

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ФАКУЛЬТЕТ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва інституту/факультету)

КАФЕДРА БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ
(повна назва кафедри)

До захисту допущено:

В.о. завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ
(підпис) (Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

« ___ » _____ 2020 р.

Дипломна робота

на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою Клінічна інженерія
(назва)

спеціальності _____ 163 «Біомедична інженерія»
(код та назва)

на тему: «Моделювання робочої частини приладу для біодруку шкіри»

Виконала: студентка 4 курсу, групи БМ – 62
(шифр групи)

_____ Кулявець Вікторія Русланівна _____
(прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Керівник _____ ст. викл. каф. БМІ Юр'єва Катерина Олександрівна. _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Консультант _____ 3 доц. каф. ОППЦБ, к.т.н., доц. Демчук Гліб.Вікторович _____
(назва розділу) (посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Нормоконтроль _____ ст. викл. Юр'єва Катерина Олександрівна _____
(посада, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Рецензент _____ доц. каф. ТМБ, к.б.н., с.н.с. Беспалова Олена Ярославівна _____
(посада, науковий ступінь, вчене звання, науковий ступінь, прізвище, ім'я, по батькові) (підпис)

Засвідчую, що у цій дипломній роботі немає
запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____
(підпис)

Київ – 2020

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

Факультет

Біомедичної інженерії

Кафедра

Біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти

Перший (бакалаврський)

Спеціальність

163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма

Клінічна інженерія

ЗАТВЕРДЖУЮ:

В.о. завідувач кафедри

Владислав ШЛИКОВ

(підпис)

(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

« ___ » _____ 2020 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломну роботу студенту

Кулявець Вікторії Русланівні

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи «Моделювання робочої частини приладу для біодруку шкіри»

керівник роботи Юр'єва Катерина Олександрівна,

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затвержені наказом по університету від «25» травня 2020 р. № 1191-с

2. Термін подання студентом роботи «8» червня 2020 р.

3. Вихідні дані до роботи: наукова та технічна література _____ ;

4. Зміст дипломної роботи: здійснити огляд літератури за тематикою роботи, створити структурну схему приладу та підібрати компоненти, створити принципову схему приладу з обраних елементів, підібрати матеріали для компонентів приладу, розробити 3Д модель робочої частини приладу.

5. Перелік ілюстративного матеріалу: презентація на слайдах _____

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
3	Демчук Г.В., доцент кафедри охорони праці, промисловості та цивільної безпеки		

7. Дата видачі завдання _____

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання дипломної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд літератури за тематикою роботи	15.04.2020 р. – 22.04.2020 р.	
2	Створення структурної схеми робочої частини приладу	23.04.2020 р. – 30.04.2020 р.	
3	Підбір елементів та створення принципової схеми приладу	1.05.2020 р. – 7.05.2020 р.	
4	Підбір матеріалів для компонентів приладу	8.05.2020 р. – 15.05.2020 р.	
5	Розробка і створення моделі корпусу приладу	16.05.2020 р. – 23.05.2020 р.	
6	Формування розділу «Охорона праці»	24.05.2020 р. – 31.05.2020 р.	
7	Оформлення дипломної роботи	1.06.2020 р. – 3.06.2020 р.	
8	Отримання рецензії та відгуку	4.06.2020 р.	
9	Оформлення презентації для захисту роботи	8.06.2020 р.– 11.06.2020 р.	
10	Підготовка до захисту	12.06.2020 р.– 15.06.2020р.	
11	Захист дипломної роботи	16.06.2020 р.	

Студент

(підпис)

Вікторія КУЛЯВЕЦЬ

(Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

Керівник роботи

(підпис)

Катерина ЮР'ЄВА

(Власне ім'я, ПРИЗВИЩЕ)

АНОТАЦІЯ

Дипломна робота налічує 56 сторінок, міститься 23 ілюстрації, 19 таблиць. Загалом опрацьовано 31 джерело.

Актуальність: нестача донорів серйозна медична проблема, при тому тенденція така, що донорів стає все менше, а пацієнтів, які потребують донорських органів все більше. Тому останнім часом бурхливий розвиток отримав такий напрямок як 3Д-біопрінтинг. 3Д-біодрук можна використовувати для вирішення таких глобальних питань як трансплантологія, експерименти над тваринами, використання експериментальних ліків для спостереження. Одна з головних проблем, яка може бути вирішена за допомогою нього –трансплантація шкіри при опіках чи глибоких ранах. Хоч і розроблено кілька видів замінників шкіри для подібної пластики, їх застосування обмежене, оскільки більшість сучасних 3Д-біопринтерів громіздкі, дорогі і працюють занадто повільно. Тому є доцільним вдосконалення таких принтерів до портативних розмірів, за допомогою яких можна було б створювати пласти штучної шкіри відразу на поверхнях ран. Оскільки Україна не входить до числа країн, де розвивається біодрук, то є актуальним розгляд цієї теми.

Метою дипломної роботи є спроектувати робочу частину приладу для біодруку шкіри.

Для досягнення мети було визначено такі задачі:

1. Обґрунтування вибору методики принтингу та механічної передачі для створення робочої частини приладу
2. Створення структурної схеми приладу та опис її роботи
3. Обґрунтування вибору елементів для створення принципової схеми та побудова на основі неї макетної плати
4. Підбір матеріалів для компонентів приладу
5. Створення 3Д моделі у програмному середовищі SolidWorks

Ключові слова: 3Д-біопринтер, трансплантація шкіри, біодрук, екструзія, картридж, полімери, SolidWorks, Fritzing.

ANNOTATION

The thesis consists of 56 pages, 23 illustrations, 19 tables. In total, 31 literary sources have been processed.

Relevance: lack of donors is a serious medical problem, and the trend is that there are fewer donors and more patients who need donors. Therefore, recently such a direction as 3D-bioprinting has developed rapidly. 3D bioprinting can be used to address global issues such as transplantation, animal experiments, and the use of experimental drugs for observation. One of the main problems that can be solved with it is skin grafting for burns or deep wounds. Although several types of leather substitutes have been developed for such operations, their use is limited because most modern 3D bioprinters are bulky, expensive, and too slow. Therefore, it is advisable to improve such printers to portable sizes, with which it would be possible to create layers of artificial leather directly on the wound surfaces. As Ukraine is not one of the countries where bioprinting is developing, it is important to consider this topic.

The purpose of the thesis is to design the working part of the device for bioprinting of leather.

To achieve this goal, the following tasks were identified:

1. Substantiation of a choice of a technique of printing and mechanical transfer for creation of a working part of the device
2. Creation of the structural scheme of the device and the description of its work
3. Substantiation of the choice of elements for creation of the basic scheme and construction on its basis of a mock-up board
4. Selection of materials for the components of the device
5. Creating a 3D model in the SolidWorks software environment

Key words: 3D bioprinter, skin transplantation, bioprinting, extrusion, cartridge, polymers, SolidWorks, Fritzing.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
РОЗДІЛ 1 ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	10
1.1 Обґрунтування вибору методики прінтингу.....	10
1.1.1 Біодрук на основі крапель.....	11
1.1.2 Технологія лазерного біодруку.....	12
1.1.3 Біодрук на основі екструзії	13
1.1.4 Технологія стереолітографія.....	14
1.1.5 Характеристика та порівняння методик біодруку.....	15
1.2 Принцип роботи та конструкція двигуна постійного струму	17
1.2.1 Будова двигуну постійного струму.....	17
1.2.2 Принцип роботи ДПС.....	18
1.3 Вибір та обґрунтування механізмів перетворення обертального руху в поступальний.....	19
1.3.1 Рейкові передачі.....	20
1.3.2 Передача гвин-гайка	21
Висновок до розділу 1	22
РОЗДІЛ 2 ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА	23
2.1 Створення структурної блок-схеми приладу	23
2.2 Механічний принцип роботи приладу	30
2.3 Принципова схема приладу	32
2.4 Матеріали для приладу.....	36

					БМ62.08.2505.1191			
Вим	Лист	№ докум.	Підпис	Дата				
Розробив		Кулявець В.Р.			Моделювання робочої частини приладу для біодруку шкіри	Лім.	Лист	Листів
Перевірів		Юр'єва К.О.						
Реценз.		Беспалова О.Я.				КПІ ім. Ігоря Сікорського ФБМІ БМ-62		
Н. Контр.		Юр'єва К.О.						
Затвердив		Шликов В.В.						

2.4.1	Матеріал для корпусу приладу	37
2.4.2	Матеріал для картриджу та вимоги до нього	38
2.4.3	Матеріал для трубок та роликів.....	39
2.4	Розробка 3D моделі приладу.....	41
	Висновок до розділу 2	44
РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ		45
3.1	Характеристика об'єкта що проектується.....	45
3.1.1	Характеристики біопринтеру шкіри	45
3.1.2	Складові частини біопринтеру шкіри.....	46
3.1.3.	Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»	47
3.2	Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією біопринтеру шкіри, який проектується та заходи їх усунення.....	47
3.2.1	Механічні джерела небезпеки	47
3.2.2	Біологічні джерела небезпеки.....	48
3.2.3	Небезпека ураження людини електричним струмом.....	49
3.3	Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту»	51
	Висновок до розділу 3	52
ВИСНОВОК.....		53
СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ.....		54

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

ДПС	– двигун постійного струму
ККД	– коефіцієнт корисної дії
ШІМ	– широко-імпульсна модуляція
ПП	– поліпропілен
ПЕ	– поліетилен
ПЕВЩ	– поліетилен високої щільності
ПВХ	– полівінілхлорид

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						8
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Нестача донорів – серйозна медична проблема, при тому тенденція така, що донорів стає все менше, а пацієнтів, які потребують донорських органів все більше [1]. Тому, останнім часом бурхливий розвиток отримав такий напрямок як 3Д-біопрінтинг. Біологічний друк можна назвати пошаровим процесом формування об'єкту з різних біоматеріалів (живих клітин) на основі попередньо створеної комп'ютерної моделі [1]. 3Д-біодрук можна використовувати для вирішення таких глобальних питань як трансплантологія, експерименти над тваринами, використання експериментальних ліків для спостереження.

Одна з головних проблем, яка може бути вирішена за допомогою нього – трансплантація шкіри при опіках чи глибоких ранах. Хоч і розроблено кілька видів замінників шкіри для подібної пластики, їх застосування обмежене, оскільки більшість сучасних 3Д-біопрінтерів громіздкі, дорогі і працюють занадто повільно. Тому є доцільним вдосконалення таких принтерів до портативних розмірів, за допомогою яких можна було б створювати пласти штучної шкіри відразу на поверхнях ран. Оскільки Україна не входить до числа країн де розвивається біодрук, то є актуальним розгляд цієї теми.

Мета: спроектувати робочу частину приладу для біодруку шкіри.

Для досягнення поставленої мети були визначені такі задачі:

- охарактеризувати та обґрунтувати вибір методу прінтингу;
- розглянути механізми перетворення обертального руху в поступальний та роботу ДПС;
- створити структурну схему приладу та підібрати елементи;
- побудувати принципову схему приладу на основі вибраних елементів;
- підібрати матеріали для компонентів приладу;
- створити 3D модель приладу.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						9
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1

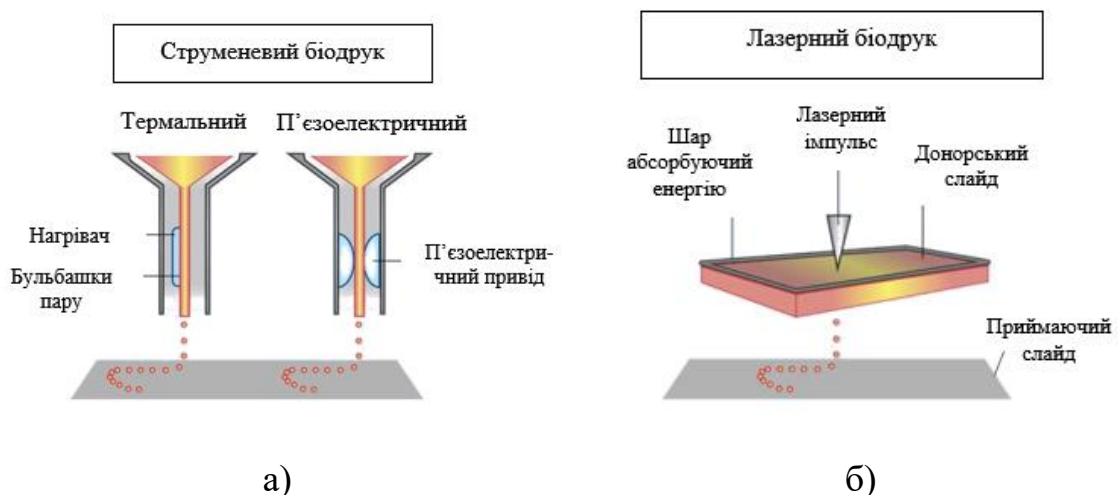
ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Обґрунтування вибору методики прінтингу

Біодруком можна назвати процес моделювання та відображення деякої структури за допомогою живих клітин і біоматеріалів при заздалегідь відомій пошаровій орієнтації укладки матеріалу для подальшого виготовлення біоінженерних конструкцій у біологічних дослідженнях регенеративної медицини [2].

Основною різницею між 3Д-прінтингом для тканинної інженерії і 3Д-прінтингом являється те, що біодрук використовує живі клітини чи інші біологічні матеріали. Це поняття включає в себе велику точність в просторовому розміщенні клітин, щоб краще направляти формування тканин.

Найбільш багатообіцяючі технології в біопрінтингу можна розділити на чотири основні групи у відповідності до принципу їх роботи: екструзійний, крапельний, лазерний, стереолітографія (рис. 1.1).



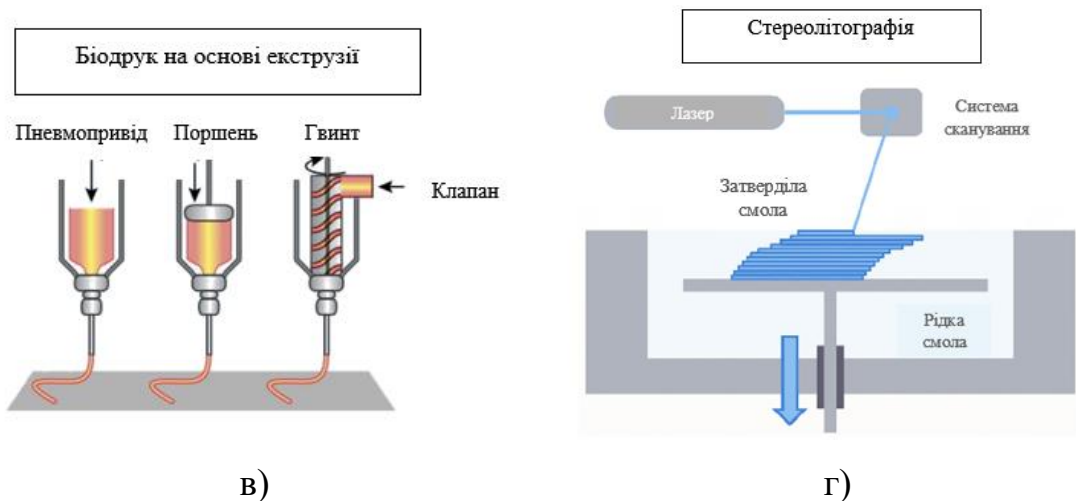


Рисунок 1.1 – Види біодруку [2]

1.1.1 Біодрук на основі крапель

Біодрук на основі крапель можна згрупувати на такі дві технології, як п'єзoeлектричний або термальний біодрук для викиду крапель рідини на субстрат (рис. 1.1 а) [3].

1) Термальний біодрук

Тепловий привід в приладі локально нагріває розчин біоінку при застосуванні імпульсу напруги.

Біоінк (біочорнило) – це матеріал, який використовується для отримання інженерної (штучної) живої тканини за допомогою технології 3Д-друку. Він може складатися лише з клітин, але в більшості випадків також додається додатковий матеріал-носій, який обволокує клітини. Цей матеріал-носій, як правило, є біополімерним гелем, який виконує роль 3D молекулярного каркаса.

Локалізоване нагрівання утворює парову бульбашку. Згодом бульбашка швидко розростається і руйнується (вибухає), що створює імпульс тиску всередині камери рідини. Отже, біочорнило долає поверхневий натяг у отворі форсунки, і крапля викидається. Тепловий елемент може досягати температури

від 100 ° С до 300 ° С, такі високі температури локалізуються і існують лише на короткий проміжок часу, тому вони не завдають шкоди клітинам.

2) П'єзоелектричний біодрук

П'єзоелектричний привід в принтері змінює свою форму при застосуванні імпульсу напруги. Це деформує камеру рідини, в якій різка зміна об'єму камери викликає хвилю тиску. Як результат, поверхневий натяг у отворі форсунки подолано, і крапля біочорнила викидається.

Цей механізм обмежує використання висококонцентрованих і в'язких біочорнил, оскільки їх в'язкість пригнічує застосовувані хвилі тиску, перешкоджаючи викиду краплі. Низька в'язкість досягається використанням розчинів з низькою концентрацією, що є обмежуючим фактором для отримання 3D-структур.

На даний момент струменеві біопринтери спеціально пристосовані правильно зберігати і розподіляти біологічні матеріали в кращій якості, точніше і швидше.

1.1.2 Технологія лазерного біодруку

Лазерний біодрук використовує лазерну енергію (рис. 1.1 б). Його можна розділити на дві категорії: процеси, що включають фотополімеризацію і процеси, основані на переносі клітин.

Лазерний біопринтинг складається з трьох частин: донорського слайда (або стрічки), лазерного імпульсу та слайда приймача. Стрічка виготовляється із шару прозорого скла, тонкого шару металу та шару біочорнила. Біоінк переноситься з стрічки на слайд приймача, коли шар металу під гідрогелем випаровується лазерним імпульсом. Цей пристрій функціонує за допомогою сфокусованих лазерних імпульсів на поглинаючому шарі стрічки для створення бульбашки

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						12
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

високого тиску, який просуває вперед речовини, що містять клітини, у напрямку до підкладки колектора [3].

1.1.3 Біодрук на основі екструзії

Біодрук на основі екструзії являє собою комбінацію дозування рідини й автоматизованої роботизованої системи для екструзії і біодруку, відповідно [3]. Цей метод використовує механічну чи пневматичну потенціальну енергію (рис. 1.1 в).

1) Пневматична система

Пневматична система працює на основі повітря під тиском, використовуючи конфігурацію без клапанів або на клапанній основі. Хоча конфігурація без клапанів широко застосовується завдяки своїй простоті, конфігурація на основі клапана може бути кращою з керованим тиском та частотою імпульсів для високоточних застосувань. Конфігурація без клапанів працює достатньо добре для гідрогелів із властивістю розрідження; однак біочорнила з дуже низькою в'язкістю можуть легко протікати через форсунку, навіть якщо тиск не застосовується. Тому конфігурація на основі клапанів рекомендується застосовувати для матеріалів з низькою в'язкістю або розчинами зшивання. Пневматичні системи біопринтерів на основі екструзії потребують стерилізації використовуваного повітря з компресора повітряного дозатора. Таким чином, використання фільтра на дихальних шляхах було б ідеальним для мінімізації забруднення біодрукованих конструкцій. Пневматичні системи не генерують плавного видавлювання напівтвердого або твердого біочорнила і потребують іншого рідкого або гелевого середовища для доставки біочорнила через наконечник сопла. В іншому випадку біочорнило легко кріпиться на стінці насадки. При застосуванні біочорнил на основі гідрогелю не виникає проблем через його рідкий або золь-гелевий характер.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						13
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

2) Механічна система

Механічні мікроекструзійні системи використовують поршневі або гвинтові конфігурації. Поршнева конфігурація, як правило, забезпечує більш прямий контроль над потоком біочорнила через форсунку. Гвинтові конфігурації можуть давати більше просторового контролю та вони є вигідні для дозування матеріалу з більш високою в'язкістю. Однак конфігурація з гвинтовим приводом може генерувати великі перепади тиску вздовж сопла, що може завдати шкоди завантаженим клітинами. Таким чином, конструкція обертового гвинта повинна бути ретельно виконана, щоб могли використовувати його в біопринтері. Крім того, системи з механічним приводом є дуже доступними, легко програмуються і переносяться, і не потребують повітряного компресорного блоку. Механічні системи забезпечують кращу здатність до друку для напівтвердих або твердих матеріалів, таких як агрегати клітин.

Життєздатність клітин після біодруку на основі екструзії нижче, ніж при струменевому біодруку; частота виживання клітини знаходиться в межах 40-86% і зменшується зі збільшенням тиску екструдора і калібру сопла.

1.1.4 Технологія стереолітографія

Стереолітографія метод оснований на опроміненні рідкої фотополімерної смоли лазером для створення твердих фізичних моделей (рис. 1.1 г). Побудова моделі проводиться шар за шаром. Кожен шар викреслюється лазером згідно з даними, закладеними в тривимірній цифровій моделі. Опромінення лазером призводить до затвердіння матеріалу в точках дотику з променем [4].

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						14
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

1.1.5 Характеристика та порівняння методик біодруку

Для порівняння методів варто навести основні їх характеристики (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Характеристика основних методів біодруку [5]

	Біоматеріали	Життєздатність клітин	Швидкість процесу	Ціна
Крапельний біопрінтинг	Суспензія живих клітин з низькою в'язкістю; біомолекули; фактори росту	~ 90 %	Швидка (<10,000 капель/сек)	низька
Екструзійний біопрінтинг	Гідрогель; клітини; білки та керамічні матеріали; розчини, пасти або дисперсії від низької до високої в'язкості; трикальційфосфат; колаген і хітозан; агароза з желатином	40-80%	Повільна	середня
Лазерний біопрінтинг	Гідрогель; клітини, білки та керамічні матеріали різної в'язкості	>95%	середня	висока
Стереолітографія	Світлочутливі полімерні матеріали; акрили та епоксидні речовини, що здатні затвердівати	>90%	Швидка (<40,000 мм/сек)	низька

Бачимо, що кожен метод має зовсім різну комбінацію наведених властивостей. Переваги та недоліки методів зображені в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Переваги та недоліки технік біодруку

	Переваги	Недоліки
Крапельний біопрінтинг	<ul style="list-style-type: none"> - низька вартість; - висока роздільна здатність; - висока швидкість друку; - здатність створювати градієнтні концентрації клітин, тканин або факторів росту по всій площі 3Д-конструкцій, шляхом зміни розміру та густини крапель. 	<ul style="list-style-type: none"> - обмеження у в'язкості біоматеріалів; - матеріали мають знаходитись в рідкій формі; - засорення сопла або накопичення «клітинного сміття»; - пошкодження та гибель клітин.
Екструзійний біопрінтинг	<ul style="list-style-type: none"> - накладення клітин з дуже високою щільністю; - низька ціна і широкий спектр біопрінтерів; 	<ul style="list-style-type: none"> - проблема засорення форсунки; - обмежена роздільна здатність (нижча ніж у двох інших методів);

Продовження таблиці 1.2

	<ul style="list-style-type: none"> - має більшу швидкість осадження та друку, ніж інші, що може полегшити масштабування за відносно короткий проміжок часу; - дозволяє проводити біодрук широкого спектру матеріалів; - дозволяє проводити біодрук анатомічно правильних пористих конструкцій, що є дуже складним завданням 	<ul style="list-style-type: none"> - біоінк в рідкому або сольгелевому стані повинен мати здатність до зсуву для подолання поверхневого натягу; - напруга зсуву на стінці наконечника сопла викликає значне падіння кількості живих клітин при високій щільності клітин
Лазерний біопринтинг	<ul style="list-style-type: none"> - висока життєздатність клітин; - відсутня проблема засорення форсунки; - дозволяє проводити біодрук клітин у більшій кількості; - висока роздільна здатність (більша ніж у двох інших методів); - безконтактна природа. 	<ul style="list-style-type: none"> - через високу напругу зсуву та механізм утворення крапель, дуже обмежена кількість клітин може бути інкапсульована у кожную краплю; - приготування різних стрічок для різних типів клітин, що забирає певний час; - висока вартість.
Стереолітографія	<ul style="list-style-type: none"> - тверда технологія вільної форми та сопла; - найвища точність виготовлення; - сумісність із збільшенням кількості матеріалів; - світлочутливі гідрогелі можна друкувати пошарово. 	<ul style="list-style-type: none"> - застосовується лише до фотополімерів; - недостатність біосумісних та біологічно деградуючих полімерів; - шкідливий вплив від залишкових токсичних фототвердіючих реагентів; - можливість пошкодження ДНК та шкіри людини ультрафіолетом.

Згідно таблиць 1.1, 1.2 для біопринтеру шкіри була обрана методика екструзійного друку. Оскільки цей метод може використовувати широкий спектр матеріалів, які потрібні для створення штучної шкіри, зокрема, гідрогелі, клітини, білки, колаген і хітозан, агароза з желатином. Дана технологія здатна створювати анатомічно правильні пористі структури, що є важливою особливістю шкіри. Хоч і швидкість процесу друку низька, проте ціна доступна. Важливим критерієм вибору була простота конструкції приладу: механічні мікроекструзійні системи є саме такими, оскільки вони являють собою звичайний поршень.

					BM62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		16

1.2 Принцип роботи та конструкція двигуна постійного струму

1.2.1 Будова двигуна постійного струму

Сучасний ДПС містить ротор з багатьма провідниками, ці провідники вкладаєні в пази, а також статор з обмоткою збудження.

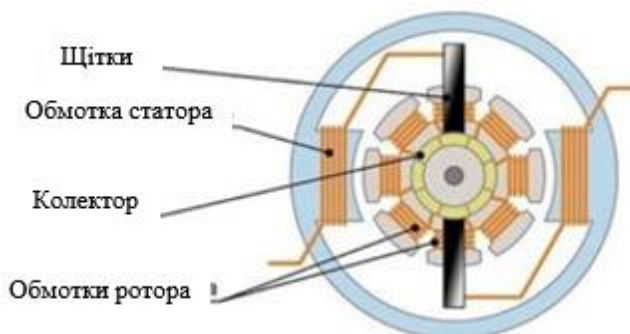


Рисунок 1.2 – Двигун постійного струму [8]

Основними складовими є (рис. 1.2) [7]:

- ротор – частина електричної машини, що обертається;
- статор – частина двигуна, що не рухається;
- індуктор або система збудження – частина двигуна, яка створює магнітний потік для утворення моменту. Індуктор включає в себе обмотку збудження;
- щітки – частина двигуна по якій передається струм від джерела живлення до якоря. Зазвичай вони виготовляються з графіту чи інших матеріалів. ДПС містить одну пару щіток або більше, де одна з них з'єднується з позитивним виводом джерела живлення, а інша з негативним;
- якорем може бути як ротор так і статор, по ньому протікає струм навантаження та виникає електрорушійна сила. В даному випадку ротор являється якорем;
- колектор – частина електромашини, яка контактує з щітками.

Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

БМ62.08.2505.1191

Лист

17

1.2.2 Принцип роботи ДПС

На верхню щітку подається додатній потенціал постійного джерела струму, а на нижню – від’ємний. Напрямок руху струму зображено на рисунку 1.3 пунктирною червоною лінією.

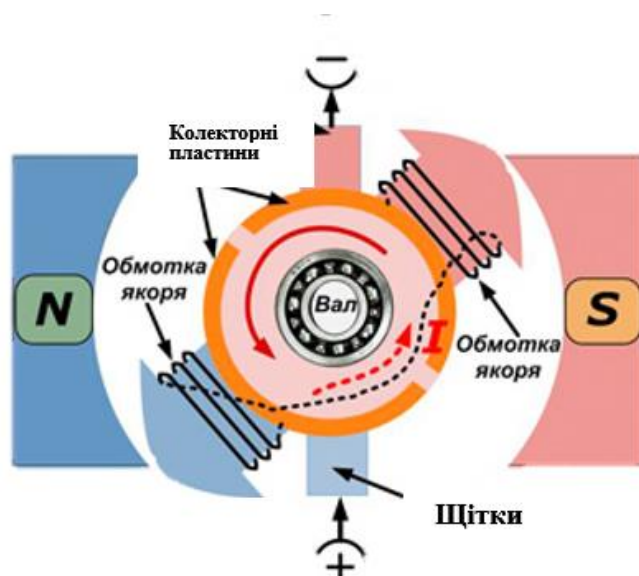


Рисунок 1.3 – Принцип влаштування ДПС [9]

Струм викликає в нижній лівій частині якоря магнітне поле північного полюса, а в правій верхній – південного (згідно правила буравчика). Це призводить до відштовхування полюсів ротора від однакових за знаком і притягання до різних за знаками полюсам на статорі. В результаті прикладеної сили відбувається обертальний рух, напрямок якого вказує коричнева стрілка на рисунку 1.3. За інерцією при подальшій русі якоря полюса переходять на інші колекторні пластини, напрямок руху струму на них змінюється на протилежний. Ротор продовжує обертатись далі [10].

В результаті взаємодії струму якоря в провіднику обмотки якоря з зовнішнім магнітним полем з'являється електромагнітна сила, що створює електромагнітний момент, який і приводить якор в дію.

Вище наведена робота двигуна простої конструкції, насправді електромашини має складнішу будову [10]:

- обмотка поділена не на дві секції, а на більшу кількість частин;
- кожна секція обмотки змонтована на своєму полюсі;
- колекторний пристрій виготовлений визначеною кількістю контактних площин по числу секцій обмоток.

В результаті цього реалізується плавне підключення кожного полюсу через свої контактні пластини до щіток і джерела струму, знижуються втрати електроенергії. Таким чином обмотка ротора передає обертальний момент на вал електродвигуна.

Для того, щоб змінити напрямок обертання ротора достатньо змінити рух струму в обмотці на протилежного напрямку шляхом зміни полярності на джерелі.

1.3 Вибір та обґрунтування механізмів перетворення обертального руху в поступальний

Функцією даного приладу є видавлювання рідини на поверхню, тому необхідно розробити систему, яка б могла опускати поршень шприца на основі методу екструзійного біодруку. Оскільки необхідно дві рідини для створення шкіри – біочорнило (клітини рівномірно розподілені в гелі) та зшивач (розчин який сприятиме гелеутворенню розчину біополімера, який містить клітини) – то потрібно встановити два штуцери, які б опускали поршні з заданими швидкостями. Для задання точної швидкості опускання штуцера використовуємо двигун та механічну передачу. Оскільки обираємо двигун постійного струму за такі його переваги як: компактні розміри, легкість регулювання частоти обертання в широких межах, майже лінійні характеристики двигуна, то необхідно вибрати передачу, яка б перетворювала обертальний рух

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						19
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

двигуна у поступальний рух штуцера. Для цього важливо обрати передачу з високою точністю переміщення для точного регулювання швидкості.

Розглянемо декілька основних типів передач оберտального руху в поступальний (рис. 1.4) [11].

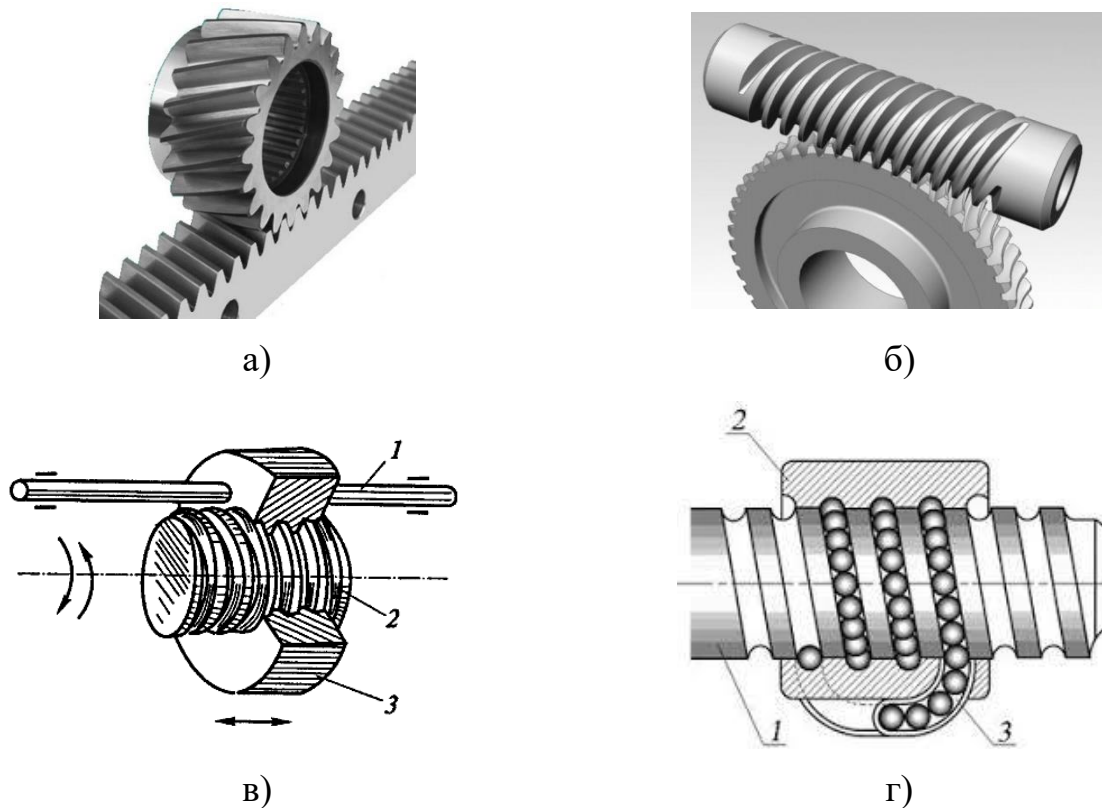


Рисунок 1.4 – Види передач:

а – рейкова-зубчаста передача [12]; б – черв'ячна-рейкова передача [13]; в – передача гвинт-гайка ковзання [14]; г – передача гвинт-гайка кочення [15].

1.3.1 Рейкові передачі

1) Рейково-зубчаста передача

Дана передача складається з зубчастого колеса та рейки (рис. 1.4 а). При обертальному русі колеса відносно нерухомої осі відбувається поступальний рух рейки за рахунок потрапляння зубців колеса в зубці рейки. Даний механізм має невеликі габарити та високий коефіцієнт корисної дії (ККД) близько 97...98%.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		20

Рейкова-зубчаста передача відрізняється від інших такими властивостями, як простота в обслуговуванні, висока надійність в широкому діапазоні потужностей та швидкостей і простота конструкції [16].

Проте даний механізм потребує високої точності виготовлення та монтажу, у разі не виконання даної вимоги з'являється такий недолік як шум при великих швидкостях.

2) Черв'ячно-рейкова передача

Дана передача складається з черв'яка і черв'яної рейки (рис. 1.4 б). При обертанні черв'яка рейка і стіл, до якого вона прикріплена, переміщуються поступально. Перевагами даної передачі є плавність та безшумність роботи.

Проте є і значні недоліки такі, як відносно низький ККД приблизно 70...92 %, значне виділення тепла під час тертя, необхідність застосовувати дорогі матеріали. Також дана передача не прослужить тривалий час через інтенсивне зношування.

1.3.2 Передача гвин-гайка

1) Передача гвинт-гайка ковзання

Дана передача складається з двох складових – гвинту та гайки (рис. 1.4 в). Ці передачі використовують властивості різьби, яка може мати різний профіль (прямокутний, трикутний, трапецевидний, круглий і т.і.). Профіль різьби в передачах ковзання обирають в залежності від вимог до точності переміщення, проте частіше за все використовують трапецивидну різьбу.

Недоліками даної передачі є низький ККД та великі втрати на терті між деталями. Перевагами є те що дана передача дає великий виграш у силі, вона має просту конструкцію, забезпечує плавну, безшумну роботу та дозволяє реалізувати повільний рух.

2) Кульково-гвинтова передача (гвинт-гайка кочення)

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						21
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Кулько-гвинтова передача складається з гвинта та гайки з гвинтовими канавками криволінійного профіля, які слугують як доріжки для руху кульок (рис. 1.4 г). Дані передачі застосовують в механізмах, де потрібна висока точність переміщень. При обертанні гвинта кульки рухаються по його канавкам, тим самим поступально переміщуючи гайку, і через пропускний канал повертаються назад. Даний канал роблять між першим і останнім витком гайки або між сусідніми. Таким чином кульки рухаються по замкнутому контуру.

Матеріал для гайки та гвинта має бути зносостійким і мати малий коефіцієнт тертя. Марка матеріалу, що обирається, залежить від призначення даної конструкції, способу обробки різьби та умов роботи [15].

Перевагами даної передачі є мале тепловиділення, високий ККД близько 90...95%, висока точність та чутливість до малих переміщень, що дозволяє використовувати даний метод у випадках коли потрібно застосовувати дуже точні показники, наприклад швидкість. Також до позитивних моментів відносяться можливість передачі великих зусиль, висока жорсткість і відсутність зазору в з'єднанні, що знижує вібрації, знижує зношуваність і поломки ріжучого інструмента, підвищує точність і частоту обробки.

Висновок до розділу 1

В результаті порівняльного аналізу існуючих методів біодруку, було обрано метод екструзійного друку. В якості механічної передачі обрали кулько-гвинтову передачу, оскільки саме така передача забезпечить точну та постійну швидкість перфузії. Окрім того, цей метод має високий ККД, точність, мале тепловиділення та відсутність шуму при роботі.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						22
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2

ПРАКТИЧНА ЧАСТИНА

2.1 Створення структурної блок-схеми приладу

Розробка будь-якого приладу для початку передбачає побудову структурної схеми. На рисунку 2.1 зображено структурну схему портативного 3D біопринтеру шкіри.

При натисканні на кнопку запуску на панелі керування елемент живлення активує панель керування. На панелі керування виставляється потрібна швидкість перфузії, далі панель керування подає сигнал на мікроконтролер, який в свою чергу регулює швидкість обертання двигуна. Двигун обертає вал і передає визначену швидкість перфузії на коліщатка. Вал запускає роботу поршня, який опускає штуцер шприца. Рідина потрапляє через трубки до мікрофлюїдного картриджу звідки потрапляє на рану пацієнта або в чашку Петрі. Система контролю температури матеріалу займається моніторингом температури біоматеріалу для відслідковування передчасного гелеутворення. Далі вона передає інформацію про температуру матеріалу на мікроконтролер.

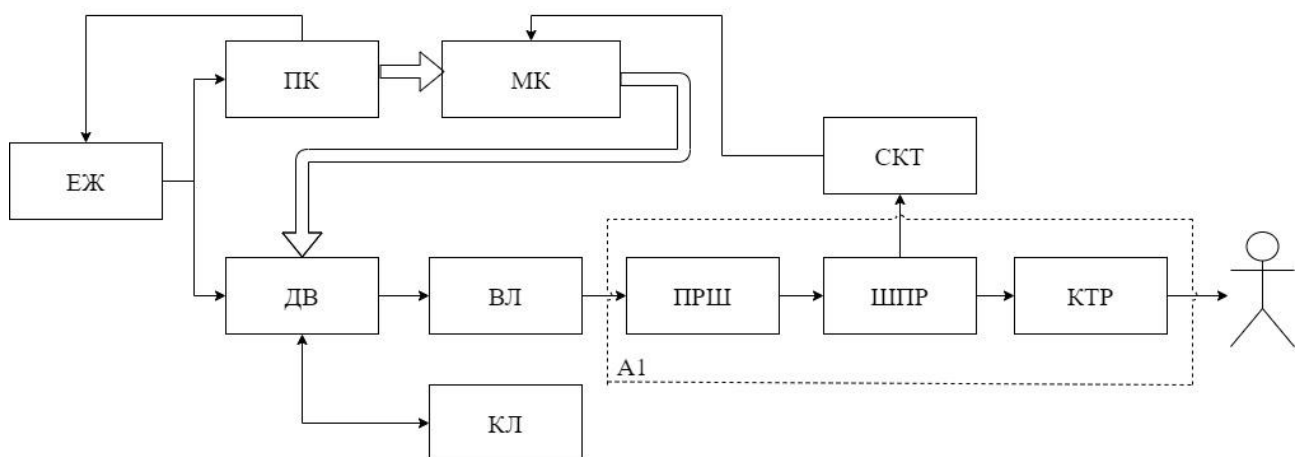


Рисунок 2.1– Структурна схема біопринтеру

A1 – система подачі, яка представлена трьома елементами такими, як поршень, шприц та картридж;

ЕЖ – елемент живлення, в якості якого було обрано Li-ion акумулятори Panasonic NCR18650B.

ПК – панель керування, представлена LCD дисплеєм 1602 та 4 кнопками;

МК – мікроконтролер, плата Arduino Nano;

ДВ – двигун, ДПС;

ВЛ – вал;

КЛ – коліщатка;

ПРШ – поршень;

ШПР – шприц;

КТР – картридж;

СКТ – система контролю температури.

1. Мікроконтролер

Серед розробників плат були розглянуті такі основні три типи: Arduino Nano, Particle Photon, STM32 [17]. Їх основні характеристики порівнюються в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Основні характеристики наведених плат

Вид	Arduino Nano	STM32	Particle Photon
Робоча напруга, В	5	3,3	3,3
Тактова частота, МГц	16	72	120
Розміри, мм	42 x 19	53 x 22	36,6 x 20,3
Ціна, грн	120	70	770

Particle Photon має тактову частоту 120 МГц (кількість циклів, які виконуються процесором за секунду), що показує значно більшу швидкість роботи процесору, до того ж розмір плати являється найменшим серед наведених, проте і ціна даної плати в рази більша. Також робоча напруга цієї плати 3,3 В, як і в STM32, тоді як більшість елементів має логіку роботи 5 В.

Щодо плати STM32, вона являється дешевшим аналогом Arduino Nano, проте її розмір більший, а робоча напруга менша. Оскільки з платами Arduino ми вже ознайомлені, вони більш поширені та прості у використанні, розумінні, то було обрано саме цей вид плати. До того ж, Arduino має свою власну екосистему.

Якщо обирати серед плат Arduino, то Arduino Uno не підходить оскільки нам не потрібна така велика кількість пінів, а також розмір Arduino Uno значно більший. Arduino Pro Mini також не підходить хоч і має малі розміри (33 x 18 мм), проте дана модель немає перетворювача FTDI FT232RL, який потрібний для підключення плати до комп'ютера.

Отже, для біопринтеру було обрано мікроконтролер Arduino Nano (рис. 2.2) – це невелика плата, яка адаптована для роботи плат побудованих на мікроконтролері ATmega328 [18]. Даний вид плати зазвичай використовують для розробки та створення робочих макетів пристроїв.

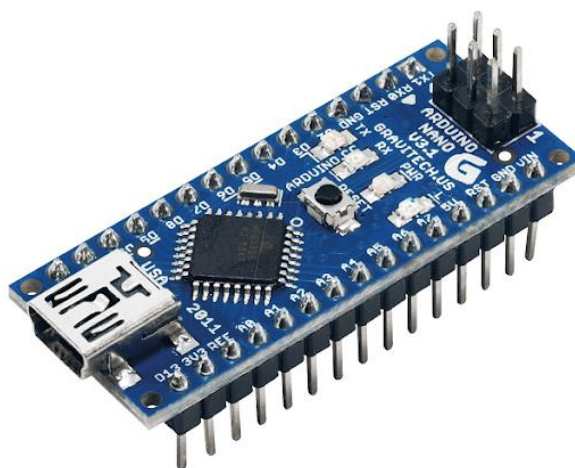


Рисунок 2.2 – Мікроконтролер Arduino Nano [18]

2. Елемент живлення

Серед варіантів автономної системи живлення було розглянуто три найбільш поширені типи акумуляторів: літій-іонні (Li-Ion), літій-полімерні (Li-Pol), нікель-металогідридних (Ni-Mh). Основні характеристики названих акумуляторів наведені в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Основні характеристики акумуляторів

Тип акумулятору	Li-Ion	Ni-Mh	Li-Pol
Розмір, мм	18 x 65	14,5 x 48,5	50 x 145 x 3
Ємність, мА/год	3400	2000	3500
Напруга, В	3,7	1,2	3,7

Для даного приладу обирались акумулятори сумарною ємністю 6800 мА/год. та напругою живлення 7,4 В, що є достатніми параметрами для живлення біопринтеру протягом певного часу. Ємність акумулятора показує, скільки часу

він зможе жити підключене до нього навантаження. Для отримання такої ємності при використанні нікель-металогідридних необхідно взяти 3-4 таких акумуляторів, проте їх сумарна напруга живлення складатиме 3,6-4,8 В, що недостатньо для запуску та стабільної роботи плати Arduino Nano (необхідно не менше 5 В) або в такому разі необхідне додаткове використання стабілізатору та підвищувача напруги. Два літій-полімерних акумулятори мають приблизно такі ж параметри як і літій-іонні до того ж, вони є вдосконаленими моделями останніх. Однією з головних вимог до нашого приладу є портативність, проте Li-Pol значно більші за габаритами, що схиляє нас до вибору літій-іонних. До того ж цінова категорія Li-Pol вища ніж Li-Ion.

Тому в якості елемента живлення було обрано два Li-ion акумулятори Panasonic NCR18650B Protected (рис. 2.3) [19]. Protected означає, що в даних акумуляторах наявна плата захисту, яка захищає його за трьома параметрами:

- захист від перезаряду (не допускає підвищення напруги вище 4,2В);
- захист від перерозряду (не допускає зниження напруження нижче 2,5 В);
- захист від неправильної полярності (плата захисту відключить живлення, якщо помилково неправильно вставити акумулятор в прилад або в зарядний пристрій).

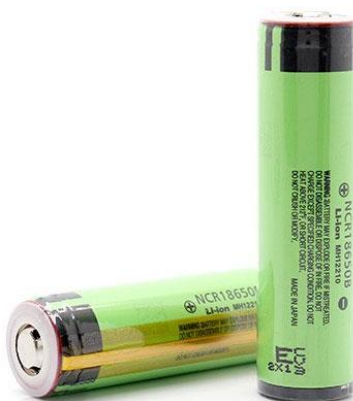


Рисунок 2.3 – Акумулятор Panasonic NCR18650B [19]

Отже, Li-ion акумулятори були обрані як оптимальний та найпоширеніший варіант за такі основні переваги:

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		26

- відсутність ефекту пам'яті, тобто відсутність зворотної втрати ємності (у Ni-Mh даний ефект присутній);
- низький рівень саморозряду, тобто вони здатні зберігати ємність коли не використовуються (величина Ni-Mh саморозряду більша);
- вони прості в обслуговуванні та мають невелику вагу.

Літій-іонні акумулятори найкраще придатні для випадків постійної інтенсивної експлуатації акумуляторного інструменту, що дозволяє не враховувати такий недолік як обмежений термін служби, незалежний від числа циклів розряд-заряд (тобто навіть якщо не використовується).

3. Панель керування

Панель керування складається з LCD дисплею 1602 (рис. 2.4) та 4 кнопок (рис. 2.5). При проектуванні приладу, нам потрібний недорогий пристрій для відображення інформації і другий не менш важливий фактор наявності готових бібліотек для Arduino. З усіх доступних LCD дисплеїв на ринку, найбільш часто використовуваний є LCD 1602, який може відобразити символи в 2 рядки (16 знаків в 1 рядку) кожен символ в вигляді матриці 5x7 пікселів, цього достатньо для відображення інформації даного приладу (табл. 2.3) [20]. До того ж розміри дисплею 80 x 36 мм, що підходить під розміри проектованого приладу.

Таблиця 2.3 – Основні технічні характеристики дисплею

Розміри, мм	80 x 36
Робоча температура, °C	0~50
Колір підсвітки	блакитний
Колір символів	білий
Напруга живлення, В	5



Рисунок 2.4 – LCD дисплей 1602 [20]

Для управління приладом достатньо використати 4 кнопки керування, які відповідатимуть за такі функції:

- кнопка «ON/OFF» слугує для вмикання та вимикання приладом;
- кнопки «↑», «↓» для вибору параметрів;
- кнопка «OK» для підтвердження вибору, запуску та зупинки роботи.

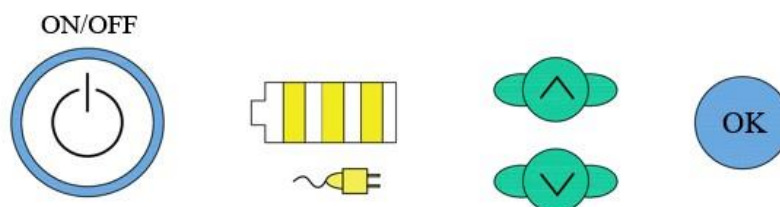


Рисунок 2.5 – Панель керування

4. Двигун

В якості двигуна постійного струму був обраний мініатюрний мотор з редуктором 12GAN20 (рис. 2.6), його основні характеристики наведені в таблиці 2.4. Для даного приладу використовується два таких двигуна для незалежної роботи двох шприців.

Таблиця 2.4 – Основні технічні характеристики двигуна

Швидкість обертання, об/хв.	200
Номінальна робоча напруга, В	6
Розмір мотору, мм	12 x 26
Розмір валу, мм	3 x 10



Рисунок 2.6 – Мініатюрний мотор з редуктором 12GAN20 [21]

Редуктор це механізм, який змінює обертальний момент і потужність двигуна. Особливістю даного мотору-редуктору є паралельне розташування валів. Редуктор використовується для передачі енергії з вхідного валу на вихідний. Швидкість обертання при цьому змінюється в меншу сторону, тобто

висока на вході та низька на виході. Важливою характеристикою редуктора є передаточне число, яке показує на скільки обертів менше робить колесо відносно шестерні.

$$U = \frac{z_2}{z_1}, \quad (2.1)$$

де U – передаточне число, z_1 – число зубців шестерні, z_2 – число зубців зубчастого колеса.

При проектуванні вузла з заданими характеристиками, за основу обирають потужність майбутнього редуктора. Вона визначається за величиною обертового моменту:

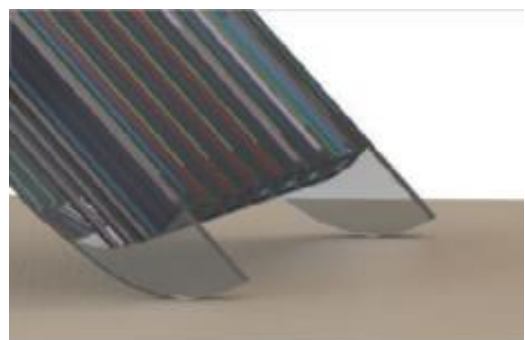
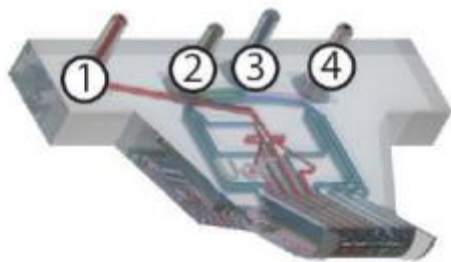
$$u_{12} = \pm \frac{w_1}{w_2} = \pm \frac{n_1}{n_2}, \quad (2.2)$$

де u_{12} – передаточне відношення, w_1 і w_2 – кутові швидкості, n_1 і n_2 – частота обертання.

Отже, зі зниженням швидкості зростає обертовий момент.

5. Картридж

Картридж в даній системі являє собою невелику пластинку, що містить порожні трубки всередині на різних рівнях (рис. 2.7) [22].



Рисунко 2.7 – Мікрофлюїдний картридж: 1,2,4 – біочорнила, 3 – зшивач.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		29

Біоінк проходить через ієрархічну мережу трубок, розташовану близько до дна картриджа, що забезпечує на виході рівномірний шар біочорнила. Над нею окрема ієрархічна мікроканална мережа розподіляє зшиваючу рідину і доставляє її поверх шару біоінку, викликаючи гелеутворення в біочорнилі. Дві направляючі у формі кругової дуги на кінчику мікрофлюїдного картриджа дозволяють підтримувати сталу відстань між кінчиком картриджа та поверхнею осадження, навіть якщо кут змінюється. Ці особливості значно покращують консистенцію осадження під час ручного керування інструментом.

Закон Мюррея описує залежність між розмірами дочірніх гілок в ієрархічній мережі потоків та розмірами материнської гілки. Діаметр материнської гілки пов'язаний з діаметрами (1 ... n) дочірніх гілок таким чином [22]:

$$d_m^3 = d_1^3 + d_2^3 + d_3^3 + \dots + d_n^3, \quad (2.3)$$

де d_m – діаметр материнської гілки, $d_{1...n}$ – діаметр дочірніх гілок.

Закон широко застосовується як критерій імітації структури для ієрархічних мереж потоків. Застосування закону Мюррея при створенні мереж мікрофлюїдних каналів гарантує, що напруга при зсуві стінки в дочірніх гілках рівна такій напрузі в материнській гілці. В результаті розподіл потоку значно рівномірніший порівняно з мікрофлюїдним пристроєм з постійним діаметром по всіх гілках.

2.2 Механічний принцип роботи приладу

Основний принцип роботи приладу реалізується двома складовими – двигуном постійного струму та кулько-гвинтовим механізмом.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		30

В якості мотору використовується двигун постійного струму неперервного обертання (рис. 2.8), що дозволяє значно зменшити вартість, вагу та споживання струму пристрою. Даний двигун може працювати в режимах зупинка, старт а також в двох напрямках обертання.

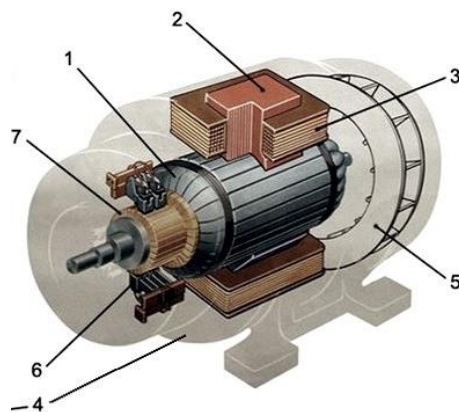


Рисунок 2.8 – Двигун постійного струму [23]:

1 – ротор, 2 – осердя полюса, 3 – обмотка полюса, 4 – статор, 5 – вентилятор, 6 – щітки, 7 – колектор.

Кулько-гвинтовий механізм призначений для перетворення обертального руху в поступальний (рис. 2.9). В даному типі передачі тертя ковзання замінене на тертя кочення яке реалізується за допомогою крокового гвинта та кульок всередині.



Рисунок 2.9 – Кулько-гвинтовий механізм [24]

Перевагами даного механізму є:

- висока точність;
- висока жорсткість;

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		31

- велика довговічність;
- високий ККД – 85-90%;
- при низьких обертах і великих навантаженнях висока плавність переміщення.

При подачі постійного струму завдяки півкільцям колектора через праву і ліву сторону котушки завжди протікає однонаправлений струм, тому обертальний момент теж завжди направлений в одну сторону і ротор продовжує обертатись, тим самим обертаючи вал. При зміні полярності змінюється і напрям руху валу.

Завдяки обертанню валу обертається і різбовий вал. На різбовому валі знаходиться кроковий гвинт, всередині якого містяться кульки. При обертанні валу кульки циркулюють по різьбі і просувають кроковий гвинт вперед, тобто відбувається поступальний рух.

Кроковий гвинт з'єднаний з штуцером, який поступово опускає поршень шприца. Таким чином рідина видавлюється через з'єднувальні трубки до картриджу, а звідти на рану.

2.3 Принципова схема приладу

Для створення принципової схеми було обране середовище Fritzing, оскільки воно зручне для макетування проектів на основі Arduino – Fritzing. За допомогою Fritzing можна створити гарне і зручне графічне представлення принципової схеми і розробити друковану плату за складеною схемою. На відміну від багатьох «професійних» програм проектування друкованих плат, Fritzing має простий і інтуїтивно зрозумілий інтерфейс, який робить цю програму ідеальною для новачків.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		32

У середовищі Fritzing було змодельовано макетну плату приладу (рис. 2.10), зокрема роботу двигунів через живлення двома акумуляторами через мікроконтролер Arduino Nano.

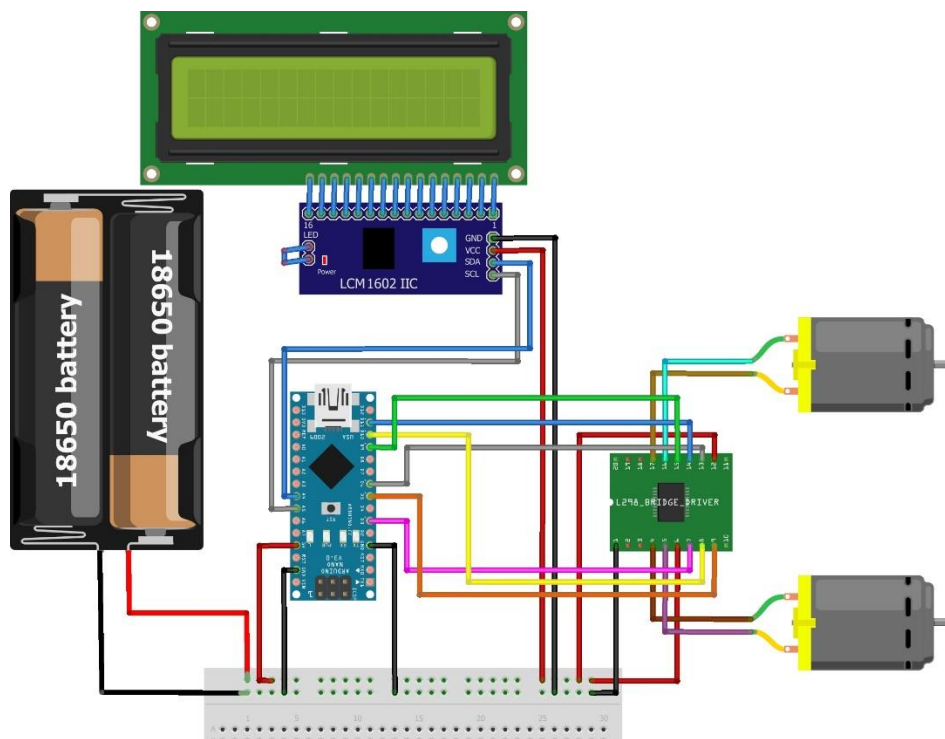


Рисунок 2.10 – Макетна плата приладу

В даній схемі був використаний драйвер L298N для мотору постійного струму (рис. 2.11). Даний драйвер використовується як водій мотору, тобто він потрібен для зміни полярності на навантаженні. Полярність напруги, що подається, буде визначати напрямок обертання двигуна. Також даний модуль являється двоканальним, що було одним з критеріїв вибору для даного біопринтеру, його основні характеристики наведені в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 – Характеристики модулю L298N

Напруга живлення двигунів, В	5-35
Робочий струм (на кожний канал), А	2
Потужність, Вт	до 25
Розмір, мм	43 x 43 x 27

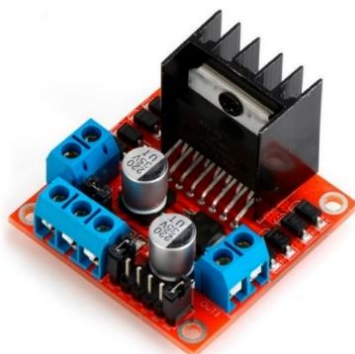


Рисунок 2.11 – Драйвер L298N [25]

На даному модулі знаходиться стабілізатор напруги, що означає що при подачі напруги до 35 В на вході ми завжди отримуватимемо 5 В.

Також був використаний контролер LCD HD44780 I2C для підключення дисплею до плати Arduino Nano (рис. 2.12). Даний модуль дозволяє зменшити кількість використовуваних виводів контролера, замість 8 або 4-бітного з'єднання, використовується тільки 2 виведення. Він має всього чотири входи: GND підключається до загальної землі, VCC підключається до живлення +5 В Arduino Nano, SDA та SCL підключаються до A4 та A5 аналогових пінів плати. Напруга живлення даного приладу становить 5 В, а габарити 54мм x 19мм x 15мм.

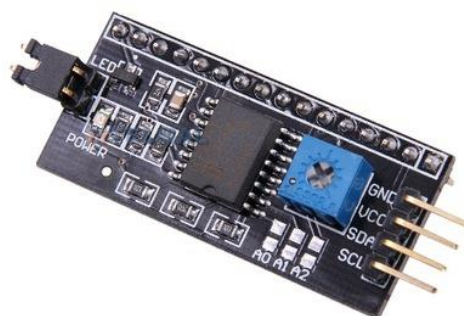


Рисунок 2.12– Контролер LCD HD44780 I2C [26]

Також за допомогою середовища Fritzing було побудовано принципову схему приладу (рис.2.13).

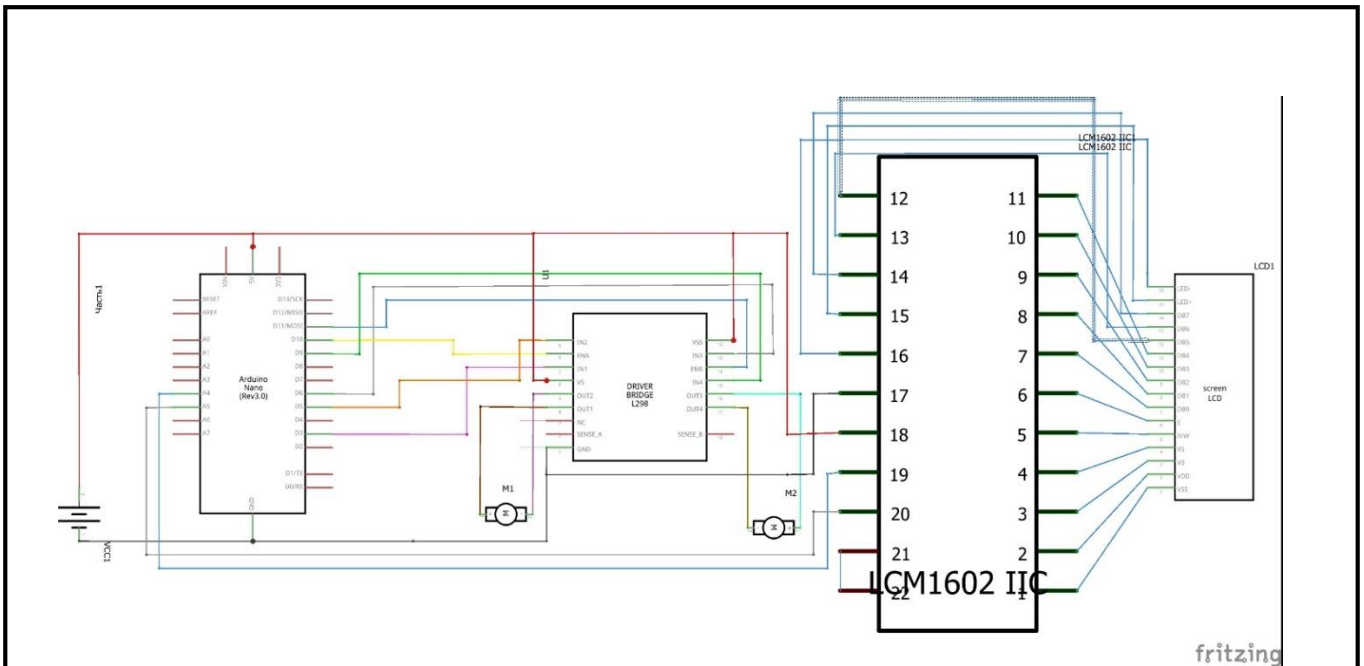


Рисунок 2.13 – Принципова схема приладу

Акумулятори Panasonic NCR18650В живлять драйвер L298N напругою 5 В через вхід для живлення моста V_s , а два ДПС – через вхід живлення V_{SS} , максимальна напруга на даному вході +35 В. Загальний провід землі GND з'єднує міст та плату Arduino Nano з негативним полюсом акумулятора.

Піни плати Arduino Nano D0-D13 це цифрові входи/виходи, логічний рівень одиниці на них – 5 В, нуля – 0 В, максимальний струм виходу 40 мА.

D3, D5 з'єднуються з контактами IN1, IN2 моста та відповідають за управління двигуном 1 (M1). Аналогічно D6, D9 з IN3, IN4 для управління двигуном 2 (M2). Контакти OUT1, OUT2, OUT3, OUT4 це роз'єми для підключення двигуна M1, M2 відповідно.

Піни ENA, ENB слугують для активації чи деактивації двигунів, при чому логіка роботи така, що при подачі логічної одиниці дозволяється обертання двигунів, логічний нуль – забороняє. Для зміни швидкості на ці входи подається сигнал широтно-імпульсної модуляції (ШІМ). Аналогові значення у вигляді ШІМ-сигналу дозволяють виводити піни Arduino Nano D3, D5, D6, D9, D10, D11.

ШІМ-сигнал це найпростіший спосіб регулювання швидкості обертання ДПС (рис. 2.14). Даний метод працює так, що на двигун подається живлення у

вигляді імпульсних сигналів, які подаються з постійною частотою слідування, проте з різною тривалістю.

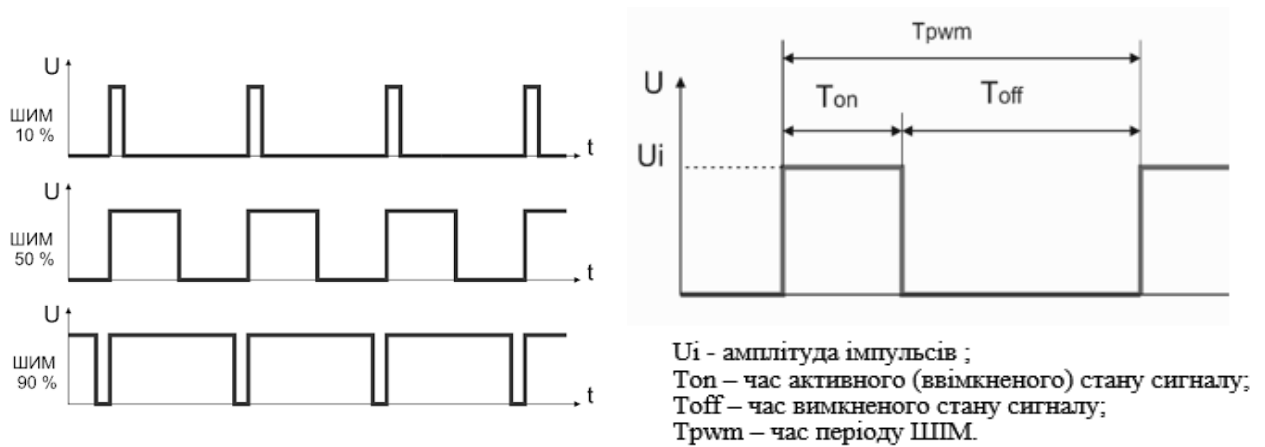


Рисунок 2.14 – Основні параметри ШІМ-сигналу [27]

Важливим параметром ШІМ-сигналу є коефіцієнт заповнення ШІМ, він показує яка частина періоду сигналу знаходиться в активному стані:

$$K_w = T_{on} / T_{pwm}, \quad (2.4)$$

де K_w – коефіцієнт заповнення, T_{on} – час ввімкненого стану сигналу, T_{pwm} – час періоду ШІМ.

2.4 Матеріали для приладу

Конструйований прилад складається з декількох елементів, яким варто підібрати матеріали такі, щоб задовільняли функції роботи принтеру. Однією з основних вимог, яка буде висуватись до матеріалів – це нетоксичність та біосумісність, оскільки прилад контактуватиме з фізіологічним середовищем організму.

2.4.1 Матеріал для корпусу приладу

Для корпусу даного приладу розглядались такі матеріали як поліпропілен (ПП) та поліетилен високої щільності (ПЕВЩ). Розглянемо основні характеристики даних полімерів (табл. 2.6).

Таблиця 2.6 – Основні характеристики ПП та ПЕВЩ [28]

Поліпропілен	Поліетилен
<ul style="list-style-type: none">- Може виходити у вигляді оптично прозорого матеріалу;- має меншу щільність (легший матеріал)- ПП має високу стійкість до розтріскування, до впливу кислот, органічних розчинників і електролітів;- він має високе значення температури плавлення і хороші діелектричні властивості;- ПП є нетоксичним матеріалом;- він володіє більш високою жорсткістю і стійкістю до дії хімічних реагентів і органічних розчинників у порівнянні з поліетиленом;- ПП характеризується більш високою жорсткістю в порівнянні з поліетиленом.-	<ul style="list-style-type: none">- Може виходити тільки у вигляді напівпрозорого, матового матеріалу;- його фізичні властивості дозволяють йому краще протистояти впливу знижених температур;- ПЕВЩ має гарні електроізоляційні властивості;- ПЕВЩ має високу міцність в порівнянні з поліпропіленом.

Ці матеріали мають такі схожі характеристики як:

- термопластичність – обидва матеріали плавляться під впливом високих температур;

- електроізоляційні властивості – ні один з цих матеріалів не проводить електричний струм, що дозволяє ефективно їх застосовувати в якості ізоляції;

- хімічна стійкість – вони стійкі до впливу агресивних хімічних середовищ (лугів, кислот).

Основною відмінністю поліетилена від поліпропілена є температура плавлення. Поліпропілен плавиться при температурі + 180 ° С, а поліетилен плавиться вже при + 140 ° С. Також різниця є в гнучкості та щільності матеріалів: поліетилен більш еластичний та забезпечує високу гнучкість, поліпропілен

більш важкий матеріал. Щодо теплостійкості і морозостійкості, то поліетілен має більш високу морозостійкість. Поліетилен має більш високі показники ударостійкості та зносостійкості, чим поліпропілен.

Поліпропіленові вироби медичного призначення відрізняються фізіологічною нешкідливістю, відсутністю токсичності, канцерогенності та алергенності, оскільки можливе випадкове доторкання до відкритої рани приладом, то важливо врахувати ці властивості. Також ПП відрізняється стійкістю фізико-хімічних та механічних властивостей та хорошою міцністю. Поліпропілен формує більш гладку і щільну поверхню, тому більш стійкий до забруднень і легше відмивається в порівнянні з ПЕВЦ. Тому за наведеними характеристиками для нашого прибору було вирішено використовувати поліпропілен.

2.4.2 Матеріал для картриджу та вимоги до нього

Такий елемент як картридж можна створити за допомогою 3Д-принтеру, тому варто обрати матеріал, який можливо використовувати в ньому. З найбільш поширених матеріалів можна обрати прозорий полімер. Оскільки цей матеріал буде безпосередньо контактувати з пошкодженими покривними тканинами часом менше 24 годин, то важливо, щоб він був перевіреном на цитотоксичність, сенсibiliзацію та внутрішньошкірну реакцію на подразнення згідно ДСТУ ISO 10993-1-2011 «Вироби медичні. Оцінка біологічної дії медичних виробів» [29]:

- цитотоксичність – біологічний тест, що дозволяє провести випробування у в умовах *in vitro*. Цей метод дозволяє визначити загибель або уповільнення росту клітин, втрату здатності розмножуватися та інші результати впливу, обумовлені контактом з тестованим зразком. Тести з визначення цитотоксичності дозволяють виявити прямий вплив хімічних речовин;

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		38

- сенсibilізація необхідна, так як речовини здатні викликати алергічні реакції або сенсibilізацію (чутливість) організму;
- тест на подразнення – дозволяє визначити здатність матеріалу викликати запальну реакцію при прямому контакті з тканиною in vivo. Проведений тест повинен враховувати локалізацію виробу і тривалість його експлуатації.

2.4.3 Матеріал для трубок та роликів

Для медичного застосування в трубках пластмаса повинна володіти такими властивостями як : нечутливість до біологічних тканин і виділень, еластичність, міцність, стійкість до нагрівання і хімічних речовин, що застосовуються при стерилізації, прозорість. Трубки для переходу рідини з шприців до картриджу можна виготовити з полівінілхлориду (ПВХ), поліетилену (ПЕ) або силікону.

Силікони мають високу біосумісність, також дуже еластичні, мають високу ступінь міцності на розтягнення і розрив. Силіконові матеріали також стійкі до хімічного впливу, розчинників і екстремальних температур. Проте силікони є дорогими матеріалами, тому вони застосовуються тільки при необхідності використання їх високоякісних експлуатаційних характеристик.

Поліетилен володіє деякими специфічними перевагами для медичних трубок, він на 30% легше ПВХ, надзвичайно стійкий до впливу хімікатів і конкурентоспроможний за собівартістю [30]. З іншого боку, поліетилен не володіє такою еластичністю, як ПВХ. Крім того, поліетилен не настільки прозорий, як ПВХ, тому він менш придатний у випадках, коли необхідний візуальний контроль рідин всередині трубок. Оскільки для нашого приладу важливий даний пункт, то розглянемо останній матеріал.

Полівінілхлорид у багатьох відношеннях є ідеальним матеріалом для медичних трубок. ПВХ - недорогий, легкий в обробці, міцний і прозорий

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		39

матеріал. Він легко з'єднується практично з будь-яким іншим пластмасовим з'єднувачем – якість, якою володіють далеко не всі пластмаси, які використовуються для медичних трубок. ПВХ витримує високі температури і агресивні хімікати, що застосовуються для стерилізації. Однак, незважаючи на свою міцність. Трубки з даного матеріалу часто застосовуються у одноразових системах, де особливо цінуються їх низька вартість і висока прозорість, тому обираємо серед всіх варіантів саме цей [30].

Ролики складаються з двох частин: каркасу роликів та м'якого матеріалу, який розташовується поверх. Для каркасу можна використати попередньо згаданий і описаний матеріал поліпропілен. Варто пам'ятати, що м'який матеріал буде безпосередньо контактувати з поверхнею рани. Тому в якості такого матеріалу можна використати силікон.

Силікон володіє важливою властивістю такою як біоінертність. Біоінертними називають матеріали у яких повністю відсутня токсична дія на навколишні тканини. Даний матеріал не дратує тканини організму, не токсичний, не викликають алергічних реакцій і відторгнення, гемосумісний. Широкий діапазон робочої температури (від - 60°С до +150-200° С) дозволяє стерилізувати силіконові вироби повітрям, перегрітою парою, як завгодно довго кип'ятити [31]. Оскільки силікон хімічно інертний, він добре протистоїть дії кислот і лугів, розчинів солей, аміаку, перекису водню, етилового спирту, ацетону тощо. Отже, обираємо саме цей матеріал в якості м'якого покриття, оскільки він абсолютно безпечний для безпосереднього контакту з кров'ю і біологічними середовищами, багаторазово стерилізується, надійний і довговічний.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						40
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

2.4 Розробка 3D моделі приладу

В середовищі SolidWorks було спроектовано модель корпусу біопринтеру. Модель створювалась поетапно і в результаті частини об'єднувались в один об'єкт.

Спочатку був створений каркас приладу:

1. За допомогою вкладки «Ескиз» на площині «Сверху» був намальований замкнутий контур половини основи приладу. Далі на вкладці «Элементы» за допомогою іконки «Вытянутая бобышка/основания» намальований ескіз був перетворений в об'ємну форму.

2. Аналогічно першому пункту були намальовані ескізи для вирізів під шприци та штуцер. На вкладці «Элементы» за допомогою іконки «Вытянутый вырез» намальований ескіз був перетворений у вирізи під ці елементи.

3. Так як і в першому пункті були сформовані об'ємні форми для коліщаток та картриджу.

4. За допомогою функції «Уклон» був створений виступ для розташування екрану. Далі на ньому розташували панель управління, яка яка попередньо була намальована в AutoCad 2018.

5. Далі створена нами об'ємна фігура була віддзеркалена відносно площини «Сверху» за допомогою функції «Зеркальное отражение» .

6. Функція «Скругление» допомогла заокруглити гострі краї приладу для безпечності та гарного візуального вигляду.

7. За допомогою вище згаданих функцій була створена ручка приладу та відсік для акумуляторів.

8. Наступним елементом моделювались коліщатка: спочатку змодельовали вал на якому пізніше змодельовали ролики, які були оточені шаром резини.

9. Штуцери виготовлялись під розмір шприца, вони являють собою паралелепіпеди з шапкою схожою на коло. На цій шапці розмістились два

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						41
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

виступи у вигляді циліндрів. На них далі були змодельовані два затискачі для фіксування шапочок шприца.

10. Наступним етапом було створення шприців. Вони склались з двох частин – корпусу та руків'я поршня. Корпус формувався за допомогою тієї ж функції, що витягує бобишку, проте в ній додатково обирався пункт «Тонкостенный элемент», для створення оболочки корпусу.

Резиновий поршень формувався за допомогою функції «Повернутая бобышка/основания». Далі ці дві частини склались в одну збірку –шприц.

11. Далі були розроблені затискачі для шприців та трубки для переходу рідини від шприців до картриджу.

12. Змодельований картридж являється дуже спрощеною моделлю справжнього. Він проектувався як тонка пластина, яка містить багато порожніх трубочок, проте насправді вони мали б знаходитись на різних рівнях та складати ієрархічну структуру.

13. Останнім етапом було створення загальної моделі шляхом включення всіх елементів в «Сборку». Для того, щоб додати новий елемент необхідно застосувати функцію «Вставить компонент» та обрати елемент на комп'ютері.

Побудований прилад складається з таких основних частин (рис. 2.15): 1 – коліщатка, 2 – картридж, 3 – корпус, 4 – тримач, 5 – шприц, 6 – штуцер, 7 – екран, 8 – панель керування, 9 – ручка.

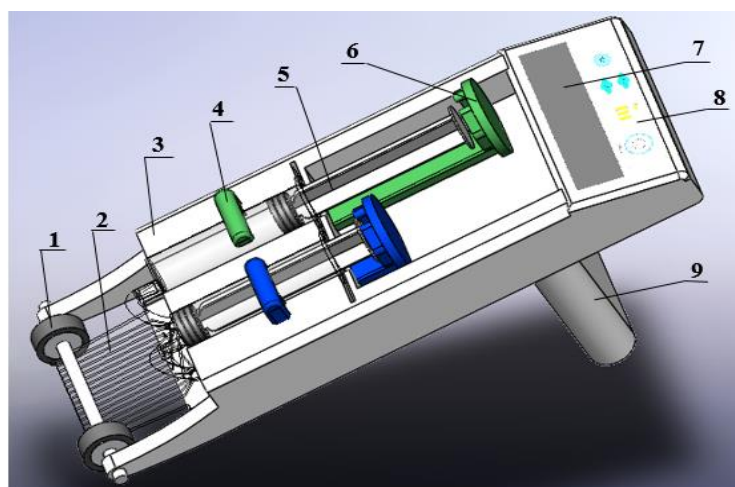


Рисунок 2.15 – Вид загальної моделі приладу в SolidWorks

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		42

Всі розміри моделі представлені у міліметрах на рисунку 2.16. Масштаб моделі 1:0.83, тобто реальні розміри приладу складають 100 x 208 x 38 мм. Вони були підібрані таким чином, щоб вмістити в себе всі елементи для функціонування приладу, а також так щоб прилад був портативним.

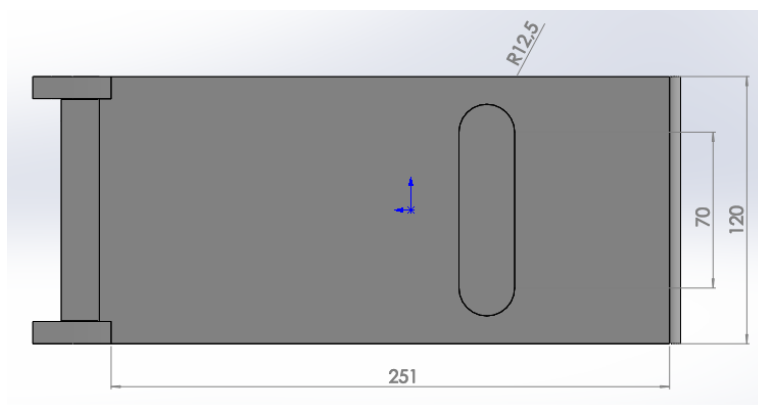


Рисунок 2.16 – Зовнішні розміри макету у середовищі SolidWorks

Руків'я приладу має натуральні розміри 110 x 78 мм, що є зручним для того, щоб взяти в долоню мінімального розміру 160 x 75 мм. Відсік для акумуляторів знаходиться в ручці приладу (рис. 2.17). Це зроблено для зручності підключення приладу до мережі живлення у тому випадку коли акумулятори розрядяться. Таким чином проводи не будуть заважати персоналу використовувати прилад під час процедури.

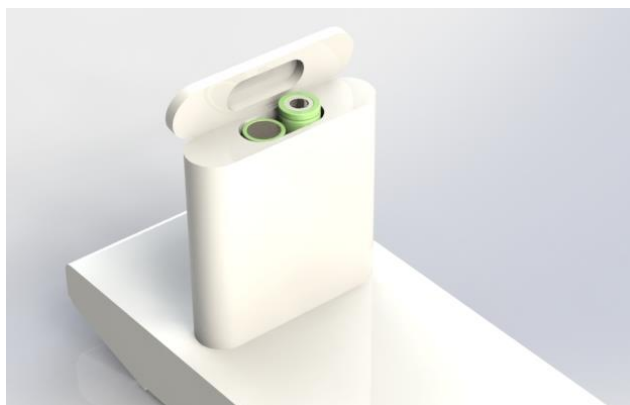


Рисунок 2.17 – Відсік для акумуляторів

Даний прилад розрахований на об'єм шприца 10 мл і менше. На приборі можна побачити паз для шприца, що дозволяє визначати його правильне положення. Також наявні отвори для прикріплення картриджу. На штуцері

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		43

присутні два затискачі, які фіксуватимуть його під час роботи приладу. Прилад вмикається та вимикається за допомогою кнопки «ON/OFF». Також наявні кнопки вибору параметрів приладу та кнопка підтвердження вибору. Кінцеве відображення біопринтеру з заданими кольорами та матеріалами зображене на рисунку 2.18.

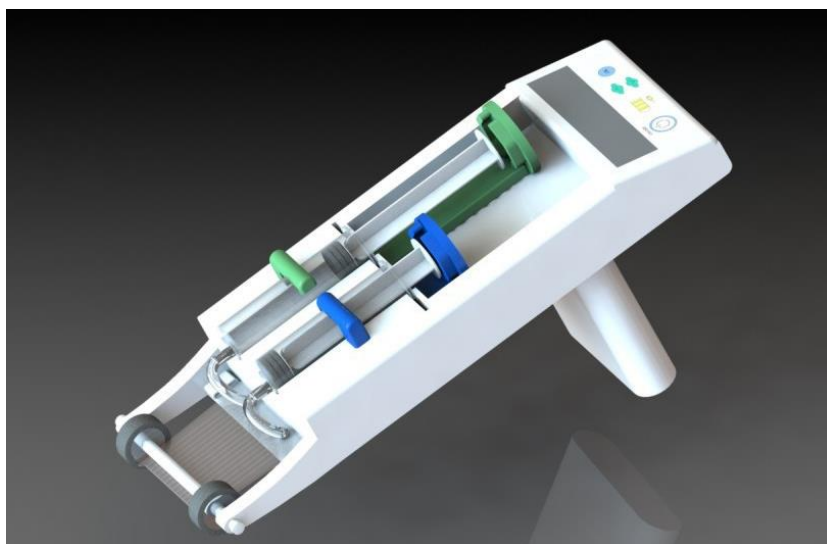


Рисунок 2.18 – Рендер моделі біопринтеру

Висновок до розділу 2

Було розроблено структурну схему приладу для біодруку шкіри. Обґрунтовано вибір елементів для реалізації схеми і подальшого проектування конструкції. Також був описаний принцип роботи ДПС та кулько-гвинтового механізму. Побудована принципіальна схема та на її основі макетна плата у середовищі Fritzing. За результатами попередніх етапів було спроектовано моделі біопринтеру в середовищі SolidWorks.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						44
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 3 ОХОРОНА ПРАЦІ

У дипломній роботі проектується робоча частина біопринтеру шкіри, тому метою даного розділу є виявлення та оцінка потенційно небезпечних і шкідливих виробничих факторів що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення. Розділ «Охорона праці» побудовано за принципом плану №1.

3.1 Характеристика об'єкта що проектується

3.1.1 Характеристики біопринтеру шкіри

Біопринтер шкіри використовується для друку пластів штучної шкіри безпосередньо на рану пацієнта або в чашку Петрі. Даний портативний прилад з використанням живих клітин та природних скафолдів зможе швидко покривати рани і прискорювати їх загоєння, тим самим уникати утворення рубців. Основні технічні характеристики біопринтеру шкіри наведені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Характеристики об'єкту

№	Найменування приладу та функціональних блоків	Основні характеристики	К-ть	Позиція на рисунку
1.	Блок управління	Кількість кнопок: 4	1	1
2.	Акумулятор	Тип: 18650, напруга живлення: 3,7 В, сумарна ємність: 3400 мАг, діаметр: 18,0 мм, довжина: 65,0 мм.	2	2
3.	Блок індикації	Дисплей LCD 1602, розміри: 80 x 36 мм, напруга живлення: 5 В.	1	3

Продовження таблиці 3.1 на ст. 45.

4.	Мікропроцесор	Тип: Arduino Nano робоча напруга: 5 В, габарити: 18,5 x 42, постійний струм: 40 мА.	1	4
5.	Двигун постійного струму	Напруга живлення : 3-6 В, маса: 16 г, число обертів за хвилину: 2000 об/хв., розмір: 40 мм x 20 мм x 20 мм	1	5
6.	Картридж	Матеріал: оптична напівпрозора смола Діаметр трубок: 0,1-0,6 мм	1	6
7.	Шприцевий дозатор	Об'єм шприца: 20 мл, Кількість комірок для шприців: 2	1	7

3.1.2 Складові частини біопринтеру шкіри

До складових частин біопринтеру шкіри входять елементи представлені на рис. 3.1.

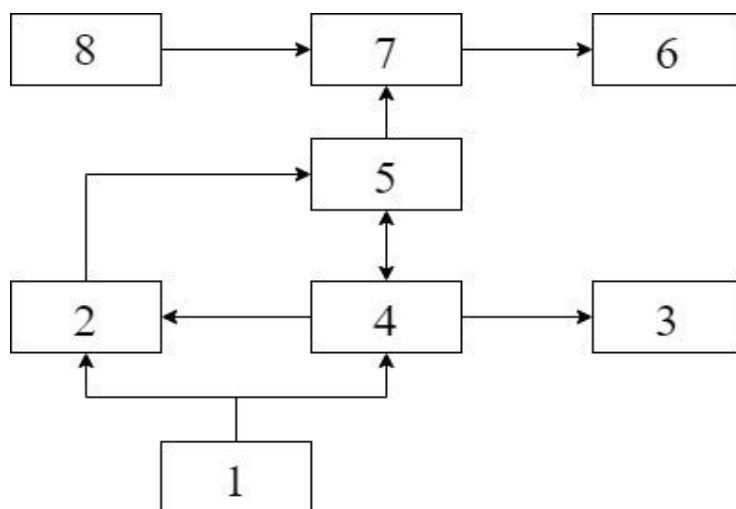


Рисунок 3.1 – Структурна схема приладу

Речовина – 8 заправляється в шприцевий дозатор – 7. Прилад вмикається елементом блока управління – 1. Акумулятор – 2 живить двигун – 5, який запускає роботу шприцевого дозатору – 7, що направляє рідину до картриджу – 6. Мікропроцесор – 4, блок індикації – 3.

3.1.3. Характер взаємодії об'єкту в системі «людина – об'єкт»

Засоби контролю біопринтеру та отримання інформації про його роботу представлені в табл. 3.2.

Таблиця 3.2 – Взаємодія об'єкту в системі «людина – об'єкт»

№	Найменування функціонального блока	ид відображення інформації	К-ть
3.	Блок індикації	Інформація про включення/виключення приладу, виведення значення швидкості перфузії Індикатор роботи приладу – дисплей	1

Блоком індикації даного приладу являється дисплей LCD 1602, який є важливим показником роботи біопринтера, він надає важливу інформацію про задані параметри роботи.

3.2 Оцінка потенційних небезпек що створюються конструкцією біопринтеру шкіри, який проектується та заходи їх усунення.

3.2.1 Механічні джерела небезпеки

Основною механічною небезпекою є рухомі частини шприцевого дозатора, у разі недотримання інструкції під час роботи приладу можливі травми користувача. Причини, наслідки і способи усунення механічних небезпек наведено у таблицях 3.3-3.5.

Таблиця 3.3 – Основні небезпеки механічних факторів

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
7.	Шприцевий дозатор	Механічний тиск	Рухомі частини (технологічний фактор)	Травми користувача

Таблиця 3.4 – Нормативні та реальні значення механічних факторів

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Тиск створений рухомими частинами	наявний	відсутній

Нормативно-допустимі значення приведені згідно діючого НПАОП 0.00-1.81-18 «Правила охорони праці під час експлуатації обладнання, що працює під тиском».

Таблиця 3.5 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	Захисна кришка для рухомої частини	Обмеження доступу до шприцевого дозатора з механічним тиском
2.	Організаційні заходи	Інструкція з обслуговування приладу	Забезпечення підтримання приладу в належному стані
3.	Режимні заходи	Не передбачені	
4.	Експлуатаційні заходи	Перевірка приладу на наявність механічних пошкоджень перед використанням	Забезпечення безпечної експлуатації приладу
5.	ЗІЗ	не передбачені;	

3.2.2 Біологічні джерела небезпеки

Єдиною небезпекою біологічно характеру є можливість перенесення вірусів та інших мікроорганізмів, у разі недотримання: правил використання, утилізації шприців, засобів індивідуального захисту та поводження з біологічною речовиною. Причини, наслідки і способи усунення біологічних небезпек наведено у таблицях 3.6-3.8.

Таблиця 3.6 – Основні джерела біологічних небезпечних і шкідливих виробничих факторів

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
7.	Шприцевий дозатор	віруси, бактерії, мікроорганізми	недотримання правил використання та утилізації шприців	захворювання пацієнтів і/або персоналу

Таблиця 3.7 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Віруси, бактерії, мікроорганізми	наявні	відсутні

Нормативно-допустимі значення були приведені згідно діючого від 22.06.2015 ДСТУ 7748:2015 «Безпека праці. Біологічна безпека. Загальні вимоги».

Таблиця 3.8 – Заходи з забезпечення охорони праці

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	використання одноразових шприців	запобігання контакту пацієнтів з вірусами, мікроорганізмами та бактеріями
2.	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації	доступність знань щодо безпеки експлуатації приладу
3.	Режимні заходи	допуск до роботи з приладом лише осіб, що пройшли навчання по роботі з ним	уникнення помилок у використанні приладу, які можуть призвести до його поломки або нанести шкоду пацієнту
4.	Експлуатаційні заходи	своєчасна чистка, стерилізація та дезінфекція після кожного пацієнта відповідно до інструкції	очищення системи від вірусів, мікроорганізмів та бактерій
5.	ЗІЗ	одноразові латексні рукавички	індивідуальний захист осіб, котрі проводять дослід;

Незважаючи на те, що одноразові шприци відносно безпечні, вони все одно несуть ризик захворювань, тому доцільно використовувати індивідуальні засоби захисту лікарю, зокрема одноразові рукавички, задля уникнення безпосереднього контакту із біологічним матеріалом пацієнта.

3.2.3 Небезпека ураження людини електричним струмом

Основною небезпекою є контакт людини зі струмопровідними елементами або елементами під напругою. Причини, наслідки і способи усунення електричних небезпек наведено у таблицях 3.9 -3.11.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		49

Таблиця 3.9 – Основні небезпеки електричного характеру

№	Найменування функціонального блоку	Джерело небезпеки	Причини небезпеки	Наслідки небезпеки
2.	Акумулятор	витік електроліту, струм	контакт з водою або вогнем, механічна деформація.	ураження електричним струмом, опіки
5.	Двигун постійного струму	струм	ураження електричним струмом	опік

Таблиця 3.10 – Реальні та нормативні фактори небезпеки

№	Фактор небезпеки	Реальне значення	Нормативні значення
1.	Витік електроліту	можливий	не допускається
2.	Струм	можливий	не допускається

Нормативно-допустимі значення були приведені згідно ДСТУ ГОСТ 12.1.038:2008 «Електробезпека. Гранично допустимі значення дотиків і струмів».

Таблиця 3.11 – Заходи з забезпечення безпеки роботи біопринтера

№	Група номенклатурних заходів з ОП	Вид заходу	Критерій вибору
1.	Технічні засоби	уникнення контакту з водою чи вогнем і механічних деформацій;	уникнення витіку електроліту, ураження струмом;
2.	Організаційні заходи	інструкція з експлуатації, навчання персоналу;	доступність знань щодо безпеки експлуатації приладу;
3.	Режимні заходи	перевірка несправностей тільки у відключеному стані;	уникнення контакту з елементами під напругою;
4.	Експлуатаційні заходи	перевірка на цілісність батареї, двигуна	забезпечення безпечної роботи з об'єктом;
5.	ЗІЗ	не передбачені;	

Для безпечної роботи важливо, щоб персонал був навчений та ознайомлений з інструкцією використання приладу. Достатньо дотримуватися стандартних норм роботи з електричним обладнанням, щоб не наразити людей на небезпеку.

3.3 Розробка «Інструкції по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту»

Для безпечного застосування приладу варто навести загальні положення до експлуатації:

1. Не використовувати прилад без ознайомлення з інструкцією.
2. Перед початком роботи необхідно перевірити пристрій, кабелі і приналежності, щоб переконатися в їх нормальному і безпечному робочому стані.
3. Перед використанням перевіряйте вбудовану батарею, щоб переконатися в тому, що вона досить заряджена. За потреби слід перезарядити батарею або ввімкнути прилад в мережу.
4. Використовувати лише одноразові шприци.
5. Під час роботи приладу не намагатись силоміць опустити поршень шприца!
6. Після встановлення шприців в прилад та їх закріплення, закрити захисну кришку приладу.
7. Після кожного використання необхідно продезінфікувати прилад!

Інструкція з використання:

1. Для початку роботи натиснути кнопку «ON/OFF», про включення приладу свідчитиме запуск екрану.
2. Обрати комірку для шприца за допомогою кнопок «↓», «↑» та підтвердити вибір за допомогою кнопки «ОК».
3. Обрати необхідну швидкість перфузії за допомогою кнопок «↓», «↑» для обраного шприца, значення швидкості перфузії буде відображуватись на екрані. Підтвердити вибір за допомогою кнопки «ОК».
4. Для запуску процесу натиснути двічі кнопку «ОК».
5. Для зупинки процесу натиснути двічі кнопку «ОК».

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		51

6. Після завершення роботи приладу натиснути кнопку «ON/OFF» та вимкнути з мережі за необхідності.

Увага! Правильно утилізувати шприци та картридж після завершення роботи приладу у відповідності з встановленими діючими правилами утилізації сміття в медичному закладі.

Висновок до розділу 3

У даному розділі було розглянуто та оцінено потенційно небезпечні і шкідливі виробничі фактори що створюються конструкцією об'єкту, який проектується, та заходи їх усунення. Основною небезпеку складають медико-біологічні фактори.

Було розроблено інструкцію по техніці безпеки при експлуатації спроектованого об'єкту.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						52
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВОК

Нестача донорів та збільшення кількості реципієнтів спонукає розвиток біодруку. Можливість формувати і розмішувати роздрукований зразок тканини безпосередньо на місці опіку всього за пару хвилин зумовлює необхідність створення механічно простої, надійної конструкції портативних розмірів.

Порівняльний аналіз існуючих методів біодруку показав, що для реалізації портативного приладу з використанням широкого спектру матеріалів, необхідних для біодруку шкіри, доцільно обрати метод екструзійного біодруку.

Для реалізації точної передачі швидкості руху була обрана кулькова-гвинтова передача, через надійність та точність її переміщення.

Розроблена структурна схема приладу та підібрані елементи робить можливим подальше проектування конструкції робочої частини 3Д-біопринтеру.

Побудована у програмному середовищі Fritzing на основі вибраних елементів принципова схема дозволяє перевірити підключення елементів та логіку їх роботи. На основі схеми побудовано макетну плату робочої частини.

В якості матеріалу для корпусу приладу було вирішено використати поліпропілен. Для картриджу рекомендується використати прозору смолу, щоб надрукувати його на 3Д-принтері. Для коліщаток як м'який матеріал можна використати силікони.

Проведене проектування та моделювання дозволяють розробити модель 3Д-біопринтеру. Збільшені розміри приладу були обрані для точності та простоти його моделювання у програмному середовищі SolidWorks. Таким чином була розроблена робоча частина біопринтеру, яку вподальшому необхідно вдосконалити системою контролю температури та системою управління швидкості коліщаток.

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						53
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Миронов В. А. Вслед за создателем технологии биопринтинга / В. А. Миронов. // Наука из первых рук. – 2013. – №4. – С. 1–12.

2. Murphy S. V. 3D bioprinting of tissues and organs / S. V. Murphy, A. Atala. // Nature Biotechnology. – 2014. – №32(8). – С. 773–785.

3. Кулявец В. Р. Види біопринтерів для друку органів / В. Р. Кулявец, О. Я. Беспалова. // Біомедична інженерія і технологія. – 2020. – №3. – С. 68–73.

4. Velasco, Diego; Quílez, Cristina; García, Marta; Cañizo, Juan F. del; Jorcano, José L. 3D human skin bioprinting: a view from the bio side / Velasco, Diego; Quílez, Cristina; García, Marta; Cañizo, Juan F. del; Jorcano, José L. // 3D printing in medicine. – 2018. – №3. – С. 115–127.

5. Chen L. J. Recent advances in bioprinting techniques: approaches, applications and future prospects / L. J. Chen, M. Fan, H. Zhou. // Translational Medicine. – 2016. – №14. – С. 1–15.

6. Ibrahim T. Ozbolat. 3D Bioprinting: Fundamentals, Principles and Applications / Ibrahim T. Ozbolat., 2016. – 356 с.

7. Забудский Е.И. Электрические машины. В 4-х частях : Учебное пособие для вузов. Часть 4. Коллекторные машины постоянного и переменного тока / Забудский Е.И., 2020. – 294 с.

8. Двигатель постоянного тока устройство и принцип действия [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://contur-sb.com/dvigatel-postoyannogo-toka-ustroystvo-i-printsip-deystviya/>

9. Коллекторный электродвигатель: достоинства, недостатки, область применения [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://elektroznatok.ru/oborudovanie/kollektornyj-dvigatel>

10. Порошин А. Принцип действия двигателя постоянного тока [Электронный ресурс] / Порошин А. – Режим доступа до ресурсу:

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						54
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

<https://220v.guru/elementy-elektriki/dvigateli/princip-deystviya-dvigatelya-postoyannogo-toka.html>

11. Передача винт – гайка [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://mydocx.ru/10-102215.html>

12. Двигатель постоянного тока устройство и принцип действия [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://contur-sb.com/dvigatel-postoyannogo-toka-ustroystvo-i-printsip-deystviya/>

13. Проектирование зубчато-реечных передач [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://xn--80adfdbscmorebdjpezh9nvd.xn--p1ai/shop/product/proektirovanie-zubchato-reechnoy-peredachi/>

14. Червячная передача [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%A7%D0%B5%D1%80%D0%B2%D1%8F%D1%87%D0%BD%D0%B0%D1%8F_%D0%BF%D0%B5%D1%80%D0%B5%D0%B4%D0%B0%D1%87%D0%B0

15. Будова і призначення, переваги і недоліки передач [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://studopedia.org/index.php?vol=1&post=57013>

16. Джамай В.В. Прикладная механика : учебник для вузов / Джамай В.В., Дроздов Ю.Н., Самойлов Е.А.. – Москва: М. : Дрофа, 2004. – 414 с.

17. Лучшие аналоги Arduino [Электронный ресурс]. – 2017. – Режим доступа до ресурсу: https://losst.ru/luchshie-analogi-arduino#6_STM32

18. Arduino Nano [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://doc.arduino.ua/ru/hardware/Nano>

19. Защищенный Li-Ion аккумулятор Panasonic NCR18650B 3400 mAh [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://bestbattery.com.ua/li_ion_1850/panasonic_ncr_18650b_3400_protected

20. Specification for LCD Module 1602A-1 (V1.2) [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://www.openhacks.com/uploadsproductos/eone-1602a1.pdf>

					БМ62.08.2505.1191	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		55

21. Мотор редуктор микро моторчик 12GAN20 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: https://hotstyle.com.ua/p1135164838-motor-reduktor-mikro.html?gclid=CjwKCAjwztL2BRATEiwAvnALcqol_NJCcz8U4ch-GA0c-ZRoBj9-th5uh6XYWxsJA7xP5xcMz6mGfRoC3vIQAvD_BwE

22. Handheld skin printer: in situ formation of planar biomaterials and tissues / Nakimi N., Cheng R., Günther A. та ін.]. // Lab on a Chip. – 2018. – №18. – С. 1440–1451.

23. Электродвигатели постоянного тока. Устройство и работа. Виды [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://electrosam.ru/glavnaja/jelektrooborudovanie/ustrojstva/elektrodivigateli-postoiannogo-toka/>

24. Передачи винт-гайка скольжения [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://pro-men.ru/screw-gear-all-about-swap/>

25. Драйвер двигателя L298N [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://3d-diy.ru/wiki/arduino-moduli/drayver-dvigatelya-l298n/>

26. Модуль ИС I2c SPI интерфейса, для LCD 1602 [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://zakupka.com/p/740410485-modul-iic-i2c-spi-interfeysa-dlya-lcd-1602/>

27. Широтно-импульсная модуляция в Ардуино [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <http://mypractic.ru/urok-37-shirotno-impulsnaya-modulyaciya-v-arduino.html>

28. Сравнение полиэтилена и полипропилена [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://plastinfo.ru/information/articles/618/>

29. Севастьянова В.И. Биосовместимость / Севастьянова В.И.. – Москва, 199. – 419 с.

30. Пластиковые трубки для медицины [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: http://newchemistry.ru/letter.php?n_id=1589

31. Использование силикона в медицинской отрасли [Электронный ресурс] – Режим доступа до ресурсу: <https://siltax.ru/info/applications/meditsinskaya-otrasl/>

					БМ62.08.2505.1191	Лист
						56
Изм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		