

Вінницький національний технічний університет
Факультет машинобудування та транспорту
Кафедра галузевого машинобудування

Пояснювальна записка
до магістерської кваліфікаційної роботи

на тему: ОТРИМАННЯ ІМПЛАНТАНТІВ МЕТОДОМ ПЛАЗМОВОГО
НАПИЛЮВАННЯ

Виконав: студент 2 курсу, групи 13В-20М
спеціальності 132 – «Матеріалознавство».
Депутат Р.Л.

Керівник к.т.н., доцент Шиліна О.П.

Рецензент _____

Вінниця – 2021 р.

Вінницький національний технічний університет
Факультет машинобудування та транспорту
Кафедра галузевого машинобудування
Освітньо-кваліфікаційний рівень «магістр»
Спеціальність 132 – «Матеріалознавство»

ЗАТВЕРДЖУЮ
завідувач кафедри ГМ
д.т.н., професор Поліщук Л. К.

« 9 » березня 2021 р.

З А В Д А Н Н Я

НА МАГІСТЕРСЬКУ КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Депутату Роману Леонідовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: ОТРИМАННЯ ІМПЛАНТАНТІВ МЕТОДОМ ПЛАЗМОВОГО
НАПИЛЮВАННЯ

керівник роботи Шиліна Олена Павлівна, к.т.н., доцент каф. ГМ,
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом ВНТУ від «9 » березня 2021 року № 64

2. Строк подання студентом проекту (роботи): 05.06.2021 року .

3. Вихідні дані до роботи: Схема кісток верхніх кінцівок. Режим роботи –
довготривалий . Допустимі параметри зносу. Річна програма N=1000 шт.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно
розробити): Вступ. Розділ 1. Літературний огляд. Імплантати, вимоги до них та
технологій виготовлення. Розділ 2. Розробка плазмотрона для плазмового
напилення покриттів з гідроксиапатиту на імплантати. Розділ 3. Проектування
обладнання з числовим програмним керуванням для нанесення покриттів. Розділ

4. Розрахунок економічної ефективності інноваційного рішення. Розділ 5.
Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях. Висновки. Список
використаних джерел літератури. Додатки.

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових
креслень): 1. Креслення плазмового напилювача. 4. Установка з числовим
програмним керуванням. 5. Робоче місце. 6. Технологічний процес напилювання
імплантату.

6. Консультанти розділів проекту (роботи)

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Спеціальна частина	Шиліна О.П., к.т.н., доцент, каф. ГМ	09.03.2021р.	5.06.2021р.
Економіка виробництва	Бальзан М. В., к.е.н., доцент кафедри ЕПВМ	09.03.2021р.	5.06.2021р.
Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях	Віштак І.В., к.т.н. доцент кафедри БЖДПБ	09.03.2021р.	5.06.2021р.

7. Дата видачі завдання « 9 » березня 2021 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Формування та затвердження теми магістерської кваліфікаційної роботи (МКР)	09.03.2021р.	
2	Виконання спеціальної частини МКР. Перший рубіжний контроль виконання МКР	26.04.2021 р.	
3	Виконання спеціальної частини МКР. Другий рубіжний контроль виконання МКР	15.05.21 р.	
4	Виконання розділу «Економіка виробництва»	24.05.21 р.	
5	Виконання розділу «Охорона праці та безпека у надзвичайних ситуаціях»	30.05.21 р.	
6	Попередній захист МКР	07.06.21 р.	
7	Нормоконтроль МКР	08.06.21 р.	
8	Опонування МКР	10.06.2021 р.	
9	Захист МКР	17.06.2021 р.	

Студент

(підпис)

Депутат Р. Л.

Керівник проекту

Шиліна О. П.

РЕФЕРАТ

Магістерська кваліфікаційна робота складається з вступу, 5 розділів, загальних висновків та додатків. Загальний обсяг роботи 104 сторінок. У тому числі 23 рисунків, 37 таблиць, 47 літературних джерел.

Предметом досліджень у магістерській кваліфікаційній роботі є матеріали та технології створення напслених поверхонь імплантатів кісток людини або тварини, які дозволяють уникнути відторгнення у живому організмі та забезпечать їх тривалу сумісність.

Робота складається з п'яти основних частин:

1. Вивчення наукових публікацій розробки імплантатів кісток людини або тварини з живими тканинами організмів.
2. Розробка та обґрунтування параметрів технологічного процесу створення покриттів на металевій основі імплантату з метою забезпечення тривалої взаємодії з живими тканинами.
3. Проектування обладнання з числовим програмним керуванням для нанесення покриттів.
4. Розрахунок економічної ефективності інноваційного рішення.
5. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях.

Об'єкт дослідження – процеси створення покриттів на металевих основах імплантатів для забезпечення їх довговічності в живих організмах.

Основною метою кваліфікаційної роботи є вибір матеріалів та розробка методів та технологій нанесення покриттів для забезпечення робочих характеристик імплантатів в біологічній рідині людини.

В роботі розроблено метод поверхневого модифікування металевих імплантатів, що дозволило забезпечити їх безпечне функціонування в організмі. Покриття, отримані даним способом, мають високу твердість, дозволяють взаємно зрощуватись з м'язами, протидіяти корозійному руйнуванню та зношуванню.

ABSTRACT

Master's thesis consists of an introduction, 5 sections, general conclusions and appendices. The total volume of the work is 88 pages. Including 23 figures, 37 tables, 47 literature sources.

The subject of research in the master's qualification work are materials and technologies for creating sprayed surfaces of human or animal bone implants, which avoid rejection in a living organism and ensure their long-term compatibility.

The work consists of five main parts: 1. Study of scientific publications on the development of human or animal bone implants with living tissues of organisms. 2. Development and substantiation of parameters of technological process of creation of coverings on a metal basis of an implant for the purpose of maintenance of long interaction with live fabrics. 3. Design of equipment with numerical program control for coating. 4. Calculation of economic efficiency of the innovative decision. 5. Occupational safety and security in emergencies.

The object of research is the process of creating coatings on metal bases of implants to ensure their durability in living organisms.

The main purpose of the qualification work is the selection of materials and development of methods and technologies for coating to ensure the performance of implants in human biological fluid.

The method of surface modification of metal implants was developed in the work, which allowed to ensure their safe functioning in the body. The coatings obtained in this way have a high hardness, allow each other to fuse with the muscles, counteract corrosion damage and wear.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	6
1 ЛІТЕРАТУРНИЙ ОГЛЯД	9
1.1 Вимоги до матеріалів для імплантації.....	9
1.2 Матеріали для заміщення кісткових тканин.....	14
1.3 Органічні матеріали.....	16
1.3.1 Синтетичні кістково-пластичні матеріали.....	18
1.3.2 Композиційні кістково-пластичні матеріали.....	19
1.4 Методи виготовлення імплантів із використанням гідроксилапатиту	20
1.4.1 Нанесення покриття з гідроксилапатиту на підкладки з Ti-6Al-4V методом занурення.....	21
1.4.2 Нанесення гідроксилапатиту методом плазмового напилення...	23
1.4.3.Метод магнетронного напилення гідроксилапатиту.....	25
1.4.4 3Д прототипування із фотополімерної смоли та порошку гідроксилапатиту.....	26
1.5 Висновки та постановка задач досліджень.....	28
2 РОЗРОБКА ПЛАЗМОТРОНА ДЛЯ ПЛАЗМОВОГО НАПИЛЕННЯ ПOKPИTTIB З ГІДРОКСИПАТИТУ НА ІМПЛАНТАТИ.....	30
2.1 Розробка способу плазмового напилювання покриттів.....	30
2.2 Впровадження вихрової стабілізації дугового розряду плазмотрона	41
2.3 Впровадження магнітної стабілізації дугового розряду в плазмотроні	46
2.4. Плазмотрони комбінованої схеми.....	55
3 ПРОЕКТУВАННЯ ОБЛАДНАННЯ З ЧИСЛОВИМ ПРОГРАМНИМ КЕРУВАННЯМ ДЛЯ НАНЕСЕННЯ ПOKPИTTIB.....	56
3.1 Вибір плазмотрона.....	56
3.2 Вибір приводів для устаткування.....	58
3.3 Проектування пристрою для закріплення імплантатів.....	59
3.4 Проектування механізму переміщення плазмотрона.....	61
3.5 Розрахунок та вибір виконавчих механізмів обертача.....	61

3.6 Розрахунок масо-центрувальних характеристик напилювального пристрою.....	63
3.7 Розрахунок та вибір виконавчих механізмів приводів переміщення напилювального пристрою.....	64
3.8 Розробка робочого місця з програмним керуванням.....	68
4 РОЗРАХУНОК ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ ІННОВАЦІЙНОГО РІШЕННЯ.....	70
4.1 Аналіз комерційного потенціалу розробки.....	70
4.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи...	72
4.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки.....	80
4.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та період їх окупності.....	82
5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ.....	85
5.1 Аналіз умов праці.....	85
5.2 Техніка безпеки.....	92
5.3 Пожежна безпека.....	93
5.4 Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	94
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	99
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	101

ВСТУП

Наявність бойових дій на Україні, проблеми з радіоактивним забрудненням, вживання неякісних харчів та води викликають у значного відсотка населення проблеми з руйнуванням опорно-рухового апарату.

Значна частина суглобів та кісток вимагають заміни через протезування. Добрим варіантом збереження мобільності людей є встановлення замість зношених або пошкоджених кісток імплантатів. Спроби використати для цього нержавіючі сталі та інші чисті метали не дали бажаного успіху. Імплантати атакуються імунною системою як чуже тіло.

Більшість завдань, що пов'язані з продовження тривалості життя людини, вирішується виявленням потенційно небезпечних дефектів на початковій стадії розвитку та величини і виду дефекту. У випадку, коли відомо на скільки швидко буде розвиватися зношування кісток або суглобів, можна спрогнозувати їх залишковий ресурс.

Для відновлення та зміцнення кісток можуть бути використані різні методи, серед яких: напилення корозійностійких покриттів, протезування, та електрофізичні способи обробки.

Враховуючи те, що імплантати працюють в умовах біологічної рідини, яка є розчином солей та кислот, постає питання про зміцнення їх поверхонь та захист від корозії.

Актуальність проблеми полягає у необхідності розв'язання проблеми збільшення тривалості та якості життя людини з дефектами кісток.

Метою роботи є розробка методів та технології зміцнення робочих поверхонь імплантатів для роботи в умовах біологічних рідин.

Задачі дослідження:

1. Вивчення наукових публікацій з питань розробки матеріалів та технологій створення імплантатів кісток людини або тварини.

2. Розробка та обґрунтування параметрів технологічного процесу нанесення покриттів на металеву основу імплантату з метою створення

сприятливих умов для взаємодії з живими тканинами.

3. Проектування обладнання з числовим програмним керуванням для нанесення покриттів.

4. Розрахунок економічної ефективності інноваційного рішення.

Об'єкт дослідження – процеси нанесення на робочі поверхні імплантатів спеціальних покриттів.

Предмет дослідження – модифікування поверхонь імплантатів кісток людини з метою створення сприятливих умов для взаємодії з живими тканинами.

Методи дослідження.

В процесі виконання дослідження застосовано такі методи: дюрOMETричний метод з використанням твердоміра ТК-2М та мікротвердоміра ПМТ-3 для визначення відповідно твердості та мікротвердості зміцненого поверхневого шару; металографічний аналіз для вивчення структури утворених покриттів; оптична мікроскопія із використанням мікроскопа МІМ-8 зі спеціальною камерою-окуляром для оцифрування зображення мікроструктури; трибологічні дослідження; установка та апаратура для дослідження параметрів проведення поверхневого зміцнення методом напилювання покриттів.

Наукова новизна. В процесі виконання роботи отримано результати, які містять в собі наукову новизну:

1. Вперше досліджено вплив складу та структури напилених покриттів на корозійну стійкість імплантатів.
2. Вперше встановлено можливість та доцільність використання плазмового напилювання керамічних матеріалів типу гідроксиапатиту на титанові заготовки імплантатів кінцівок.
3. Отримало подальший розвиток дослідження можливості покращення характеристик плазмотронів для напилювання імплантатів кінцівок.

Практичне значення одержаних результатів.

1. Запропонований метод поверхневого зміцнення поверхонь імплантатів дозволяє уникнути їх відторгнення в організмі та збільшити термін їх служби.

2. Розроблено технологічний процес та обладнання плазмового напилювання імплантатів з використанням систем з ЧПК.

Особистий внесок здобувача. Результати досліджень, представлені в роботі, одержано автором самостійно. Постановка мети і задач роботи та опрацювання результатів досліджень виконані спільно з науковим керівником.

Апробація результатів наукової роботи. Основні положення та частина результатів роботи доповідались та обговорювались на конференції:

Науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, – 11 03.2021 Р.

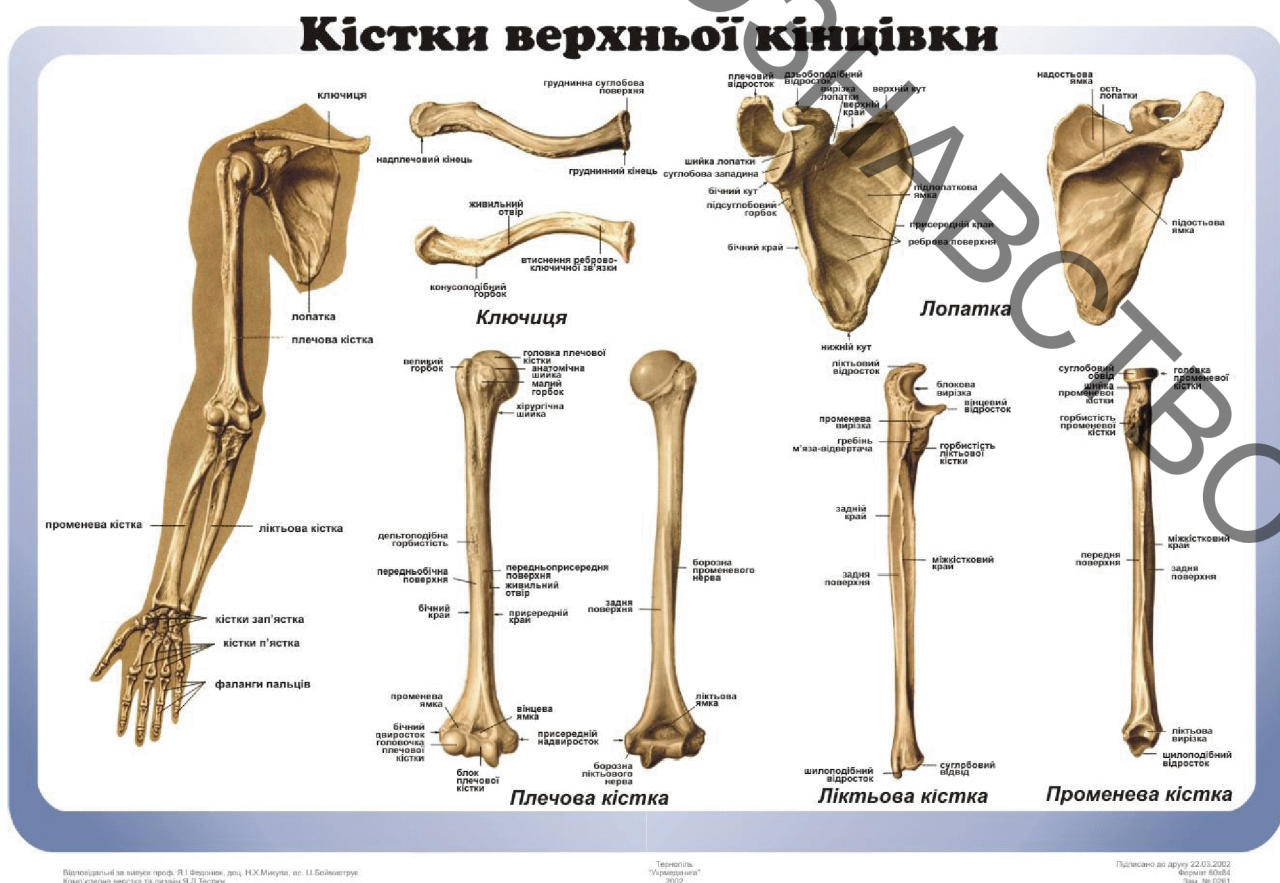
Публікації. Оpubліковано 1 тезу доповіді за темою наукової роботи у збірнику праць наукової конференції.

1. Депутат Р. Л. Установа з числовим програмним керуванням для автоматизації процесу формування імплантатів/ В. І. Савуляк, А.А. Осадчук, О.П. Шиліна, Р. Л. Депутат // Матеріали науково-технічної конференції підрозділів ВНТУ, Вінниця, – 2021. – Режим доступу: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/all-fmt/all-fmt-2021>

1 ІМПЛАНТАТИ, ВИМОГИ ДО НИХ ТА ТЕХНОЛОГІЇ ВИГОТОВЛЕННЯ

1.1 Вимоги до матеріалів для імплантації

Організм людського тіла відрізняється високою корозійною активністю. Основні вимоги до матеріалів для імплантації - стійкість до агресивних середовищ і біомеханічна сумісність. Імплантат повинен мати такий модуль пружності та міцності (статичної та втомної), тріщиностійкості, які близькі до кісткових. Модуль пружності матеріалу повинен бути таким, щоб не захищати кісткову тканину від фізіологічних навантажень, необхідних для її життєдіяльності. Кістки, які не несуть навантажень - деградують. Для надійної роботи імплантату в організмі потрібні також висока міцність і тріщиностійкість [1].



Для заміщення кісткових дефектів спочатку використовувалися алло-і автографи - фрагменти донорської кістки і власної кістки пацієнта відповідно. Однак це пов'язано з певними труднощами (можливі імунні реакції, необхідність вторинного хірургічного втручання). Тому багато років зусилля дослідників були

зосереджені на створенні імплантатів з синтетичних матеріалів, вони повинні мати біоактивність і біомеханічну сумісність з кістковою тканиною. Генезис досліджень у цій царині розвивається за трьома етапами розробки матеріалів: від біоінертних (перше покоління), біоактивних остеокондуктивних (друге покоління) до остеоіндуктивних матеріалів, що запускають в організмі синтез кісток (матеріали третього покоління). Біологічна активність імплантатів - здатність активно існувати в середовищі організму, зокрема, утворювати зв'язки з навколишньою тканиною [2]. Зовнішнє для імплантатів середовище (людські м'язи) мають значну корозійну активність. Це зумовлює вимоги до їх - стійкості в агресивних середовищах та і біомеханічну сумісність.

Остеокондуктивними називають матеріали, які здатні підтримувати життєдіяльність клітин що можуть утворювати нову кісткову тканину.

Остеоіндуктивними називають матеріали, які здатні викликати формування кісткової тканини за межами кістки.

Біоінертні матеріали (біоматеріали першого покоління) не впливають на процес остеосинтезу; на поверхні імплантатів з них відбувається утворення фіброзної тканини, яка перешкоджає утворенню з'єднання імплантату з кісткою. Існує ризик конфліктування таких матеріалів з організмом за механізмами запальних реакцій, а основні проблеми, які вирішуються при розробці імплантатів з таких матеріалів, полягають у підборі характеристик пружності імплантату до характеристик кістки і зменшення швидкості корозія [3].

Матриця біоінертної кераміки виконувалась з оксидів (хімічні сполуки металу і кисню). Найбільш поширена кераміка з класу біоінертних матеріалів виготовлялась з алюмооксидів (Al_2O_3). Внутрішньокісткові імплантати, що виготовляються з оксиду алюмінію, мають полі- і монокристалічну структуру. Алюмооксидна кераміка з полікристалічної структурою має білий колір; монокристалічна прозора, її називають лейкосапфіром і складом і властивостями вона схожа з сапфіром. Ця кераміка може забезпечити фізико-хімічний зв'язок кісткової матриці з поверхнею матеріалу. До біоінертних металів відносяться титан і деякі його сплави, а також цирконій.

Титан - легкий, міцний метал, що володіє високою стійкістю до корозії. Титан має невеликий коефіцієнт теплопровідності і немагнітний. Широко поширений в природі і становить 0,44% маси земної кори. В якості матеріалу для імплантатів цікавість викликають і механічні властивості титану: модуль зсуву, міцність на розтяг, стискання, обернена деформація. Титан міститься практично у всіх каміннях, піску, глині та інших ґрунтах, а також у воді і метеоритах. У незначних кількостях він знаходиться у всіх живих організмах і рослинах. Вміст деяких інших елементів (кальцій, алюміній, водень, молібден і ін.) в хімічно чистому титані становить не більше тисячних відсотка. З фізико-хімічної точки зору матеріал імплантату не повинен:

- розчинятися;
- піддаватися корозії і структурним змінам в рідких середовищах організму, а також остеокластичній розробці чи іншій деградації, пов'язаної з життєдіяльністю клітин організму;
- викликати небажані електрохімічні процеси в тканинах і на поверхні розділу імплантат / навколишні тканини [4].

Біоінертні і біотолерантні матеріали можна вважати практично нерозчинними. Наприклад, розчинність поверхневого оксидного шару титану в фізіологічному розчині становить всього 0,043 нм в день. Деякі метали, що входять до складу біосумісних матеріалів, наприклад, залізо, також широко представлені в організмі і відповідно до класифікації Ю.А. Єршова є мікроелементами.

З усіх синтетичних матеріалів, які принципово можна використовувати для імплантації, найбільш перспективна кераміка на основі фосфатів кальцію (ФК), за хімічним і фазовим складом відповідає мінеральній компоненті кісткової тканини [5].

Найкращі матеріали для створення ортопедичних пристроїв опорнорухового апарату- метали і сплави з ФК-покриттям, що забезпечують біологічну сумісність імплантату. Важливою проблемою є довгострокова

стійкість покриття до резорбції; стійкість залежить не тільки від міцності адгезії, а й від фазового складу і ступеня кристалічності структури покриття.

Гідроксиапатит - біологічно сумісна мінеральна речовина, усереднений склад його зазвичай записують як $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Властивості гідроксиапатиту, як замітника кістки, дозволяють створювати на його основі кісткозаміщуючі матеріали.

Матеріали на основі гідроксиапатиту широко використовуються в клінічній практиці для заміщення кісткових дефектів.

До сучасних матеріалів останнього покоління слід віднести біоактивні склокристалічні матеріали, що складаються з склоподібної матриці і мікрокристалів розміром близько 4 мкм [6].

Для нанесення гідроксиапатитового покриття на металеві імплантати використовують магнетронне розпилення, спільне електронно-променеве випаровування CaO і термічне випаровування P_2O_5 , іонно-стимульоване осадження, імпульсну лазерну абляцію, хімічне осадження з парової фази, електрофоретичне осадження, золь-гель-технологію, біоміметичні методи. Основним методом формування ГА-покриттів, що знайшли комерційне застосування, є плазмове напилення [7]. З теоретичних позицій сімейство кальцій-фосфатних біоматеріалів може включати в себе чисельні з'єднання і похідні, які з різним успіхом можуть бути використані в ортопедичній і травматологічній практиці. Безсумнівно, них провідне місце належить гідроксиапатиту, тому що він є домінуючим метаболітом кісткової тканини.

Перші дослідження із застосування гідроксиапатиту для прискорення формування кісткової мозолі ще в 1920 році провели Albee і Morrison. Однією з двох кальцій-фосфатних сполук (ASTM.F-1185-89), дозволених для нанесення на хірургічні імплантанти, є синтетичний чистий гідроксиапатит, що має формулу: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, зі стехіометричним співвідношенням кальцію і фосфору 1,67 і має високу ступінь біосумісності [8].

На сьогоднішній день керамічні покриття на металевих підкладках (Al, V, Ti) стали більш широко використовуватися в ортопедії та стоматології. Багато в

чому вони були створені як альтернативний безцементний метод ендопротезування і показали, що за своєю ефективністю вони не тільки не поступаються, але в ряді випадків перевершують вищевказану технологію. Перші клінічні випробування в якості ендопротезів стегна і зубів дали позитивні результати в порівнянні з чисто металевими протезами і показали швидке зв'язування з кісткою. Передбачається, що швидке зрощення з кісткою відбувається за рахунок часткового розчинення ГА кераміки, що приводить до підвищення концентрації кальцію і фосфору в навколишнє середовище та сприяє запуску утворення навколо імплантату нових мікрокристалів гідроксиапатиту. У свою чергу вони інтегруються з колагеном і по типу «повзучого» остеогенеза здійснюють швидке утворення повноцінної кістки.

Слід зазначити, що гідроксиапатит прискорює початковий біологічний відгук на металевий імплантат, зокрема, з Ті. Передбачається, що через якийсь час шар кераміки буде повністю або частково розчинений, а сам титан в даний період зможе утворювати міцний зв'язок з кісткою, майже такий, як гідроксиапатит. Такі обнадійливі результати не могли бути не помічені ортопедами і травматологами. У зв'язку з цим в останні роки різко зріс інтерес до біоактивних матеріалів, виконаним на основі гідроксиапатиту із застосуванням фундаментальних методів дослідження і залученням наукомістких технологій з галузі матеріалознавства для подальшого розвитку цього методу.

Всі роботи з даної проблеми йдуть за двома основними напрямками. Одне з них, очевидно, найбільш біологічно доцільне, пов'язане з розробкою технології отримання, очищення гідроксиапатиту з натуральної сировини і нанесення на імплантати з максимальним збереженням його структури і мінерального складу. Інший шлях йде через створення штучних аналогів гідроксиапатиту. Зокрема, було показано, що синтез нестехіометричних апатитів, наприклад шляхом обробки комерційного гідроксиапатиту розчинами фосфорної кислоти, може створювати структури багато в чому аналогічні натуральному гідроксиапатиту. Вони, отже, можуть бути більш ефективними при їх використанні в порівнянні з іншими штучними матеріалами.

В системі *invitro* процес утворення гідроксиапатиту є досить складною реакцією з утворенням двох різних аморфних фаз, що не підкоряється законам дифузії, так як швидкість росту і розчинення кристалів в 2-3 рази нижче теоретично очікуваної величини поверхневого натягу ($s = 240 \text{ мДж / м}^2$) [9].

При розміщенні різних зразків гідроксиапатитної кераміки зі ступенем кристалічності від 15 до 43% в живильне середовище з додаванням β -гліцерофосфату, вітаміну С, без дексаметазону, яку зазвичай використовують для вирощування остеобластів, було показано, що існує прямий зв'язок між ступенем її деградації і рівнем кристалізації. Як і очікувалося, було встановлено, що чим вище ступінь кристалізації біокераміки, тим повільніше йде процес біодеградації. Аналогічні результати були отримані в досліджах *invivo* при введенні імплантатів під шкіру щурам. Слід, однак, відзначити, що навіть через рік на них був присутній шар гідроксиапатиту [10].

Ефективність вrostання імплантатів з пористим покриттям залежить від ряду факторів, серед яких виділяють чотири основні групи: стану кістки реципієнта, умови механічної стабілізації, структури і властивостей самого імплантуючого пристрою і супутнього лікування. Виявилось, що імплантати з ГА біокерамікою, в порівнянні з Ті [11], показали добре вrostання в кістку. При моделюванні виникнення артриту на тлі введення вищевказаних протезів кращі результати також були отримані у біокерамічних матеріалів. Крім того, ГА покриття надавали більш виражений позитивний вплив на фіксацію імплантатів в стабільних і нестабільних умовах, з навантаженнями або без них.

У пористих ж покриттів настільки висока здатність до біологічної фіксації з кісткою, що ГА покриття потрібно лише для прискорення процесів росту кісткової тканини і напрямлення її в пори. Проте, ГА покриття на даному типі підкладки продемонструвало як більш ранню (через 6 тижнів), так і пізню (понад рік) фіксацію імплантату з кісткою, в порівнянні з імплантатами без біокераміки. Крім того, гідроксиапатит збільшував ступінь остеоінтеграції, перешкоджаючи росту фіброзного шару.

Потенційним поштовхом для досліджень в цьому напрямку стало відкриття фахівцями мінерального складу кісткової і зубної тканини, основним матеріалом якого є гідроксиапатит кальцію - $\text{Ca}_{10}(\text{PO})_6(\text{OH})_2$ з молярним ставленням Ca / P 1,67 [12]. Цій сполуці належить основна роль в мінералізації кісткової тканини.

Встановлено, що гідроксиапатит кальцію, будучи структурним аналогом кісткової тканини організму і твердих тканин зуба і, маючи той же хімічний склад, і, відповідно, подібні фізичні і механічні властивості, має гарну біологічну сумісність.

Біосумісним з кістковою тканиною може вважатися матеріал, який в достатній мірі інертний щодо остеоіндукції і активний щодо остеокондукції.

1.2 Матеріали для заміщення кісткових тканин

Кісткова тканина людини являє собою складний композиційний матеріал з організованою на декількох рівнях мікроструктурою, що володіє унікальними механічними властивостями. Основними складовими кісткової тканини є колаген типу I (~ 20%), мінеральна фаза (~ 60 %), вода (~ 9%), неколагенові білки (~ 3%), залишок - полісахариди, ліпіди. Мінеральна компонента, так званий біологічний апатит $(\text{Ca}, \text{Na}, \text{Mg})_{10}(\text{PO}_4, \text{HPO}_4, \text{CO}_3)_6(\text{OH}, \text{F}, \text{Cl})_2$, являє собою кальцій дефіцитний гідроксиапатит з катіонними (магній, натрій) і аніонними (карбонатні групи, хлор і фтор) заміщеннями.

Склад кістки залежить від багатьох факторів, в тому числі і від віку індивідуума. Однозначної думки про роль іонних заміщень в фізіології кістки немає. Відомо, що магній дестабілізує структуру ГА. Карбонатні групи грають важливу роль в біохімічних взаємодіях кісткової тканини з плазмою крові, створюють граткові деформації, підвищуючи резорбцію ГА. Іони фтору, заміщаючи гідроксильні групи, знижують розчинність ГА при значеннях рН, близьких до нейтральних, внаслідок їх більш високої енергії зв'язку з кальцієм в ГА. Натрій, можливо, необхідний для забезпечення оптимальної структури карбонат вміщуючого ГА.

Органічна компонента кісткової тканини представлена в основному волокнами колагену і білками, такими як остеокальцин, остеонектин, фібронектин та ін. Біологічний апатит формується за допомогою утворення зародків кристалізації на макромолекулах колагену і їх подальшого зростання за рахунок іонного транспорту і осадження з рідини організму .

Важливою якістю кістки є наявність в ній системи взаємопов'язаних пор розмірами 100-300 нм і 10-50 мкм в кортикальній кісткової тканини і 200 -600 мкм - в трабекулярній (губчастої) кісткової тканини. Розміри і взаємопов'язаність пор впливають на біологічні потоки, процеси неоваскуляризації, на життєдіяльність (проліферацію) клітин.

Кристали мінерального компоненту мають вигляд пластинок довжиною ~40-60 нм, шириною ~ 20-30 нм і товщиною ~ 1.5-5 нм [13].

Кристали орієнтовані таким чином, що їх поздовжня вісь паралельна осі фібрил колагену. Співвідношення кальцію і фосфору в мінеральній фазі кісткової тканини менше стехіометричного (1.67) для ГА, тобто біологічний апатит завжди дефіцитний по кальцію.

Існуючі матеріали, в тій чи іншій мірі, що відповідають зазначеним вимогам, можна розділити на три групи: біоорганічні, керамічні та синтетичні полімери. Більшість з них в повній мірі не відповідає критеріям ідеального остеокондуктора.

1.3 Органічні матеріали

Ідеальним для кісткових імплантатів міг би стати такий матеріал, який при використанні спочатку усував би кістковий дефект і сприяв формуванню органічної складової кістки, а потім поступово деградував, будучи при цьому джерелом фосфору і кальцію для відновлення власної мінеральної складової кістки. Утворення кісткової тканини - процес, що протікає з певною швидкістю.

Отже, швидкість біодеградації імплантованого матеріалу повинна відповідати швидкості формування кістки з урахуванням методики лікування,

властивостей багатофазного матеріалу і особливостей внутрішнього середовища організму. Формування фазового складу - традиційний спосіб управління властивостями матеріалу. Фазовий склад, взаємне розташування і розмір елементів (фаз), що складають мікроструктуру матеріалу, визначають значення таких характеристик, як міцність і щільність, і ряд інших властивостей матеріалу, які є значущими для застосування. Використовувані для виготовлення кісткових імплантатів неорганічні матеріали по стану речовини можуть бути розділені на наступні групи: I - аморфні; II - склокристалічні; III - напівкристалічні.

Фазовий склад біоматеріалів першої групи представлений скломатеріалами систем $\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5$, $\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{X}_2\text{O}$, $\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{X}_2\text{O} - \text{SiO}_2$, $\text{CaO} - \text{SiO}_2 - \text{X}_2\text{O}$ (X - Na або K).

До біоматеріалів другої групи відносяться склокристалічні матеріали з аморфної (скло) матриці, в якій розподілені частки кристалічної фази. Аморфну фазу, так само як і для першої групи, вибирають з оксидних систем, компоненти якої біологічно сумісні з тканинами організму. Основними кристалічними фазами є трикальційфосфат, гідроксиапатит, пірофосфат. При формуванні ситалів (матеріалів зі склокристалічною структурою) в такій скляній матриці крім кальційфосфатних кристалічних фаз можлива також присутність апатиту, метафосфат кальцію, фторопатита, дифосфата кальцію, а також фторфлогопіта, діопсид, форстериту, анортиту, шпінелі, волластонита, муллита [14]

Фазовий склад полікристалічних матеріалів третьої групи представлений кристалічними фазами гідроксиапатиту, трикальцій фосфату, пірофосфату. При цьому отримують монофазні і поліфазні матеріали. Деякі з перерахованих складів добре вивчені і розглянуті в літературі не тільки з матеріалознавчої і технологічної, а й з медичної точки зору (наприклад, біоскло).[15]

Для першої групи матеріалів основним принципом регулювання властивостей є варіювання хімічного складу (відомий для скла принцип адитивності, коли властивість скла розраховується з урахуванням вкладу складових оксидів) [16].

Для отримання біокераміки в такому випадку в якості кристалічної фази найчастіше використовують ГА. Добавка (фосфатні і силіко фосфатні стекла), що спікається складається з іонів, що входять в структуру кістки. Крім фосфатних і силіко фосфатних стекол в якості добавок при спіканні використовують солі: карбонати, фосфати і силікати калію, натрію і кальцію, які при випалюванні перетворюються в оксидні розплави [17]. Основна вимога до складу спікаючої добавки полягає в тому, щоб температура її дії (плавлення і розтікання) потрапляла в інтервал традиційної для спікання основної фази - в даному випадку ГА, який становить $900\text{ }^{\circ}\text{C} - 1250\text{ }^{\circ}\text{C}$. Введення до 5% фосфатного скла ($\text{CaO} - \text{P}_2\text{O}_5 - \text{Na}_2\text{O}$) викликає зміцнення кераміки, виготовленої на основі ГА [18]. Отримання полікристалічних матеріалів фазового складу третьої групи (однофазних матеріалів або багатофазних) відбувається в результаті спікання порошкових систем відповідного вихідного складу. Такі матеріали характеризуються відсутністю склофази. Спікання матеріалів здійснюється по дифузійному механізму або за участю рідкої фази з наступною повною її кристалізацією. При цьому широко застосовується введення добавок, хімічний склад яких обмежений елементами, що входять до складу природної кістки.

Досліджено вплив таких добавок, як CO_2 , SiO_4 , Mg^{2+} , Zn^{2+} , F^- , K^+ і Na^+ , які вводять окремо або спільно. Введення деяких добавок, наприклад, Mg^{2+} , Zn^{2+} і F^- , не призводить до істотної зміни кристалічної структури гідроксиапатиту, так як двозарядні іони металів можуть зайняти місце іона Ca^{2+} , а іони фтору можуть встати на місце групи OH^- . Присутність SiO_4 супроводжується деякою зміною структури, оскільки ці іони імовірно займають місця іона $(\text{PO}_4)_3^-$. Так, в структурі карбонат гідроксиапатиту компенсування заряду при гетеровалентному заміщенні фосфат-іона на карбонат-іон може бути досягнуто за рахунок дефіциту кальцію і (або) заміщення кальцію натрієм. Заміщення груп OH^- іонами хлору в структурі апатиту ускладнено у зв'язку зі значним розміром іона хлору.

1.3.1 Синтетичні кістково-пластичні матеріали

Результатом російської науково-технічної програми «Біосіталл» з'явилися розробка і промисловий випуск біосіталів. Наприклад, мікрогранульований пористий стоматологічний рентгенощільний матеріал «Біос-СР» на основі біосіталла М-31, який розроблений в Санкт-Петербурзькому технологічному університеті, відрізняється тим, що в якості кристалічної фази, яка становить до 3% об'єму, містить аналог біомінерала кістки [19]. Він створений в системі оксидів кремнію, фосфору, алюмінію, кальцію, магнію, цинку. Препарат «Біос-СР» застосовують для заповнення кісткових порожнин під час операцій від 2/3 до повного кісткового дефекту, для заповнення кісткових кишень при пародонтиті, для усунення кісткових дефектів після видалення дентальних імплантатів, а також при періімплантитах і альвеолитах [20].

Біоскло і склокераміка (біосіталли) при імплантації в кістковий дефект не капсулюється, а знаходиться в прямому контакті з кістковою тканиною. Основною умовою для зв'язування склокераміки з кістковою тканиною є формування апатитового шару на їх поверхні в біологічному середовищі.

Апатитовий шар формується в результаті хімічної реакції скла і склокераміки з оточуючою біологічною рідиною, в якій виділяються іони кальцію і утворюється гідратований шар SiO_2 . Використання синтетичних матеріалів може привести до ускладнень, при яких виникає необхідність видалення не тільки матеріалу, а й частини кістки, а також навколишніх тканин.

1.3.2 Композиційні кістково-пластичні матеріали

Композиційні кістково-пластичні матеріали або композити - це суміш(композиція) кількох синтетичних або біологічних матеріалів для надання їм синергічних властивостей.

Застосовуються різновиди композиційних матеріалів у вигляді гранул, стрічок, блоків, що складаються, наприклад, з суміші гідроксиapatиту (від 30 до

50%) і сполучних біополімерів, в основному колагену. В якості основних компонентів використовуються різні субстрати або їх комбінації.

Основна перевага таких матеріалів в зручності роботи з ними - можливості підгонки розмірів безпосередньо в операційній, пластичності при заповненні дефектів кістки. При цьому колаген частково використовується організмом як будівельний матеріал органічного компонента кістки.

Недоліки композиційних препаратів пов'язані з тим, що кількість органічного компонента, обране виходячи з умов отримання зручних фізико-хімічних властивостей, зазвичай набагато більше, ніж потрібно для синтезу кістки, а якість колагену не відповідає оптимальному, з точки зору імунних реакцій організму. Широкий асортимент матеріалів для кісткової пластики свідчить про те, що необхідна розробка матеріалів, що дозволяють формуватись регенерату органотипової будови на їх основі.

Аналіз існуючих композиційних кістково-пластичних матеріалів на основі наповнювачів біологічного і синтетичного походження дозволив виявити закономірності властивостей матеріалів залежно від їх складу. Матеріали моно складу можуть являти собою фрагменти різної форми (монолітні або пористі) або крихту (від великої до дрібнодисперсного). Композиційні матеріали можуть бути представлені гелевою формою у вигляді пасти або замазки, можуть укріпляти і зберігати форму. Жоден з перерахованих вище матеріалів не володіє остеогенними властивостями, оскільки не містить клітинних елементів. Для синтетичних матеріалів основною характеристикою є остеокондуктивність. Монолітним зразкам властива стабільність хімічного складу і геометричної форми; крім того, вони допомагають в утворенні навколо себе суміщуючої тканинної капсули. Пористі зразки мають неконтрольовані терміни розсмоктування (шляхом гідролізу від 5-6 тижнів до 3 років), причому розсмоктування матеріалу часто не супроводжується формуванням кістки.

1.4 Методи виготовлення імплантатів із використанням гідроксиапатиту

Сплав Ti-6Al-4V найбільш часто використовуваний металевий матеріал для виробництва ортопедичних імплантатів. Однак металева поверхня матеріалу не найкращий варіант для швидкого процесу регенерації тканини. Тому нанесення тим чи іншим способом покриттів на металеві поверхні перед імплантацією корисно для прискорення процесу утворення нової кістки і забезпечення остеоінтеграції металевих імплантатів з кістковими тканинами.

Для досягнення кращої біологічної сумісності металевих імплантатів з живою тканиною в ортопедичних конструкціях застосовують покриття з гідроксиапатиту. Сучасні технології покриття металевих підкладок біокерамікою використовують плазмове напилення, електрофоретичне осадження або магнетронне розпилення. Однак всі ці способи дозволяють отримати або некристалічні покриття, або покриття, забруднені кальцій фосфатними фазами, відмінними за своїм складом від гідроксиапатиту.

Останнім часом стали проводити дослідження з нанесення покриттів методом занурення з використанням золь-гель процесів, які дозволяють отримувати кристалічні покриття з гідроксиапатиту на металевих поверхнях. Були проведенні дослідження із спіканням гідроксиапатиту з додаванням випаровуваних домішок для утворення пористої структури [21].

1.4.1 Нанесення покриття з гідроксиапатиту методом занурення на підкладки з Ti-6Al-4V

Приготування розчину, в який потім занурювалися зразки з Ti-6Al-4V, здійснювалося наступним чином: 5 мл розчину метил целюлози змішувалося з 150 мл деіонізованої води. Потім в вищевказаному розчині розчинялося 0,15 моль тетрагідрат нітрату кальцію та 0,09 моль гідрофосфатуамонію. Наступним кроком додавали в отриманий непрозорий розчин 100 мл 24% гідроксиду амонію. Далі розчин нагрівали до 70 ° - 80 ° C і ретельно перемішували. Утворені речовину у вигляді гелю витягали з надосадової рідини шляхом вакуумної фільтрації за

допомогою фільтрувальної воронки Бюхнера. Потім отриману речовину, в якій містилася суспензія ГА змішувалася з водою, після чого в ці розчини в різних пропорціях додавалися гліцерин, етанол, поліетиленгліколь і желатин. Після додавання кожного з компонентів проводилося ретельне їх перемішування протягом 4-10 хв при температурі 70° - 80° С. Відсоткове співвідношення хімічних компонентів під час приготування розчинів відображено таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 - Кількісний хімічний склад розчинів, що застосовуються для нанесення покриттів методом занурення

Розчин	ГА	H ₂ O	Етанол	Поліетиленгліколь	Желатин	Гліцерин
	масові %					
1	8,0	16,0	66,5	3,0		6,5
2	8,0	14,0	67	1,0	0,5	9,5
3	8,0	84			1	7,0
4	8,0	16	64		2	10,0
5	8,0	16	73,0	2,0	1,0	
6	8,0	14,0	65,0	2,0	1,0	10,0

При нанесенні покриттів з ГА як підкладку використовувалися зразки з Ti-6Al-4V розміром 20 x 10 x 1 мм. Перед нанесенням покриттів зразки полірувалися алмазною пастою (розмір зерна 100-600) з наступним промиванням у етанолі і дистильованій воді.

Також, при нанесенні покриттів використовується спеціально виготовлений апарат для занурення зразків у розчин з гідроксиапатиту. Апарат давав можливість занурювати і піднімати досліджувані зразки з постійною швидкістю в інтервалі 15-300 мм / хв. Після нанесення покриття зразки термічно оброблялися в горизонтальній трубчастій печі ПТ 1,4-40 в атмосфері азоту зі швидкістю обдування 5 / л хв при температурі 850 ± 2 °С. Швидкість нагріву або охолодження при термообробці становила не більше 2 хв. При цьому максимальна витримка при температурі 850 ° С становила 2 години. Для перевірки адгезії покриттів з

гідроксиapatиту до титанового сплаву два сталевих циліндра діаметром 5 мм були приклеєні до обох сторін досліджуваних зразків тонким шаром клею, після чого, як описано в [21], досліджувалася адгезійна міцність на розривній машині, шляхом відділення циліндрів від досліджуваних зразків.

Крім того, стійкість покриттів до сколювання визначалася методом скрайбування за методикою, викладеною в [22].

1.4.2 Нанесення гідроксиapatиту методом плазмового напилення

В якості основи імплантів використовується титанова стрічка, з якої просікають сітку з квадратними або ромбоподібними виїмками з величиною сторін 0,8-2,5 мм і кроком 0,05-0,1 мм. На поверхню сітки методом плазмового напилення наносять шар титану товщиною 50-100 мкм з порошку дисперсністю 60-150 мкм, який потім покривають шаром біокераміки (гідроксиapatит, біоситал) товщиною 30-50 мкм з порошку дисперсністю 40-60 мкм. Плазмонанілене покриття може бути одношаровим (титан) або двошаровим (титан+біокераміка), одностороннім або двостороннім. Для виготовлення сітки та нанесення покриття використовуються також сплави титану, рекомендовані для застосування в імплантології (BT-1-0, BT-6, BT-16 та ін).

Спосіб отримання імплантів дає можливість отримати універсальні імпланти, використовувані для різних хірургічних операцій пластики обличчя. Виготовлення імплантів у вигляді сітчастої стрічки з плазмонаніленим покриттям біокераміки значно знижує їх собівартість і застосовується для імплантів різних видів хірургічних пластик.

Відомий спосіб виготовлення імплантату для заміни кісткової тканини, який має покриття з біоактивного матеріалу на основі гідроксиapatиту, нанесене методом спікання (пат. РФ N2025132, кл. А 61 F 2/28, 1994).

Недоліком даного способу є те, що спечені шари можуть відшаровуватися при тривалій експлуатації. Існує кістковий імплантат, що містить оболонку з металевим каркасом і кістковий наповнювач. Металевий каркас виконаний у

вигляді сітки, забезпечений вигнутими стійками. Недоліком описаного імплантату є складність виготовлення. З метою виключення міграції протеза на його поверхні виконані перфораційні отвори і ребра жорсткості. Недоліком даного ендпротеза є те, що область застосування обмежена конкретними умовами.

Металева основа сприймає статичні і динамічні навантаження і протистоїть їм. Крім того, застосування біологічно інертної основи імплантату дає можливість уникнути прояви запальних процесів у післяопераційний період.

Використання в якості основи стрічки дозволяє уніфікувати процес виготовлення імплантатів. Завдяки тому, що довжина стрічки, що служить основою, обмежена лише технологічністю процесу, можна виготовляти як окремі імплантати певної конфігурації, так і заготовки імплантатів у вигляді сітчастої стрічки з подальшим розрізанням, що значно знижує їх собівартість.

Максимальна величина сторін сітки обмежена тим, що при значенні, яке перевищує 2,5 мм, основа імплантатів не буде мати достатньої міцності, так як товщина металевої стрічки невелика - становить 50-100 мкм. Розмір осередків менше 0,8 мм не дозволяє в потрібній мірі розвинути поверхню для проростання кісткових клітин в імплантат. Крок просічки 0,05-0,1 мм вибирається в залежності від товщини просікаючої стрічки і не перевищує її значення.

При плазмовому напиленні температура титанової сітки підтримується в межах 200-250°C, при цьому титан зберігає стабільність структури. За допомогою застосування порошків різної дисперсності можна впливати на пористість і шорсткість одержуваних покриттів. Шар титану наносять з більш великого порошку (60-150 мкм). В результаті отримують покриття з високим ступенем шорсткості, завдяки чому наступний шар біокераміки міцно утримується на поверхні. Товщина шару титану (50-100 мкм) визначається як дисперсністю порошку, використовуваного для напилення, так і необхідністю отримати міцне покриття, яке не втратить цілісність при механічній установці імплантату в процесі операції. Більш тонкий шар біокераміки (30-50 мкм) з порошку дисперсністю 40-60 мкм дозволяє зберегти структуру шорсткої поверхні,

утвореної попереднім шаром титану і забезпечити міцне з'єднання між шарами покриття. Для плазмового напилення можна використовувати будь-які відомі біологічно активні матеріали, такі як гідроксиапатит, біоситал.

Використовувані для плазмового напилення матеріали мають здатність брати участь у остеогенезі - процесі формування нової кісткової тканини, який міцно зв'язує імплантат з кісткою. Шар титану в двошаровому плазмонапиленому покритті сприяє релаксації внутрішніх напружень, шляхом перерозподілу між пружною та пластичною деформаціями, що неминуче виникають при нанесенні на металеву основу біокераміки, це дозволяє уникнути розтріскування покриття.

1.4.3 Метод магнетронного напилення гідроксиапатиту

При створенні ендопротезів на основі композиції металева основа - керамічне покриття велике значення мають високі міцність і зносостійкість покриття. Таким вимогам відповідають тонкі (до 1 мкм) щільні плівки фосфатів кальцію, одержувані вакуумними способами розпилення і конденсації матеріалу керамічних мішеней. Висока тривалість періоду стабільності покриття в умовах організму відповідає низькій біорезорбції, яка залежить від фазового складу і ступеня кристалічності покриття. Відомий спосіб отримання тонких щільних кальцій-фосфатних покриттів іонним осадженням [23], що включає розпорошення вихідної ГА мішені бомбардуванням спрямованим пучком іонів, осадження матеріалу (близько 4 нм/хв), відхилення від стехіометрії і фазового складу обложеної плівки від стехіометрії та фазового складу вихідної мішені (крім ГА покриття містить трикальційфосфат ТКФ $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), висока частка розчинної аморфної фази, необхідність подальшого відпалу для підвищення ступеня кристалічності покриття.

Відомий також спосіб отримання тонких щільних кальцій-фосфатних покриттів імпульсної лазерної абляції, що полягає в розпилюванні ГА мішені шляхом нагрівання поверхні імпульсним лазером з утворенням високоенергетичного пару, що осаджується на підкладку. Недоліки цього методу:

відхилення від стехіометрії розпилення мішені (Са/Р завищено порівняно з вихідним відношенням), осаджена плівка має високу «зернистість» (формується конгломерати розміром до 1,5 мкм), висока частка аморфної фази, необхідність подальшого відпалу для підвищення ступеня кристалічності покриття.

Основними недоліками цього способу є відносно велика тривалість процесу формування кристалічної плівки внаслідок його багатостадійності, незбереження фазового складу мішені (крім покриття ГА містить трикальційфосфат), забруднення покриття вуглецем під час відпалу, термічний вплив на підкладку при відпалі, що приводить у деяких випадках до втрати міцності. Крім того, дана технологія є складною в апаратурному оформленні. Піддавалися випробуванню покриття, нанесені на зразки з титану і сталі, шляхом напилення в атмосфері аргону. Товщина отриманих покриттів 490 нм та 590 нм, середній вміст елементів по глибині коливався в межах Са 45,4 - 46 ат.%, Р 13,6 -17 ат.%. Відношення вмісту Са/Р в інтервалі 1,7-2,1. Стехіометричне відношення Са/Р в кістці людини - 1,67.

Процес полягає в активізації кристалізації покриття в процесі його росту з утворенням кінцевої фази, відповідного складу мішені. Цей результат досягається тим, що в способі одержання на підкладці кальцій-фосфатного покриття, що включає високочастотне магнетронне розпилення мішені з гідроксиапатиту осадження покриття проводять на підкладку, розміщену над кільцевою областю прикатодного простору магнетрона. В процесі формування покриття температура підкладки в залежності від часу напилення досягає 100-250°C. При цьому однофазні кристалічні покриття формуються лише при розташуванні підкладки над зоною ерозії мішені, тобто над кільцевою областю прикатодного простору магнетрона, де силовими лініями магнітного поля магнетрона локалізована плазмова зростаючої плівки компонентами плазми активує її кристалізацію в процесі росту, причому з утворенням кінцевої фази, що відповідає складу ГА мішені [24].

1.4.4 3-Д прототипування з фотополімерної смоли та порошку гідроксиапатиту

В університеті штату Іллінойс, був проведений експеримент друку зразка з подальшим його вживанням [25].

Імплантат був виготовлений за допомогою технології стереолітографії на 3D принтері 3DCeramCeremaker, виготовлений з фотополімерної смоли і порошку гідроксиапатиту. Імплантат створювався пошарово, з контролем кожного шару. Після того, як друк закінчувався, виріб було очищено від неполімеризованої пасти, полімеризована смола потім була видалена випалюванням, щоб отримати виріб виключно з гідроксиапатиту. Потім, деталь була поміщена в піч для спікання, після чого сформувалася остаточна мікроструктура кераміки. Такий процес дозволив виготовити імплантат складної форми за 2-3 тижні, без застосування механічної обробки, з геометричною точністю 0.4 мм. Потім імплантат був упакований в блістер і в упаковці з спіненого поліетилену був відправлений на стерилізацію. Стерилізація проводилася гамма-випромінюванням (мінімальна доза 25 кГр), відповідно до норм NF / EN 556 і NF / EN ISO 11137.

Було виготовлено три типи імплантатів. Перші два були повністю щільними, третій - частково з макропорами. При виготовленні першого типу імплантатів були виявлені деформації, внаслідок яких імплантат не відповідав геометрії дефекту. Другий тип, отриманий після модифікації при випалюванні, повністю відповідав дефекту, який потрібно усунути. Щоб ініціювати проліферацію кістки всередині імплантату, в проект третього типу імплантату були включені макропористі зони. Макропористі ділянки були розташовані між кріпильними отворами на глибину близько 1 см, розмір пор становив 300 і 550 мкм з кроком 300-500 мкм, що дало щільність пор 50-70%. Для того щоб не послабити імплантат під час фіксації, навколо отворів була залишена щільна область 1 см², частини черепа пацієнта з макропористими областями, розташованими між кріпильними отворами на глибину біля 1 см (рис.1.1).

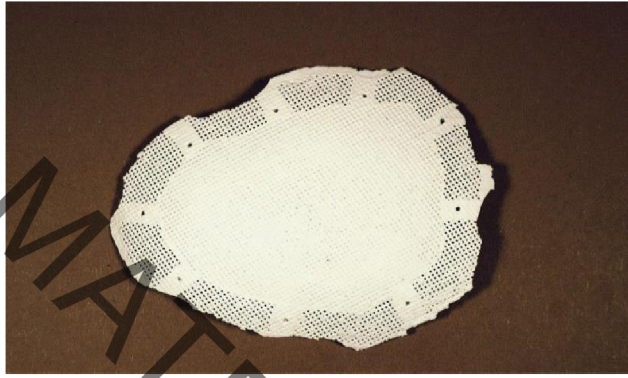


Рисунок 1.1– Макропори між кріпильними отворами

Пацієнти оперувались в нейрохірургічному відділенні Університету Клінічного Центру м. Лімож в асептичних умовах, зазвичай використовуваних при цих типах операцій. Вимірювався час кожного хірургічного втручання, а також час, необхідний для встановлення імплантату. Час встановлення імплантату складається з часу, необхідного для розміщення і фіксації імплантату і не включає час, необхідний для розсічення кістки [25].



Рисунок 1.2 – Імплантат під час операції

Встановлений імплантат, виготовлений за методом 3-Д прототипування, дозволив скоротити час операції на 2 години.

1.5 Висновки та постановка задач дослідження

Розглянуті в літературному огляді вимоги та методи виготовлення, дають змогу зробити висновок, що робота із використанням гідроксиапатиту для імплантатів є актуальною, а способи його використання є незавершеними і потребують подальшого дослідження.

Технологічні процеси по роботі з порошком гідроксиапатиту полягають, здебільшого в тому, щоб наплавити його на основу з титану, задля покращення реакції організму на імплантат. Технології, що використовують чистий гідроксиапатит, не дозволяють досягати необхідних форм, що так важливі при відновлювальній хірургії.

Незавершеними залишаються питання розробки способів використання гідроксиапатиту в поєднанні із вибором основи імплантату і потребують подальшого дослідження.

Метою даної магістерської кваліфікаційної роботи є дослідження особливостей отримання біоактивної кераміки за методом плазмового напилювання порошків.

Об'єкт дослідження: процеси спікання гідроксиапатиту лазерним випромінюванням, та традиційним методом удосконалення та підвищення ефективності процесу виготовлення імплантатів.

Предмет дослідження: Умови утворення локальної зони розплаву для формування зв'язку частинок порошку, що наплавляється. Нагрівання та проплавлення порошку гідроксиапатиту традиційним методом та лазерним випромінюванням.

2 РОЗРОБКА ПЛАЗМОТРОНА ДЛЯ ПЛАЗМОВОГО НАПИЛЕННЯ ПОКРИТТІВ З ГІДРОКСИПАТИТУ НА ІМПЛАНТАНТИ

2.1 Розробка способу плазмового напилювання покриттів

Спосіб відноситься до області нанесення покриттів газотермічним методом, зокрема плазмовим напилюванням, і може бути використаний в приладо- і машинобудуванні, а також у виробництві виробів медичного призначення, для виготовлення деталей прецизійних пар, газобирачів, електровакуумних приладів, внутрішньокісткових імплантатів і подібних їм об'єктів, до адгезії й однорідності параметрів покриттів на які пред'являються високі вимоги.

Відомі способи плазмового нанесення покриттів, у яких у струмінь плазми, утворений шляхом іонізації потоку інертного газу електричною дугою, подають матеріал, що напилюється, у вигляді часток порошку певного розміру, які нагріваються в струмені до оплавлення, прискорюються й переносяться до поверхні основи. При контакті з нею частки деформуються, розтікаються й кристалізуються, утворюючи агломерати. Осідаючи й кристалізуючись пошарово, частки формують покриття, властивості якого визначаються теплофізичними, хімічними й механічними властивостями матеріалу часток, дистанцією напилювання, струмом дуги, швидкістю часток, складом навколишньої атмосфери й природою плазмоутворюючого й транспортуючого газів.

Істотними недоліками описаних способів є наступне. Внаслідок різних розмірів і форми часток порошку, який напилюється, а також нерівномірного розподілу температури й швидкості газового потоку по його перетину частки досягають поверхні основи з різним проплавленням й утворюють агломерати різних розмірів. У результаті покриття формується з високою анізотропією властивостей: розкид мікротвердості доходить до 15...18%, нерівномірність пористої структури становить більше 25%, а пористість перебуває в діапазоні 20-40%. Через стрибкоподібний перехід від компактного матеріалу основи до

пористого покриття в ньому виникають внутрішні напруження, величина яких у низці випадків перевищує межу міцності агломератів і міцність їхнього зчеплення з основою. У результаті утворюються тріщини й місцеві відшарування покриття, що знижує його адгезію й не забезпечує її рівномірності по всій поверхні. Через різний ступінь проплавлення деякі частки досягають поверхні основи в рідкому стані, деякі - у пластичному, а деякі мають тверде ядро, що викликає значну нерівномірність мікрорельєфу покриття. Все викладене викликає зниження якості покриттів, утрудняє їх оброблюваність і зменшує довговічність виробів.

Відомий спосіб плазмового напилювання, у якому перед введенням часток порошкового матеріалу газ-носії підігрівають і піддають пульсуючому впливу, частки порошкового матеріалу змішують із пульсуючим потоком газу-носія, а нанесення порошкового матеріалу покриття на поверхню виробу проводять у пульсуючому режимі при частоті пульсації надзвукового газопорошкового струменя 2-50 Гц. Даний спосіб забезпечує перемішування часток у струмені газу, що поліпшує їхній теплообмін і вирівнює проплавленість. Це підвищує адгезію покриття й знижує напруження. Але через вихідну різнорозмірність часток і нерівномірність їхньої форми зберігається неоднорідність покриття по адгезійних і структурних характеристиках. Також зберігається небезпека відшарування внаслідок різкого переходу від компактного матеріалу до пористого покриття.

Отже, загальними недоліками описаних способів, що призводять до невисокої якості покриттів, є неоднакове проплавлення часток у потоці й істотне розходження в їхніх розмірах при несиметричній формі.

Відомий спосіб плазмового напилювання, при якому потік часток формується з мікрокрапель, утворених шляхом розпилення первинної краплі на торці пруткового матеріалу, що розплавляється в плазмовому струмені. Розпилення здійснюється швидкісним потоком газу. Розміри крапель визначаються фізичними властивостями матеріалу прутка й швидкістю газового потоку. Спосіб прийнятий за прототип.

При використанні цього способу в потоці присутні частки, що перебувають тільки в розплавленому стані, що забезпечує підвищення однорідності адгезійних властивостей покриття і його структури в порівнянні з напилюванням порошкових матеріалів. Однак спосіб має наступні недоліки.

Швидкість газу неоднакова по перетині потоку, тому існує ймовірність формування частин - мікрокрапель також з деяким розкидом розмірів. Товщина розплавленого шару постійно збільшується через безперервне підведення тепла в прутки від струменя плазми, що приводить до збільшення розмірів первинної краплі. У результаті стійкість цього утворення різко знижується й відбувається періодичний розпад цієї краплі на окремі великі фрагменти до їхнього розпилення потоком газу. Фрагменти, потрапляючи на поверхню основи, формують на ній окремі макроагломерати, які значно знижують однорідність морфології покриття і його якість. Зменшення струму дуги або збільшення відстані до прутка для зниження інтенсивності теплового потоку приводить до зменшення товщини шару розплаву й підвищення його в'язкості. Це викликає погане розпилення шару потоком газу, у результаті чого розплав стікає до нижньої крайки прутка, утворюючи наплив. Тому зменшується інтенсивність потоку мікрокрапель й продуктивність процесу. Наплив у міру росту також може відриватися й наплаватися на основу, порушуючи однорідність покриття. Отже, покриття також виходить невисокої якості. Керувати процесом складно через те, що розміри мікрокрапель визначаються швидкістю газу, регульованою його витратою. Сучасні технічні засоби не забезпечують зміни витрати газу з точністю, достатньою для формування заданого розміру крапель, що розпорошуються, (з точністю до декількох мікрметрів).

Технічний результат, на забезпечення якого спрямований винахід, полягає в підвищенні однорідності фізико-механічних властивостей покриттів по площі й товщині, що поліпшує їх технологічні й експлуатаційні властивості.

Завданням конструювання є забезпечення формування покриттів з підвищеною адгезією, високою однорідністю структури й згладженим однорідним мікрорельєфом.

Сутність конструкції полягає в наступному. Плазмове напилювання здійснюють шляхом формування потоку часток ультразвуковим розпиленням тонкого шару розплаву на торці металевого прутка, поміщеного в струмінь плазми на відстань $l=10...15$ мм від зрізу сопла плазмотрона. Струм дуги вибирають зі співвідношення 120...150 А, а швидкість подачі пруткового матеріалу визначають із умови оберненої пропорційності швидкості поширення фронту розплаву й збереження товщини його шару, яка дорівнює не більше половини довжини стоячої хвилі ультразвукових коливань. Амплітуду коливань пруткового матеріалу визначають відповідно за виразом:

$$A_m = Cd^{-3.9} [\mu\text{m}], \quad (2.1)$$

де d - заданий розмір часток у потоці, C - коефіцієнт, що залежить від матеріалу, що напилюється, і характеризується теплофізичними параметрами, а саме - температурою плавлення T і питомою теплотою плавлення q , які відомі й приводяться в довідковій літературі. Величину коефіцієнта C знаходять із експериментально встановленої його залежності від добутку $T \cdot q$ по таблиці (2.1):

Таблиця 2.1 – Залежність коефіцієнта C від напилюваного матеріалу

$T \cdot q$ К·кл/ кг	(2...3)10 ⁵	(3...4)10 ⁵	(4...4,5)10 ⁵	(4,5...5)10 ⁵	(5...5,5)10 ⁵	(5,5...5,7)10 ⁵	(5,7...5,8)10 ⁵	(5,8...5,9)10 ⁵	(6...6,1)10 ⁵	(6,1...6,2)10 ⁵	(6,2...6,4)10 ⁵
C	14	25	40	55	75	95	105	120	130	140	160

Основі, що напилюється, передають ультразвукові коливання з визначеною амплітудою:

$$A_m = \left[\frac{55 - 0,012(J - 450)^2 - \Pi}{5,65} \right]^{2,5} \text{ [м]}, \quad (2.2)$$

де J – продуктивність плазмотрона (г/см^3), коефіцієнт, що залежить від теплофізичних властивостей матеріалу, який напиляємо.

Основі передають ультразвукові коливання в напрямку необхідної орієнтації елементів мікрорельєфу поверхні покриття, а саме повздовж і (або) перпендикулярно осі плазмового потоку.

Внаслідок формування за допомогою ультразвуку однорозмірних крапель в потоці плазми і їх рівномірного розтікання по основі на ній формується однорідне по структурі і морфології покриття. Завдяки можливості впливу на розміри крапель в потоці, розміри пор і величину пористості покриття шляхом плавної зміни величини амплітуди ультразвукових хвиль пруткового матеріалу та основи, може бути забезпечено безступінчасте регулювання властивостей покриття від внутрішніх шарів до зовнішніх. Це значно підвищує адгезійно-когезійні характеристики покриттів і дозволяє формувати покриття з розподіленими параметрами по товщині, в залежності заданих умов роботи виробу. В результаті якість напилювання імплантатів медичного призначення, значно підвищується і полегшується автоматизація процесу напилення.

Відмінність запропонованого винаходу від прототипу заключається в отриманні однорідних по структурі покриттів за рахунок формування потоку однорозмірних мікрокрапель ультразвуковим розпиленням тонкого шару розплаву на торці пруткового матеріалу і передачі основі ультразвукових хвиль. При такому розмірі мікрокрапель визначаються амплітудою ультразвуку і знаходяться в закритичному діапазоні розмірів, тобто не розпиляються швидкісним потоком газу і не піддаються дестабілізуючому фактору нерівномірності швидкості потоку. Тонкий шар розпиляється ультразвуком

раніше, ніж утворюється макрокрапля більших розмірів, що можливо при використанні прототипу. Таким чином, виключається попадання на поверхню основи більших обсягів матеріалу, що викликають порушення мікрорельєфу. Коливання основи сприяють додатковому розтіканню більших агломератів і згладжуванню рельєфу через зближення висоти дрібних і великих агломератів. При цьому можливо створення певним чином орієнтованого рельєфу залежно від напрямку коливань. Установлено залежності, що визначають значення технологічних факторів процесу (струм, амплітуда ультразвуку), що забезпечують задану дисперсність потоку часток, пористість покриття й розміри пор. Установлено, що крім амплітуди ультразвукових коливань прутка і його діаметра на розміри розпилених крапель впливають теплофізичні параметри матеріалу, що розпорошуються, а саме - температура плавлення й питома теплота плавлення. Зі збільшенням діаметра прутка й амплітуди його коливань, а також відстані від зрізу сопла плазмотрона розмір краплі зменшується. Застосування матеріалів з більшими значеннями температури плавлення й питомої теплоти плавлення, навпаки, сприяє збільшенню розмірів краплі. Дана залежність близька до параболічного, що дозволяє визначати по наведеному вище вираженню (2.1) амплітуду коливань прутка для будь-якого матеріалу, якщо відомі з довідкової літератури його температура й питома теплота плавлення. Установлено швидкість подачі пруткового матеріалу, що перебуває в зворотно-пропорційній залежності від швидкості поширення теплового потоку в струмені й забезпечуючи його подачу в міру розпилення тонкого шару розплаву. Визначено відстань від пруткового матеріалу до зрізу сопла плазмотрона, що забезпечує найбільший прояв ефекту ультразвуку.

На рис. 2.1 показана схема плазмового напилювання з впливом ультразвуку на прутковий матеріал і основу. Між катодом 1 і анодом 2 плазмотрона підтримується електрична дуга, у яку вдувається потік інертного газу 3. У результаті газ іонізується, утворюючи струмінь плазми 4. На відстані l від зрізу плазмотрона поміщають прутковий матеріал 5 діаметром d_e , переміщуваний у

струмінь плазми зі швидкістю V_n . Прутковий матеріал робить поздовжні коливання із частотою f і амплітудою A_m .

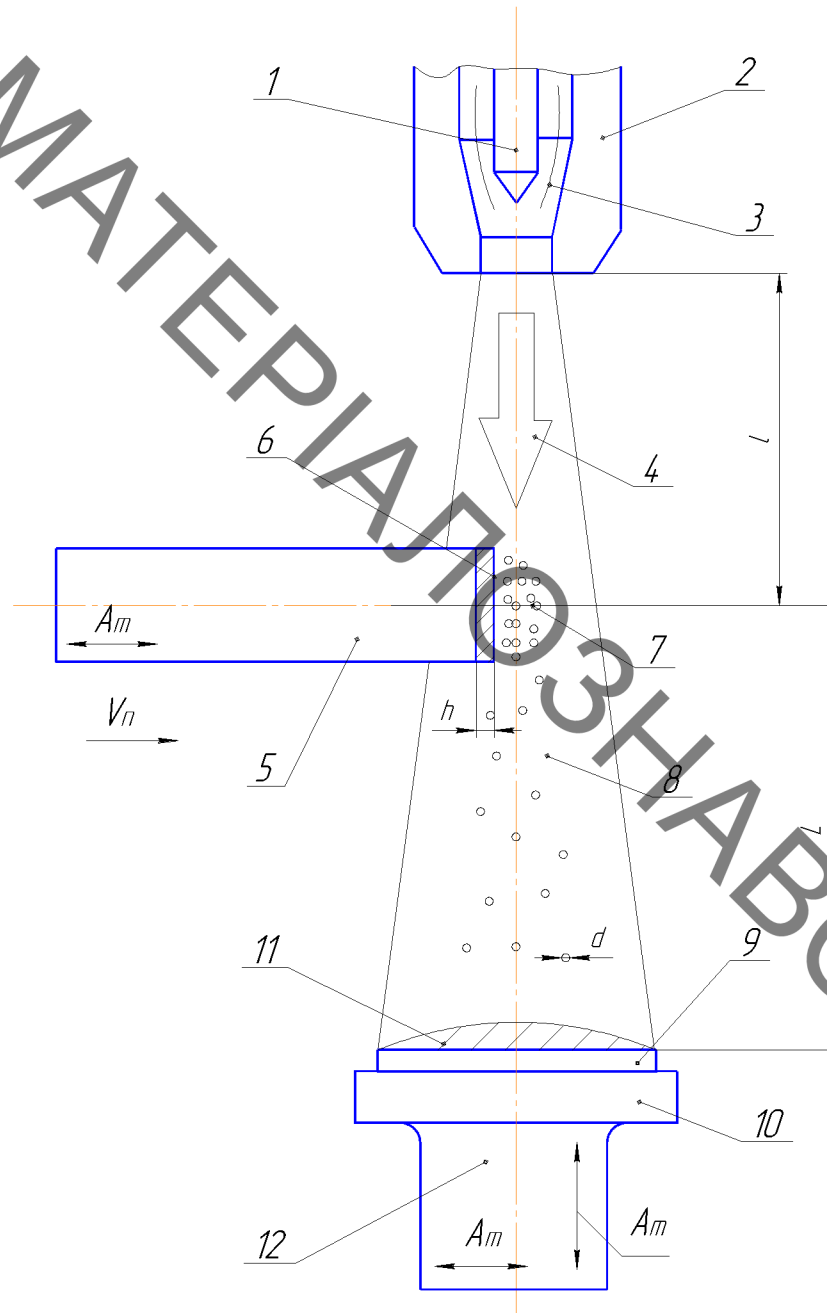


Рисунок 2.1 - Схема плазмової установки

При нагріванні в струмені плазми на торці пруткового матеріалу утвориться розплавлений шар 6. Як тільки товщина шару досягає значення h , що відповідає умові утворення капілярних хвиль, відбувається його розпилення у вигляді фонтана 7 і викид у потік газу мікрокрапель 8 діаметром d , які прискорюються

до швидкості V_c і переносяться на поверхню основи 9, установленної на оснащенні 10. Із часом на поверхні основи формується покриття 11.

Оснащення 10 закріплене на ультразвуковому випромінювачі 12, установленому перпендикулярно осі струменя плазми 4, що робить коливання поздовж і (або) перпендикулярно осі плазмового потоку із частотою f і амплітудою A_m . Покриття 11 піддається на поверхні основи ультразвуковому впливу, внаслідок чого з'являється згладжений орієнтований мікрорельєф, відбувається переважне розтікання часток у напрямку коливань основи.

При здійсненні способу плазмового напилювання покриттів, що розробляється, були проведені наступні експерименти. Матеріал прутка ВТ-100, діаметр 2 і 4 мм, амплітуда його коливань 5, 10, 15 мкм, частота 25 кгц. Струм дуги 120, 130, 140, 150А. При менших значеннях струму не забезпечується стабільне одержання тонкого шару розплаву, при більших значеннях відбувається інтенсивний розігрів матеріалу з утворенням макрокраплі, що періодично здуває потоком газу, що порушує однорідність покриття. Напруга встановлювали рівним 40 В, витрата газу 40 л/хв, що забезпечує швидкість потоку 50 м/с. Плазмоутворюючий газ - аргон. Відстань від осі пруткового матеріалу до зрізу плазмотрона встановлювали рівним 10 і 15 мм. При меншій відстані відбувається швидке плавлення пруткового матеріалу зі збільшенням краплі розплаву, що не розпорошується ультразвуком, а здуває плазмовим потоком, і ефект ультразвуку не встигає виявитися; при більших відстанях температури плазмової дуги недостатньо для утворення шару розплаву необхідної для ультразвукового розпилення товщини. Відстань від осі пруткового матеріалу до основи - 60 мм, що відповідає існуючим технологіям напилювання. Зразки - пластинки з титану ВТ-100 розмірами 20×10×1,5 мм піддавали попередній піскоструминній обробці корундовим порошком з дисперсністю 0,2...0,25 мм. Зразки закріплювали на торці другого ультразвукового перетворювача, якому передавали коливання з амплітудою 10 мкм і частотою 22 кГц уздовж і перпендикулярно осі плазмового потоку. Джерела коливань пруткового матеріалу - генератор ГЗ-33, основи - УГТ-902.

Здійснювали напилювання з ультразвуком і без ультразвуку при збереженні тих же параметрів. Швидкість переміщення пруткового матеріалу визначали з умов оберненої пропорційності від діаметрів необхідних часток і марки матеріалу, що розпорошується. Її значення вибирали так, щоб не утворювалася макрокрапля розплаву критичного розміру, яка видувається потоком газу. Відповідно до викладених умов швидкість вибирали з діапазону 0,5...3 мм/с (залежно від напилюваного матеріалу). Визначали розміри окремих часток і їхній розкид при напилюванні без ультразвуку й з ультразвуком, параметри шорсткості, їхній розкид і зближення, різнотовщинність покриття, пористість і розміри пор. Отримані результати порівнювали з наявними даними по плазмовому напилюванню порошкових матеріалів з ультразвуком і без ультразвуку. Додатково здійснювали напилювання з передачею поверхні основи ультразвукових коливань поздовж і перпендикулярно осі плазмового потоку. Отримані результати представлені нижче.

Таблиця 2.2 - Залежність розмірів частинок в потоці плазми від амплітуди ультразвукових коливань пруткового матеріалу

Амплітуда ультра звукових коливань, мкм	Розмір частинок розпилюваного пруткового матеріалу, мкм			
	Діаметр пруткового матеріалу			
	2 мм		4 мм	
	L=1 мм	L=10 мм	L=1 мм	L=10 мм
0,3	55	20	12	5
2	34	13	8	3
4	29	11	7	2

Розкид розмірів часток, використовуваних при різних методах напилювання наступний: вихідний титановий порошок має розкид розмірів часток від 100 до 625 мкм із дисперсією $\sigma = 7331,5 \text{ мкм}^2$. Просіяний порошок має розкид значень

від 25 до 150 мкм із дисперсією $\sigma = 1218,7 \text{ мкм}^2$. При розпиленні первинної краплі розплаву на торці пруткового матеріалу утворюються частки розмірами 60...180 мкм із дисперсією $\sigma = 774,85 \text{ мкм}^2$. При впливі ультразвуку на розплавлений шар з амплітудою 4 мкм утворюються частки з розмірами від 12,5 до 120,5 мкм і дисперсією $\sigma = 430,45 \text{ мкм}^2$. Амплітуда 12 мкм приводить до утворення часток з розмірами від 7,5 до 87,5 мкм і дисперсією $\sigma = 438,86 \text{ мкм}^2$. Таким чином, при використанні пропонованого способу напилювання дисперсія розмірів часток у потоці менше в 1,8 рази в порівнянні з розпиленням пруткового матеріалу швидкісним потоком газу й майже в 3 рази, чим при напилюванні просіяного порошкового матеріалу.

Однорідність мікрорельєфу покриттів оцінювали по відношенню середньої висоти елементів його профілю, вимірюваної по 5 точках на базовій довжині (R_z), до найбільшої висоти елементів профілю на тій же довжині (R_{\max}) і середньоквадратичному відхиленню цих параметрів $\sqrt{\sigma}$, а також кроку елементів мікрорельєфу S_m . Мікрорельєф є більше однорідним при більших значеннях R_z/R_{\max} і менших значеннях $\sqrt{\sigma}$.

Таблиця 2.3 - Однорідність мікрорельєфу покриттів (середньоквадратичне відхилення), отриманих різними методами

Параметр	Напилювання порошку титану		Розпилення титанового прутка	
	Без УЗК	С УЗК	Без УЗК	С УЗК
R_z/R_{\max}	0,65	0,76	0,64	0,68
$\sqrt{\sigma}_{R_z, \text{ мкм}}$	10,4	8,38	1,93	1,02
$\sqrt{\sigma}_{R_{\max}, \text{ мкм}}$	19,3	9,5	1,88	1,1
$\sqrt{\sigma}_{S_m, \text{ мкм}}$	117,9	70,97	17,76	13,55

Отже, при використанні пропонованого способу однорідність мікрорельєфу покриття, оцінювана по середньоквадратичному відхиленню висоти елементів

шорсткості і їхнього кроку, зростає в 1,3...1,9 рази в порівнянні з розпиленням розплаву прутка потоком газу й в 10...17 разів у порівнянні з використанням для напилювання порошкових матеріалів.

В експериментах використали наступні устаткування й апаратуру:

- установка плазмового напилювання «Київ-7»;
- апарат піскоструминної обробки поверхні основи перед напилюванням «Чайку-20»;
- ультразвуковий генератор ГЗ-33 для надання коливань основи;
- для вивчення морфології поверхні й пористої структури покриття мікроскоп «Биолан-М» і комп'ютерний аналізатор АГПМ-6;
- для виміру параметрів шорсткості покриття - профілограф 170111 з мікропроцесорною обробкою результатів.

У порівнянні з аналогічними процесами напилювання використання пропонованого способу забезпечує наступні переваги:

- підвищення адгезії покриттів і її однорідності;
- згладжування мікрорельєфу й підвищення однорідності елементів шорсткості, що мають задану величину, що полегшує наступну обробку;
- підвищення однорідності пористої структури й можливість стабільного одержання заданих значень пористості й розмірів пор;
- можливість плавної зміни параметрів пористої структури від шару до шару шляхом керування формуванням дисперсного складу часток у потоці ультразвуковим впливом.

Пропонований спосіб дозволяє знизити собівартість виготовлення деталей машин і приладів із покриттями внаслідок зменшення витрат на вихідні матеріали й знизити енергоємність процесу (зменшення споживаної потужності в 2...3 рази) внаслідок використання менших струмів дуги. Знижується також собівартість операцій наступної обробки покриттів внаслідок більшої однорідності їхніх параметрів, збільшується вихід придатних виробів на 15-25% внаслідок підвищення стабільності процесу напилювання.

2.2 Впровадження вихрової стабілізації дугового розряду плазмотрона

2.2.1 Особливості будови та роботи плазмотрона з вихровою стабілізацією дугового розряду

Принципова схема плазмотрона з вихровою стабілізацією дуги наведена на рис. 2.2. Він містить циліндричні електроди 1,4 (для визначеності будемо вважати електрод 1 катодом, а електрод 4 - анодом) і вихрову камеру 2. Робочий газ 3 подається в цю камеру тангенціально, тобто через ряд отворів, осі яких - практично дотичні до внутрішньої окружності вихрової камери. Таким чином, усередині електродів утвориться сильний вихровий плин, що викликає стабілізацію дуги 5 у приосьовій зоні. Стабілізуючий вплив вихря на дугу обумовлене тим, що через інерційні (відцентрові) сили холодний і, отже, більш щільний газ розташовується біля стінок, витісняючи нагрітий більш легкий газ (дугу) до осі.

Вихровий рух газу виконує ще одну стабілізуючу функцію, а саме забезпечує обертання радіальних ділянок ("ніжок") дуги. При цьому опорні плями дуги 6 переміщуються по поверхнях електродів, що створює сприятливі умови для їхнього охолодження.

Картина плину газу в плазмотроні, схематично показана на рис. 2.2, досить складна. Відзначимо наступні важливі особливості цього плину:

а) деяка частина робочого тіла проходить через приосьову зону й, отже, безпосередньо протікає через зону дугового розряду;

б) профіль температур у вихідному струмені неоднорідний – максимальну температуру має газ на осі струменя, а мінімальну - біля стінки електрода, тобто холодний газ, що тече уздовж стінки, ефективно захищає електрод від безпосереднього впливу дуги.

Для ряду технічних застосувань необхідний однорідний профіль температур. У цьому випадку плазмотрон повинен бути оснащений спеціальною камерою, що вирівнює:

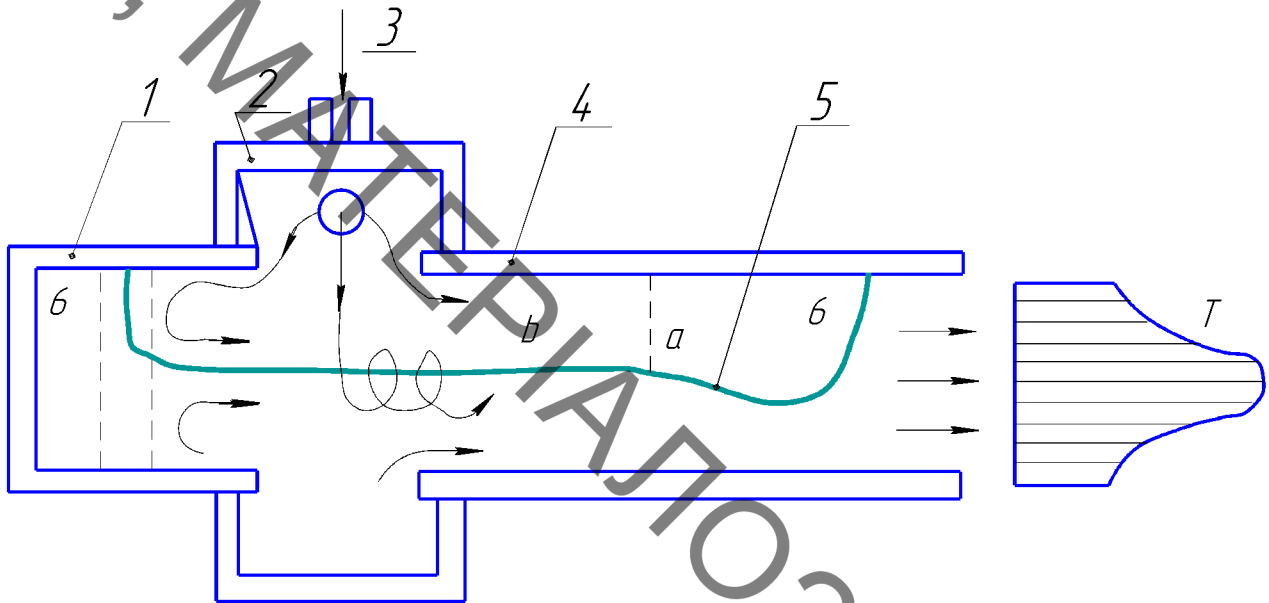


Рисунок 2.2 - Схема плазмотрона з вихровою стабілізацією розряду:

- 1 - електроди; 2 - вихрова камера; 3 - подача робочого газу;
5 - дуга; 6 - опорна пляма дуги

в) затікання газу в порожнину катода дозволяє стабілізувати площину обертання "ніжки" дуги. Однак положення цієї площини усередині катода (відстань від його торця) міняється залежно від режиму роботи плазмотрона (тиску й витрати газу). Якщо зміна положення площини обертання "ніжки" дуги небажана, то ліворуч від катода поміщають другу вихрову камеру, через яку подають таку частину загальної витрати газу, що забезпечує приблизно стаціонарне положення площини обертання.

Розглянемо тепер поведження дуги в порожнині анода. Тут спостерігається явище шунтування дуги, що має важливе значення для розуміння фізичних процесів у плазмотронах. Суть цього явища полягає в наступному.

На "ніжку" дуги в анодній порожнині діє потік газу, що має колову й осьову складові швидкості. Колова складова викликає обертання "ніжки", а осьова - її рух по потоку, тобто збільшення довжини дуги. Виникає питання - доки буде відбуватися розтягування дуги в електроді необмеженої довжини? Перше

очевидне обмеження обумовлене тим, що при розтягуванні дуги збільшується напруга на ній, однак вона ні за яких умов не може перевищити напругу джерела живлення. Реально ж максимальна напруга на дузі звичайно істотно менша, тому що для забезпечення стійкого горіння дуги послідовно з нею включається баластовий опір (за винятком тих випадків, коли дуга має зростаючу вольт-амперну характеристику). Таким чином, збільшення дуги буде відбуватися тільки доти, поки напруга на ній не досягне максимально припустимого значення, після чого дуга згасає.

Друге обмеження довжини дуги пов'язане з тим, що будь-яка точка дуги, наприклад точка *a* на рис. 2.2, має потенціал (у цьому випадку негативний) стосовно анода, причому цей потенціал тим більший, чим довша ділянка дуги від цієї точки до місця прив'язки дуги на аноді. При подовженні дуги, потенціал точки *a* може досягти величини, при якій відбудеться пробій газового проміжку між дугою й стінкою з утворенням другої анодної "ніжки" (штрихова лінія на рис. 2.2.). Із двох паралельних електропровідних каналів, що утворилися, новий канал значно коротший, і, отже, має набагато менший опір. Струм, що проходить через колишній канал, швидко зменшується, і канал розпадається. Знову утворена "ніжка" дуги зноситься потоком, дуга подовжується, і процес повторюється. Це явище одержало назву шунтування дуги.

Чому пробій відбувається в точці *a*, а не, скажемо, у точці *b*, негативний потенціал якої стосовно анода вище? Як уже вказувалося, вихрова подача газу приводить до того, що уздовж стінки анода утвориться завіса холодного газу, пробивна міцність якої досить велика. У міру руху по каналі газ нагрівається, крім того, збільшується діаметр дуги, тому пробивна міцність проміжку "дуга - стінка" знижується й у деякій точці *a* відбувається пробій. Якщо, наприклад, зменшити внутрішній діаметр анода, то відстань від осі дуги до стінки зменшиться, а температура дуги зросте, а пробивна міцність проміжку "дуга - стінка" знизиться й точка *a* зміститься ближче до вихрової камери. Уже із цього міркування ясно, що без врахування явища шунтування дуги не можна правильно організувати робочий процес у плазмотроні.

Варто підкреслити, що процес шунтування спостерігається не тільки в каналі плазмотрона з вихровою стабілізацією дуги, а носить універсальний характер. Він властивий практично всім дуговим розрядам, при горінні яких виникають умови для збільшення довжини дуги в часі, незалежно від того, які рушійні сили витягують дугу - потік газу, електромагнітна взаємодія із власним або прикладеним магнітним полем і т.д.

Таким чином, у плазмотроні із суцільним металевим каналом-електродом реалізується дуга із самоустановлюваною довжиною. Процес шунтування викликає зниження вольт-амперних характеристик і значні коливання параметрів плазмового потоку. Цей процес перешкоджає збільшенню вкладеної в дугу питомої потужності (при постійній витраті газу), наприклад, шляхом збільшення струму. Ріст струму приводить до зсуву перетину пробою ближче до вихрової камери, тобто довжина дуги зменшується й відповідно зменшується напруга на ній, що в загальному компенсує збільшення струму, тому вкладена в дугу потужність міняється мало. Із цієї причини дуги із самоустановлювальною довжиною в основному використовуються в плазмотронах малої потужності.

Найбільш очевидний спосіб позбутися від шунтування - це помістити між вихровою камерою й анодом канал, виконаний з ізолятора. Однак організувати ефективне охолодження цього каналу досить складно, тому тривалість роботи таких плазмотронів мала.

2.2.2 Характеристики дугового розряду в плазмотроні з вихровою стабілізацією

Плазмотрони з вихровою стабілізацією відрізняються різноманітністю конструкцій і типорозмірів. У даному пункті приведемо характеристики плазмотрона, показаного на рис. 2.2.

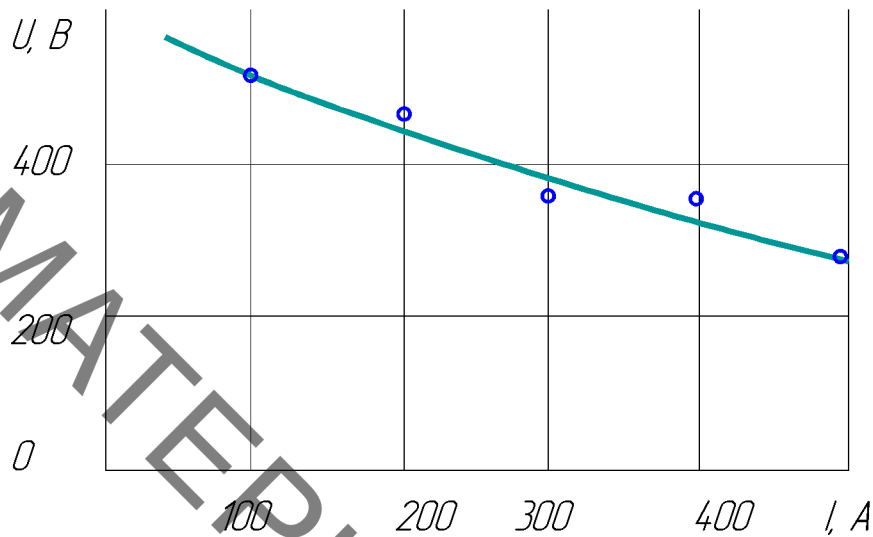


Рисунок 2.3 - Вольт - амперна характеристика плазмотрона з вихровою стабілізацією дуги

На рис. 2.3 наведена вольт-амперна характеристика плазмотрона при $p = \text{const}$, $G = \text{const}$. Видно, що вона має падаючий характер, типовий для плазмотронів із самоустановлювальною довжиною дуги.

На рис. 2.4 показана залежність напруги на дузі від витрати при $l = \text{const}$, $d = \text{const}$. Видно, що в цьому випадку напруга росте трохи повільніше, ніж витрата.

На рис. 2.5 наведена залежність напруги на дуговому розряді від тиску при $l = \text{const}$, $d = \text{const}$. Вона має приблизно такий же вид, як і залежність $U(G)$ на рис. 2.4. Це природно, тому що в першому наближенні при надкритичному режимі витікання й $d_{\text{кр}} = \text{const}$ маємо $G = pT^{-1/2}$, а $T^{-1/2}$ - порівняно слабо залежить від p .

Розглянемо тепер поле температур. На виході із плазмотрона з вихровою стабілізацією дуги (без змішувальної камери) розподіл температури такий, що центральна область струменя, випробувавши безпосередній вплив розташованого на осі дугового розряду, має більше високу температуру, чим периферійний шар газу. При цьому через велику щільність газу в периферійному шарі, обумовленою закрученням потоку, основна частина витрати залишається порівняно низькотемпературного газу. Це обставина не дозволяє одержувати досить високу середньомасову температуру.

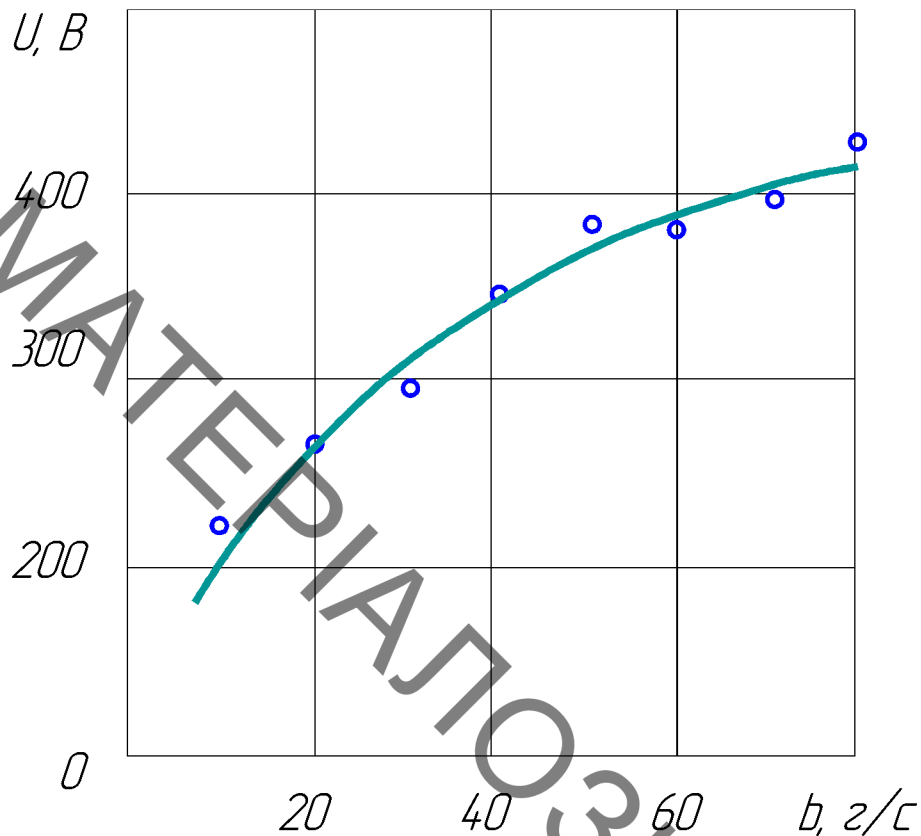


Рисунок 2.4 - Залежність напруги на дузі від витрати повітря при $I=\text{const}$, $d=\text{const}$

2.3 Впровадження магнітної стабілізації дугового розряду в плазмотроні

2.3.1 Принципова схема плазмотрона

Схема плазмотрона постійному струмі з магнітною стабілізацією дугового розряду наведена на рис. 2.6. Електрична дуга запалюється між коаксіально розташованими електродами. Зовнішній електрод 7 має форму труби, звичайно постійного діаметра по внутрішньому контурі. Внутрішній електрод 6 також циліндричної форми, але з розширенням на кінцевій частині. За рахунок цього розширення може змінюватися відстань між електродами, тобто найкоротша відстань, на довжині якого може горіти електрична дуга.

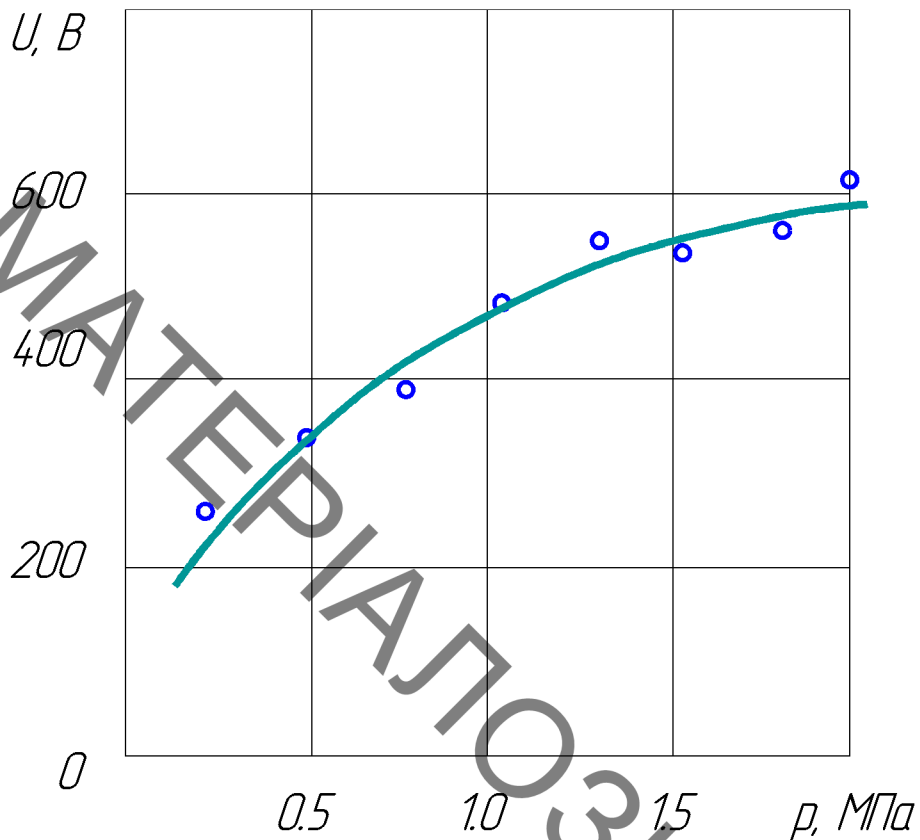


Рисунок 2.5 - Залежність напруги на дузі від тиску повітря при $l = \text{const}$, $d = \text{const}$

Електрична дуга в коаксіальному плазмотроні з магнітною стабілізацією розряду має складну, змінну за часом форму й не горить по найкоротшій відстані, але все-таки залежність від відстані l існує. Тому при переході до режимів з підвищеними витратами або високими тисками при обмеженій розташовуваній напрузі джерела живлення доводиться зменшувати відстань l за рахунок збільшення діаметра внутрішнього електрода. Внутрішня стінка зовнішнього електрода й зовнішня стінка внутрішнього електрода виготовляються звичайно з міді або іншого матеріалу, що має гарну теплопровідність і охолоджується водою.

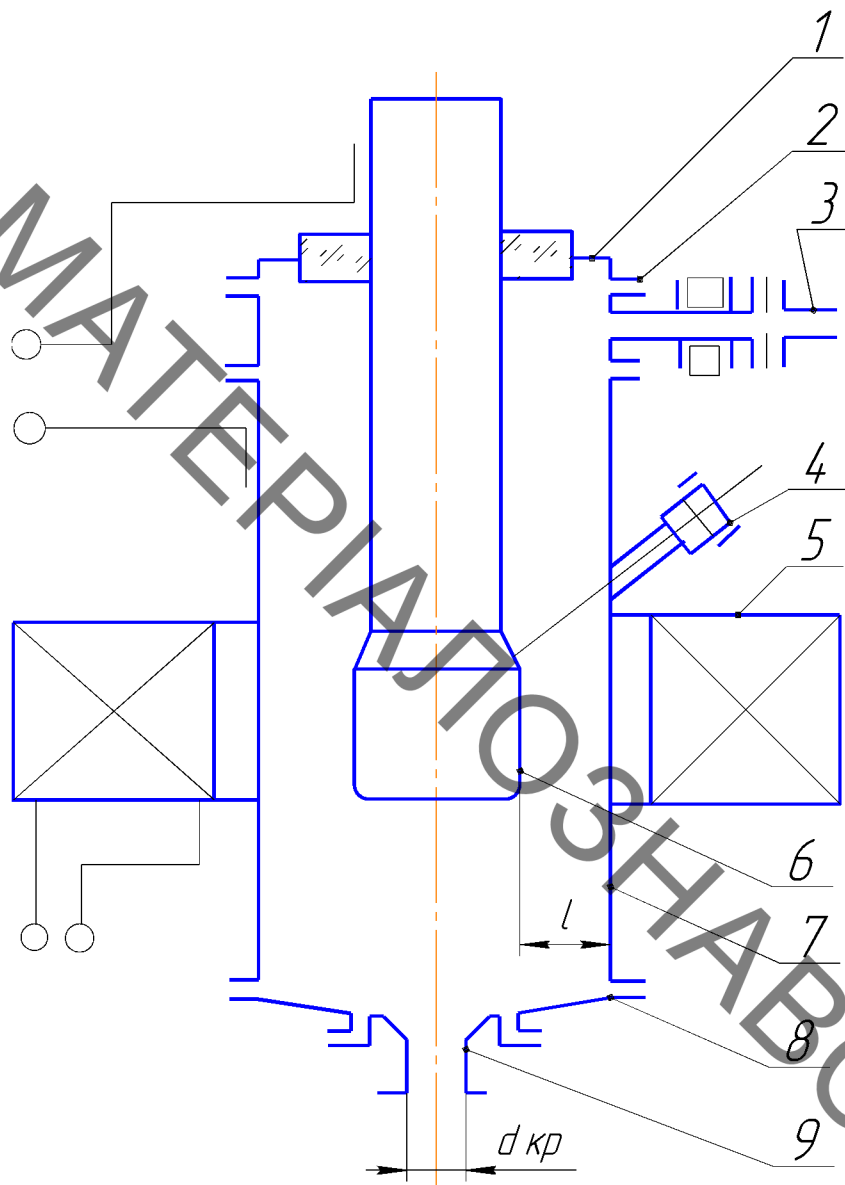


Рисунок 2.6 - Схема плазмотрона з магнітною стабілізацією розряду через осьовий вивід гарячого газу: 1 - задня кришка; 2 - перехідний фланець; 3 - підведення холодного газу; 4 - пристрій підпалу; 5 - соленоїд; 6 - внутрішній електрод; 7 - зовнішній електрод; 8 - передня кришка; 9 - сопло; 10 - змішувальна камера; 11 - бічний вивід газу.

Задня кришка 1 може бути виконана цілком з ізоляційного матеріалу або частково з металу, але з ізоляторами для розділення внутрішнього й зовнішнього електродів. Через задню кришку або через перехідний фланець, установлений між задньою кришкою й зовнішнім електродом, подається газ або пара, яку потрібно нагріти. Газ краще подавати через тангенціально розташовані отвори в

перехідному фланці. Це забезпечить омивання холодним газом внутрішньої стінки задньої кришки, не дозволить гарячому газу, що циркулює у внутрішньому об'ємі, підходити до задньої кришки й буде запобігати руйнуванню ізолятора, що нагрівається випромінюванням електричної дуги. Передня кришка 8 і сопло 9 також повинні мати внутрішні охолоджувані стінки. При заданій витраті робочого тіла внутрішній діаметр сопла $d_{кр}$ вибирається так, щоб забезпечити потрібний тиск у плазмотроні.

Електрична дуга підпалюється між електродами спеціальним пристроєм 4 (наприклад, за допомогою дротика).

Дуга переміщається між електродами за допомогою поздовжнього магнітного поля, створюваного соленоїдом 5. Це необхідно для рівномірного нагрівання газу, що проходить між коаксіально розташованими електродами, а також для того, щоб електрична дуга у своїх опорних плямах не пропалювала електроди. Взаємодія магнітного поля, що має вектор індукції в поздовжньому напрямку B_x , з радіальної складової сили струму розряду I_R викликає силу Ампера F , що і переміщає розряд між електродами. У дійсності на стовп дугового розряду впливають і іншого складовою магнітного поля й струму. Сильний вплив робить також рух газу, що нагрівається. Ці фактори позначаються на працездатності плазмотрона, впливають на величину ерозії електродів. Вивчення поведінки дугового розряду в міжелектродному зазорі повинне вказувати шляхи поліпшення схеми плазмотрона з магнітною стабілізацією дуги. Тому розглянемо особливості горіння електричної дуги, що рухається під дією магнітного поля, і її поведінку в міжелектродному зазорі плазмотрона з магнітною стабілізацією розряду. Будемо вважати, що канал електричної дуги непроникний й поперечні розміри його істотно менші довжини дуги.

Якщо плазмотрон побудований за схемою, наведеної на рис. 2.6, то вихідний із сопла гарячий газ буде закручений. Наявність тангенціальної складової швидкості приводить до істотної нерівномірності поля швидкостей на виході із сопла, що залежить від режиму роботи плазмотрона. Для багатьох напрямків

використання плазмотрона така нерівномірність поля швидкостей виявляється неприпустимою.

2.3.2 Шляхи поліпшення схеми

Одним з головних напрямків поліпшення схеми плазмотрона з магнітною стабілізацією дуги є боротьба з ерозією внутрішнього електрода. Перехід на схему з наскрізним електродом хоча й вирішує цю проблему, але не завжди зручний, тому що ускладнюється конструкція й трохи знижується температура нагріваемого газу, через появу додаткових охолоджуваних поверхонь.

Розглянемо інші заходи щодо зменшення ерозії внутрішнього електрода. При виборі полярності треба внутрішній електрод робити анодом. Експерименти показують, що дуга легше виноситься на торець, коли внутрішній електрод є катодом. Пробій від дуги до стінки електрода відбувається при меншій напрузі, якщо дуга має негативний потенціал стосовно електрода. Це підтверджують і досвіди по вивченню явища шунтування в плазмотронах осьової схеми [10]. Більша пробивна напруга у випадку, коли внутрішній електрод є катодом, створює умови для сильного витягування дуги, що полегшує її винос на торець. При зворотній полярності пробій до внутрішнього електрода полегшений, а до зовнішнього - утруднений, що приводить до зсуву області горіння дуги у бік котушки.

Одним з основних заходів щодо зменшення ерозії внутрішнього електрода варто вважати збільшення магнітного поля, що приводить до більшого нагрівання газу в області горіння дуги й полегшенню шунтування. Частота шунтування як видно з порівняння приведених на рис. 2.7 осцилограмм напруга збільшується, а амплітуда коливань напруги значно зменшується.

Важливим є місце розташування магнітної котушки і її форма. Якщо сумарна сила струму через всі витки котушки постійна, то радіальна складова магнітного поля, що втримує дугу поблизу котушки, буде тим більше, чим менше розміри котушки. Тому котушку доводиться робити досить компактною.

Щоб запобігти виносу дуги на торець електрода при більших витратах, котушку треба розташовувати досить далеко від торця електрода. При малих витратах, тобто в тих випадках, коли потрібно одержати високу температуру нагріваємого газу необхідно змістити котушку ближче до торця внутрішнього електрода.

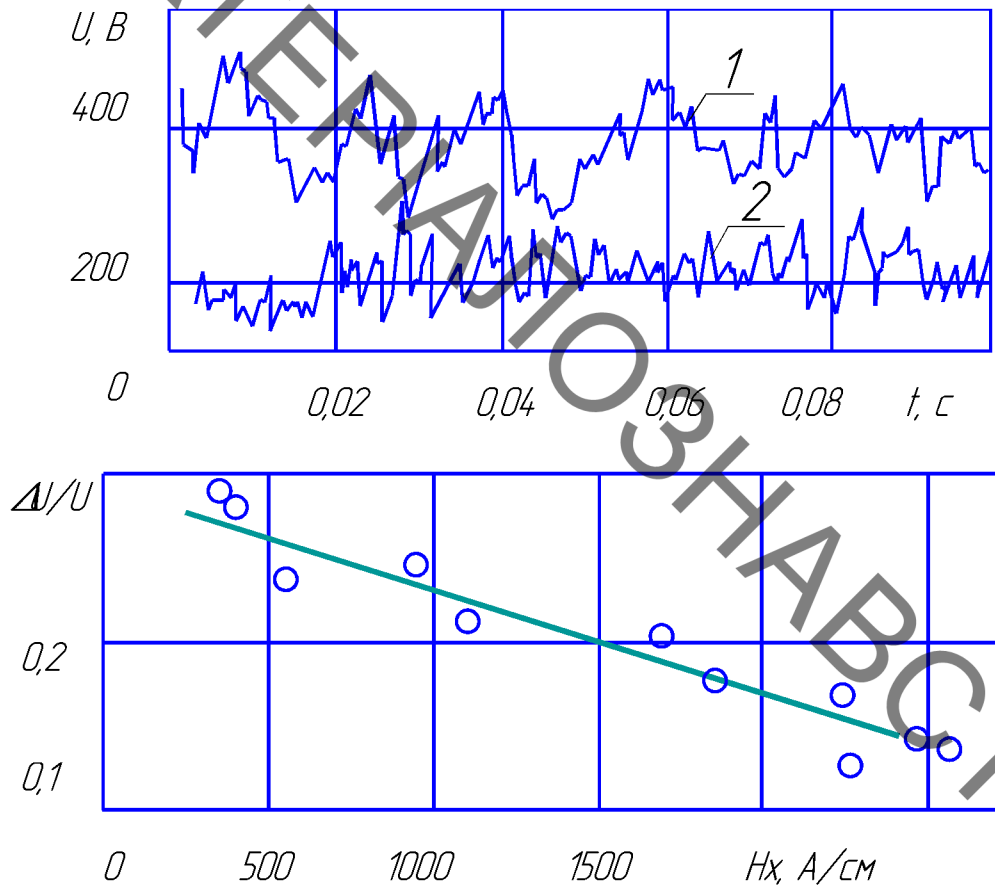


Рисунок 2.7 - Осцилограми напруги на дузі при різній напруженості магнітного поля й залежність коливань напруги на дузі від H_x :

1 – $H_x = 340$ А/см; 2 – $H_x = 2500$ А/см.

Експериментально встановлено, що при вихровій подачі холодного повітря в плазмотрон дуга менш піддається виносу на торець електрода. Кращий ефект дає закручення повітря убік обертання дуги під дією магнітного поля. Таке поведіння дуги пов'язане з тим, що за рахунок закручення виникає градієнт тиску в холодному повітрі в напрямку від внутрішнього електрода до зовнішнього. Цей градієнт зменшує циркуляцію гарячого газу, від чого

зменшується швидкість холодного повітря біля поверхні внутрішнього електрода. Оцінки показують, що момент кількості руху подаючого тангенціального струменя холодного повітря ($M_1 = Gv_0 R$) може бути не тільки дорівнювати, але й значно перевершувати відповідний момент, обумовлений електромагнітною силою ($M_2 = IB_x IR$), тому вплив попереднього закручення холодного повітря істотно впливає на характеристики дуги й місце її горіння.

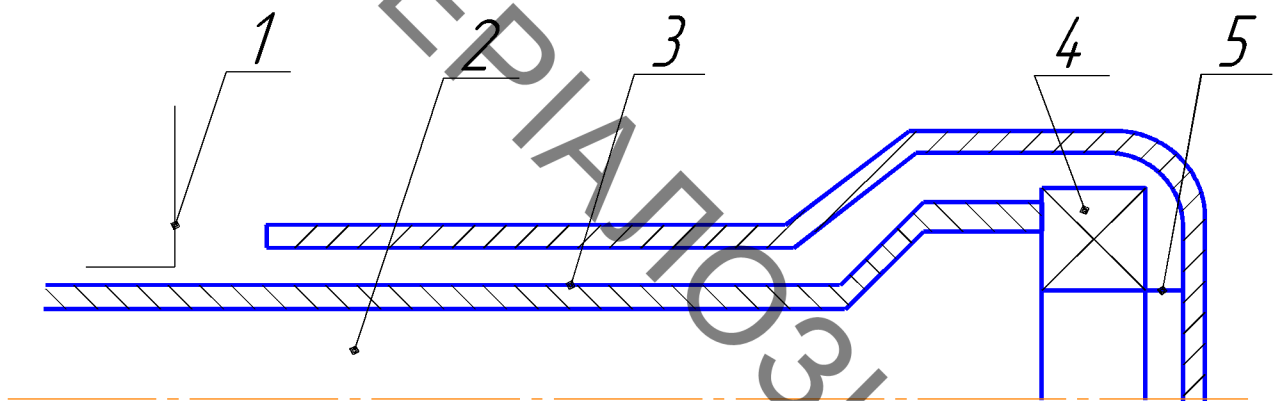


Рисунок 2.8 - Схема розташування соленоїда у внутрішньому електроді: 1 - шина; 2 - внутрішній канал; 3 - зовнішній канал; 4 - соленоїд; 5 - провідник

Одним з ефективних засобів боротьби з ерозією торцевої частини внутрішнього електрода є створення додаткового магнітного поля шляхом розташування магнітної котушки у внутрішньому електроді поблизу його торця (рис. 2.8). Звичайно ця котушка включена послідовно з дугою.

Конструктивна схема соленоїда показана на рис. 2.9. Корпус 1 і фланці 4 виконані з немагнітної сталі, котушка соленоїда - з мідної шини перетином 5 x 10 мм. Котушка складається із семи секцій 5, кожна з яких має вісім витків 6. Секції з'єднані між собою послідовно, ізолювані друг від друга пластинами 7, шпилька виготовленими зі склотекстоліта, і охолоджуються водою, що подається через штуцера 2. Пластини утримуються від зсуву фіксуючими штифтами також з ізолюючого матеріалу. Витки в секції також ізолювані один від другого. Ізоляція здійснюється або склотекстолітом товщиною 0.5...1 мм, або

термостійкою лакотканиною. Від корпуса 1 секції ізолювані листовим склотекстолітом.

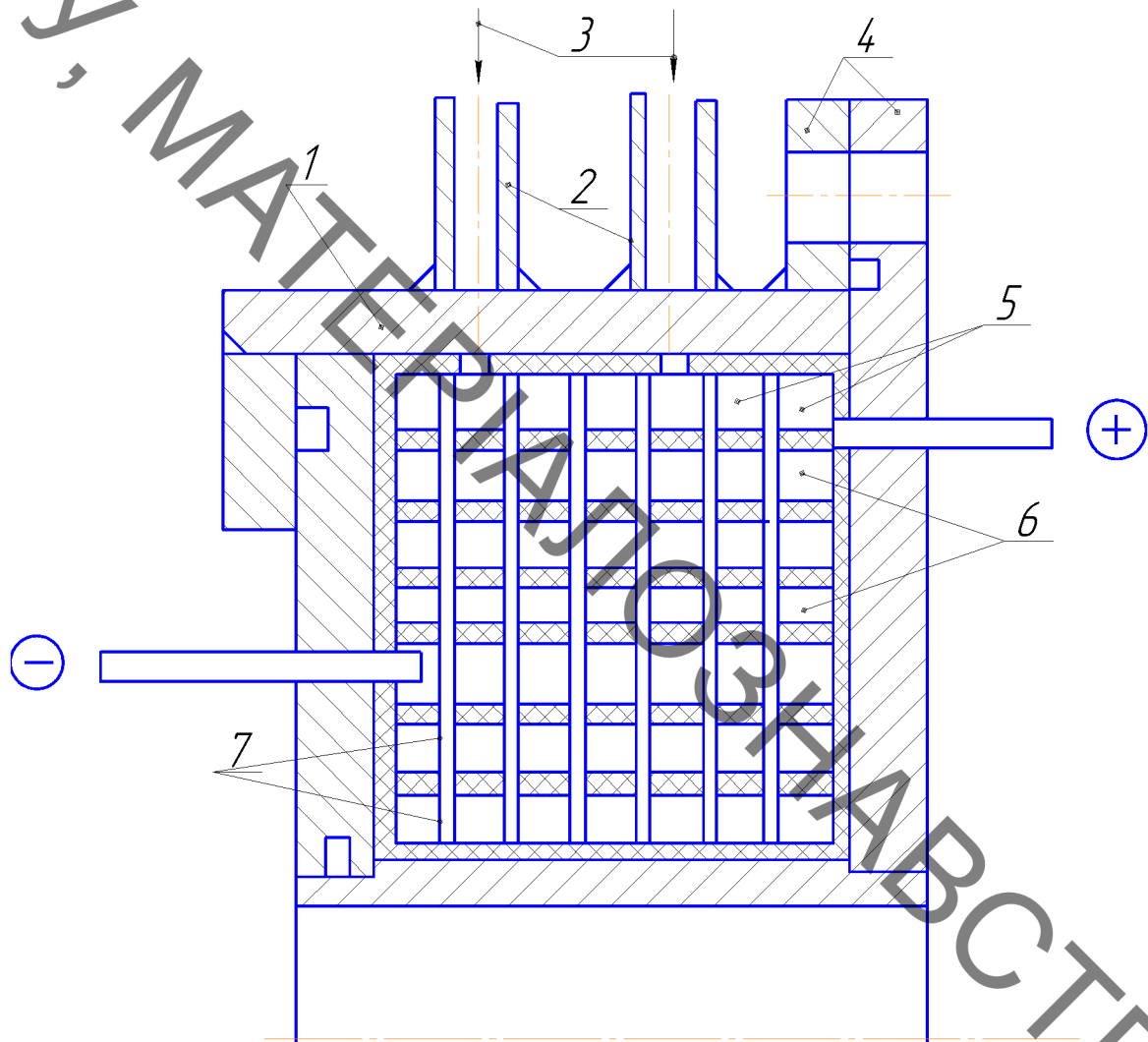


Рисунок 2.9 - Конструктивна схема соленоїда:

- 1 - корпус; 2 - штуцер; 3 - подача води; 4 - фланець; 5 - секція;
6 - виток; 7 – пластина

Електроживлення до котушки соленоїда підводять за допомогою мідних стержнів, вставлених в ущільненні фторопластові втулки.

На рис. 2.10 представлена модифікація центрального електрода коаксіального плазмотрона, що відрізняється введенням додаткового внутрішнього соленоїда 3, так що струм підводить по центральному стрижні, а не по корпусі електрода. Внутрішній соленоїд складається з декількох витків, включених послідовно в силовий електричний ланцюг. Магнітне поле внутрішнього соленоїда згідно напрямку поля зовнішнього соленоїда.

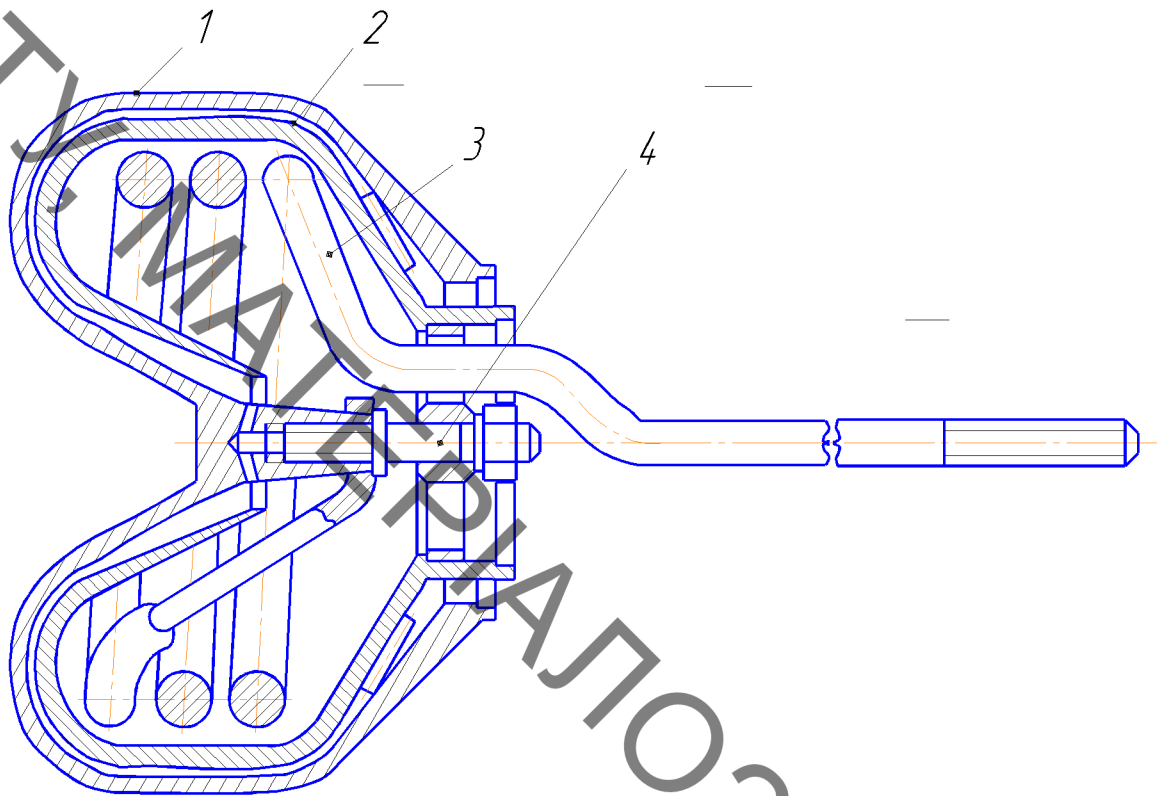


Рис. 2.10 - Центральний електрод із внутрішнім соленоїдом: - робоча стінка; 2 - дефлектор; 3 - внутрішній соленоїд;

2.4. Плазмотрони комбінованої схеми

Вдалим об'єднанням переваг плазмотронів з вихровою стабілізацією дугового розряду й плазмотронів з магнітною стабілізацією є плазмотрон так називаної комбінованої схеми (рис. 2.11).

За принципом дії комбінований плазмотрон схожий на плазмотрон з вихровою стабілізацією дугового розряду, але має додатково накладені магнітні поля в приелектродних зонах для обертання розряду й керування його положенням.

Істотним є те, що схема комбінованого плазмотрона має найважливіші принципові переваги, що складаються в наступному.

1. У цій схемі виявляється можлива реалізація дугового розряду з високим і змінюваним вольт-амперним відношенням завдяки керуванню положенням опорних плям дугового розряду на робочих поверхнях електродів.

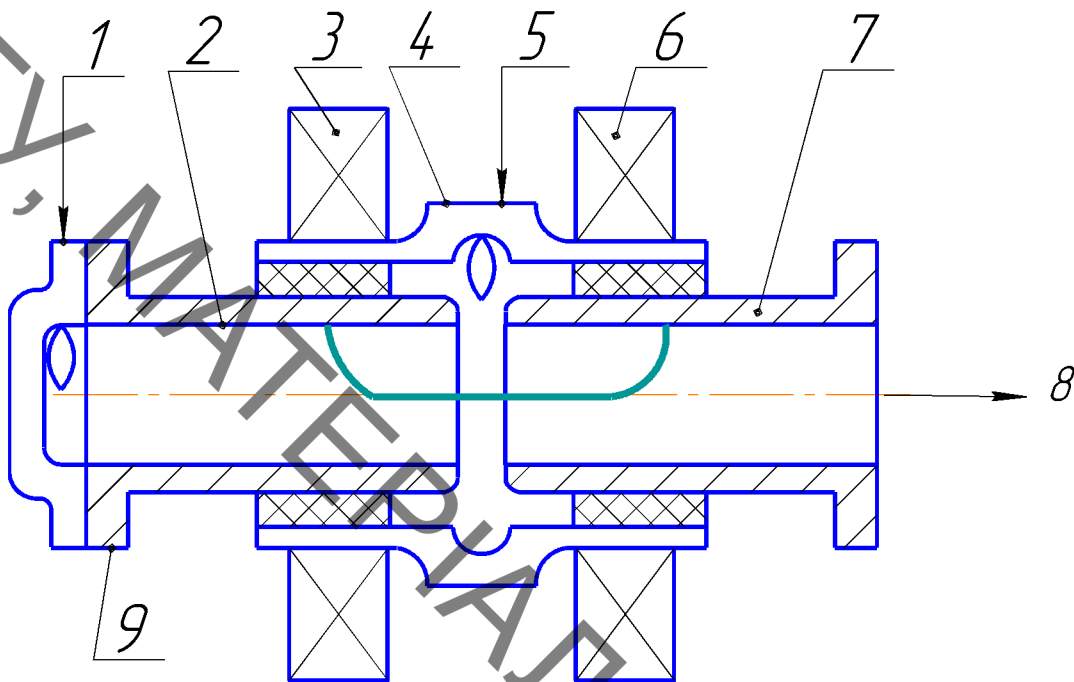


Рисунок 2.11 - Схема комбінованого плазмотрона:

1.5- введення робочого тіла; 2, 7 - електроди; 3, 6 - соленоїди;
4 - камера; 8 - вихід нагрітого газу; 9 - електродний фланець.

Таким чином, виявляється можливим регулювання довжини дугового розряду, а отже, і потужності плазмотрона, тому що при заданій силі струму дугового розряду напруга й потужність пропорційні його довжині. Плазмотрони з високим вольт-амперним відношенням дозволяють одержувати більші потужності при порівняно помірній силі струму, тобто уникнути більших теплових втрат у зоні розряду, і підвищити працездатність електродів.

2. Комбінований плазмотрон не тільки зберігає всі переваги, пов'язані з можливістю регулювання частоти обертання розряду, а отже, і можливості роботи при високому тиску, але й володіє додатково ще однією найважливішою перевагою, що полягає в можливості зміни положення опорних плям дугового розряду в ході роботи. Це дає можливість значно підвищити ресурс безперервної роботи плазмотрона тому, що дозволяє переміщати зону максимального ерозійного спрацювання електрода (відповідає зоні обертання приелектродних плям розряду) в процесі роботи плазмотрона без його зупинки. Саме в такому виконанні з магнітним полем, що забезпечує керування

положенням дугового розряду, і у варіантах з високим вольт-амперним відношенням ця схема має, серйозну перевагу перед іншими схемами плазмотронів.

3 ПРОЕКТУВАННЯ ОБЛАДНАННЯ З ЧИСЛОВИМ ПРОГРАМНИМ КЕРУВАННЯМ

3.1 Вибір прототипу плазмотрона

Плазмотрон призначений для напилення та наплавлення, а також для ручного повітряно-плазмового різання чорних і кольорових металів і їхніх сплавів товщиною до 100мм, при застосуванні додаткової апаратури.

Плазмотрон використовується як в апараті повітряно-плазмового різання «ПУРМ-400В», так і з іншими джерелами живлення для повітряно-плазмового різання, напилення чи наплавлення з технічними характеристиками, аналогічними «ПУРМ-400В».

Виріб виготовляється в кліматичному виконанні УХЛ, категорія розміщення 2 за ГОСТ15150-85 для роботи при температурі навколишнього середовища від + 5⁰С до +35⁰С.

Таблиця 3.1 -Технічні характеристики плазмотрона

Найменування	Значення
Рід струму	постійний
Робочий струм, А	100-400
Номінальна тривалість включення (ТВ), %	100
Напруга холостого ходу джерела живлення (не більше), В	300
Найбільша товщина металу для різання, (вуглецева сталь), мм	100
Плазмоутворюючий газ	Повітря, аргон

Тиск плазмоутворюючого газу на вході в плазмотрон, Атм	0,8-1,8
Витрата плазмоутворюючого газу, м ³ /год	9,6-14,4
Охолодження плазмотрона	водяне
Тиск охолодної води на вході в плазмотрон, не менше, Атм.	1,5-3,0
Витрата охолодної води, м ³ /год	0,24
Максимальна потужність плазмотрона, кВт	80
Маса плазмотрона, не більше, кг	0,75

3.2 Вибір приводів для устаткування

Механізм подачі дроту є дообладнанням до установки плазмотрону оскільки плазмотрон ПУРМ-400В призначений для різки металів.

Механізм подачі дроту складається із тримача бухти з дротом, блоку, роликів та крокового двигуна, під'єданого до приводного ролика. У якості двигуна використано кроковий двигун FESTO: MTR-ST-42-48S-AA – 530057 (таблиця 3.2)

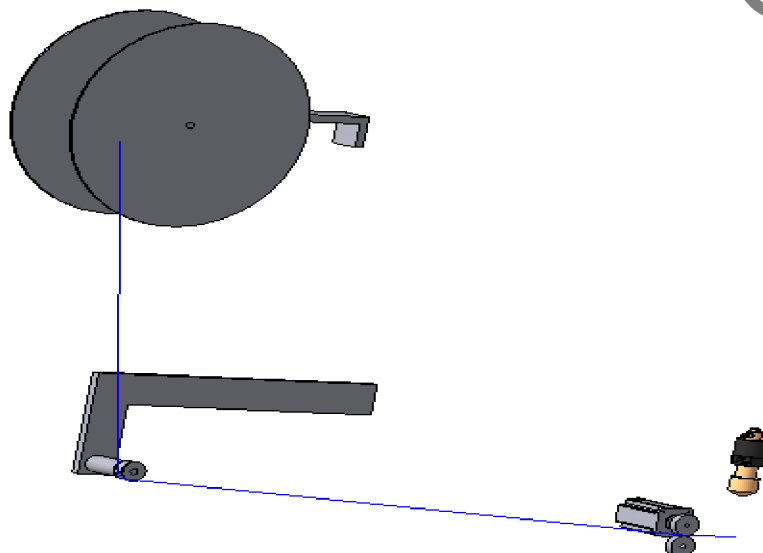


Рисунок 3.1 - Механізм подачі дроту

Таблиця 3.2 - Характеристики двигуна привода подачі дроту

Характеристика	Значення
Клас захисту ізоляції	B
Номінальна напруга DC	48 V
Номінальний струм мотора	1,8 A
Позначення CE	відповідно до керівництва EU-EMV
Температура зберігання	-25 - 60 °C
Відносна вологість повітря	45 - 80 %
Клас захисту	IP54
Температура навколишнього середовища	0 - 50 °C
Загальний момент інерції маси при підйомі	0,068 kgcm ²
Утримуючий момент мотора	0,34 Nm
Момент інерції ротора	0,068 kgcm ²
Припустиме осьове навантаження на вал	7 N
Припустиме радіальне навантаження на вал	18 N
Вага продукту	390 g
Система електричного з'єднання	3 роз'ємами

Таблиця 3.3 - Характеристики привода обертача

Характеристика	Значення
Кутовий люфт	<= 0,25 deg
Тип редуктора	Планетарний редуктор
Передатне відношення редуктора	4:1
Робоча напруга постійного струму для гальма	24 V
Характеристика	Значення
Клас захисту ізоляції	B
Споживана потужність, гальмо	9 W

Номинальна напруга DC	48 V
Номинальний струм мотора	4,7 A
Позначення CE (див. заява про відповідність)	відповідно до керівництва EU-EMV
Температура зберігання	-25 - 60 °C
Відносна вологість повітря	45 - 80 %
Клас захисту	IP43
Температура навколишнього середовища	0 - 50 °C
Загальний момент інерції маси при підйомі	4,6 kgcm ²
Вихідний момент редуктора	23 Nm
К. П. Д. редуктора	0,9
Гальмовий утримуючий момент	1,4 Nm
Утримуючий момент мотора	6,47 Nm
Момент інерції гальма	0,1 kgcm ²
Момент інерції редуктора	0,52 kgcm ²
Момент інерції ротора	4 kgcm ²
Опір обертанню	<= 5,2 Nm/arc
Припустиме осьове навантаження на вал	1. 200 N
Припустиме радіальне навантаження на вал	950 N
Вага продукту	7. 200 g
Система електричного з'єднання	3 роз'ємами

3.3 Проектування пристрою для закріплення імплантатів

Розробляємий пристрій – трьохкулачковий самоцентрувальний патрон T-94 для зварювальних робіт.

Патрон призначений для кріплення виробів при зварюванні, наплавлюванні або напилюванні на маніпуляторах і обертачах. Для напилювання імплантати базуються в патроні, центруються та закріплюються. Так на імплантат

наноситься покриття з одного боку. Потім імплантат розвертається в патроні та закріплюється для напилювання покриття з іншого боку.

Патрон являє собою зварний корпус, в якому розміщена конічна передача. З центральної конічної шестерні з'єднуються три шестерні з гвинтами під гайки, розташовані під кутом 120° .

Гайки закріплені на повзунах, які переміщуються у напрямних. Зверху на повзунах кріпляться кулачки, які можуть переставлятися залежно від діаметру виробу. Рух кулачків забезпечується обертанням центральної конічної шестерні за допомогою з'ємної рукоятки.

Патрон може застосовуватись на маніпуляторах Т-25М; УСМ-1200 і ін.

Технічні дані:

Максимальна вага деталей 10 кг

Діаметр затискних виробів 150-180 мм

Максимальний момент від ваги виробу 5 кгм

Габаритні розміри патрона: діаметр 220 мм, висота 120 мм.

Розрахунок трьохкулачкового самоцентрувального патрона.

На патрон діє сила власного тяжіння та сила тяжіння заготовки титанового імплантату, сумарне значення сил рівне $P=49$ Н.

Силу затискання одного з кулачків приймаємо $Q_T=500$ Н.

Необхідна сила притискання деталі кулачком обраховуємо за формулою:

$$Q = \frac{k \cdot P \cdot D}{d \cdot f} [\operatorname{tg}(\alpha + \varphi) + f], [\text{H}] \quad (3.1)$$

де k – коефіцієнт запасу, для кулачків рівний 2,5–3;

P – сила, що діє на деталь;

D – діаметр деталі;

d – діаметр корпусу патрона;

f – коефіцієнт тертя, $f=0,15-0,2$.

α – кут розташування шестерен, $\alpha=120^\circ$;

φ – кут тертя, $\varphi=6^\circ$.

$$Q_H = \frac{2,5 \cdot 4,9 \cdot 180}{550 \cdot 0,2} [\operatorname{tg}(120^\circ + 6^\circ) + 0,2] = 236(\text{Н}).$$

3.4 Проктування механізму переміщення плазмотрона

В програмі Компас визначимо масо-центрувальні характеристики.

Маса	$M = 10.226875 \text{ кг}$
Площа	$S = 4009.195114 \text{ см}^2$
Об'єм	$V = 1333.968530 \text{ см}^3$
Центр мас	$X_c = 0.001587 \text{ см}$
	$Y_c = 0.003053 \text{ см}$
	$Z_c = 5.657665 \text{ см}$

Моменти інерції

В центральній системі координат:

Осьові моменти інерції	$J_x = 341.608995 \text{ кг} \cdot \text{см}^2$
	$J_y = 341.683876 \text{ кг} \cdot \text{см}^2$
	$J_z = 364.081179 \text{ кг} \cdot \text{см}^2$

Згідно отриманих розрахунків підібрано діаметр валу, який з приймається по розміру діаметра осьового набору та валу електродвигуна, запропонованого програмою PositioningDrives компанії Festo, який становить 60 мм. Тобто приймаємо діаметр вала шпинделя 60 мм та підберемо відповідні підшипники: обираємо підшипники серії 80112 ГОСТ 7242-81 ($d = 60 \text{ мм}$, $D = 95 \text{ мм}$, $B = 18 \text{ мм}$) з вантажопідємністю $C_0 = 4200 \text{ Н}$ [36].

3.5 Розрахунок та вибір виконавчих механізмів обертача

Для розрахунку привода обертання застосуємо програму Positioningdrives компанії Festo. Вихідними даними для розрахунку привода обертання є момент інерції тіл, які треба обертати (в нашому випадку становить $J_y = 341.683876$

кг·см² додаткові сили, які є гальмівними або прискорювальними (в нашому випадку відсутні). Час розгону приймаємо 1 с. Тип привода – сервопривід змінного струму, включно з вбудованими гальмами та варіантами з редуктором. Монтажне розташування – горизонтальне.

В результаті розрахунку отримано такий результат (рисунок 3.2)

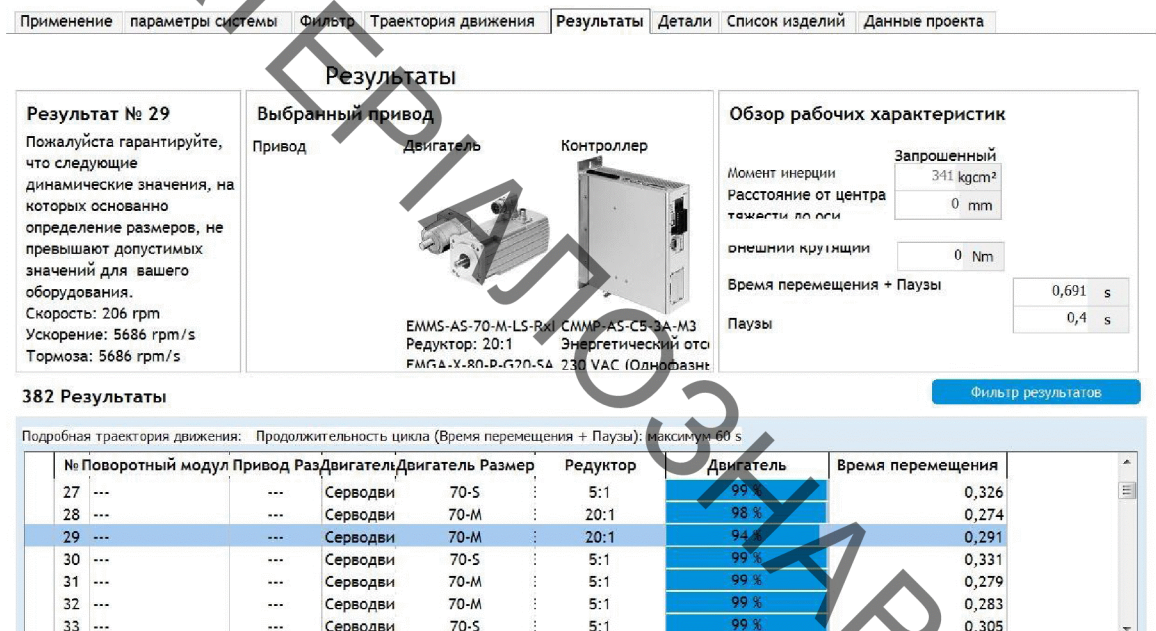


Рисунок 3.2 – Вибір двигуна обертача

Замовимо на сайті FESTO.COM.UA 3D-модель вибраного привода обертання в форматі sat., який розпізнає програма «Компас». Для цього необхідно замовити такі деталі: сервомотор EMMS-AS-70-M-LS-RRB, осьовий набір EAMM-A-D40-7A-S1 та редуктор EMGA-60-P-G3-SAS-55.

Спроекуємо вузол обертання. Для цього необхідно з'єднати сервомотор з валом шпинделя та закріпити підшипниковий вузол шпинделя і сервомотор на одній платформі.

Масо-центрувальні характеристики обертача:

Маса $M = 21.463961$ кг

Площа $S = 6439.197750$ см²

Об'єм $V = 2770.936062$ см³

Центр ваги $X_c = -6.860903$ см

$$Y_c = -0.182736 \text{ см}$$

$$Z_c = 0.024282 \text{ см}$$

Моменти інерції

В абсолютній системі координат:

Осьові моменти інерції $J_x = 523.419639 \text{ кг*см}^2$

$$J_y = 4891.781669 \text{ кг*см}^2$$

$$J_z = 4945.471561 \text{ кг*см}^2$$

3.6 Розрахунок масо-центрувальних характеристик напилювального пристрою

Розроблена 3D-модель плазмового напилювального пристрою, наведена на рисунку 3.3.

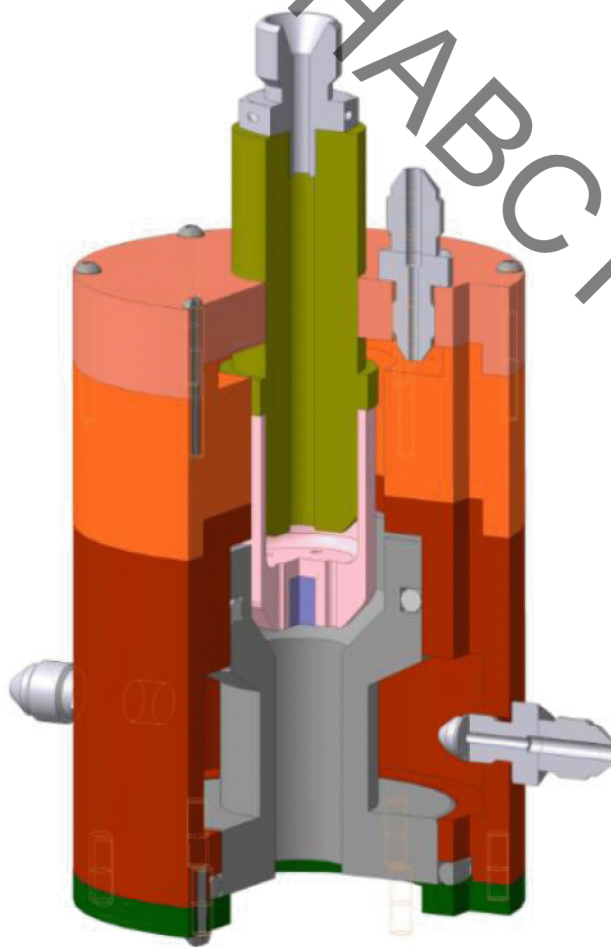


Рисунок 3.3– 3D-модель напилювального пристрою

Визначимо засобами САПР КОМПАС 3-D масо-центрувальні характеристики плазмотрона:

Маса	$M = 2.697164$ кг
Площа	$S = 1249.684596$ см ²
Об'єм	$V = 332.869317$ см ³
Центр ваги	$X_c = -0.423265$ см
	$Y_c = -10.838888$ см
	$Z_c = 4.513560$ см

Плазмотрон має наступні технічні характеристики:

- струм – 250–400 А;
- напруга на катоді – 30–36 В;
- фракція порошку – не більше 100 мкм;
- подача охолоджувальної рідини (води) – 3–5 л/хв;
- продуктивність – 50–150 г/хв;
- витрати плазмоутворюючого газу (повітря) – 3–4 м/год;
- витрати транспортуючого газу (повітря) – 0,4–0,8 м/год;
- коефіцієнт використання матеріалу 80 %;
- маса виробу – 2.88 кг.

3.7 Розрахунок та вибір виконавчих механізмів приводів переміщення напилювального пристрою

Вихідними даними для вибору привода переміщення напилювального пристрою є маса, яку необхідно переміщувати, це маса напилювального пристрою 2,88 кг, плюс маса кронштейна, за допомогою якого пристрій кріпиться до консольного привода та приєднаних комунікації, яка приблизно становить до 0,67 кг. Разом ця маса становить $2,88 + 0,67 = 3,56$ кг. Ще однією величиною для вибору привода є величина переміщення, яка дорівнює перепаду діаметрів відновлюваної деталі і становить 200 мм.

Застосувавши програму PositioningDrivis, знайдемо можливі рішення у вигляді привода позиціонування, рисунок 3.4.

Применение | Параметры системы | Фильтр | Направляющая | Траектория движения | **Результаты** | Детали | Список изделий | Данные проекта

Результаты

Результат № 946

Пожалуйста гарантируйте, что следующие динамические значения, на которых основано определение размеров, не превышают допустимых значений для вашего оборудования.
Скорость: 0,8 м/с
Ускорение: 15 м/с²
Тормоза: 15 м/с²

Выбранный привод

Привод: ESBF-BS-40-100-10P
Двигатель: EMMS-AS-70-S-LS-RxB
Контроллер: CMMT-AS-C4-3A-EC-S1

Осевой: EAMM-A-D40-70A
Нет редуктора
Энергетический отсек: 230 VAC (Однофазный)

Обзор рабочих характеристик

	Запрошений
Эффективный ход	100 mm
Точность повторения +/-	0,1 mm
Движущаяся масса	3,56 kg
Вертикальный 90°	
Дополнительное внешнее усилие (Аксиальное усилие)	0 N

Время перемещения + Паузы: 0,778 s
Паузы: 0,4 s

1147 Результаты (Оптимальные типоразмеры осей)

Сравнить продукты | Фильтр результатов

Подробная траектория движения: Продолжительность цикла (Время перемещения + Паузы): максимум 60 s

№	Привод	Размер	Направляющая	Двигатель	Раз. Редуктор	Привод	Двигатель	Направляющая	Время перемещ.
943	Направляющий винт	40	Шариковый	Серводвиг	55-M 5:1	7 %	66 %	1 %	4,048
944	Шариковая винтов	40	Шариковый	Серводвиг	70-S 20:1	4 %	90 %	1 %	4,945
945	Шариковая винтов	40	Шариковый	Серводвиг	70-S 20:1	4 %	98 %	1 %	3,058
946	Шариковая винтов	40	Шариковый	Серводвиг	70-S ---	8 %	89 %	2 %	0,378
947	Направляющий винт	40	Шариковый	Серводвиг	70-M 3:1	7 %	33 %	1 %	4,046
948	Направляющий винт	40	Шариковый	Серводвиг	70-M 5:1	6 %	99 %	1 %	5,137

Рисунок 3.4 – Можливе рішення у вигляді консольного привода позиціонування та його комплектуючих.

Замовимо на сайті FESTO.COM.UA 3D - модель вибраного привода. Для того, щоб цей привід працював, його треба укомплектувати, тому замовимо наступні деталі, які наведені у таблиці 3.2

Таблица 3.2 – Комплектуючі вертикального пристрою переміщення

№	Назва	Позначення по номенклатурі компанії Festo
1	Серводвигун	EMMS-AS-70-S-LS-RSB
2	Лінійний привід	EAGF-V2-KF-40-100
3	Осьовий набір	EAMM-A-D40-70A
4	Контролер	CMMT-AS-C4-3A-EC-S1

Розробимо 3-Dмодель консольного привода складеного з електромотором та напилювальним пристроєм (рис. 3.5) попередньо замовивши на сайті FESTO.COM.UA всі необхідні деталі в форматі sat, який розпізнає програма «Компас».

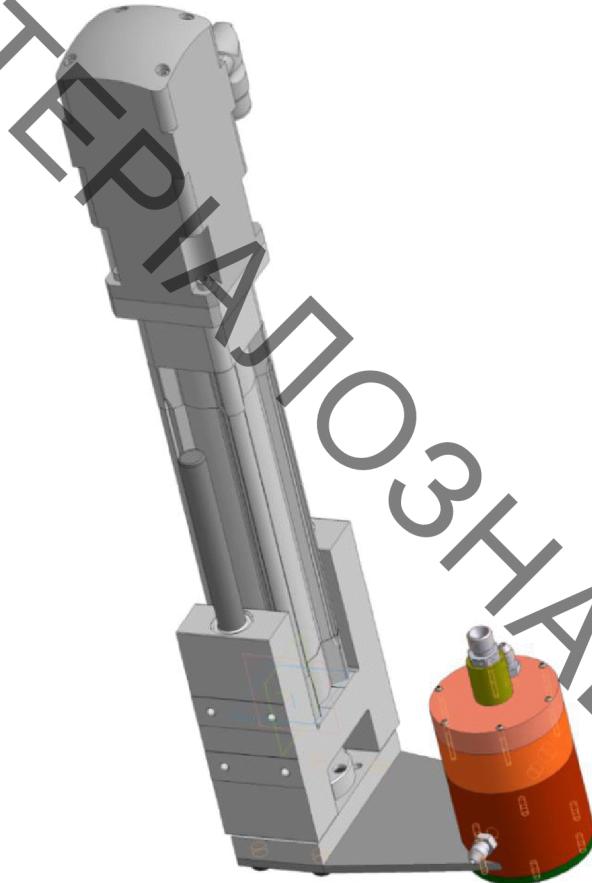


Рисунок 3.5 – Консольний привід з електромотором та напилювальним пристроєм

Маса складеного консольного привода (рисунок 3.5) з кроковим електромотором в зборі з напилювальним пристроєм 19 кг. Враховуючи це та розміри деталі які необхідно обробити, тобто ширину колеса насоса земснаряда 100 мм, виберемо порталний привід за допомогою програми PositioningDrives.

Применение | параметры системы | Фильтр | Направляющая | Траектория движения | **Результаты** | Детали | Список изделий | Данные проекта

Результаты

Результат № 49

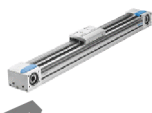
1. Расчетное максимальное полезное усилие подачи оси по отношению к максимальному полезному усилию подачи

2. Требуемый максимальный момент / Макс.. Крутящий момент (Абсолютный)

Уровень нагрузки (Имитация): 61 %

Выбранный привод


Привод



EGC-70-100-TB-KF-5H-C

Осевой: EAMM-A-L38-60H


Двигатель



EMME-AS-60-S-LS-AS

Редуктор: 5:1
EMGA-60-P-G5-EAS-60

Контроллер



CMMT-AS-C2-3A-EC-S1

Энергетический отсек
230 VAC (Однофазный)

Обзор рабочих характеристик

	Запрошенный
Эффективный ход	100 mm
Точность поворота	+/- 0,1 mm
Движущаяся масса Горизонтальный 0 °	19 kg
Дополнительное внешнее усилие (Аксимальное усилие)	0 N
Время перемещения + Паузы	1,034 s
Паузы	0,4 s

100 Результаты (Оптимальные типоразмеры осей)

Сравнить продукты | Фильтр результатов

Подробная траектория движения: Продолжительность цикла (Время перемещения + Паузы): максимум 60 s

№	Привод	Размер	Направляющая	Двигатель	Редуктор	Привод	Двигатель	Направляющая	Время перемещ
44	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	55-S 20:1	99 %	98 %	16 %	0,665
45	Зубчатый ремень	50	Шариковый	Серводвиг	40-M 5:1	99 %	99 %	43 %	0,856
46	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	60-S 5:1	99 %	33 %	18 %	0,642
47	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	60-S 3:1	99 %	46 %	18 %	0,656
48	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	70-S 20:1	99 %	98 %	14 %	0,783
49	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	60-S 5:1	99 %	48 %	18 %	0,634
50	Зубчатый ремень	70	Шариковый	Серводвиг	60-S 3:1	99 %	53 %	18 %	0,642

Рисунок 3.6 – Можливе рішення у вигляді портального привода позиціонування

Замовимо на сайті FESTO усі необхідні комплектуючі які наведені в таблиці 3.3.

Таблиця 3.3 – Комплектуючі горизонтального пристрою переміщення

№	Назва	Позначення по номенклатурі компанії Festo
1	Серводвигун	EMME-AS-60-S-LS-AS
2	Лінійний привід	EGC-70-100-TB-KF-0H-GK
3	Осьовий набір	EAMM-A-L38-60H

З'єднаємо усі механізми згідно з їх функціональним призначенням та отримаємо функціональний вузол вертикального та горизонтального переміщень напілювального пристрою та обертання деталі. Розмістимо у просторі всі деталі згідно з їх призначенням (рисунок 3.10).



Рисунок 3.7– Механізм переміщення напилувального пристрою

3.8 Проектування робочого місця

Виробничі приміщення цеху, в яких розміщуються напилувальні дільниці, повинні бути побудовані з вогнестійких матеріалів і повинні розташовуватись в окремих кабінах або відокремлюватись ширмами.

Підлога у приміщеннях повинна бути виконана з негорючих матеріалів. На робочих місцях під ногами повинні бути дерев'яні ґрати або резинові килимки.

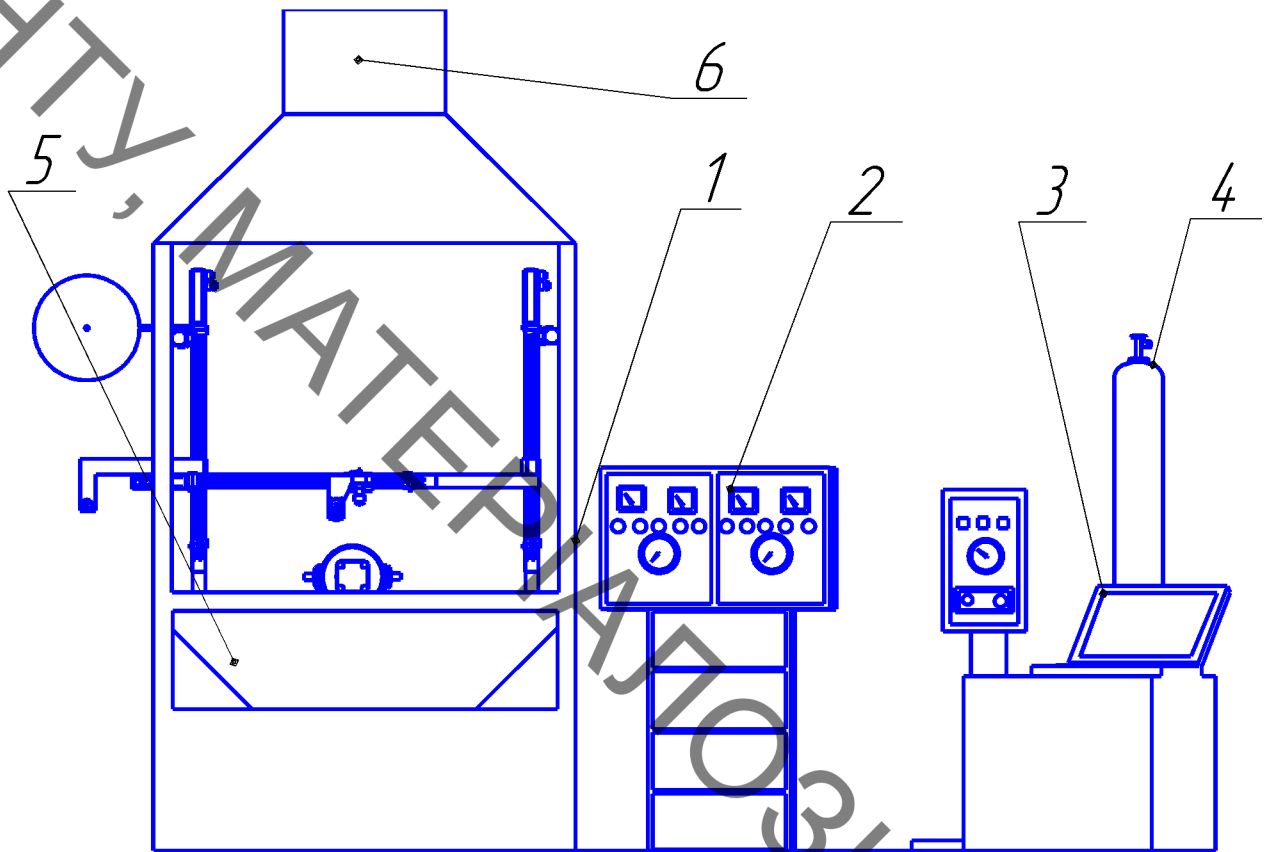


Рисунок 3.8 – Робоче місце для наплення

Робоче місце, зображене на рис. 3.8, складається з розпилювальної установки 1, яка оснащена вентиляцією 6 та поглиначом аерозолів 5. Необхідна потужність установки забезпечується джерелом живлення 2. Управління установкою здійснюється автоматично з комп'ютера 3, або вручну на консолі джерела живлення та напилювальної установки. Подача газу до плазмотрона здійснюється з ресивера 4. Установка обслуговується одним робітником.

4 РОЗРАХУНОК ЕКОНОМІЧНОЇ ЕФЕКТИВНОСТІ ІННОВАЦІЙНОГО РІШЕННЯ

4.1 Аналіз комерційного потенціалу розробки

4.1.1 Визначення рівня комерційного потенціалу розробки

Метою проведення технологічного аудиту є оцінювання комерційного потенціалу розробки, створеної в результаті науково-технічної діяльності.

Для проведення технологічного аудиту залучимо 3-х незалежних експертів. У нашому випадку такими експертами будуть керівник магістерської роботи та провідні викладачі випускової та споріднених кафедр.

Для оцінювання комерційного потенціалу розробки були залучені три експерти. Оцінювання комерційного потенціалу результатів НДДКР будемо здійснювати за 12-а критеріями згідно рекомендацій.

Результати оцінювання комерційного потенціалу розробки заносимо до таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Результати оцінювання комерційного успіху розробки

Критерії	Експерти		
	Експерт 1	Експерт 2	Експерт 3
	Бали, виставлені експертами		
1	4	3	4
2	4	3	3
3	3	4	3
4	3	3	4
5	3	4	3
6	4	4	3
7	4	3	3
8	4	4	3
9	3	4	4
10	3	3	4
11	3	3	3

12	4	4	4
Сума балів	43	42	41
Середньоарифметична сума балів \overline{CB}	42		

За даними таблиці 4.1 робимо висновок щодо рівня комерційного потенціалу розробки. При цьому користуємося рекомендаціями, наведеними в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Рівні комерційного потенціалу розробки

Середньоарифметична сума балів, розрахована на основі	Рівень комерційного потенціалу розробки
0 – 10	Низький
11 – 20	Нижче середнього
21 – 30	Середній
31 – 40	Вище середнього
41 – 50	Високий

Оскільки середньоарифметична сума балів складає 42, то рівень комерційного потенціалу розробки високий, тому дана розробка є реальною для подальшої її реалізації та впровадження.

Можливі декілька шляхів реалізації розробки. Оскільки розробка не складна, не вимагає великої кількості людей та спеціального обладнання, то це може бути невелике підприємство, або один або декілька приватних підприємців, які працюють за договорами.

Розробка має новизну, оскільки проблема створення імплантатів є актуальною в даний час. Одним з основних видів ушкодження кісток людини є кінцівки та щелепи. За статистичними даними кількість ампутованих кінцівок в рік в Україні на протязі кількох останніх років досягає більше десяти тисяч. Не всі ампутанти можуть бути протезовані як за медичними показами так і з інших причин.

Для відновлення функцій кінцівок використовують імплантати та для

зміцнення їх робочих поверхонь можуть бути використані різні методи, серед яких: наплавлення та напилення зносостійких покриттів, хіміко-термічна обробка, та електрофізичні способи обробки.

Враховуючи те, що імпланти працюють в умовах агресивного середовища та корозійного зношування, постає питання про зміцнення всіх його поверхонь для продовження строку служби.

Проведений метод поверхневого зміцнення імплантів дозволяє збільшити термін його служби. Покриття, отримані способом поверхневого напилювання, мають високу твердість, корозійну стійкість та здатність протидіяти зношуванню.

4.2 Прогнозування витрат на виконання науково-дослідної роботи

4.2.1 Розрахунок витрат, що стосуються виконавців дослідів

Проведемо прогнозування витрат на виконання робіт у три етапи:

1-й етап: Розрахунок витрат, які безпосередньо стосуються виконавців даного розділу НДР.

2-й етап: Розрахунок загальних витрат на виконання НДР;

3-й етап: Прогнозування загальних витрат на виконання та впровадження НДР.

Проведемо перший етап прогнозування.

1) Основна заробітна плата кожного із дослідників Z_o , якщо вони працюють в наукових установах бюджетної сфери визначається за формулою:

$$Z_o = \frac{M}{T_p} \cdot t \text{ (грн.)}, \quad (4.1)$$

де M – місячний посадовий оклад конкретного розробника (інженера, дослідника, науковця тощо), грн.;

T_p – число робочих днів в місяці; приблизно $T_p \approx 21...23$ дні;

t – число робочих днів роботи дослідника.

Розробку буде проводити інженер, величина окладу становитиме 5700 грн. на місяць. Кількість робочих днів у місяці складає 21, а кількість робочих днів дослідника складає 45. Сумарні розрахунки занесені до таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Заробітна плата дослідника в науковій установі бюджетної сфери

Найменування посади	Місячний посадовий оклад, грн.	Оплата за робочий день, грн.	Число днів роботи	Витрати на заробітну плату, грн.
Керівник проекту	7000	318,18	5	1590,9
Інженер	5700	271,42	48	13028,57
Всього				14619,07

2) Розрахуємо заробітну плату працівників, які беруть участь у виконанні НДР і виконують роботи за робочими професіями.

Основна заробітна плата робітників Z_p , якщо вони беруть участь у виконанні даного етапу роботи і виконують роботи за робочими професіями у випадку, коли вони працюють в наукових установах бюджетної сфери, розраховується за формулою:

$$Z_p = \sum_{i=1}^n t_i \cdot C_i \text{ (грн.)}, \quad (4.2)$$

де t_i – норма часу (трудомісткість) на виконання конкретної роботи, годин;

n – число робіт по видах та розрядах;

C_i – погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду, який виконує дану роботу.

Погодинна тарифна ставка робітника відповідного розряду визначається за формулою :

$$C_i = \frac{M_M \cdot K_i}{T_P \cdot T_{zm}} \text{ (грн./год.)}, \quad (4.3)$$

де M_m – розмір мінімальної заробітної плати за місяць, грн. (розмір мінімальної зарплати в 2020 році складає 5000 грн. в місяць); мінімальна погодинна ставка робітника 1-го розряду встановлена на рівні – 28,4 грн./годину.

K_i – тарифний коефіцієнт робітника відповідного розряду; величина чинних тарифних коефіцієнтів робітників відповідних розрядів для бюджетної сфери наведена в таблиці 4.4;

T_p – число робочих днів в місяці; приблизно $T_p \approx 21...23$ дні;

$T_{зм}$ – тривалість зміни, зазвичай $T_{зм} = 8$ годин.

Таблиця 4.4 – Величина чинних тарифних коефіцієнтів робітників

Розряд	1	2	3	4	5	6	7	8
K_i	1,00	1,09	1,18	1,27	1,36	1,45	1,54	1,64

Зроблені розрахунки занесемо у таблицю 4.5.

Таблиця 4.5 - Величина витрат на основну заробітну плату робітників

Найменування робіт	Трудомісткість, н.-годин	Розряд роботи	Погодинна тарифна ставка, грн.	Величина оплати, грн.
Мийна	0,06	2	30,95	1,85
Дефектувальна	0,07	4	36,06	2,52
Шліфувальна	0,04	4	36,06	1,44
Шліфувальна	0,08	4	36,06	2,88
Напилювальна	0,1	4	36,06	3,60
Напилювальна	0,1	4	36,06	3,60
Шліфувальна	0,06	3	33,51	2,01
Шліфувальна	0,06	4	36,06	2,16
Контрольна	0,07	5	38,62	2,70
Всього:				22,76

3) Розрахунок додаткової заробітної плати робітників

Додаткова заробітна плата Z_d всіх розробників та робітників, які приймали участь в розробці нового технічного рішення розраховується як 10 - 12 % від основної заробітної плати робітників[41]. На даному підприємстві додаткова заробітна плата начисляється в розмірі 10% від основної заробітної плати.

$$Z_d = 0,1 \cdot (14619,07 + 22,76) = 1419,18(\text{грн.}) \quad (4.4)$$

4) Нарахування на заробітну плату $H_{зп}$ дослідників та робітників, які брали участь у виконанні даного етапу роботи, розраховуються за формулою (4.5):

$$H_{зп} = (Z_o + Z_p + Z_d) \cdot \frac{\beta}{100} \quad (\text{грн.}), \quad (4.5)$$

де Z_o – основна заробітна плата розробників, грн.;

Z_p – основна заробітна плата робітників, грн.;

Z_d – додаткова заробітна плата всіх розробників та робітників, грн.;

β – ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування, % .

Дана діяльність відноситься до бюджетної сфери, тому ставка єдиного внеску на загальнообов'язкове державне соціальне страхування буде складати 22%, тоді:

$$H_{зп} = (14169,07 + 22,76 + 1419,18) \cdot \frac{22}{100} = 3434,42 \quad (\text{грн.})$$

4.2.2 Амортизація обладнання, комп'ютерів та приміщень, які використовувались під час (чи для) виконання даного етапу роботи

1) Дані відрахування розраховують по кожному виду обладнання, приміщенням тощо.

У спрощеному вигляді амортизаційні відрахування A в цілому будуть розраховані за формулою:

$$A = \frac{C \cdot H_a}{100} \cdot \frac{T}{12} \text{ (грн.)}, \quad (4.6)$$

де C – загальна балансова вартість всього обладнання, комп'ютерів, приміщень тощо, що використовувались для виконання даного етапу роботи, грн.;

H_a – річна норма амортизаційних відрахувань; для нашого випадку можна прийняти, що $H_a = 10...25\%$;

T – термін, використання обладнання, приміщень тощо, місяці.

Для виконання НДР використовуються офісне приміщення, виробниче приміщення, комп'ютери, токарний верстат та фрезерний верстат. Розрахуємо амортизаційні відрахування для них і розрахунки занесемо до таблиці 4.6.

Таблиця 4.6 – Амортизаційні відрахування

Найменування обладнання	Балансова вартість, грн.	Строк корисного використання, років	Термін використання обладнання, місяців	Амортизаційні відрахування, грн.
Переобладнання старого приміщення	220600	15	3	3740,00
Силові приводи	3800	4	2	31,66
Комп'ютер та інтерфейс	7000	4	4	583,3
Разом				4354,96

2) Витрати на матеріали, що були використані під час виконання даного етапу роботи визначаються за формулою:

$$M = \sum_i^n H_i \cdot C_i \cdot K_i - V_i \cdot C_v \text{ [грн.]}, \quad (4.7)$$

де H_i - кількість i -го виду матеріалів;

K_i - коефіцієнт транспортних витрат, $K_{тр}=1,1 \dots 1,15$

C_i - ціна одиниці вимірювання i -го виду матеріалів;

V_i - величина відходів i -го виду матеріалів;

C_v - ціна одиниці вимірювання відходів i -го виду матеріалів;

n - кількість видів матеріалів.

Таблиця 4.7 Розрахунок витрат на матеріали.

Найменування матеріалу, марка, тип, сорт	Ціна за 1 кг, грн.	Витрачено, кг	Вартість Витраченого матеріалу, грн.
Пруток гідроксиапатиту	75	0,27	20,25
Газ – Аргон	25	15	375
Лобомід	35	0,2	7
Ганчір'я	7,00	0,1	0,7
Всього з врахуванням транспортних витрат			443,25

3) Витрати на комплектуючі, що були використані під час виконання даного етапу роботи, розраховуються за формулою:

$$K = \sum_{i=1}^n H_i \cdot C_i \cdot K_i \text{ (грн.)}, \quad (4.8)$$

де H_i – кількість комплектуючих i -го виду, шт.;

C_i – ціна комплектуючих i -го виду, грн.;

K_i – коефіцієнт транспортних витрат, $K_i = 1,1 \dots 1,15$;

n – кількість видів комплектуючих.

Проведені розрахунки зводимо до таблиці 4.8.

Таблиця 4.8 - Розрахунок витрат на комплектуючі

Найменування комплектувальних	Кількість	Ціна за штуку, грн.	Сума, грн.
1. Напилювальна установка з ЧПК	1	170 000,00	170 000,00
2. Обертач	1	5000,00	5000,00
3.Плазмотрон	1	2800,00	2800,00
Всього			177800,00

4) Витрати на силову електроенергію V_e , якщо ця стаття має суттєве значення для виконання даного етапу роботи, розраховуються за формулою:

$$V_e = V \cdot P \cdot \Phi \cdot K_{II} \text{ (грн.) [грн]}, \quad (4.9)$$

де V – вартість 1 кВт-год. електроенергії, в 2020 р., $V \approx 2,1$ грн./кВт;

P – установлена потужність обладнання, кВт;

Φ – фактична кількість годин роботи обладнання, годин;

K_{II} – коефіцієнт використання потужності, $K_{II} < 1$.

Розробка та виготовлення дослідного зразка проводиться в лабораторному приміщенні. Дані стосовно проведених робіт та встановленої потужності обладнання наведено в таблиці 4.9.

Таблиця 4.9 - Проведення робіт та встановлення потужності обладнання

Найменування обладнання	Встановлена потужність, кВт	Тривалість операції, год.	Витрати, кВт	Сума, грн.
UNIX1-20-2В	0,6	0,05	0,036	0,07
Дефектоскоп УД-12	0,2	0,06	0,014	0,03
Шліфувальний верстат 3К225В	11	0,04	0,44	0,92
Напилювальна установка з ЧПК	23	0,1	2,3	4,83

Круглошліфувальний універсальний верстат 3М151	2,2	0,06	0,132	0,27
Дефектоскоп УД-12	0,2	0,07	0,014	0,03
Всього				6,15

5) Інші витрати

Інші витрати B_{in} охоплюють: загально виробничі витрати (витрати управління організацією, ремонт та експлуатація основних засобів, витрати на опалення, освітлення тощо), адміністративні витрати (проведення зборів, оплата юридичних та аудиторських послуг, тощо), витрати на збут (витрати на рекламу, перепідготовка кадрів) на інші операційні витрати (штрафи, пені, матеріальні допомоги, втрати від знецінення запасів тощо).

Інші витрати B_{in} можна прийняти як 100...300% від суми основної заробітної плати розробників та робітників, які виконували дану роботу, тобто за формулою:

$$B_{in} = (1...3) \cdot (Z_o + Z_p) \text{ (грн.)} \quad (4.10)$$

$$B_{in} = 1 \cdot (14619,07 + 22,76) = 14191,83 \text{ (грн.)}$$

б) Сума всіх попередніх статей витрат

Сума всіх попередніх витрат дає загальні витрати на нову розробку:

$$B = Z_o + Z_p + Z_d + H_{зп} + A + M + K + B_e + B_{in} \text{ (грн.)} \quad (4.11)$$

$$B = 14619,07 + 22,76 + 1419,18 + 3434,42 + 443,25 + 4354,96 + \\ + 177800 + 6.15 + 14191,83 = 216291,62 \text{ (грн.)}$$

Проведемо другий етап прогнозування:

4.2.3 Розрахунок загальних витрат на виконання даної роботи

Загальна вартість всієї наукової роботи $B_{заг}$ визначається за формулою:

$$B_{заг} = \frac{B_{in}}{\alpha} \text{ (грн.)}, \quad (4.12)$$

де α – частка витрат, які безпосередньо здійснює виконавець даного етапу роботи, у відносних одиницях, $\alpha = 1$.

$$B_{заг} = \frac{216291,62}{0,7} = 308988 \text{ (грн.)}$$

Проведемо третій етап прогнозування:

4.2.4 Прогнозування витрат на виконання та впровадження результатів науково-дослідної роботи

Прогнозування загальних витрат $ЗВ$ на виконання та впровадження результатів виконаної наукової роботи здійснюється за формулою:

$$ЗВ = \frac{B_{заг}}{\beta} \text{ (грн.)} \quad (4.13)$$

де β – коефіцієнт, який характеризує етап (стадію) виконання даної роботи: якщо розробка знаходиться на стадії науково-дослідних робіт, то $\beta \approx 0,1$; на стадії технічного проектування, то $\beta \approx 0,2$; на стадії розробки конструкторської документації, то $\beta \approx 0,3$; на стадії розробки технологій, то $\beta \approx 0,4$; на стадії розробки дослідного зразка, то $\beta \approx 0,5$; на стадії розробки промислового зразка, $\beta \approx 0,7$; на стадії впровадження, то $\beta \approx 0,9$.

Етап роботи : стадія розробки технологій.

$$ЗВ = \frac{308988}{0,4} = 772470 \text{ (грн.)}$$

4.3 Прогнозування комерційних ефектів від реалізації результатів розробки

У даному випадку неможливо прямо оцінити зростання чистого прибутку підприємства від впровадження результатів наукової розробки. Тоді

збільшення чистого прибутку підприємства $\Delta\Pi_i$ і для кожного із років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки, розраховується за наступною формулою:

$$\Delta\Pi_i = \sum_{i=1}^n (\Delta C_o \cdot N + C_o \cdot \Delta N)_n \cdot \lambda \cdot \rho \cdot \left(1 - \frac{v}{100}\right) \quad (4.14)$$

де ΔC_o – покращення основного оціночного показника від впровадження результатів розробки у даному році;

N – основний кількісний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році до впровадження результатів наукової розробки;

C_o – основний оціночний показник, який визначає діяльність підприємства у даному році після впровадження результатів наукової розробки;

ΔN – покращення основного кількісного показника діяльності підприємства від впровадження результатів розробки;

n – кількість років, протягом яких очікується отримання позитивних результатів від впровадження розробки;

λ – коефіцієнт, який враховує сплату податку на додану вартість;

ρ – коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту, рекомендується приймати 0,2...0,3;

v – ставка податку на прибуток.

В середньому в рік продається 1000 одиниць розробки. Середня вартість такої розробки становить 1500 грн.

Впровадження промислового зразка системи дозволяє збільшити ціну кожного зразка на 500 грн., враховуючи ціни конкурентів. Також прогнозується, що попит на даний продукт зросте, оскільки даний продукт відрізняється якістю від конкурентних.

Попит збільшиться за перший рік на 300 примірників, а за наступний – на 200 та протягом третього року – ще на 100 примірників.

Ставка податку на додану вартість в 2021 році залишилась на рівні 20% , а коефіцієнт $\lambda=0,8333$. Ставка податку на прибуток складає 18%.

Коефіцієнт, який враховує рентабельність продукту, дорівнює 0,3.

Отже, розрахуємо збільшення чистого прибутку підприємства на 2021 - 2023 рр.:

$$\begin{aligned}\Delta\P_{2020} &= (100 \cdot 15000 + (15000 + 500) \cdot 300) \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) \\ &= 1260699,57 \text{ (грн.)}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\P_{2021} &= (100 \cdot 15000 + (15000 + 500) \cdot (300 + 200)) \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \\ &\cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 1896174,15 \text{ (грн.)}\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\Delta\P_{2022} &= (100 \cdot 15000 + (15000 + 500) \cdot (300 + 200 + 100)) \cdot 0,8333 \cdot 0,3 \\ &\cdot \left(1 - \frac{18}{100}\right) = 2213911,44 \text{ (грн.)}\end{aligned}$$

4.4 Розрахунок ефективності вкладених інвестицій та період їх окупності

4.4.1 Визначення абсолютної ефективності вкладених інвестицій

Основними показниками, які визначають доцільність фінансування наукової розробки певним інвестором, є абсолютна і відносна ефективність вкладених інвестицій та термін їх окупності.

Спочатку розрахуємо теперішню вартість інвестиції PV , що вкладаються в наукову розробку. Такою вартістю можна вважати прогнозовану величину загальних витрат ZB на виконання та впровадження НДР, розраховану. Тобто будемо вважати, що $PV=ZB$, і складає 772470 грн.

Далі необхідно розрахувати очікуване збільшення прибутку $\Delta\P_i$, що отримає підприємство від впровадження результатів наукової розробки, для кожного із років, починаючи з першого від впровадження. Таке збільшення прибутку було розраховано у попередньому підрозділі.

Побудуємо вісь часу, на яку нанесемо всі платежі (інвестиції та прибутки), що мають місце під час виконання НДР та впровадження її результатів. Загальні витрати необхідно внести на першому році дослідження. Результати інвестицій почнуть виявлятися через один рік, і будуть тривати три роки. За перший рік збільшення чистого прибутку відбудеться на 1260699,57 тис. грн., за другий рік – на 1896174,15 тис. грн. та за третій рік – на 2213911,4 тис. грн. Тоді рисунок, що характеризує платежів (інвестицій та додаткових прибутків) буде мати вигляд, наведений на рисунок 4.1.



Рисунок 4.1 – Вісь часу з фіксацією платежів, що мають місце під час розробки та впровадження результатів НДР

Абсолютна ефективність вкладених інвестицій E_{abc} розраховується за формулою:

$$E_{abc} = (ПП - PV)(\text{грн.}), \quad (4.15)$$

де $ПП$ – приведена вартість всіх чистих прибутків, що їх отримає підприємство (організація) від реалізації результатів наукової розробки, грн.;

PV – теперішня вартість інвестицій; $PV = 3B$, грн.

У свою чергу, приведена вартість всіх чистих прибутків $ПП$ розраховується за формулою:

$$ПП = \sum_{i=1}^m \frac{\Delta\Pi_i}{(1+\tau)^i} \text{ (грн.)} \quad (4.16)$$

де $\Delta\Pi_i$ – збільшення чистого прибутку у кожному із років, протягом яких виявляються результати виконаної та впровадженої НДР, грн.;

m – період часу, протягом якого виявляються результати впровадженої НДДКР, роки;

5 ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

5.1 Аналіз умов праці

В процесі виконання процесу напилювання контактних поверхонь імплантатів можуть виникати наступні шкідливі виробничі фактори:

- підвищена загазованість приміщення відпрацьованими газами;
- підвищений рівень шуму та вібрацій;
- випари газів шкідливих речовин;
- умови, які не відповідають допустимим;
- недостатнє або нераціональне освітлення та інші.

До небезпечних виробничих факторів відносяться: небезпека ураження людини електричним струмом напругою 220/380 В; використання несправного інструменту; опіки від розігрітих частин обладнання.

До психофізіологічних факторів відносяться:

незадовільний психологічний клімат в колективі; незадоволеність працею; можливий стан алкогольного сп'яніння.

5.1.1 Організаційно-технічні рішення з гігієни праці та виробничої санітарії.

Застосовується 3-х фазна, 3-х провідна мережа з ізолюваною нейтраллю.

Приміщення є вогнестійкими і оснащенні приточно-витяжною вентиляцією, яка забезпечує задовільний стан повітряного середовища.

Робочі місця оснащуються місцевою витяжною вентиляцією.

Штучне освітлення, електропроводку і інше обладнання монтують в вибухонебезпечному виконанні.

Висота стелі повинна бути не меншою за 3,2 метри.

Підлогу роблять твердою, негорючою, не слизькою і рівною.

Вхідні двері оббиваються листовою сталлю і відкриваються назовні.

Інтер'єр приміщення дільниці фарбують в світлий колір з дифузійним відбиттям

світла. Пости знаходяться на відстані 4-10 м від місця, де знаходяться горючі матеріали.

5.1.2 Мікроклімат

Метеорологічні умови виробничих приміщень визначається діючими на організм людини сукупністю температури, вологості та швидкості руху повітря, а також температури оточуючих поверхонь. В приміщені напилювальної дільниці метеорологічні умови залежать від технологічного процесу та від зовнішніх погодних умов. Нормальні метеорологічні умови в приміщені дільниці забезпечуються раціональною вентиляцією і опаленням на рівні допустимих значень температури повітря, відносної вологості та швидкості руху повітря.

Роботи, що виконуються, відносяться до категорії робіт Пб – середньої важкості. Вони пов'язані з виготовленням і зміцненням імплантатів, технологічними процесами підготовки та напилювання покриттів. Ці роботи пов'язані з середнім фізичним навантаженням.

Оптимальні і допустимі норми цих параметрів в залежності від категорії робіт, періоду року. Числові значення цих норм додано в таблицю 5.1.

Таблиця 5.1 – Нормативні параметри мікроклімату на дільниці напилювання

Категорія робіт	Період року	Температура, °C			Відносна вологість, % ;		Швидкість руху, м/с	
		Оптим.	Допустима на постійних робочих місцях		Оптим.	Допустима на постійних робочих місцях	Оптим.	Допустима на постійних робочих місцях
			Верхня межа	Нижня межа				
Середньої важкості Пб б	холодний	15-18	21	15	55-70	75	0,1-0,3	не більше 0,4
	теплий	20-25	27	16	50-65	примітка 1	0,2-0,4	0,2-0,5

Інтенсивність теплового випромінювання не повинна перевищувати 100 Вт/м² при опромінюванні до 25% поверхні тіла.

Шкідливі речовини, які виділяються на дільниці, показані в табл. 5.2. Це в основному речовини, які містяться в відпрацьованих газах.

Таблиця 5.2 - Шкідливі речовини та їх ГДК

Назва речовини	Величина ГДК, мг/м ³	Агрегатний стан	Клас небезпеки	Особливість дії на організм
Акролеїн	0.2	П	II	
Азоту окис (NO ₂)	5	П	III	0
Бенз(а)пирен	0.0001	П	I	К
Окис вуглецю (CO)	20	П	IV	0
Масла мінеральні	5	A	III	
Свинець та його сполуки	0.01/0.005	A	I	
Пил мінеральний	6	A	III	Ф
Тетраетилсвинець	0.005	П	I	0

Для захисту від шкідливих речовин, які знаходяться в повітрі робочої зони діагностування застосовують такі заходи:

- 1) обладнання приміщення дільниці загально-обмінною припливно-витяжною механічною вентиляцією;
- 2) обладнання постів напилування імплантатів місцевими відсмоктувачами відпрацьованих газів;
- 3) спеціальна підготовка та інструктаж обслуговуючого персоналу;
- 4) своєчасний якісний ремонт вентиляційного обладнання;
- 5) регулярне прибирання приміщення;
- 6) застосування засобів індивідуального захисту працюючих (спецодяг,

захисні окуляри, тощо);

7) попереджувальні та періодичні медичні огляди, профілактичне харчування і дотримання правил особистої гігієни.

Система опалення забезпечує рівномірне нагрівання повітря в зоні, можливість місцевого регулювання і вимикання, зручність в експлуатації, а також доступ при ремонті.

Чергове опалення забезпечує підтримку температури повітря в зоні в неробочий час не нижче $+5^{\circ}\text{C}$. Відновлення нормованої температури забезпечується системою основного опалення до початку роботи.

Температура припливного повітря, яке подається в робочу зону в холодний період року знаходиться на рівні $+16^{\circ}\text{C}$ і не вище 25°C .

Вхідні двері зони мають справний механічний пристрій примусового закривання. Аварійна вентиляція в робочій зоні забезпечує кратність повітрообміну загально-обмінної вентиляції.

Викиди в атмосферу із системи вентиляції розташовані на відстані від приймальних пристроїв для зовнішнього повітря більше 10 м. по горизонталі, викиди із системи місцевого відсмоктувача розташоване на висоті більше 2 м. над найвищою точкою покрівлі.

В мережу вентиляції необхідно встановити:

- 1) фільтр для очистки подаваного повітря;
- 2) калорифер для обігріву подаваного повітря в холодну пору року.

5.1.3 Виробниче освітлення

Згідно з [37] розряд зорової роботи IVa. Освітленість при системі одного загального освітлення 300 лк. Характеристика зорової роботи середньої точності. Найменший розмір розрізнення 1 мм.

На ділянці спроектоване устаткування для освітлення з урахуванням класифікації пожежовибухонебезпечних технологічних одиниць і устаткувань. Значення якісних та кількісних показників освітлення передбачені вимогами і наведені в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 - Параметри штучного та природного освітлення

Характеристика зорової роботи	Найменший розмір розрізн об'єкта, мм	Розряд зорової роботи	Підрозряд зорової роботи	Характеристика фона	Штучне освітлення	Природне освітлення
					Освітленість, лк	КПО %
Малої точності	1	IV	a	малий	300	1,5

Природне освітлення на дільниці - бокове одностороннє. Розрахуємо коефіцієнт природної освітленості:

$$e_n = e_n \cdot m \cdot c_k = 1,5 \cdot 0,9 \cdot 0,7 = 0,945 \approx 1\%, \quad (5.1)$$

де $m=0,9$ - коефіцієнт світового клімату для IV поясу;
 $c_k=0,7$ - коефіцієнт сонячності клімату, азимут 90° .

Характеристика штучних джерел світла наведено в табл. 5.4.

Таблиця 5.4 – Штучні джерела освітлення

Характеристика зорової роботи	Освітленість при системі заломленого освітлення, лк	Мінімальний Індекс кольоропередачі джерела світла для виробничої будівлі	Діапазон кольорової апаратури джерел світла для виробничої будівлі	Наведені типи джерел освітлення будівель
Робота з мало розрізненими об'єктами	150-300	30	3000-4500	ЛБ, ДБЛ

Люмінесцентні лампи встановлені на висоті 3,2 м. Внутрішня електропроводка виконана з надійною електро- та гідроізоляцією. Робоче місце робітника забезпечене місцевим освітленням. На дільниці передбачене аварійне освітлення, освітлення підлоги в основних місцях і переходах, відповідає - 0,5 лк.

5.1.4 Виробничий шум

Джерелами шуму є: верстати, вентиляційна система, трансформатори, випрямлячі та інше обладнання.

Допустимі рівні звукового тиску, рівні звуку і еквівалентні рівні звуку на робочих місцях приведені в таблиці 5.4.

Таблиця 5.4 - Рівні звукового тиску

Вид трудової діяльності, робоче місце	Рівні звукового тиску в дБ в октавних смугах з середньгеометричними частотами Гц									Рівні звуку та еквівалентні рівні звуку в дБ(А)
	1,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000	
Виконання всіх видів робіт на постійних робочих місцях в виробничих приміщеннях	107	95	87	82	78	75	73	71	69	80

При надмірних шумах встановлено звукоізоляцію, кожухи, відбиваючі екрани, заглушки та інші пристрої. Шумові машини закриваються звукоізолюваними кожухами, які виготовлені з металу та облицьовані зсередини

звукопоглинаючими матеріалами, а там де неможливо ізолювати джерела шуму проводять акустичну обробку.

5.1.5 Виробничі вібрації

Крім впливу шуму на дільниці робітники піддаються впливу вібрації. Захист від вібрації повинен задовольняти вимогам [38]. Вібрації знижуються за допомогою амортизаторів, змашувальних матеріалів і реактивних гасників пульсацій. Для особистого захисту робітників застосовують спеціальне взуття на вібропоглинаючій підшві, рукавиці з м'якими наладонниками. На робітників може також діяти локальна та загальна вібрації. Загальна вібрація категорії "З" тип "а", критерії оцінки - границя зниження продуктивності праці.

Нормування вібрацій наведено в таблиці 5.5

Таблиця 5.5 - Характеристики вібрацій

Вид вібрації	Категорія вібрації	Напрямок дії	Нормативне коректування по частоті і еквівалентне коректування значень			
			Віброприскорення		Віброшвидкість	
			м/с ² ·10 ⁻²	дБ	м/с ² ·10 ⁻²	дБ
Локальна	—	Xп, Yа, Zп	2,0	12.5	2,0	112
Загальна	З тип "а"	Z ₀ . Y ₀ . X ₀	0,1	100	0,2	92

Віробезпека праці на підприємстві забезпечується дотриманням правил умов експлуатації машин і ведення процесів підтримання технічного стану машин, параметрів технологічних процесів і елементів виробничого середовища, своєчасним проведенням планового і попереджувального ремонту машин і обладнання.

5.2 Техніка безпеки

Регулювати системи та пристрої необхідно при непрацюючому обладнанні (окрім регулювання плазмотронів та їх живлення).

Робоче місце повинно бути обладнано регульованим по висоті стільцем, який обертається. Пост напилювання обладнаний ефективним відсмоктувачем для видалення відпрацьованих газів.

Конструкція устаткування і його окремих частин повинна виключати можливість їх падіння, опускання, перекидання та довільного зміщення при всіх передбачених умовах експлуатації.

Частини устаткування (у т.ч. трубопроводи гідро- та пневмосистеми, запобіжні клапани, кабелі тощо), механічне пошкодження яких може викликати виникнення небезпеки, повинні бути захищені або розташовані так, щоб запобігти їх випадковому пошкодженню.

Пристрої для зупинки та пуску устаткування повинні розміщуватись так, щоб ними можна було зручно користуватися з робочого місця та виключалась можливість самовільного їх включення і створення небезпечних ситуацій через порушення працюючими послідовності дій на органи керування.

Поверхні пристроїв і елементів виробничого устаткування, що можуть служити джерелом небезпеки для працюючих, повинні фарбуватися згідно галузевих нормативних документів.

Усі контрольно-вимірювальні прилади необхідно утримувати у справному стані, періодично перевіряти. Забороняється використовувати прилади з простроченим терміном перевірки.

Вибракування інструменту, пристроїв проводиться у відповідності з установленим графіком, але не рідше одного разу на 3 місяці.

Дільниця відноситься до приміщення з підвищеною небезпекою враження електричним струмом (струмопровідні підлоги).

Для захисту людей від небезпеки ураження електричним струмом використані такі технічні засоби захисту: виконане занулення корпусів електричних машин, електричних апаратів, освітлювачів, каркасів розподільчих щитів, щитів керування, металевих кабельних конструкцій; блокування рубильника, пускачів електроприладів.

5.3 Пожежна безпека

Дільниця відновлення та зміцнення відноситься до приміщення категорії В по пожежній небезпеці згідно [39].

З метою попередження виникнення пожеж в зоні діагностики передбачено:

- 1) заборона застосування відкритого вогню;
- 2) виконання робіт без порушення технологічного режиму діагностування;
- 3) застосування в електромережах 220/380В струмового захисту з плавкими вставками;
- 4) прокладання електропроводки у металевих трубах і гнучких металевих рукавах;
- 5) своєчасне очищення підлоги від розлитих горючих речовин;
- 6) щозмінне спорожнення металевих ящиків від промасленого ганчір'я;
- 7) заборона паління на робочих місцях;
- 8) установка тросового блискавкозахисту III категорії на території підприємства.

Дільниця оснащена засобами гасіння пожежі: один вогнегасник ОХП-10, один - ОП-5 та ящик з піском об'ємом 0,5 м³. Табличка на дверях при вході в дільницю інформує про категорію пожежної небезпеки дільниці.

Приміщення дільниці знаходиться в будівлі I ступеня вогнестійкості. Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій згідно [46] наведені в таблиці 5.6.

Таблиця 5.6 - Мінімальні межі вогнестійкості будівельних конструкцій

Ступінь Вогнестійкості будівлі	Стіни				Колони	Площадки, балки і	Плити, настили (з утеплювачем) і інші настили	Елементи	
	Несучі	Самонесучі	Зовнішні несучі і в.т.ч. з	Внутрішні				Плити, настили.	Балки, ферми, арки, рами.
1	2,5	1,25	0,5	0,5	2,5	1	1	0,5	0,5

5.4 Безпека в надзвичайних ситуаціях

5.4.1 Дія іонізуючих випромінювань на людей

Під впливом іонізуючого випромінювання атоми і молекули живих клітин іонізуються, в результаті чого відбуваються складні фізико-хімічні процеси, які впливають на характер подальшої життєдіяльності людини.

Згідно з одними поглядами, іонізація атомів і молекул, що виникає під дією випромінювання, веде до розірвання зв'язків у білкових молекулах, що призводить до загибелі клітин і поразки всього організму. Згідно з іншими уявленнями, у формуванні біологічних наслідків іонізуючих випромінювань відіграють роль продукти радіолізу води, яка, як відомо, становить до 70% маси організму людини. При іонізації води утворюються вільні радикали H^+ та OH^- , а в присутності кисню — пероксидні сполуки, що є сильними окислювачами. Останні вступають у хімічну взаємодію з молекулами білків та ферментів, руйнуючи їх, в результаті чого утворюються сполуки, не властиві живому організму. Це призводить до порушення обмінних процесів, пригнічення ферментних і окремих функціональних систем, тобто порушення життєдіяльності всього організму.

Вплив радіоактивного випромінювання на організм людини можна уявити в дуже спрощеному вигляді таким чином. Припустімо, що в організмі людини відбувається нормальний процес травлення, їжа, що надходить, розкладається на більш прості сполуки, які потім надходять через мембрану усередину кожної клітини і будуть використані як будівельний матеріал для відтворення собі подібних, для відшкодування енергетичних витрат на транспортування речовин і їхню переробку. Під час потрапляння випромінювання на мембрану відразу ж порушуються молекулярні зв'язки, атоми перетворюються в іони. Крізь зруйновану мембрану в клітину починають надходити сторонні (токсичні) речовини, робота її порушується. Якщо доза випромінювання невелика, відбувається рекомбінація електронів, тобто повернення їх на свої місця. Молекулярні зв'язки відновлюються, і клітина продовжує виконувати свої

функції. Якщо ж доза опромінення висока або дуже багато разів повторюється, то електрони не встигають рекомбінувати; молекулярні зв'язки не відновлюються; виходить з ладу велика кількість клітин; робота органів розладнується; нормальна життєдіяльність організму стає неможливою.

5.4.2 Розрахунок режимів радіаційного захисту

Під режимом роботи на виробництві в умовах радіоактивного забруднення розуміють порядок і умови роботи, переміщення і відпочинку персоналу з використанням засобів захисту, що зменшує ураження людей і скорочує вимушену зупинку виробництва[40].

Визначимо можливу дозу опромінення в заданих умовах радіаційного забруднення, які будуть працювати у звичайному режимі (2 зміни по 12 год.)

$$D_m = \frac{1,33 \cdot p_{1\max} \cdot (\sqrt[4]{t_k^3} - \sqrt[4]{t_n^3})}{K_{\text{noc}}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{13^3} - 1)}{12} = 1,29 \text{ мР}, \quad (5.2)$$

де $t_n=1$ год. – час початку роботи після радіоактивного забруднення;

$t_k=1+12=13$ год. – час завершення роботи першої робочої зміни після радіоактивного забруднення;

$p_{1.\max}=2$ мР/год. – рівень радіації через одну годину після радіоактивного забруднення;

$K_{\text{noc}}=12$ – коефіцієнт послаблення радіації виробничим приміщенням.

Визначимо граничне значення рівня радіації, при якому можлива робота в звичайному режимі

$$p_{\text{гр}} = \frac{D_{\text{доп}} \cdot K_{\text{noc}}}{1,33 \cdot (\sqrt[4]{t_k^3} - \sqrt[4]{t_n^3})} = \frac{0,75 \cdot 12}{1,33 \cdot (\sqrt[4]{13^3} - \sqrt[4]{1^3})} = 1,15 \text{ мР / год}. \quad (5.3)$$

Оскільки можлива доза опромінення $D_m > D_{\text{доп}}$ ($1,29 > 0,75$) та рівень радіоактивного забруднення $p_{1\max} > p_{\text{гр}}$ ($2 > 1,15$) перевищують допустимі норми, робота операторів верстатного обладнання, а отже і цеху в цілому в режимі 2 зміни по 12 год. неможлива. Для продовження виробничої діяльності об'єкта необхідно введення в дію режимів радіаційного захисту.

Розрахунок режимів радіаційного захисту проведемо в такій послідовності.

Для кожної зміни визначимо час початку робочої зміни ($t_{пi}$), час кінця робочої зміни ($t_{кi}$), тривалість роботи зміни ($t_{рi}$) та можливу дозу опромінення ($D_{мi}$).

Визначаємо час початку роботи першої зміни, для цього знаходимо коефіцієнт α :

$$\alpha = \frac{D_{\text{дон}} \cdot K_{\text{нос}}}{1,33 \cdot p_{1\text{max}}} = \frac{0,75 \cdot 12}{1,33 \cdot 2} = 3,38. \quad (5.4)$$

Згідно довідникових даних час початку роботи першої скороченої зміни $t_{п1} = 1$ год.

Для 1-ї скороченої зміни: $t_{п1} = 1$ год.

Час закінчення роботи зміни

$$t_{к1} = \left(\frac{D_{\text{дон}} \cdot K_{\text{нос}} + 1,33 \cdot p_{1\text{max}} \cdot \sqrt[4]{t_{п1}^3}}{1,33 \cdot p_{1\text{max}}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{1^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 7,1 \approx 7 \text{ год}. \quad (5.5)$$

Тривалість роботи зміни $t_{р1} = t_{к1} - t_{п1} = 7 - 1 = 6$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{м1} = \frac{1,33 \cdot p_{1\text{max}} \cdot (\sqrt[4]{t_{к1}^3} - \sqrt[4]{t_{п1}^3})}{K_{\text{нос}}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{7^3} - \sqrt[4]{1^3})}{12} = 0,746 \text{ мР}.$$

Для 2-ї зміни: $t_{п2} = t_{п1} + t_{р1} = 1 + 6 = 7$ год.

Час закінчення роботи зміни (аналогічно (5.5))

$$t_{к2} = \left(\frac{D_{\text{дон}} \cdot K_{\text{нос}} + 1,33 \cdot p_{1\text{max}} \cdot \sqrt[4]{t_{п2}^3}}{1,33 \cdot p_{1\text{max}}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{7^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 15,06 \approx 15 \text{ год}. \quad (5.6)$$

Тривалість роботи зміни $t_{р2} = t_{к2} - t_{п2} = 15 - 7 = 8$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{m2} = \frac{1,33 \cdot p_{1\max} \cdot (\sqrt[4]{t_{k2}^3} - \sqrt[4]{t_{n2}^3})}{K_{\text{посл}}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{15^3} - \sqrt[4]{7^3})}{12} = 0,75 \text{ мР}.$$

Для 3-ї зміни: $t_{п3} = t_{п2} + t_{p2} = 7 + 8 = 15$ год.

Час закінчення роботи зміни (аналогічно (5.5))

$$t_{k3} = \left(\frac{D_{\text{дон}} \cdot K_{\text{посл}} + 1,33 \cdot p_{1\max} \cdot \sqrt[4]{t_{n3}^3}}{1,33 \cdot p_{1\max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{15^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 24,3 \approx 24 \text{ год}. \quad (3.18)$$

Тривалість роботи зміни $t_{p3} = t_{k3} - t_{п3} = 24 - 15 = 9$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{m3} = \frac{1,33 \cdot p_{1\max} \cdot (\sqrt[4]{t_{k3}^3} - \sqrt[4]{t_{n3}^3})}{K_{\text{посл}}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{24^3} - \sqrt[4]{15^3})}{12} = 0,74 \text{ мР}.$$

Для 4-ї зміни: $t_{п4} = t_{п3} + t_{p3} = 15 + 9 = 24$ год.

Час закінчення роботи зміни (аналогічно (5.5))

$$t_{k4} = \left(\frac{D_{\text{дон}} \cdot K_{\text{посл}} + 1,33 \cdot p_{1\max} \cdot \sqrt[4]{t_{n4}^3}}{1,33 \cdot p_{1\max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{24^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 34,16 \approx 34 \text{ год}$$

Тривалість роботи зміни $t_{p4} = t_{k4} - t_{п4} = 34 - 24 = 10$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{m4} = \frac{1,33 \cdot p_{1\max} \cdot (\sqrt[4]{t_{k4}^3} - \sqrt[4]{t_{n4}^3})}{K_{\text{посл}}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{34^3} - \sqrt[4]{24^3})}{12} = 0,748 \text{ мР}.$$

Для 5-ї зміни: $t_{п5} = t_{п4} + t_{p4} = 24 + 10 = 34$ год.

Час закінчення роботи зміни (аналогічно (5.5))

$$t_{k5} = \left(\frac{D_{дон} \cdot K_{noc} + 1,33 \cdot p_{1max} \cdot \sqrt[4]{t_{n5}^3}}{1,33 \cdot p_{1max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{34^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 45,37 \approx 45 \text{ год}$$

Тривалість роботи зміни $t_{p5} = t_{k5} - t_{п5} = 45 - 34 = 11$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{м5} = \frac{1,33 \cdot p_{1max} \cdot (\sqrt[4]{t_{k5}^3} - \sqrt[4]{t_{п5}^3})}{K_{носл}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{45^3} - \sqrt[4]{34^3})}{12} = 0,7494 \text{ мР}.$$

Для 6-ї зміни: $t_{п6} = t_{п5} + t_{p5} = 34 + 11 = 45$ год.

Час закінчення роботи зміни (аналогічно (5.5))

$$t_{k6} = \left(\frac{D_{дон} \cdot K_{noc} + 1,33 \cdot p_{1max} \cdot \sqrt[4]{t_{п6}^3}}{1,33 \cdot p_{1max}} \right)^{\frac{4}{3}} = \left(\frac{0,75 \cdot 12 + 1,33 \cdot 2 \cdot \sqrt[4]{45^3}}{1,33 \cdot 2} \right)^{\frac{4}{3}} = 56,87 \approx 57 \text{ год}.$$

Тривалість роботи зміни $t_{p6} = t_{k6} - t_{п6} = 57 - 45 = 12$ год.

Можлива доза опромінення зміни (аналогічно (5.2))

$$D_{м6} = \frac{1,33 \cdot p_{1max} \cdot (\sqrt[4]{t_{k6}^3} - \sqrt[4]{t_{п6}^3})}{K_{носл}} = \frac{1,33 \cdot 2 \cdot (\sqrt[4]{57^3} - \sqrt[4]{45^3})}{12} = 0,768 \text{ мР}.$$

Згідно проведеного розрахунку режимів радіаційного захисту роботу в дві зміни на підприємстві в заданих умовах можна буде розпочинати через 34 год. після радіоактивного забруднення.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. У магістерській кваліфікаційній роботі проаналізовано процеси зношування робочих поверхонь колеса насоса земснаряду, яке працює в умовах абразивного та гідроабразивного зношування, що дозволило обрати спосіб відновлення поверхонь деталі та підібрати необхідну методику для проведення процесу нанесення зносостійких покриттів, шляхом поверхневого зміцнення тертям, яке сприяє збільшенню твердості поверхні за рахунок утворення зносостійкого поверхневого шару.

2. Проведені дослідження показали, що метод поверхневого високошвидкісного зміцнення тертям дає можливість збільшити термін служби робочого колеса насоса земснаряду завдяки утворенню білого шару на робочих поверхнях лопаток колеса, яке призводить до збільшення твердості поверхонь, що стає причиною підвищення зносостійкості від гідроабразивного зношування та зношування від кавітації.

3. Аналіз дослідження процесів зношування робочих поверхонь колеса насоса земснаряду дає зрозуміти, що за рахунок високої вологості, наявності високого парціального тиску водню, наявності гідроабразивних частинок (пульпи, шламу), відбувається інтенсивне зношування робочих поверхонь колеса насоса, що вимагає застосування різного типу методів відновлення та зміцнення.

4. Результатом проведених досліджень можна вважати наступні висновки:

1) Поверхневе зміцнення тертям деталей, яким би інструментом воно не проводилося, завжди призводить до підвищення зносостійкості робочих поверхонь та збільшення твердості;

2) Поверхневе зміцнення тертям доцільно проводити гладеньким або переривчастим диском, з використанням графітовмісних масел;

3) зміцнення тертям з одночасним нанесенням антифрикційних плівок неефективно, в порівнянні з іншими методами.

Згідно з результатами проведених досліджень існує кілька напрямків вдосконалення методу ШФЗ:

1) використання графітовмісних мастил, що застосовуються в процесі зміцнення тертям [21];

2) використання в процесі зміцнення мастил із плакуючими присадками для одночасного зміцнення нанесенням спеціальних антифрикційних покриттів [22];

3) використання в якості інструментів переривчастих дисків [23];

4) використання в якості інструментів металевих щіток [24].

4. Розроблений технологічний процес відновлення та зміцнення робочого колеса насоса земснаряду дозволяє збільшити довговічність робочого колеса, шляхом нанесення зносостійкого покриття.

5. Спроектована установка з числовим програмним керуванням дає можливість проводити автоматизовані, різного типу, процеси відновлення та зміцнення.

6. Виконаний розрахунок економічного ефекту процесу відновлення робочого колеса насоса земснаряду з врахуванням розробленого технологічного процесу показує, що його впровадження на підприємстві дозволить отримати позитивний економічний ефект у розмірі 4061010грн.

7. Проаналізовані умови праці на дільниці дозволили встановити основні шкідливості та чинники, які впливають на самопочуття та здоров'я робітників у робочій зоні та на підприємстві загалом, що зменшує ймовірність виникнення аварійної ситуації. Розрахована вентиляція сприяє зменшенню впливу негативних факторів, які виникають під час відновлення колеса насоса земснаряду.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Кубарев О.М. Биосовместимые материалы [Текст] / Кубарев О.М. – М. : Энергоатомиздат, 1991. – 264 с. – ISBN5-283-00611-5.
2. Електронна мікроскопія та міцність матеріалів [Текст] : [наукове видання] / ред. О. І. Білик. // Праці Інституту проблем матеріалознавства ім. І. М. Францевича НАН України, – 2010. – Випуск №17. – С. 97–101.
3. Формирование микроструктуры и свойств керамики [Электронный ресурс] : [статья] / А. А. Соловьев, Н. С. Сочугов, А. В. Шипилова и др. – Электронные текстовые данные (1 файл : 899 кбайт). – Электрохимия. – 2011. – Том 47, №4. – С. 524-533. – Режим доступа к статье: <http://portal.tpu.ru:7777/SHARED/s/SOLOVEV/Engl/Tab/ELK0524.pdf> (06.02.2016). – Название с экрана.
4. Петров А. Н. Формирование целевых свойств перспективных материалов. Теория и приложение. [Электронный ресурс] : [учебное пособие] / А. Н. Петров. – Электронные текстовые данные (1 файл : 2,44 Мбайт). – Екатеринбург : «Уральский государственный университет им. А. М. Горького», 2008. – 218 с. – Режим доступа: http://elar.urfu.ru/bitstream/10995/1475/5/1334868_program.pdf (30.11.2014). – Название с экрана.
5. Gorte R. J. Calcium phosphate ceramics from hydroxyapatite [Текст] / R. J. Gorte, J. M. Vohs // Journal of Catalysis. – 2003. – 216. – P. 477–486.
6. Haile S. M. Powders mixtures based on ammonium hydrophosphate [Текст] / S. M. Haile // Acta Materialia, 2003. – 51. – P. 5981– 6000.
7. Aruna S.T. Calcium carbonate for preparation of biocompatible [Текст] / S.T. Aruna, M. Muthuraman, K.C. Patil. – Solid State Ionics, 1998. – Vol. 111. – P. 45-51.
8. Amorphous calcium phosphate [Текст] / S.Kim, H. Moon, S.Hyun [et. al.] // Solid State Ionics, 2007. – 178. – P. 1304–1309.
9. Synthesis of calcium phosphate powder from calcium formiate / K.R. Han, Y. Jeong, H. Lee [et. al.] // Materials Letters, 2007. – 61. – P. 1242–1245.

10. Conductivity of porous cermets / D.W. Dees, T.D. Claar, T.E. Ealsler [et. al.] // J. Electrochem. Soc., 1987. – 134. – P. 2141–2146.

11. Pratihari S.K. Processing microstructure property correlation of porous calcium phosphate / S.K. Pratihari, A. Dassharma, H.S. Maiti // Materials Research Bulletin, 2005. – 40(11). – P. 1936–1944.

12. Powder systems for calcium phosphate ceramics / W. Huebner, H.U. Anderson, D.M. Reed [et. al.] // Proceedings of the Fourth International Symposium on Biocompatible materials (SOFC-IV) / editors: M. Dokiya, O. Yamamoto, H. Tagawa, S.C. Singhal. – Pennington, NJ: The Electrochemical Society, 1995. – 95(1). – P. 696–705.

13. Porous ceramic based on Calcium Pyrophosphate / E. Ivers-Tiffue, W. Wersing, M. Schießl [et. al.] // Berichte der Bunsen-Gesellschaft für Physikalische Chemie, 1990. – 94. – P. 978–981.

14. Features of Octacalcium Phosphate Thermolysis / F. Tietz, F.J. Dias, D. Simwonis [et. al.] // J. Eur. Ceram. Soc., 2000. – 20. – P. 1023–1034.

15. Ceramic based on calcium pyrophosphate nanopowders / K. Chen, X. Chen, Z. Lu [et. al.] // Ceramic Acta, 2009. – 54. – P. 1355–1361.

16. Modifying brushite containing phosphate cements // D.-S. Lee, J.-H. Lee, J. Kim [et. al.] // Ceramic State Ionics, 2004. – 166. – P. 13–17.

17. Influence of Maturation Conditions of Hydroxyapatite / S.K. Pratihari, R.N. Baus, S. Mazumder [et. al.] // In: Proceedings of the Sixth International Symposium on Ceramic materials, editors: S.C. Singhal, M. Dokiya / Pennington, NJ: The Electrochemical Society, 1999. – 99(19). – P. 513–521.

18. Resorbable calcium phosphate based ceramics / Q. Fu, F. Tietz, D. Sebold [et. al.] // Journal of Powder Sources, 2007. – 171. – P. 663–669.

19. Денисенко Э.Т. Пористая гидроксипатитовая керамика [Текст] / Э. Т. Денисенко, О. П. Кулик, Т. В. Еремина // Порошковая металлургия, 1983. – № 4. – С. 4–5.

20. Методы получения керамики / Е. В. Дудник, З. А. Зайцева, А. В. Шевченко [и др.] // Порошковая металлургия. 1993. — № 7. — С. 24–26.

21. Влияние давления формования на спекаемость субмикронных порошков [Текст] / А. В. Галахов, С. В. Куцев, В. А. Крючков [и др.] // Огнеупоры. – 1993. – № 2. – С. 5–9.

22. Кабанова М. И. Фазовые и химические изменения при спекании оксидной керамики [Текст] / М. И. Кабанова, В. А. Дубок // Порошковая металлургия, 1992. – № 5. – С. 85.

23. Лукин Е. С. Современная высокоплотная оксидная керамика. Микроструктура и процессы рекристаллизации в керамических оксидных материалах [Текст] / Е. С. Лукин // Огнеупоры и техническая керамика, 1996. – № 6. – С. 2–7.

24. Сайт о химии «ХИМИК». Химическая энциклопедия [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.ximuk.ru/encyklopedia/> (2.02.2016). — Назва з екрану.

25. Пальоха К. К. Організація експерименту [Текст]: навч. посіб. для студ. спец. "Композиційні та порошкові матеріали, покриття" / К. К. Пальоха; Ін-т змісту і методів навчання, Нац. техн. ун-т України "Київ. політехн. ін-т". - К.: [б.в.], 1996. - 136 с. – ISBN 5-7763-9722-7.

26. ГОСТ 25281-82. – Металлургия порошковая. Метод определения плотности формовок. Издание официальное. – М.: Государственный комитет СССР по стандартам. – Утвержден и введен в действие от 27.05.1982 г.

27. Справочник технолога-машиностроителя. В 2-х т./ Под ред. А.Г. Косиловой и Р.К. Мещерякова. - 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1985. – 496 с.

28. Савуляк В.І. Відновлення деталей машин: Навчальний посібник / В. І. Савуляк, В. Т. Івацько. – Вінниця: ВНТУ, 2004. – Ч. 1. – 93 с.

29. Шиліна О.П. Газотермічна обробка матеріалів. Навчальний посібник. / О.П. Шиліна, А.Ю. Осадчук/ ВДТУ, 2004. -72 с.

30. Савуляк В.І. Технічне нормування в ремонтному виробництві./ В.І.Савуляк., С.В. Білошицький/– Вінниця: ВНТУ, 2010. – 243 с.

31. Анурьев В.И. Справочник конструктора-машиностроителя. М.: Машиностроение, 1980. Т.2.– 560 с.

32. Нанесення покриття : [навчальний посібник] / [В. М. Корж, В. Д. Кузнецов, Ю. С. Борисов, К. А. Ющенко] ; за редакцією академіка НАН України К. А. Ющенко – К. : Аристей, 2005. – 204 с.

33. Шиліна О.П. Вакуумно – конденсаційне напилювання покрить. Навчальний посібник./ О.П. Шиліна, В.І. Савуляк, А.Ю. Осадчук/ – Вінниця: ВНТУ, 2006.– 96 с.

34. Козловський В. О. Техніко-економічні обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах і роботах. Навчальний посібник. / В. О. Козловський – Вінниця: ВДТУ, 2003. – 75 с.

35. Козловський В. О. Інноваційний менеджмент. Практикум. / В. О. Козловський, О.Й. Лесько. – Вінниця: ВНТУ, 2006. – 166 с.

36. ДСН 3.3.6.042-99. Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень. – Київ, 2000.

37. ДСН 3.3.6.037-99. Санітарні норми виробничого шуму, ультразвуку та інфразвуку. – Київ, 2000

38. ГОСТ12.1.012-90. ССБТ. Вибрационная безопасность. Общие требования. – М., 1990.

39. ГОСТ 12.2.006-87. ССБТ. Безопасность аппаратуры электронной сетевой и сходных с ней устройств, предназначенных для бытового и аналогичного общего применения. Общие требования и методы испытаний.

40. ГОСТ 12.1.006-84. ССБТ. Электромагнитные поля радиочастот. Допустимые уровни на рабочих местах и требования к проведению контроля (СТ СЭВ 5801 -86).

ВНТУ, МАТЕРІАЛОЗНАВСТВО

ДОДАТКИ

Додаток А

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри ГМ

д.т.н., проф. _____ Л.К. Поліщук

«__» _____ 2021 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на магістерську кваліфікаційну роботу

ПІДВИЩЕННЯ ДОВГОВІЧНОСТІ РОБОЧОГО КОЛЕСА НАСОСА

ЗЕМСНАРЯДУ

08-27.МКР.001.00.000 ТЗ

Керівник: к.т.н., доцент каф. ГМ

_____ О.П. Шиліна

Виконав: ст.гр. 13В-20М

_____ Р. Л. Депутат

Вінниця 2021

Розробка технічного завдання на магістерську кваліфікаційну роботу складається з основних етапів, які відповідають стандарту та ГОСТ 2.103-2013.

Підстава для розробки наказ ректора ВНТУ № 64 від «9» березня 2021 року.

1 Назва та об'єкт проектування

Назва: ОТРИМАННЯ ІМПЛАНТАНТІВ МЕТОДОМ ПЛАЗМОВОГО НАПИЛЮВАННЯ

Умовне позначення: 08-27.МКР.001.00.000 ТЗ

Імплантант для заміни кісток верхніх кінцівок людини. Виготовляється методом плазмового напилювання гідроксиапатитом на заготовку, виготовлену методом 3-Д прототипування або штампування з сплавів титану.

Допустимі відхилення розмірів, шорсткості та відхилень геометричної форми та відносного розташування поверхонь з геометричними похибками верстатів є відповідними. Технологія повинна забезпечувати виготовлення імплантантів за індивідуальними розмірами та формою.

Квалітети точності та шорсткість оброблюваних поверхонь можуть бути забезпечені при застосуванні відповідних методів обробки та кількості переходів. Відносне розташування поверхонь може бути забезпечене за рахунок застосування відповідних схем базування при механічній обробці та правильної організації змісту операцій.

2 Мета, завдання, призначення та джерела розробки

Розробка технологічного процесу проводиться на основі завдання на магістерську кваліфікаційну роботу згідно наказу ректора ВНТУ № 64 від 09.03.21 р., складеного у відповідності до вимог навчального плану підготовки спеціалістів у ВНТУ і розробленого кафедрою ГМ.

Призначенням даної магістерської кваліфікаційної роботи є виконання технологічних та конструкторських розробок для вдосконалення технологічного процесу аналога. Це можливо досягнути шляхом введення необхідних операцій для кращих експлуатаційних властивостей імплантантів кінцівок, проведення необхідних розрахунків оптимальних режимів обробки та модернізації, або проектуванням нової конструкції окремого технологічного обладнання.

Мета і завдання досліджень є підвищення ефективності зміцнення поверхонь імплантантів кінцівок, які працює в умовах корозійного біологічного середовища, методом поверхневого плазмового напилювання.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

- аналіз службового призначення імплантантів кінцівок;
- виконати аналітичний огляд відомих джерел інформації з питань дослідження процесів, які відбуваються в матеріалі імплантантів кінцівок під впливом дії агресивного середовища;
- вибір та технічне обґрунтування методів нанесення покриттів на імплантанти кінцівок;
- вибір матеріалів для нанесення покриттів на імплантанти кінцівок;
- проектування технологічного процесу нанесення покриттів на імплантанти кінцівок.

Джерелами розробки є:

- методика техніко-економічного обґрунтування роботи;
- методика проектування технологічного процесу нанесення покриттів;
- методика модернізації та проектування конструкції технологічного обладнання;
- вимоги до комплекту документів “Єдина система конструкторської та технічної документації”;
- загальні правила розробки технологічних процесів і вибір засобів технологічного оснащення ГОСТ 14.301-83;
- ДЕСТ 14.305-93 – Правила вибору технологічної оснастки;

- технічна література, довідникові видання.
1. Савуляк В.І., Ремонт та відновлення деталей машин та апаратів. Методичні вказівки до виконання курсових проектів / В.І. Савуляк. - Вінниця: ВНТУ [Електронний ресурс], 2009.
 2. Горбацевич А.Ф. Курсовое проектирование по технологии машиностроения / А.Ф.Горбацевич, В.А.Шкред. – Минск : Выш. школа, 1983.– 243 с.
 3. Козловський В. О. Техніко-економічні обґрунтування та економічні розрахунки в дипломних проектах і роботах. Навчальний посібник. / В. О. Козловський - Вінниця: ВДТУ, 2003. – 75 с.
 4. Козловський В. О. Інноваційний менеджмент. Практикум. / В.О. Козловський, О. Й. Лесько. – Вінниця: ВНТУ, 2006. – 166 с.
 5. Оснач О. Ф. Промисловий маркетинг: підруч. [для студ. вищ. навч. закл.] /О. Ф. Оснач, В. П. Пилипчук, Л. П. Коваленко – К.: Центр учбової літератури, 2009. – 364 с.
 6. Савуляк В. І. Магістерська кваліфікаційна робота. Загальні вимоги та рекомендації до її виконання : навчальний посібник. / В. І. Савуляк, О. П. Шиліна – Вінниця : ВНТУ, 2016. – 64 с.
 7. Шиліна О.П. Методичні вказівки до виконання курсового проекту з дисципліни «Наплавлення і напилювання» студентами напряму підготовки 6.050504 – Зварювання /Уклад. О.П. Шиліна. – Вінниця : ВНТУ, 2013. – 34 с.

3 Технічні вимоги та економічні показники

3.1 Вимоги до загальної структури і послідовності проектування

Зміст розділів магістерської кваліфікаційної роботи та строки їх виконання визначаються завданням на магістерську кваліфікаційну роботу та положенням кафедри по модульно-рейтинговій оцінці рівня та термінів виконання роботи.

Стадії розробки та етапи робіт встановлені по ГОСТ 2.103-2013.

Поетапні строки, що вказуються в ТЗ, є орієнтовними. Основними строками виконання робіт вважають строки, які встановлені в плані дослідно-конструкторських робіт.

Зміст стадій проектування та строки їх виконання визначаються завданням на магістерську кваліфікаційну роботу.

3.2 Вихідні дані для технологічного проектування

Приймаємо наступні вихідні дані для технологічного проектування:

– річний обсяг виготовлення імплантатів кінцівок – 1000 шт.

3.3 Вимоги до рівня уніфікації та стандартизації

З метою підвищення надійності, ремонтпридатності та економічності експлуатації технологічного обладнання, що розробляється, слід максимально застосувати стандартні вироби.

Рівень стандартизації та уніфікації конструкції повинен складати не менше 80%.

3.4 Вимоги до техніки безпеки та охорони навколишнього середовища

Конструктивні рішення повинні відповідати вимогам безпеки згідно встановлених параметрів відповідних стандартів по охороні праці та безпеці виробництва.

Викиди в навколишнє середовище не повинні перевищувати параметри, встановлені екологічним паспортом підприємства.

4 Стадії та етапи розробки

Проектування технологічного процесу повинно проводитись з використанням варіантного пошуку раціонального рішення, включати такі основні етапи:

- техніко-економічне обґрунтування технологічного процесу нанесення покриттів на імплантати кінцівок;
- розробка основної проектної задачі;
- технологічне проектування технологічного процесу;
- розробка обладнання та пристосування для технологічного процесу;
- охорона праці, навколишнього середовища та ЦО;
- економічна ефективність розробок.

5 Порядок контролю та приймання

Контроль та приймання розробок виконується у відповідності до „Положення про дипломне проектування” на кафедрі ГМ.

Технічне завдання оформлюється у відповідності з загальними вимогами до текстових конструкторських документів по ГОСТ 2.705-2013, на листах формату А4 по ГОСТ 9327-90.

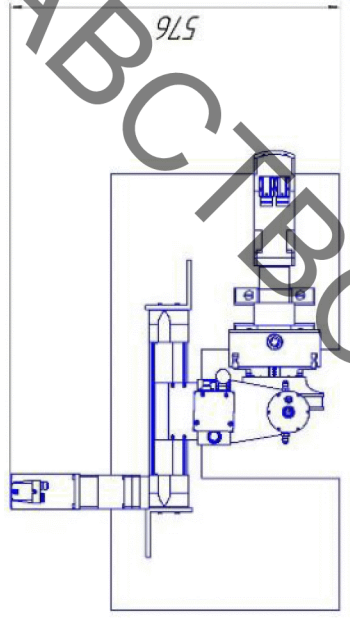
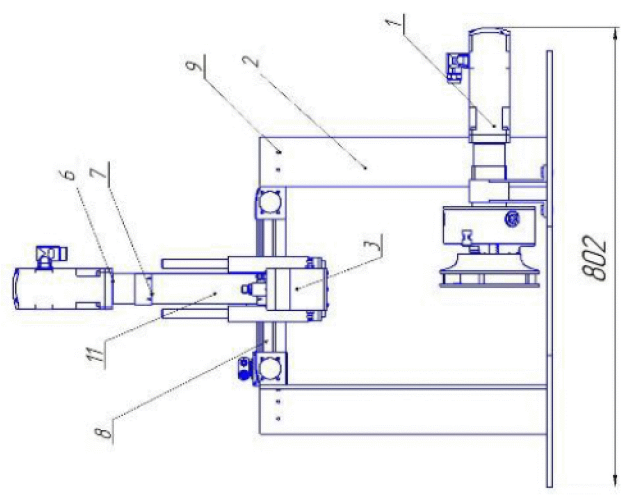
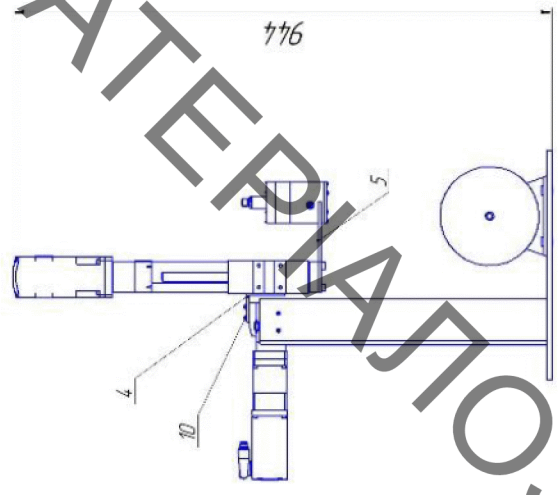
Формат	Зона	Поз.	Обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
Перв. примен.				Документация		
	А4		08-27.МКР.01.02.000 СК	Установка з ЧПК		
				Сборочные единицы		
	А4	1	08-27.МКР.01.02.001	Обертач	1	
Справ. №	А4	2	08-27.МКР.001.02.002	Рама	1	
	А4	3	08-27.МКР.01.02.003	Напилювач	1	
				Детали		
Подп. и дата	А4	4	08-27.МКР.01.02.004	Кріплення приводів	1	
	А4	5	08-27.МКР.01.02.005	Кріплення напилювача	2	
Инд. № докл.				Стандартные изделия		
	Взам инв. №	6		Болт М8 ГОСТ Р 55739	4	
Подп. и дата		7		Винты з циліндричною головкою		
	8		М3 ГОСТ Р ИСО 14583-2009	10		
	9		М4 ГОСТ Р ИСО 14583-2009	16		
Инд. № подл.				Гайка М8 ГОСТ 15523	4	
	08-27.МКР.001.00.002					
Изм. Лист	Разраб.	№ док.им.	Подп.	Дата	Лист	Листов
	Проб.	Депутат Р.Л.			1	2
Инд. № подл.	Н.контр.	Савуляк В.І.			3В-20м	
	Утв.	Поліщук Л.К.			ВНТУ	

Установка з ЧПК

Копировал

Формат А4

ВНТКУ, МАТЕРИАЛЫ ОЗНАЧЕНИЯ



- 1 Механическая обработка обработки 400 мм
- 2 Пункты на механизме X/Z 600/100 мм
- 3 Механическая обработка обработки 300 мм

08-271 МКР 0102.000 СК		Установка 3 ЧПУ	
№ п/п	№ документа	Дата	Исполнитель
1	08.15	11	
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
11			
12			
13			
14			
15			
16			
17			
18			
19			
20			
21			
22			
23			
24			
25			
26			
27			
28			
29			
30			
31			
32			
33			
34			
35			
36			
37			
38			
39			
40			
41			
42			
43			
44			
45			
46			
47			
48			
49			
50			

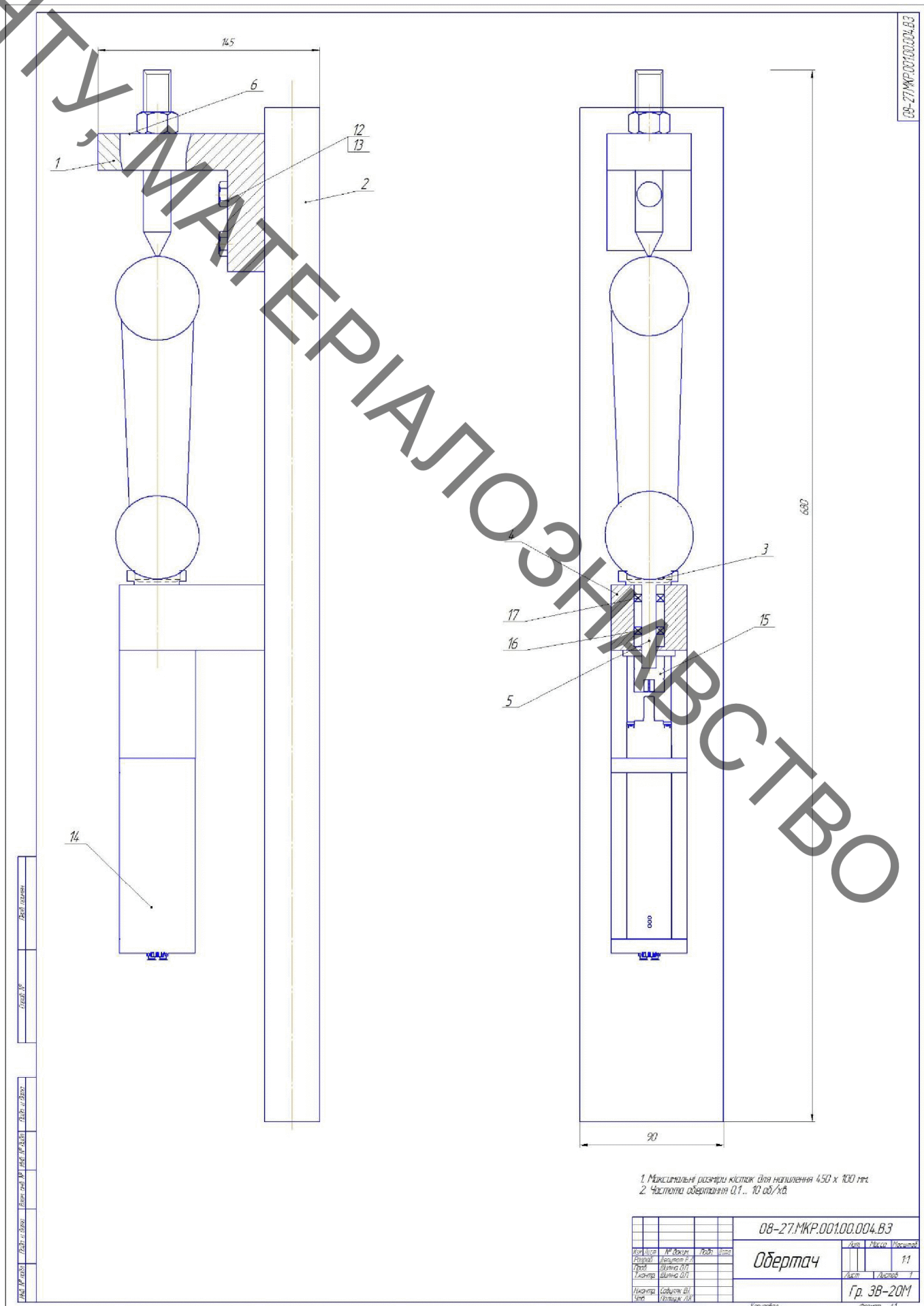
08-271 МКР 0102.000 СК

№ п/п	Имя файла	Дата изменения
1		
2		
3		
4		
5		
6		
7		
8		
9		
10		
11		
12		
13		
14		
15		
16		
17		
18		
19		
20		
21		
22		
23		
24		
25		
26		
27		
28		
29		
30		
31		
32		
33		
34		
35		
36		
37		
38		
39		
40		
41		
42		
43		
44		
45		
46		
47		
48		
49		
50		

Перв. примен.		Формат	Зона	Поз.	Обозначение	Наименование	Кол.	Примечание		
08-30.ПР17.003.001.000		A1				<u>Документація</u>				
						<u>Складальні</u>				
						<u>Деталі</u>				
Старов. №	A4	1	08-28.МКР.001.03.001	Корпус	1					
	A4	2	08-28.МКР.001.03.002	Корпус редуктора	1					
	A4	3	08-28.МКР.001.03.003	Плита	1					
	A4	4	08-28.МКР.001.03.004	Вал обертача	1					
	A4	5	08-28.МКР.001.03.005	Деталь						
						<u>Стандартні деталі</u>				
Взам. інв. №		10		Двигун EMMS AS 70 S RS	1					
		11		Редуктор EMBA 80 P 03 SAS 70	1					
		12		Муфта EAMC 56 58 24 25	1					
		13		Підшипник 1027305A ГОСТ 27365-87	2					
		14		M10-6d×20.14H016 ГОСТ91-80	2					
		15		M10-6d×20.14H016 ГОСТ91-80	4					
		16		M8-6d×25.58.016 ГОСТ 7898-70	4					
	17		Гвинт M5-6d×20.14H016 ГОСТ91-80	4						
Підп. і дата				08-27.МКР.001.03.000						
Взам. інв. №										
Інв. № подл.	Ізм. Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Обертач			Лист	Лист	Листов
	Разроб.	Депутат Р.Л.						1		1
	Проб.	Шиліна О.П.								
	Н.контр.	Савчуляк В.І.						гр.3В-20М		
Утв.	Поліщук Л.К.						Формат А4			

Копіював

Формат А4



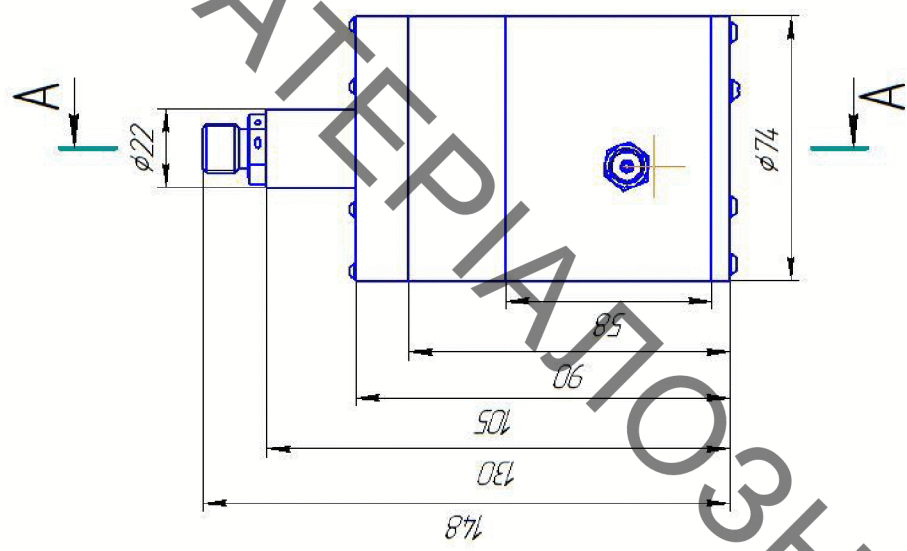
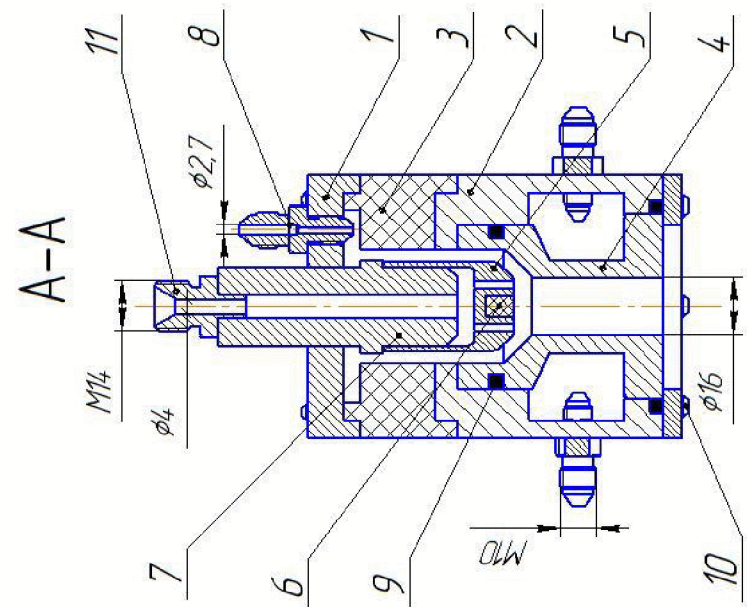
08-27.МКР.001.00.004.В3

1. Максимальні розміри кісток для наплення 450 x 100 мм.
 2. Чистота одержання 0,1... 10 од/кг.

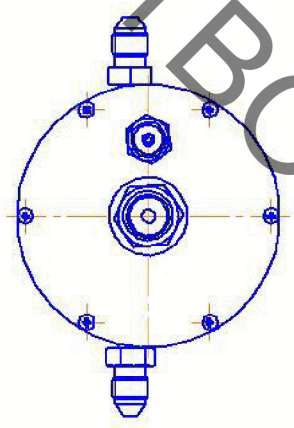
				08-27.МКР.001.00.004.В3			
Вид	№ докум.	Розб.	Вид	Лист	Кільк.	Всього	11
Розроб.	Листопад 07			Закр.	1	Закр.	1
Перев.	Відомості 07						Гр. 3В-20М
Проєкт.	Відомості 07						Формат А1
Корект.	Відомості 07						
Виконав.	Відомості 07						
Метр.	Відомості 07						

Формат	Зона	Лист	Обозначение	Наименование	Кол	Примечание	
							Лист
Стор. №	A4	1	08-27.МКР.001.11.001	Кришка	1		
		2	08-27.МКР.001.11.002	Корпус	1		
		3	08-27.МКР.001.11.003	Ізолятор	1		
		4	08-27.МКР.001.11.004	Анод	1		
		5	08-27.МКР.001.11.005	Катод	1		
		6	08-27.МКР.001.11.006	Вставка	1		
		7	08-27.МКР.001.11.007	Штицер-катодотримач	1		
Лист. і дата	Стандартні вироби						
	8	Ніпель 28-012 ГОСТ 16042-70				3	
	9	Кільце 003-050-14-1-0 ГОСТ 18829-73				2	
	10	Гвинт М6х25 ГОСТ 1491-80				12	
	11	Праходник 3-41 ГОСТ 20188-74				1	
08-27.МКР.001.00.002							
Інв. № подл.	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата		
	Разраб.	Депутат Р.Л					
	Проб.	Шиліна О.П.					
	Н.контр.	Савціяк В.І.					
Утв.	Поліщук Л.К.						
Плазмовий напилювач				Лит	Лист	Листов	
				Н		1	
				ЗВ-20М			
				ВНТУ			
Копировав				Формат А4			

08-27.МКР.01.00.002



- 1 Потужність напилального пристрою 40 кВт.
- 2 Продуктивність 5 кг/год.



08-27.МКР.01.00.002		Лист	Масса	Масштаб
Плазмовий напилальач			2,9	1:1
№ докум.	№ дато	Лист	Листов	1
Розроб.	Деталь Р/Д		30-201	ВНТУ
Шура	Шура ОП			
Т.контр.	Шура ОП			
Н.контр.	Судитк В/			
Удб.	Полщик ЛК			

Лист	№ докум.	Лист	№ дато	Лист	№ дато	Лист	№ дато	Лист	№ дато
------	----------	------	--------	------	--------	------	--------	------	--------

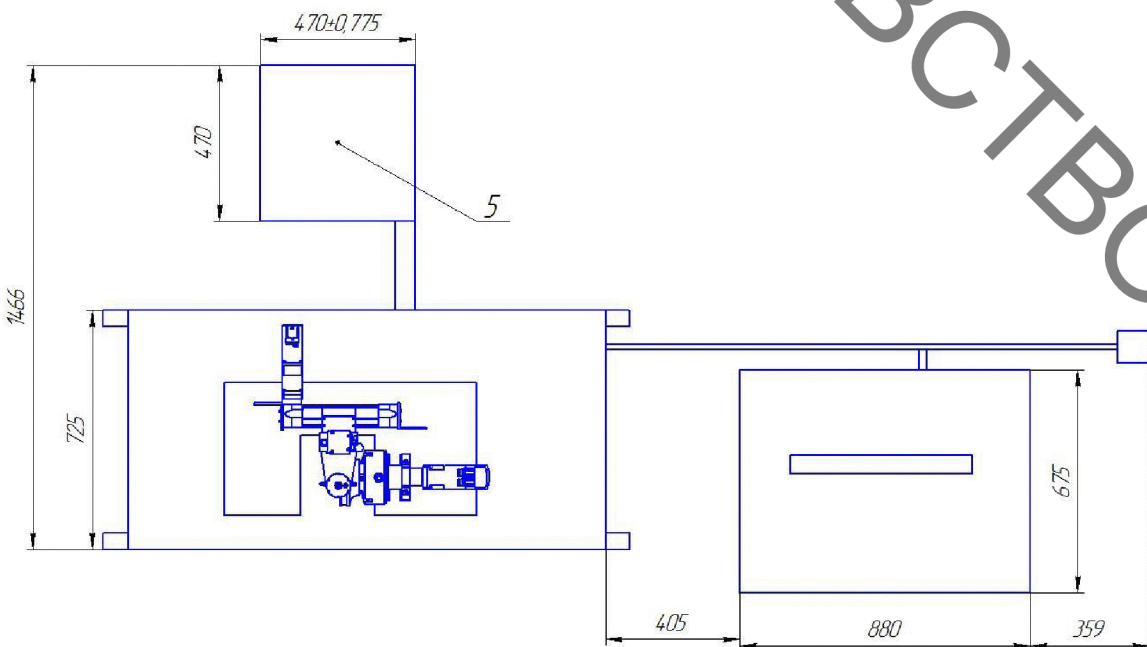
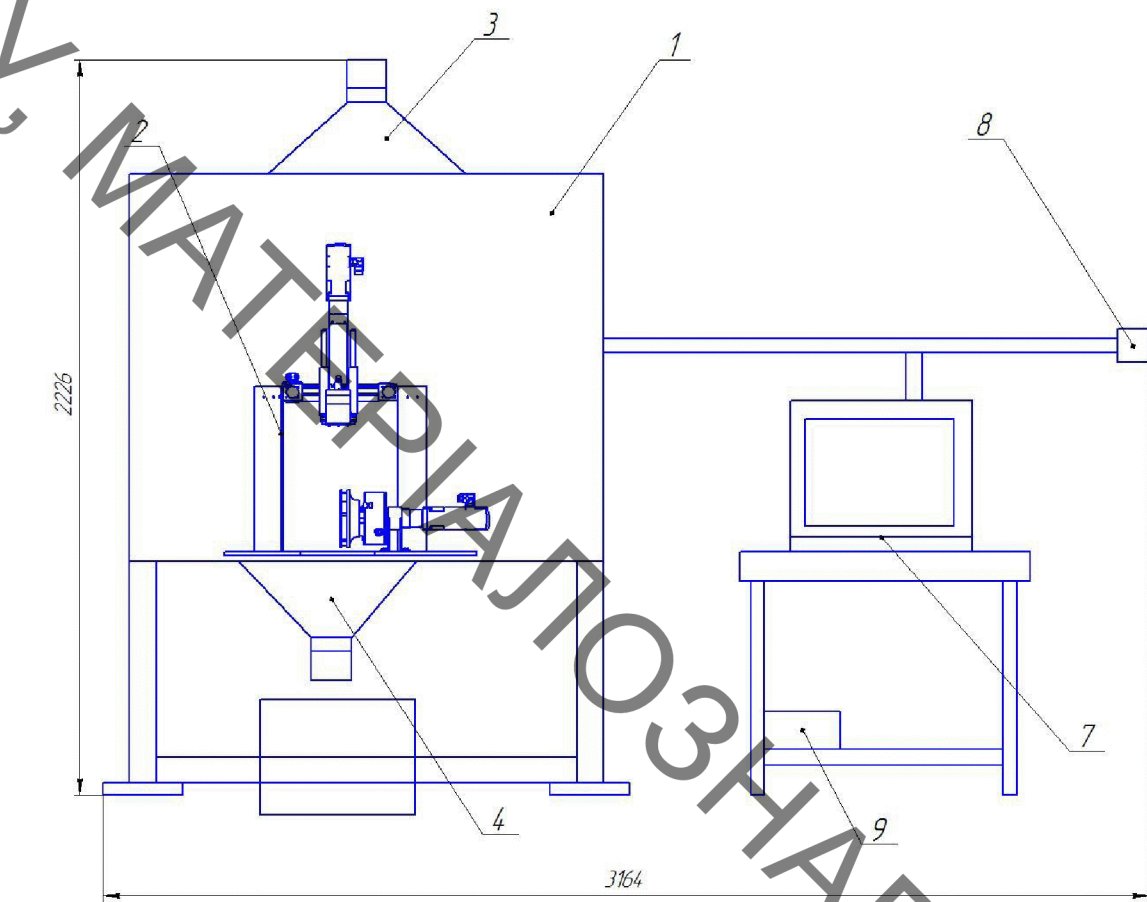
Копіювати А3

Перв. примен.	Формат	Зона	Поз.	Обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
Справ. №					<u>Документація</u>		
	A2			08-27.МКР.001.02.000.В3	Вид загальний		
					<u>Складальні одиниці</u>		
	A3	1		08-27.МКР.007.02.001	Захисна камера	1	
	A3	2		08-27.МКР.001.02.002	Установка з ЧПК	1	
Падп. и дата							
					Стандартні вироби		
			7		Ком'ютер	1	
			8		Магістраль стиснутого повітря	1	
			9		Стіл	1	
Инв. № подл.	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	08-27.МКР.001.00.002	
	Разраб.		Депутат Р.Л.			Лит.	Лист
	Проб.		Шиліна О.П.			Н	Листов
							1
	Н.контр.		Савціяк В.І.			ЗВ-20М	
	Утв.		Поліщук Л.К.			ВНТУ	

Копировал

Формат А4

08-27.МКР.01.02.000.В3



Лист у складі: Лист у складі: Лист у складі: Лист у складі: Лист у складі

Лист №: Лист №: Лист №: Лист №: Лист №:

Лист №: Лист №: Лист №: Лист №: Лист №:

Лист №: Лист №: Лист №: Лист №: Лист №:

Лист №: Лист №: Лист №: Лист №: Лист №:

				08-27.МКР.01.02.000.В3		
Лист	Листа	№ об'єкт	Лист	Листа	Листа	Листа
Розроб	Депутат Р.П.					84,15
Лист	Шиман О.П.					1:1
Т.конст.	Шиман О.П.					Лист Листа 1
Н.конст.	Собуток В.І.					ЗВ-201
Склад	Поліщук І.К.					ВНТУ

Копіювання Формат А2