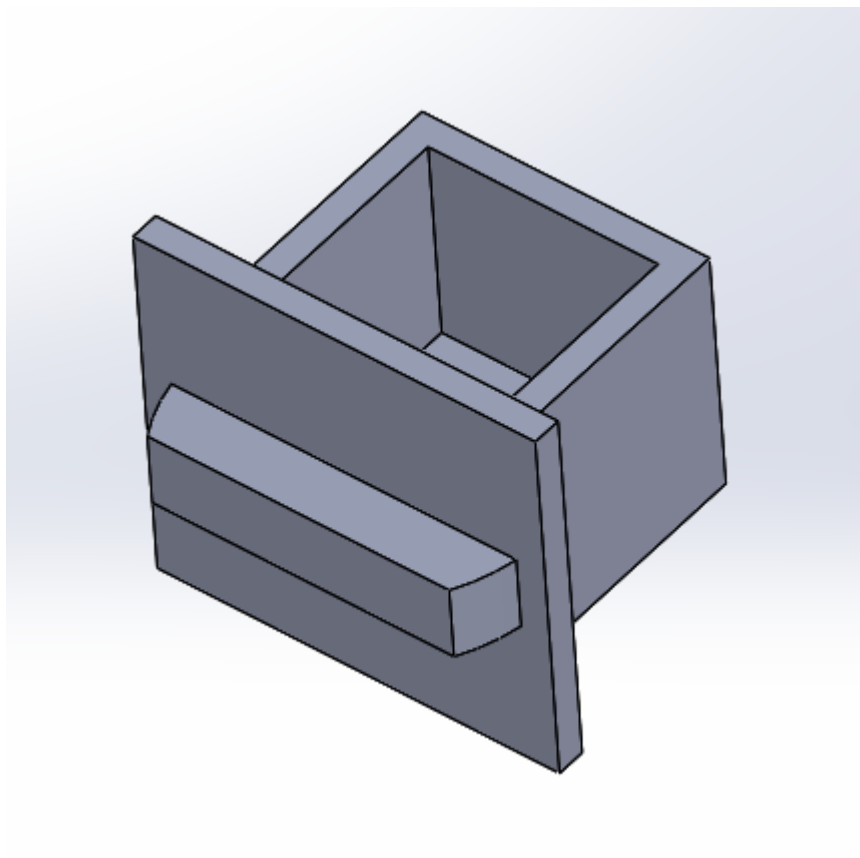


Рис. 2.5 Пробірка

За допомогою 3D моделювання значно спростився процес креслення, а також набагато простіше пояснити конструктивні особливості кожної деталі та модулю вцілому.

2.2. Розрахунок технологічності модулю перфорації шкіри для забору крові

2.2.1. Основні критерії технологічності

Критерій технологічності конструкції ділиться на 2 показника: основний і відносний. Основний критерій технологічності складається з витрат на трудомісткість та собівартість конструкції у порівнянні з тією, що була у випуску раніше [20].

Трудомісткість можна розрахувати, як:

$$K_{TP} = \frac{T_{TP.B.}}{T_{TP.B.B.}} < 1, \quad (2.1)$$

де $T_{TP.B.B.}$ - трудомісткість базового виробу, що береться з групи типових виробів, що були у випуску до цього та володіють найбільшим показником кон'юнктурності; $T_{TP.B.}$ - трудомісткість виробу, що впроваджується у виробництво дорівнює всьому циклу виготовлення.

Згідно цьому собівартість визначається, як:

$$K_C = \frac{C_{B.}}{C_{B.B.}} < 1, \quad (2.2)$$

де $C_{B.B.}$ - собівартість базового виробу; $C_{B.}$ - собівартість виробу.

Основну кількість показників можна визначити на виробництві приладів, де чітко вказані дані по кожному робочому місці. Отже в даному проекті ми їх розраховувати не будемо.

2.2.2 Відносні показники технологічності модулю перфорації шкіри для забору крові

Для характеристики конструктивної та технологічної складності системи були вибрані наступні показники. В таблицях 2.1-2.3 представлені відносні технологічні показники.

Таблиця. 2.1 Перелік вузлів модулю перфорації шкіри для забору крові

№	Вузол	Кількість	Уніфікація
1	Стійка СК	1	Не уніфікована
2	Блок перфорації СК	1	Не уніфікована
3	Касета СК	1	Не уніфікована
4	Мікроконтролер СК	1	Уніфікована
5	Направляюча СК	1	Не уніфікована
6	Мікроконтролер	1	Уніфікована
7	Двигун 1	1	Уніфікована
8	Двигун 2	1	Уніфікована
9	Камера	2	Уніфікована
10	Плата NIR LED	1	Уніфікована
11	Шлейф	1	Уніфікована

Таблиця 2.2 Перелік операцій складання модулю перфорації шкіри для забору крові

№	Операція	Уніфікація
1	Встановлення	Не уніфікована
2	Контроль	Не уніфікована
3	Випробування	Уніфікована
4	Маркування	Уніфікована
5	Загвинчування	Уніфікована
6	Клеєння	Уніфікована

Таблиця 2.3 Перелік деталей модулю перфорації шкіри для забору крові

№	Деталь	Кількість	Уніфікація
1	Стійка	1	Не уніфікована
2	Корпус	1	Не уніфікована
3	Кришка	1	Не уніфікована
4	Гайка	1	Не уніфікована
5	Поршень	1	Не уніфікована
6	Голка	1	Не уніфікована
7	Направляюча	1	Не уніфікована
8	Ущільнювач	1	Не уніфікована
9	Пробірка	1	Не уніфікована
10	Захисна Пластина	1	Не уніфікована
11	Гвинт М2	2	Уніфікована
12	Гвинт М3	8	Уніфікована
13	Зовнішній корпус	1	Не уніфікована

2.2.3. Розрахунок відносних показників технологічності

Визначимо критерії технологічності приладу [20]:

Критерій складності виробу:

$$K_{\text{скл}} = \frac{N_{\Sigma}}{n_{\Sigma}} = \frac{12}{21} = 0,57 \quad (2.3)$$

N_{Σ} - число основних складальних одиниць виробу; n_{Σ} - число всіх деталей виробу по специфікації; $K_{\text{скл}} < 0,2$ – технологічність незадовільна; $0,2 < K_{\text{скл}} < 0,4$ – технологічність задовольна; $K_{\text{скл}} > 0,4$ – технологічність добра.

Оскільки $K_{\text{скл}} = 0,57$ – технологічність дуже добра.

Критерій уніфікації виробу:

$$K_y = \frac{(N_y + n_y)}{(N_\Sigma + n_\Sigma)} = \frac{8+10}{12+21} = 0.545 \quad (2.4)$$

N_y – число уніфікованих складальних одиниць; n_y – число уніфікованих деталей; $K_y < 0,25$ – технологічність незадовільна; $0,25 < K_y < 0,5$ – технологічність задовільна; $K_y > 0,5$ – технологічність добра.

Оскільки $K_y = 0,545$ – технологічність добра.

Показник уніфікації складальних одиниць:

$$K_{yco} = \frac{N_y}{N_\Sigma} = 8/12 = 0,666 \approx 0,67 \quad (2.5)$$

$K_{yco} < 0,2$ – технологічність незадовільна; $0,2 < K_{yco} < 0,4$ – технологічність задовільна; $K_{yco} > 0,4$ – технологічність добра.

Оскільки $K_{yco} = 0.67$ - технологічність дуже добра.

Показник уніфікації деталей:

$$K_{уд} = \frac{n_y}{n_\Sigma} = 10/21 = 0.476 \quad (2.6)$$

$K_{уд} < 0,3$ – технологічність незадовільна; $0,3 < K_{уд} < 0,6$ – технологічність задовільна; $K_{уд} > 0,6$ – технологічність добра.

Оскільки $K_{уд} = 0.476$ - технологічність задовільна.

Показник уніфікації технологічного процесу:

$$K_{ун.опер.} = \frac{K_{ун.опер.}}{K_{заг.опер.}} = \frac{4}{6} = 0.6666 \approx 0.67 \quad (2.7)$$

$K_{ун.опер.} < 0,5$ – технологічність незадовільна; $0,5 < K_{ун.опер.} < 0,75$ – технологічність задовільна; $K_{ун.опер.} > 0,75$ – технологічність добра.

Оскільки $K_{ун.опер.} = 0.67$ - технологічність задовільна.

Комплексний показник уніфікації виробу:

$$K_\Sigma = \frac{\sum_{i=1}^n K_i}{n} = \frac{0,57+0,545+0,67+0,476+0,67}{5} = 0,586 \quad (2.8)$$

n – загальна кількість показників технологічності; $K_\Sigma < 0,3$ – технологічність незадовільна; $0,3 < K_\Sigma < 0,5$ – технологічність задовільна; $K_\Sigma > 0,5$ – технологічність добра.

Оскільки $K_\Sigma = 0,586$ – технологічність добра.

В результаті виконаних розрахунків отримано добру технологічність приладу [20], це пов'язано з тим, що конструкція має велику кількість уніфікованих деталей та складальних одиниць, що в результаті не буде викликати проблеми з нагромадженням на виробництві та мінімізувати час на виготовлення всього приладу.

2.3. Розрахунок точності складальних робіт

Найважливіші показники точності визначає ГОСТ 16320-80, відповідно до якого точність – це ступінь співпадання характеристик дійсно виготовленого зразку усім вимогам, вказаним на кресленні та записаних до технічних умов. Цю ступінь відповідності можна визначити за розмірами чи геометричними характеристиками виробу, або також його фізико-хімічними параметрами. Розмірний ланцюг - це сукупність розташованих по замкнутому контуру, та ще й у певній послідовності розмірів, що визначають взаємне розміщення поверхонь або осей деталей чи складальних одиниць [20].

Існує геометрична та параметрична точність складальних робіт. Геометрична точність забезпечує правильне встановлення усіх вузлів та деталей, що їх складають. Параметрична, відповідно, гарантує працездатність готового виробу на рівні консолідації вхідних і вихідних параметрів.

Параметрична точність у медичній інженерії та виробництві приладів грає важливу роль, оскільки відхилення від еталонних параметрів системи може завдати непоправної шкоди приладу, а що найгірше – пацієнту, або медичному персоналу. Тому медичний прилад, або система та їх складові повинні задовольняти необхідні значення характеристик та їх фізичних параметрів в чітких кордонах під час складання приладу.

В даній роботі визначено ємність конденсатора, встановленого на мікроконтролері, який керує роботою усього модулю.

Конденсатор має плоску геометрію та побудований з багатьох шарів так, що пластин (4 пари) залитих в полістиролі. Його ємність (пФ), може бути розрахована за формулою:

$$C = \frac{0,88 \cdot \varepsilon \cdot S(n-1)}{d} \quad (2.9)$$

де ε - діелектрична проникність полістиролу, S – площа однієї пластини; n – кількість пластин конденсатора; d – товщина діелектричного шару.

Задля справної роботи мікроконтролера потрібні наступні параметри: ε - 2.5, похибка значення не більше 0.2; S - 2 см² похибка значення не більше 0.2 см²; 4 пари полістирольних пластин; d - 1 мм похибка значення не більше 0,01 мм.

Номінальну ємність конденсатора можна розрахувати, як:

$$C = \frac{0,88 \cdot 2,5 \cdot 2(4 \cdot 2 - 1)}{1} = 30,8 \text{ нФ}$$

$$\text{Значення похибки } Q_c = \frac{0.2}{2.5} + \frac{0.2}{2} + \frac{0.1}{1} = 0.28.$$

Забезпечити справну роботу мікроконтролера, а як наслідок і усього приладу вцілому, можна досягнувши параметричної точності характеристик елементів електричної схеми.

2.4. Розробка структурної схеми складання

В даному розділі дипломного проекту розроблена структурна схема модулю перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі. Схема ступенів складання приладу (рис. 2.6), представлена в Додатку А та на кресленні ДП ПБ-п72.1702.006 Сх. Автоматизація складального процесу досягається зменшенням тривалості процесу збірки та трудомісткості, завдяки кількості складальних одиниць в цій системі.

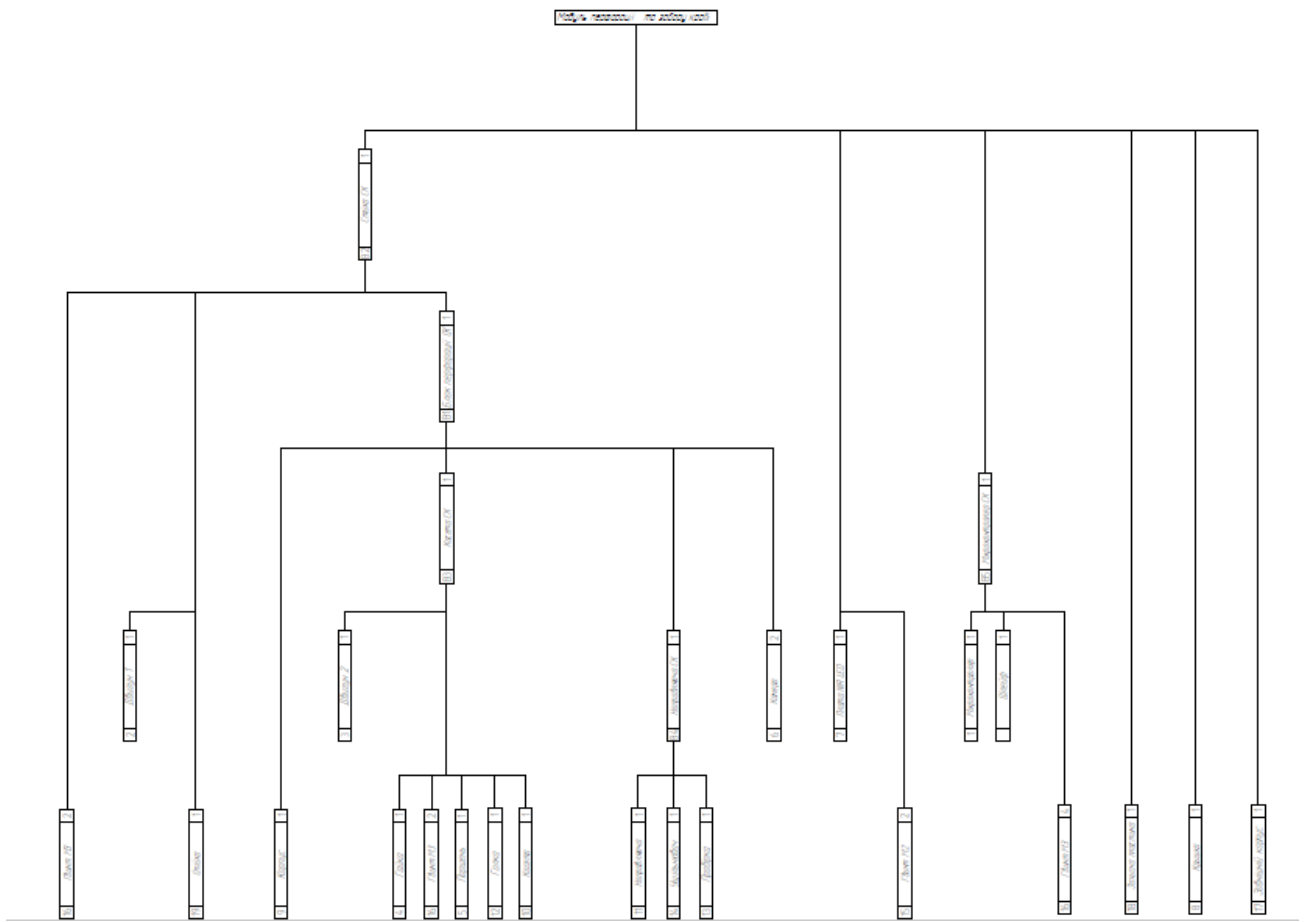


Рис. 2.6. Модуль перфорації шкіри для забору крові

Представлена схема містить складальні одиниці: Стойка СК поз.В2, Блок перфорації СК поз.В1, Касета СК поз.В3, Мікроконтролер СК поз.В5, Направляюча СК поз.В4, Мікроконтролер поз.1, Двигун 1 поз.2, Двигун 2 поз.3, Камера поз.6, Плата NIR LED поз.7, Шлейф.

Окремими деталями йдуть: Стойка поз.19, Корпус поз.9, Кришка поз.8, Гайка поз.4, Поршень поз.5, Голка поз.12, Направляюча поз.11, Ущільнювач поз.14, Пробірка поз.13, Захисна Пластина поз.18, Гвинт М2 поз.15, Гвинт М3 поз.16, Зовнішній корпус поз.17.

Після такого аналізу модулю проводиться розробка послідовності для складання приладу, змісту кожної операції та оформлюється технічна документація.

2.5. Технологічна схема складання модуля перфорації шкіри для забору крові

Технологічна схема складання представлена в Додатку А ДП ПБ-п72.1702.007 СХ (рис.2.7). На схемі вказана необхідна послідовність складання приладу та всі види з'єднуючих елементів.

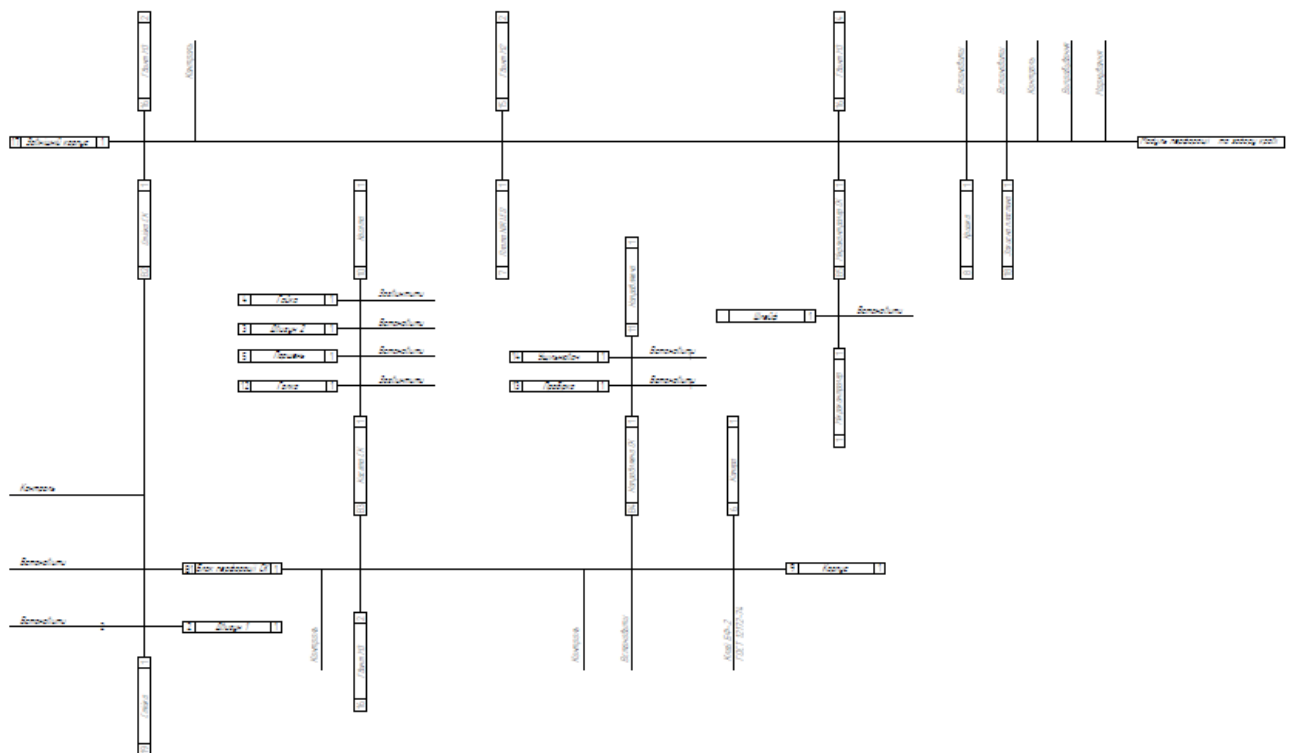


Рис. 2.7. Технологічна схема складання модуля перфорації шкіри для забору крові

На схемі вказані як окремі складові вузлових елементів, так і складальні вузли всього приладу [20]. Кожний складальний вузол починається з базової деталі, на яку в подальшому приєднують інші деталі, в результаті отримуємо базовий вузол. На базову складальну одиницю далі відбувається з'єднання інших

вузлів, котрі завчасно збираються зі своїх, базових деталей. На схемі зліва направо зображується процес складання базового вузла та складання інших вузлів, що приєднуються до нього. А знизу ввєрх, перпендикулярно до головної лінії зображено складання інших вузлів, встановлених на базовий. Якщо маємо складальні одиниці нижчих порядків, то їх зображують за обертанням годинникової стрілки, тобто перпендикулярно до попередньої лінії складання.

Якщо на вітці сходиться вузол з'єднувальних елементів, то це називають окремим переходом, або складальною операцією технологічного процесу [20]. Тут необхідно позначити метод, яким з'єднуються елементи. Такими методами є: паяння, вальцювання, клеєння, пресування тощо. Також, при необхідності вказуються метод проведення додаткових робіт: регулювання, контроль, притирання, змащення тощо. Для перевірки якості проведення складальних операцій, застосовують контроль, як необхідну вимогу. На кінцевій стадії складання виробу потрібно завжди проводити випробувальні роботи, що на схемі позначаються в самому кінці.

Складання приладу починається з деталі Корпус поз.9, на яку за допомогою клею БФ-2 ГОСТ 12172-74 проводиться операція клеєння деталі Камера поз.6. Далі встановлюється Направляюча СК поз.В4, що складається з базової деталі Направляюча поз.11 на яку встановлюється Ущільнювач поз.14, Пробірка поз.13. Після встановлення Направляюча СК поз.В4 проводиться контроль.

Наступним на Корпус поз.9 за допомогою Гвинт М3 поз.16 закріплюється Касета СК поз.В3, яка складається з базової деталі Касета поз.10, на яку загвинчується Гайка поз.4, встановлюється Двигун 2 поз.3, встановлюється Поршень поз.5, загвинчується Голка поз.12. Далі проводиться контроль. Усі попередні складальні операції формують вузол Блок перфорації СК поз.В1, який у свою чергу встановлюється на базову деталь Стійка поз.19, після встановлення Двигун 1 поз.2. і у свою чергу формує Стійку СК поз.В2., що кріпиться Гвинт М3 поз.16 на базову деталь усього приладу Зовнішній корпус поз.17. Проводиться

операція контроль. На базову деталь Зовнішній корпус поз.17 закріплюється Плата NIR LED поз.7. Далі закріпити Мікроконтролер СК поз.В5, де на базову деталь Мікроконтролер поз.1 потрібно встановити Шлейф, за допомогою Гвинт М3 поз.16. в останню чергу необхідно встановити Кришка поз.8 та Захисна пластина поз.18.

Складання модулю перфорації шкіри для забору крові завершується операціями контроль, випробування та маркування.

Маршрутні карти процесу складання модулю перфорації шкіри для забору крові знаходяться в Додатку Б.

2.6. Повірка світлодіода

У наш час майже уся електротехніка має вбудовані у плату світлодіоди, що мають функцію візуалізації, або більш важливу участь у фізичних процесах, яка підтримує працездатність приладу. Так, наприклад, у даному дипломі використовується плата зі світлодіодом, що має головну участь у процесі ідентифікації капіляру. Тому, для усунення можливості несправної роботи приладу необхідно проконтролювати світлодіод [21] за параметрами:

1. Напруга світло діода
2. Граничний струм в міліамперах (регульована)
3. Бажана цільова напруга (також регульована)
4. Розрахункові значення резисторів

На рис. 2.8 зображено схему випробувача діодів, що використовує мікроконтролер Atmel Attiny84, що виконує всі заміри та розрахунки, а також оновлює інформацію на екрані візуалізації.

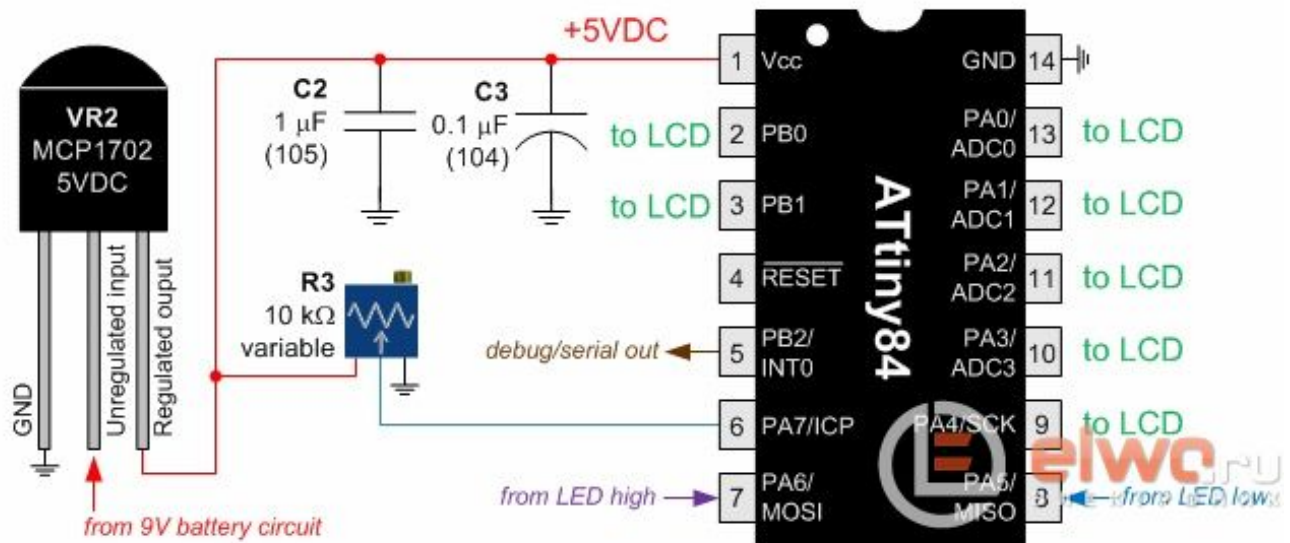


Рис. 2.8 Схема підключення до мікроконтролера випробуваного світлодіоду [21]

Прилад для контролю цих характеристик [22] був вибраний SID-GJ2C (рис. 2.9).



Рис. 2.9. Прилад для повірки світлодіодів [22]

Далі описані технічні характеристики приладу: вхідна напруга: 85-265V; вихідна напруга: 0-300V.

А також переваги використання цієї системи:

1. Висока яскравість екрану.
2. Подвійний ізолюваний безпечний захист.
3. Напруга та поточне інтелектуальне регулювання.
4. Діапазон напруги: 0-300 В (з повільним підвищенням безпеки м'якого старту)

Також до комплекту входить кабель живлення та щупи з гострими накінецьниками, для кращого з'єднання з контактом світлодіода.

Таким чином, тестер можна використовувати для перевірки як поодиноких світлодіодів, так і світлодіодні збірки. У стрічках, лампах, підсвітках телевізорів та моніторів. Тестер повністю забезпечує плавне включення в роботу світлодіодів і дозволяє швидко ідентифікувати несправність, а також визначитися в несправності або справності світлодіодного драйвера.

ВИСНОВКИ

В дипломному проекті на тему модуль перфорації шкіри для забору крові в автоматизованій біометричній системі було спроектовано конструкторський та технологічний розділи, результатом яких стала розробка ідеї в конструкцію та технічна документація, на основі якої в подальшому можна реалізувати систему.

Результатом роботи над конструкторським розділом стали: класифікація методів забору крові, обґрунтування вибору методу, структурно-функціональна схема та загальний вигляд приладу. Був проведений вибір елементарної бази частини складових елементів конструкції, електричні розрахунки та розрахунки геометрії блоку ідентифікації кровоносної судини.

В результаті опрацювання технологічного розділу розроблені структурна та технологічна схема складання модуля, проведений розрахунок технологічності виробу. На основі спроектованої у САПР Solidworks 2016 3D моделі приладу було розроблене складальне креслення та деталювання. Для забезпечення точності вихідних характеристик готового виробу складена схема повірки.

Проведена робота є унікальною у своїй сфері та має просунути галузь на декілька кроків у майбутнє та посприяти розвитку медичної інженерії у цілому.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ЛІТЕРАТУРНИХ ДЖЕРЕЛ

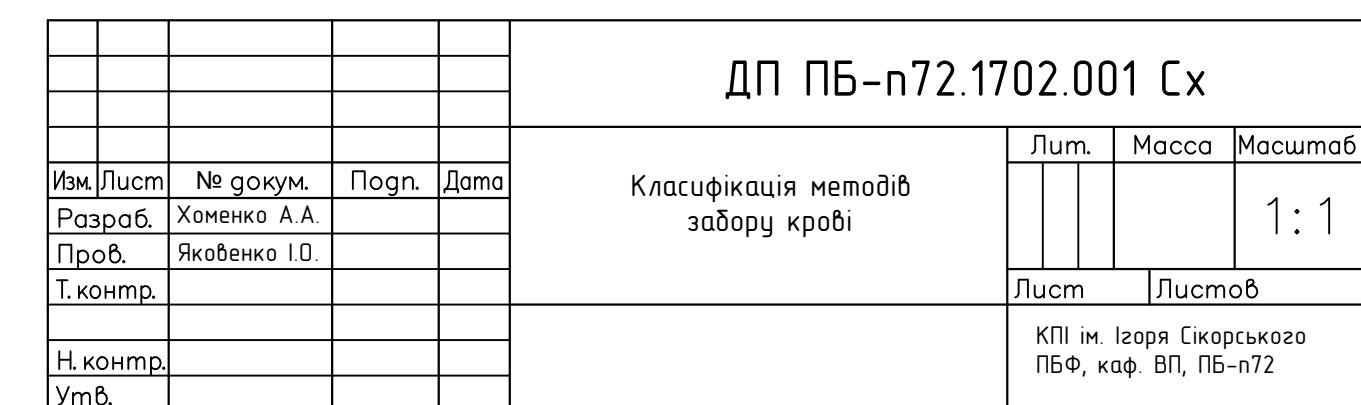
1. Анатомія кисті. – Режим доступу - <https://www.oum.ru/literature/anatomiya-cheloveka/anatomiya-kisti/>
2. Анатомія кисті руки людини. – Режим доступу - <https://vitalyatattoo.ru/raznoe/foto-kisti-ruki-anatomiya-kisti-ruki-cheloveka.html#i-5>
3. BURYANOV, A. & KOTIUK, V. Proporciones de los segmentos de la mano. Int. J. Morphol., 28(3):755-758, 2010.
4. Взяття крові для лабораторних досліджень в педіатричній практиці. – Режим доступу - [http://www.poliklin.ru/imagearticle/201304\(1\)/40-42.pdf](http://www.poliklin.ru/imagearticle/201304(1)/40-42.pdf)
5. Одноразовий автоматичний скарифікатор. – Режим доступу - <https://greenologia.ru/othody/medecinskie/odnorazovyj-skarofikator.html>
6. Автоматизований пристрій для забору крові. – Режим доступу - <https://patents.google.com/patent/WO2016140760A1/en>
7. Пристрій для забору крові з діафрагмою, що активує ланцет. – Режим доступу - <https://patents.google.com/patent/US20030088191>
8. Проколюючий пристрій і спосіб забору крові. – Режим доступу - <http://www.freepatent.ru/patents/2506898>
9. Колючий пристрій для забору зразка крові. – Режим доступу - <http://www.freepatent.ru/patents/2501523>
10. Датчик крові та прилад для обстеження крові за його допомогою. – Режим доступу - <https://patents.google.com/patent/US20100042016>
11. Автоматизоване тестування крові: Інтеграція роботизованої флеботомії з подальшою обробкою проби. – Режим доступу - <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6058193/>
12. Проектування системи та розробка роботизованого пристрою для автоматизованої венепункції та діагностичного аналізу клітин крові. – Режим доступу - <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5321615/>

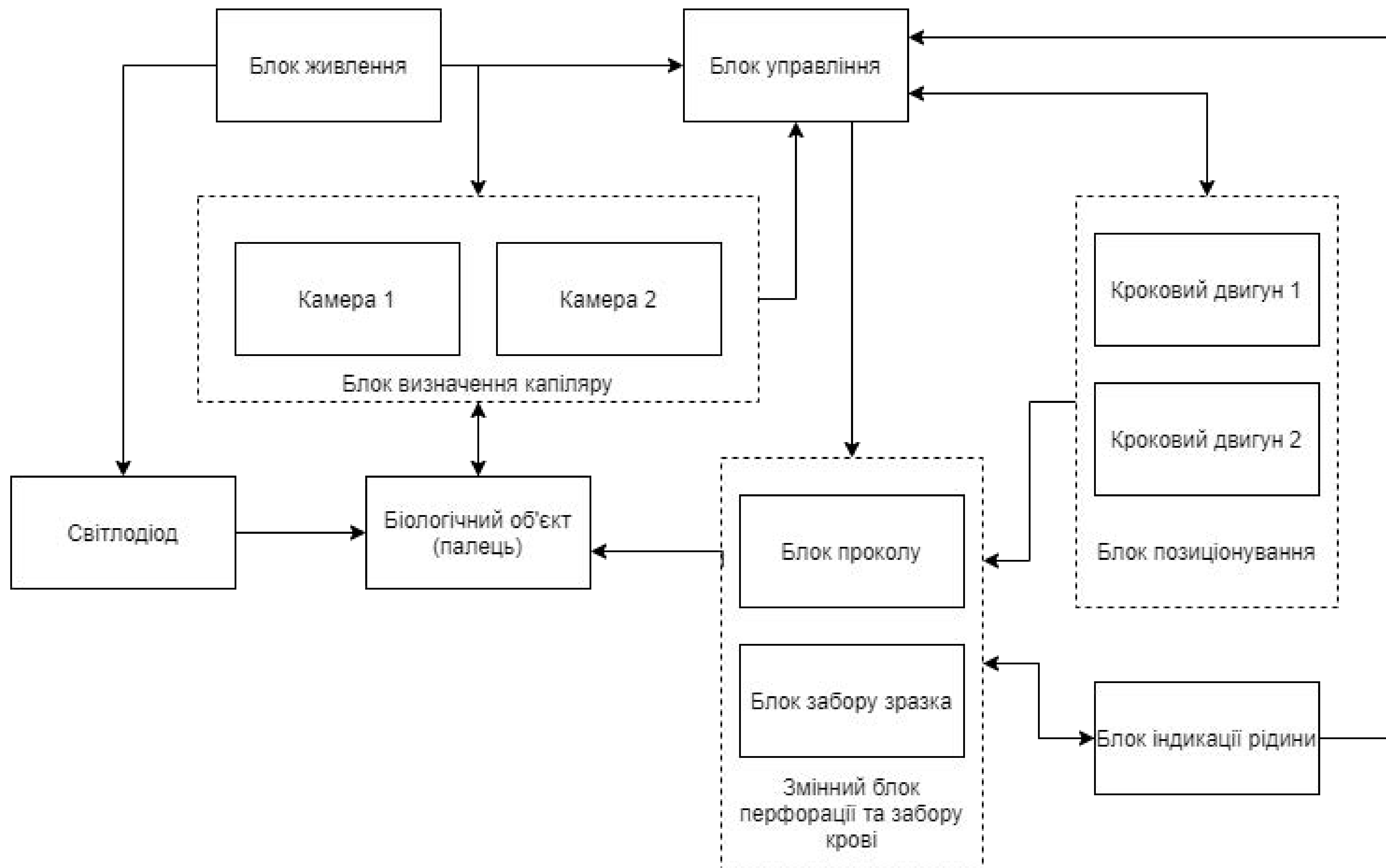
13. 3D інфрачервоне та ультразвукове зображення периферійних судин крові для локалізації в реальному часі та наведення голки. – Режим доступу - https://www.researchgate.net/publication/312697597_3D_Near_Infrared_and_Ultrasound_Imaging_of_Peripheral_Blood_Vessels_for_Real-Time_Localization_and_Needle_Guidance
14. Розробка автоматизованої системи відбору проб крові для портативного приладу для самоконтролю глюкози в крові. – Режим доступу - <https://sci-hub.tw/10.1109/IEMBS.2010.5627675>
15. K. Yamakoshi, S. Ishimaru, A. Nakabayashi et al., “Development of a compact device for self-monitoring of venous blood glucose using miniature needle and infra-red CCD monitor,” Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering, vol. 42, p. 198, 2003 (Japanese).
16. Макарова Т. Д., Яковенко І. О. Автоматизована система перфорації шкіри для забору крові. – 2018.
17. Arduino Mega 2560. – Режим доступу - <https://doc.arduino.ua/ru/hardware/Mega2560>
18. Лінійні приводи LP2515-LP3575 MotionUSA постійного магнітного крокового двигуна. – Режим доступу - http://www.motionusa.com.s3-website-us-east-1.amazonaws.com/nanotec/Linear_Actuators.pdf
19. LED870E - 870 нм епоксидний світлодіод. – Режим доступу - <https://www.thorlabs.com/thorproduct.cfm?partnumber=LED870E>
20. Камера PPV404C. – Режим доступу - <https://www.aelnet.co.jp/cmos-top/cmos-camera/ppv404c/>
21. Румбешта В.О. Основи технології складання приладів: Підручник / Румбешта В.О.-К.: ІСДО, 1993.—303с.

- 22.Тестер світлодіодів з ЖК-дисплеєм. – Режим доступу - https://elwo.ru/publ/svetodiody/tester_svetodiodov_s_zhk_displeem/5-1-0-900
- 23.Тестер світлодіодів з автоматичним вибором параметрів SID-GJ2C. – Режим доступу - <https://mysku.ru/blog/china-stores/40849.html>
- 24.Терещенко М.Ф. Біофізика: практикум / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 288 с. ISBN 978-966-622-952-9
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/28227>
- 25.Терещенко М.Ф. Біофізика: підручник / М.Ф. Терещенко, Г. С.Тимчик, І.О. Яковенко. - Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2019.- 444 с. ISBN 978-966-622-942-0
<http://ela.kpi.ua/handle/123456789/27589>
- 26.M. Bezuglyi, N. Bezuglaya, O. Kuprii and I. Yakovenko, "The non-invasive optical glucometer prototype with ellipsoidal reflectors," 2018 IEEE 59th International Scientific Conference on Power and Electrical Engineering of Riga Technical University (RTUCON), Riga, Latvia, 2018, pp. 1-4. doi: 10.1109/RTUCON.2018.8659864.
- 27.Яковенко І.О. Неінвазивний моніторинг складу макроелементів в крові / Яковенко І.О., Клочко Т.Р., Леус О.О.,// XI Міжнародна науково-практична конференція «Людина і космос» 2009р.—Дніпропетровськ; Дніпропетровськ; НЦАОМУ, 2009. -С.265.
- 28.Яковенко И.А. Повышение достоверности неинвазивного анализа макроэлементов в крови методом цифровой обработки ЭКГ / И.А. Яковенко, Т.Р. Клочко, А. Н. Пелых, Е.А. Леус // Вісник НТУУ "КПІ". Серія радіотехніка. Радіоапаратобудування.— 2010. – Вип. 42 . – С. 144-152

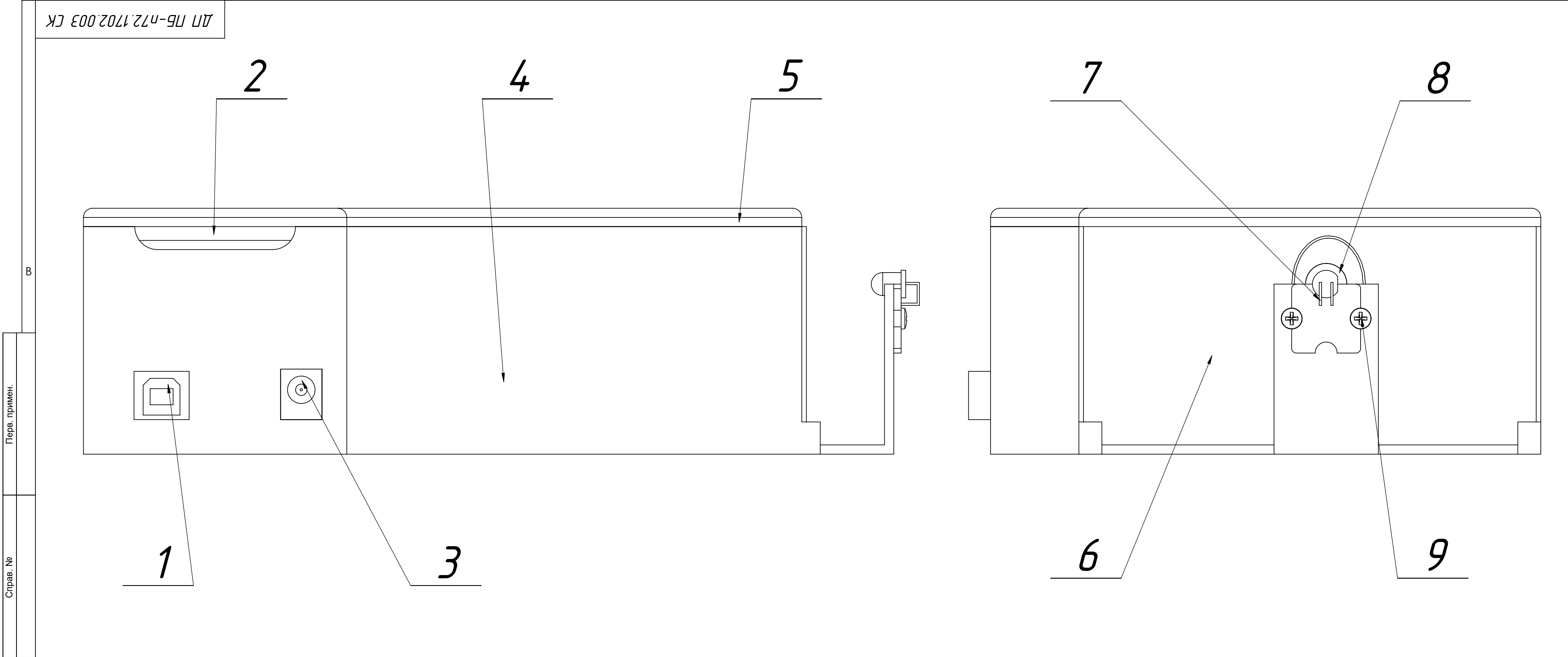
- 29.І. О. Яковенко, О. Д. Рудий, М. О. Турчина. «Улучшение надежности анализа электрокардиограмм для биометрической личной идентификации». Перспективные технологические и прилады. № 15, с. 125-130, 2019 DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2313-5352-2019-15-18>
- 30.І. О. Яковенко, В. І. Мартиненко. «Биометрическая идентификация на основе фотоплетизмограмм для автоматизированных медицинских систем». Перспективные технологические и прилады № 15, с. 120-124, 2019 DOI: <https://doi.org/10.36910/6775-2313-5352-2019-15-17>
- 31.Біофізика і біомеханіка : підруч. / В.С.Антонюк, М.О Бондаренко., В.А.Ващенко та ін. Г.В. Канашевич, Г.С. Тимчик, І.В. Яценко – К.: НТУУ «КПІ», 2012. – 344 с.
- 32.Біофізика в задачах та прикладах : навч. посіб. / В.С. Антонюк, Г.С. Тимчик, М.О. Бондаренко, В.А. Ващенко Ю.Ю. Бондаренко, С.О. Білокінь, А.М. Рубан. – К. : НТУУ «КПІ», 2015. – 206 с.

Додаток А



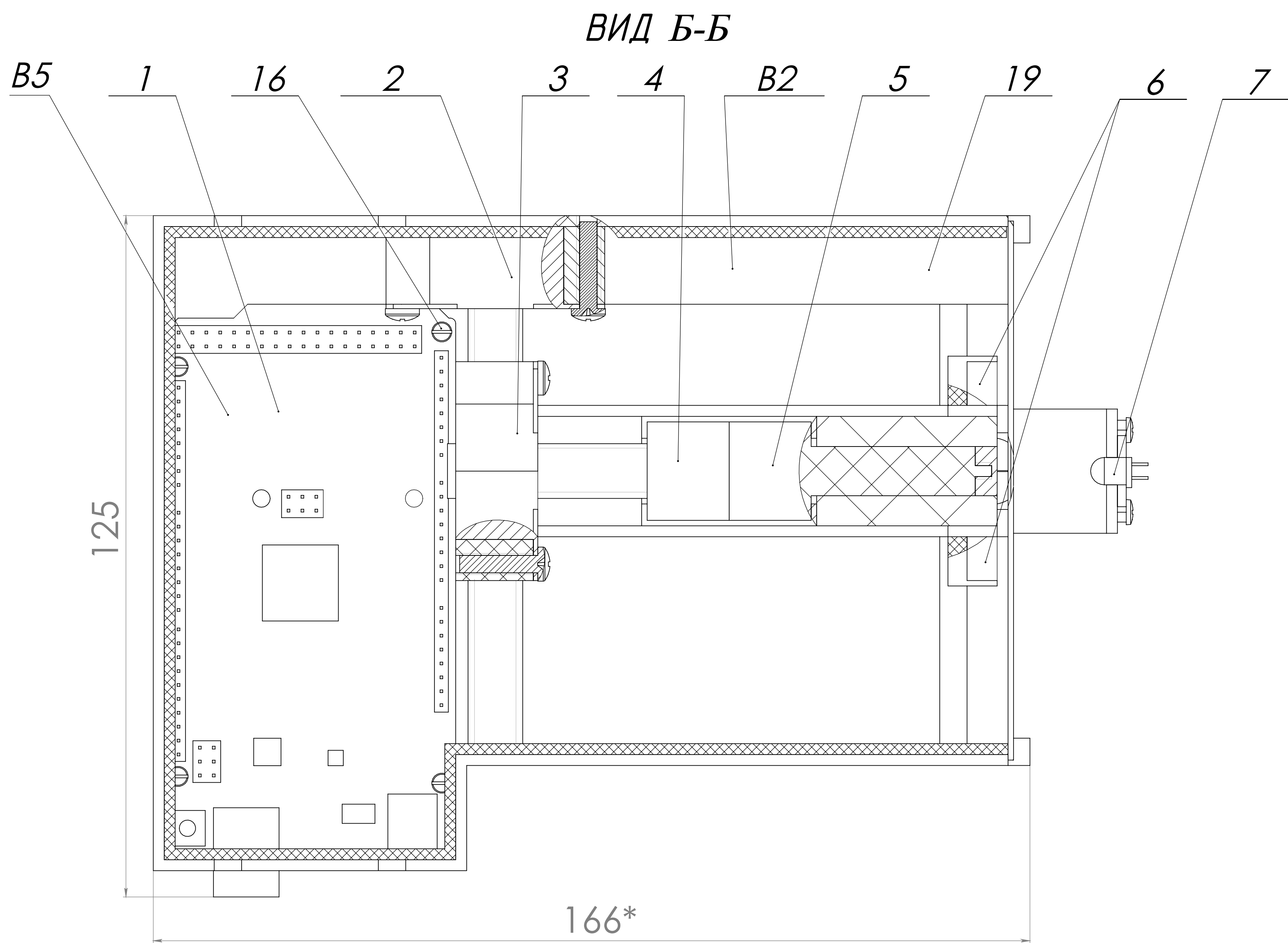
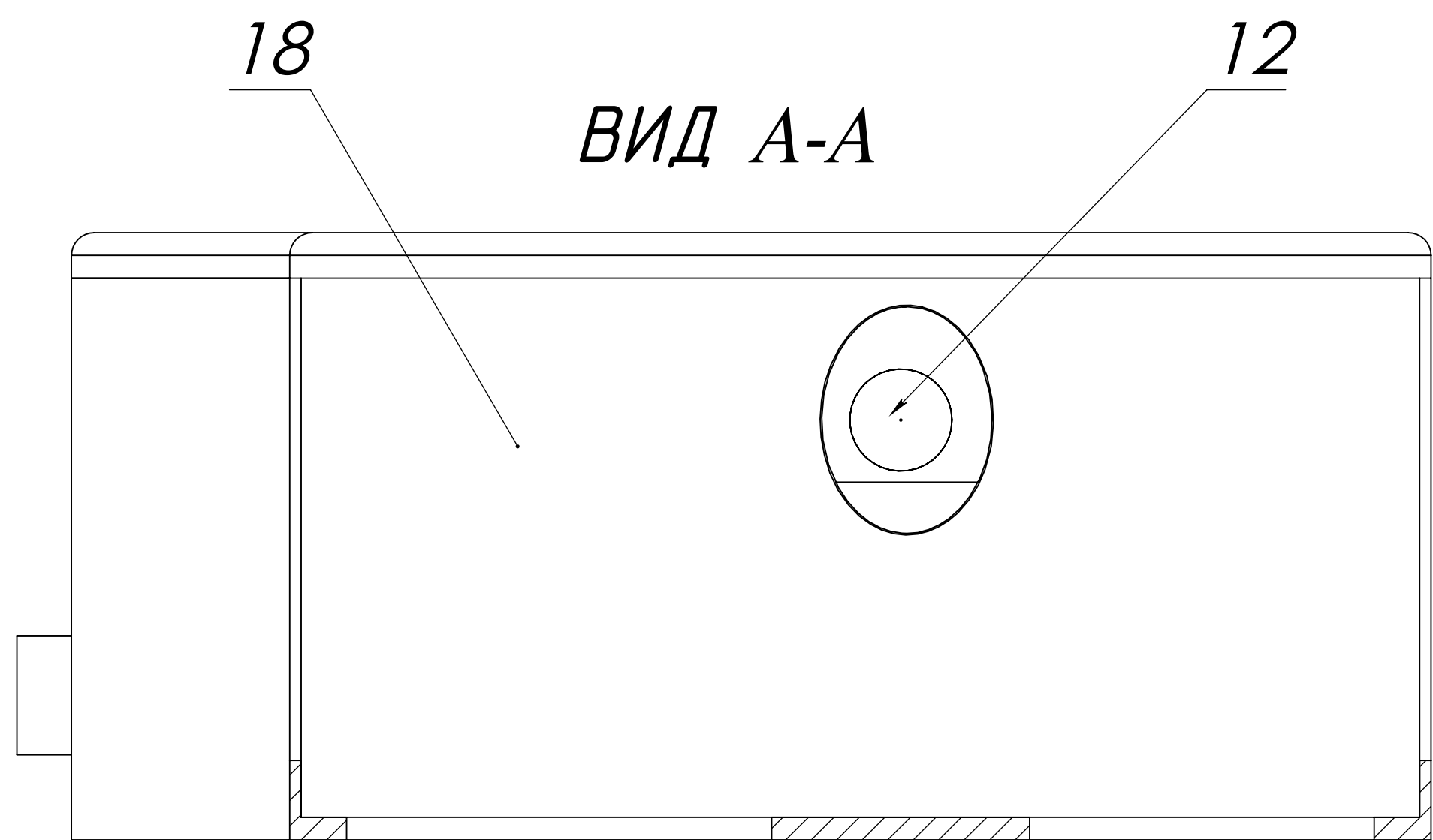
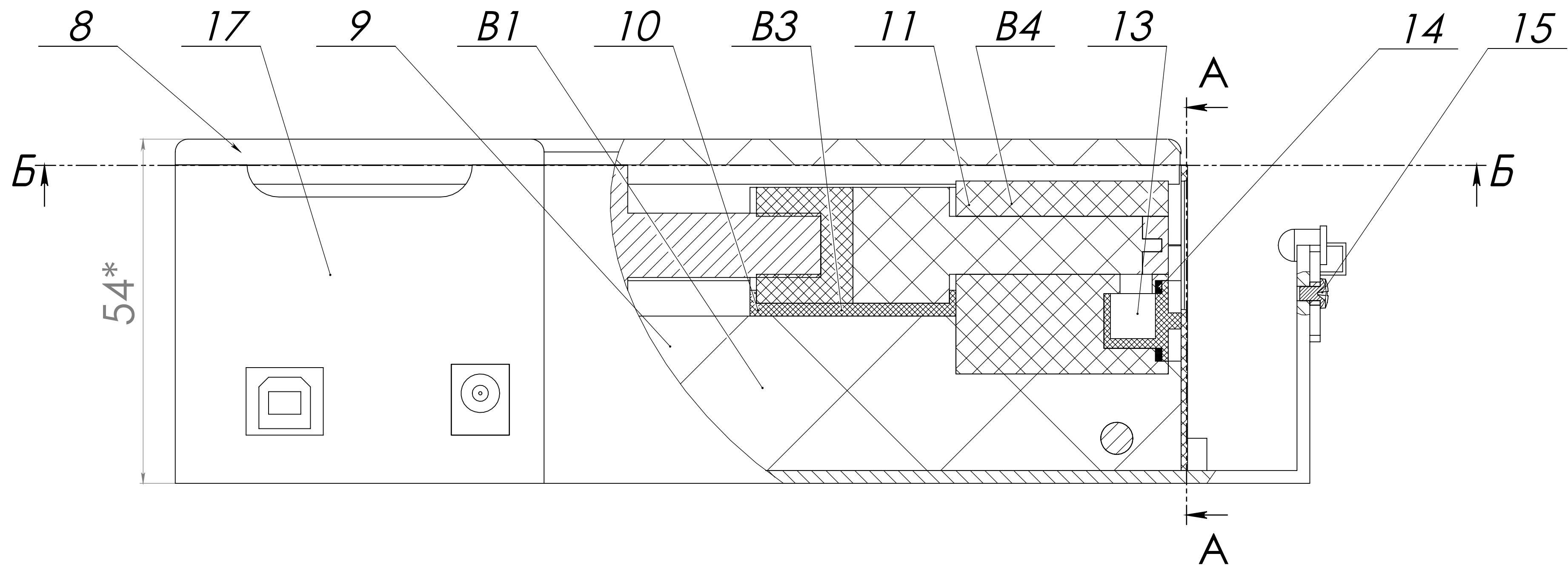


						ДП ПБ-п72.1702.002 Сх		
					Структурно-функціональна схема модуля перфорації шкіри для забору крові	Лист	Маса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата				1 : 1
Разроб.		Хоменко А.А.						
Проб.		Яковенко Ю.						
Т. контр.								
Н. контр.						Лист	Листов	
Умб					КПІ ім. Ізидора Сікарського ПБФ, каф. ВП, ПБ-п72			



Х 700.2021.272-99 ПД

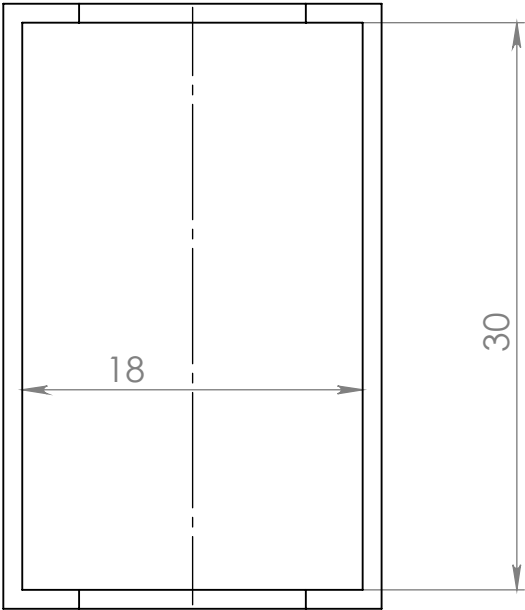
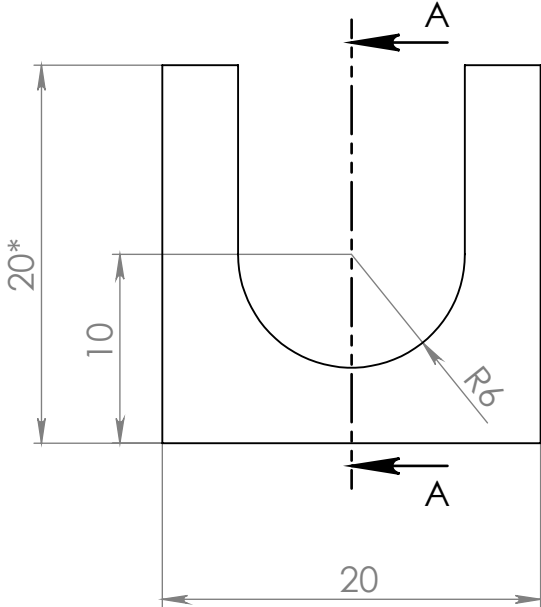
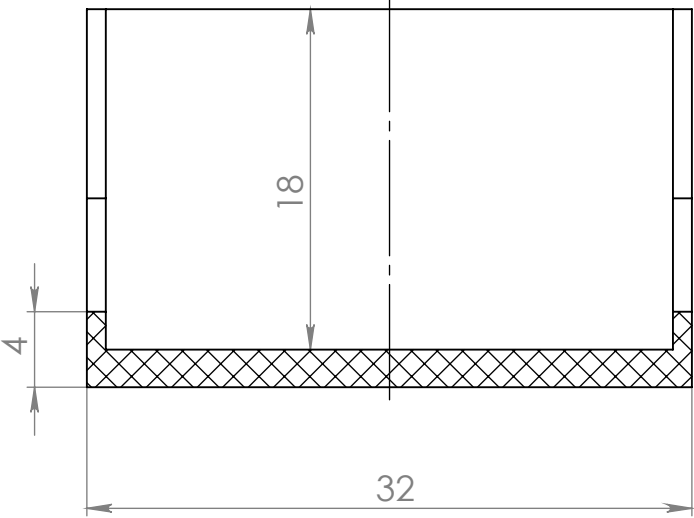
						ДП ПБ-П72.1702.004 Сх Схема електрична принципальна плати Arduino Mega 2560 <table><tr><td>Лист</td><td>Масса</td><td>Масштаб</td></tr><tr><td></td><td></td><td>1 : 1</td></tr></table>	Лист	Масса	Масштаб			1 : 1
Лист	Масса	Масштаб										
		1 : 1										
Изм. Лист	№ докум.	Погн.	Дата									
Разраб.	Хоменко А.А.											
Пров.	Яковенко І.О.											
Т. контр.												
Н. контр.												
Умв.												
					КПІ ім. Ізоря Сікорського ПБФ, каф. ВП, ПБ-П72							



ПОЗИЦІЯ	ПОЗНАЧЕННЯ	КІЛЬКІСТЬ
1	Мікроконтролер	1
2	Двигун 1	1
3	Двигун 2	1
4	Гайка	1
5	Поршень	1
6	Камера	2
7	Плата NIR LED	1
8	Кришка	1
9	Корпус	1
10	Касета	1
11	Напрвляюча	1
12	Голка	1
13	Продірка	1
14	Ущільнювач	1
15	Гвинт М2	2
16	Гвинт М3	8
17	Зовнішній корпус	1
18	Захисна пластина	1
19	Стійка	1
В1	Блок перфорації СК	1
В2	Стійка СК	1
В3	Касета СК	1
В4	Направляюча СК	1
В5	Мікроконтролер СК	1

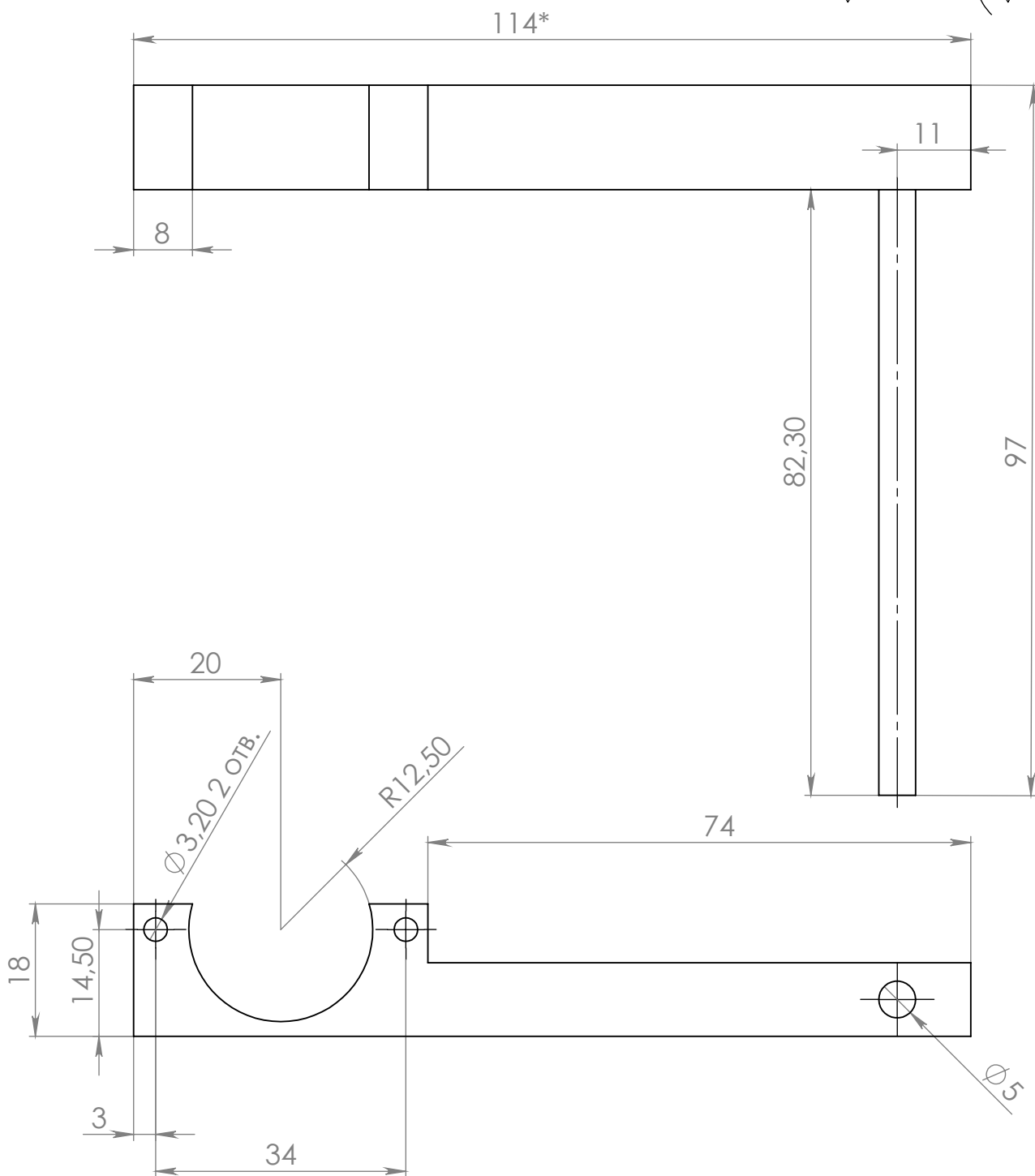
* Розміри для довідок
1. Камера показана умовно
2. Позиціями В1-В5 показані вузли системи

ДП ПБ-п72.1702.005 СК				Лит.	Масса	Масштаб
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	2:1	
Разраб.	Ханенко А.А.					
Пров.	Яковенко І.О.					
Т. контр.					Лист 1	Листов 1
Н. контр.					КПІ ім. Ігоря Сікорського каф. ВП, ПБФ, ПБ-п72	
Утв.						

Справ. №		Перв. примен.		ДП ПБ-п72.1702.005.010					✓ Ra3.2 (✓)		
											
				ВИД А-А							
											
											
				* Розміри для довідок							
				1. Гострі кромки скруглити R0.1							
				2. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2							
				ДП ПБ-п72.1702.005.010							
				Касета							
				ABS - пластик ГОСТ 6-19-510-80							
				Лит.					Масса		
				Лист 1					Листов 1		
				КПІ ім. Ізгоря Сікорського ПБФ, каф. ВП, ПБ-п72							
				Формат А4							

Перв. примен.		Справ. №		ДП ПБ-п72.1702.005.011				
				Ra3.2 (✓)				
				ВИД А-А				
				* Розміри для довідок 1.Гострі кромки скруглити R0.1 2.Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2				
				ДП ПБ-п72.1702.005.011				
				Направляюча				
				ABS - пластик ГОСТ 6-19-510-80				
				Лит. Масса Масштаб				
				2:1				
				Лист 1 Листов 1				
				КПІ ім. Ігоря Сікорського ПБФ, каф.ВП, ПБ-п72				
				Копировал Формат А4				

019.005.002.1702.72-n75 11

$$\sqrt{\text{Ra}_{3.2} \left(\sqrt{} \right)}$$


* Розміри для довідок

1. Гострі кромки скруглити R0.1

2. Невказані граничні відхилення розмірів H12, h12, IT12/2

ДП ПБ-п72.1702.005.019

Стиўка

ABS - пластик
ГОСТ 6-19-510-80

Лит.	Масса	Масштаб
------	-------	---------

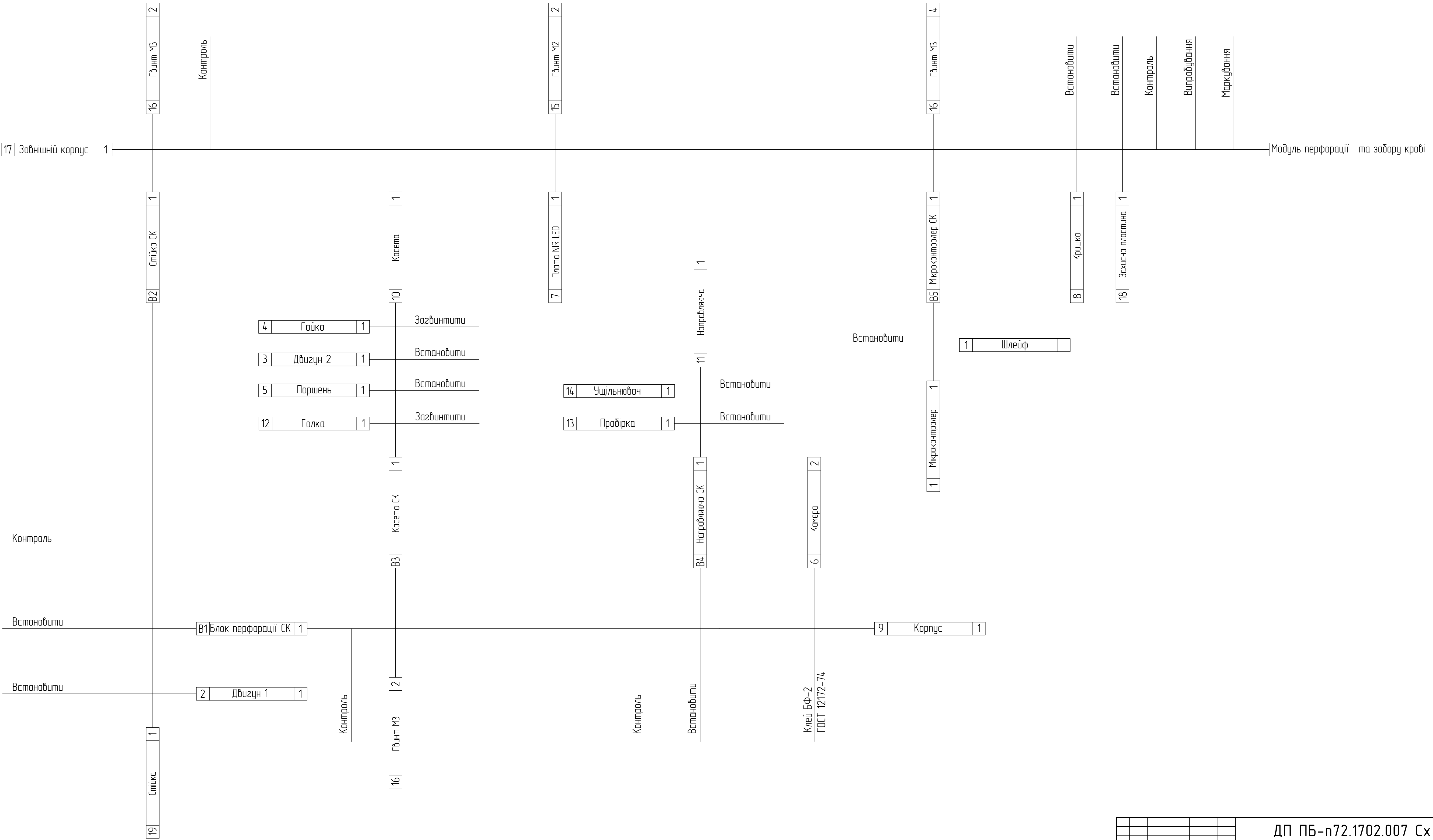
1.2:1

Лист 1	Листов 1
--------	----------

КПІ ім. Ізоря Сікорського
ПБФ, каф. ВП, ПБ-п72

Інв.	№ поз.	Позп.	и дата	Важ.	інв.	№	Інв.	№	Позп.	и дата	Спраб.	№	Перв.	примен.

ДП ПБ-п72.1702.007 Сх



					ДП ПБ-п72.1702.007 Сх					
					Технологічна схема складання модуля перфорації шкіри для забору крові			Лист	Масса	Масштаб
										1:1
Изм.	Лист	№ докум.	Погр.	Дата				Лист		Листов
Разраб.		Хоменко А.А.						КПІ ім. Ізгоря Сікорського ПБФ, каф. ВП, ПБ-п72		
Пров.		Яковенко І.О.								
Т.контр.										
Н.контр.										
Утв.										

Додаток Б

-	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл.														
	Взам.														
	Подл.														
														1	
Розроб.	Хоменко А.А.				КПІ ім.Ігоря Сікорського							ПБ-п72			
Н.контр.	Яковенко І.О.					Модуль перфорації шкіри для забору крові									
	О				Б		Т		Р		М				
А.	01	005 Комплектувальна													
Б.	02	Стіл ТЛ-1972А													
О.	03	1. Комплектувати деталі згідно складального креслення і специфікації													
	04														
	05														
А.	06	010 Підготовча													
Б.	07	Стіл ТЛ-1972А													
О.	08	1. Очистити (обезжирити) поверхню деталей													
М	09	Кисть КФ-26 ГОСТ 10597-87													
М.	10	Тканина ГОСТ 29298-92													
М	11	Вата ГОСТ 5556-81													
М	12	Рукавички бавовняно-паперові ГОСТ 5007-87													
	13														
	14														
	15														
	16														
	17														
	18														
	МК		Маршрутна карта												

										ГОСТ 3.1105-84 Форма 2									
Дубл. Взам. Подл.																			
										2									
Розроб.		Хоменко А.А.				КПІ ім.Ігоря Сікорського						ПБ-п72							
Н.контр.		Яковенко І.О.						Модуль перфорації шкіри для забору крові											
	О			Б		Т		Р		М									
А.	19	015 Складальна																	
Б.	20	<i>Стіл ТЛ 1972А</i>																	
О.	21	<i>1. На Направляючу поз.11 встановити Уцільнювач поз.11 та Пробірку поз.13. На виході отримуємо Направляючу СК поз.В4</i>																	
	22																		
А.	23	020 Складальна																	
Б.	24	<i>Стіл ТЛ 1972А</i>																	
О.	25	<i>1. На Касету поз.10 загвинтити Гайку поз.4, встановити Двигун 2 поз.3, встановити Поршень поз.5, загвинтити Голку поз.12. На виході отримуємо Касету СК поз.В3</i>																	
	26																		
А.	27	025 Складальна																	
Б.	28	<i>Стіл ТЛ 1972А</i>																	
О.	29	<i>1. На Корпус поз.9 за допомогою Клей БФ-2 ГОСТ 12172-74 клеїти Камера поз.6 (2 шт.)</i>																	
О.	30	<i>2. На Корпус поз.9 встановити Направляюча СК поз.В4</i>																	
О.	31	<i>3. Провести Контроль</i>																	
О.	32	<i>4. На Корпус поз.9 за допомогою Гвинт М3 поз.16 (2 шт.) загвинтити Касета СК поз.В3, на виході отримуємо Блок перфорації СК поз.В1</i>																	
О.	33	<i>5. Провести контроль</i>																	
	34																		
МК		Маршрутна карта																	

															ГОСТ 3.1105-84 Форма 2																			
Дубл.																																		
Взам.																																		
Подл.																																		
																														3				
Розроб.		Хоменко А.А.						КПІ ім.Ігоря Сікорського								ПБ-п72																		
Н.контр.		Яковенко І.О.								Модуль перфорації шкіри для забору крові																								
О						Б				Т				Р								М												
А.	35	030 Складальна																																
Б.	36	Стіл ТЛ 1972А																																
О.	37	1. На Стійку поз.19 встановити Двигун 1 поз.2																																
О.	38	2. На Стійку поз.19 встановити Блок перфорації СК поз.В1, на виході отримуємо Стійку СК поз.В2																																
О.	39	3. Провести контроль																																
	40																																	
А.	41	035 Складальна																																
Б.	42	Стіл ТЛ 1972А																																
О.	43	1. На базову деталь Зовнішній корпус поз.17 за допомогою Гвинт М3 поз.16 (2 шт.) загвинтити Стійка СК поз.В2																																
О.	44	2. Провести контроль																																
О.	45	3. На базову деталь Зовнішній корпус поз.17 за допомогою Гвинт М2 поз.15 (2шт.) загвинтити Плату NIR LED поз.7																																
О.	46	4. На Мікроконтролер поз.1 встановити Шлейф, в результаті отримуємо Мікроконтролер СК поз.В5																																
О.	47	5. На базову деталь Зовнішній корпус поз.17 за допомогою Гвинт М3 поз.16 (4 шт.) загвинтити Мікроконтролер СК поз.В5																																
О.	48	6. На базову деталь Зовнішній корпус поз.17 встановити Кришку поз.8 та Захисну пластину поз.18, на виході отримуємо модуль перфорації шкіри та забору крові																																
	49																																	
А.	50	045 Контрольна																																
О.	51	Провести контроль																																
	52																																	

-	ГОСТ 3.1105-84 Форма 2														
	Дубл.														
	Взам.														
	Подл.														
														1	
Розроб.	Хоменко А.А.					КПІ ім.Ігоря Сікорського					ПБ-п72				
Н.контр.	Яковенко І.О.						Модуль перфорації шкіри для забору крові								
	О				Б		Т			Р			М		
А.	53	055 Випробувальна													
О.	54	<i>Випробувати на стенді</i>													
	55														
А.	56	065 Маркувальна													
О.	57	<i>Встановити маркування</i>													
	58														
А.	59	075 Пакувальна													
О.	60	<i>Пакувати виріб в тару і передати на склад</i>													
	61														
	62														
	63														
	64														
	65														
	66														
	67														
	68														
	69														
	70														
	МК		Маршрутна карта												