

Міністерство освіти і науки України
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

Факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії
(повна назва факультету)

Кафедра біотехнічних систем
(повна назва кафедри)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

Яворська Є.Б.

(підпис)

(прізвище та ініціали)

« »

2022 р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

на здобуття освітнього ступеня магістр
(назва освітнього ступеня)

за спеціальністю 163 Біомедична інженерія
(шифр і назва спеціальності)

студенту Навозняк Ростиславу Петровичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Методи підвищення якості матеріалів після лазерної обробки для біомедичної інженерії

Керівник роботи Ткачук Роман Андрійович, проф. д.т.н.
(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

Затверджені наказом ректора від « 10 » листопада 2022 року № 4/7-892

2. Термін подання студентом завершеної роботи _____

3. Вихідні дані до роботи Вимоги замовника, технічні умови, технічне завдання

4. Зміст роботи (перелік питань, які потрібно розробити)

1. Аналітична частина

2. Основна частина

3. Науково-дослідна частина

4. Охорона праці та безпека в надзвичайних ситуаціях

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень, слайдів)

Актуальність роботи

1. Мета, Об'єкт і Предмет дослідження. 2. Переваги лазерної технології. 3. Обмеження лазерної технології. 4. Класифікація методів ЛОТ. 5. Наукова новизна. 6. Загальні висновки.

АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Методи підвищення якості матеріалів після лазерної обробки для біомедичної інженерії» // Кваліфікаційна робота // Навозняк Ростислав Петрович // Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, факультет прикладних інформаційних технологій та електроінженерії, група РБм-61 // Тернопіль, 2022 // с. – 58, рис. – 14, табл. – 7, додат. – 1, бібліогр. – 81.

Ключові слова: ЛАЗЕРНА ОБРОБКА, БІОСУМІСНІСТЬ, ФЕМТО-СЕКУНДНИЙ.

У даній роботі я розглядав продуктивність процесу лазерної обробки, виконаний за допомогою лазера з модуляцією добротності, вивченого та обговореного для виготовлення мікро-флюїдних пристроїв.

Отримані мною результати CLSM для отримання зображень високої роздільної здатності з глибинною селективністю та були проаналізовані за допомогою методу статистики.

ANNOTATION

The topic of the qualification work: "Methods of improving the quality of materials after laser processing for biomedical engineering" // Qualification work // Navoznyak Rostyslav Petrovych // Ivan Pulyuy Ternopil National Technical University, Faculty of Applied Information Technologies and Electrical Engineering, group RBm-61 // Ternopil, 2022 // p. – 58, fig. - 14, table – 7, add. – 1, bibliography - 81.

Keywords: LASER PROCESSING, BIOCOMPATIBILITY, FEMTO-SECOND.

In this work, I considered the productivity of the laser machining process, performed with the help of a power-modulated laser, studied and discussed for the production of microfluidic devices.

The CLSM results obtained by me were used to obtain high-resolution images with depth selectivity and were analyzed using an auxiliary statistical method.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
РОЗДІЛ 1. АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА.....	10
1.1. Аналіз технічного завдання.....	10
1.2. Огляд відомих рішень на пряму дослідження.....	10
1.3. Висновки до розділу 1.....	11
РОЗДІЛ 2. ОСНОВНА ЧАСТИНА.....	12
2.1. Підбір лазера.....	12
2.2. Процеси лазерної обробки поверхні.....	13
2.3. Лазерне наплавлення.....	15
2.4. Лазерне легування поверхні.....	18
2.5. Селективне лазерне плавлення.....	19
2.6. Лазерне скління.....	20
2.7. Чисельне моделювання процесів лазерної обробки поверхні.....	21
2.8. Динаміка струменя порошку.....	21
2.9. Поведінка струменя порошку.....	22
2.10. Плавильний басейн.....	22
2.11. Змінні якості.....	22
2.12. Додатки LST.....	23
2.13. Висновки до розділу 2.....	24
РОЗДІЛ 3. НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА.....	25
3.1. Експериментальна верифікація теоретичних результатів.....	25

	7
3.2. Налаштування моделювання.....	29
3.3. Основні результати.....	31
3.4. Висновки до розділу 3.....	36
РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ..	37
4.1. Охорона праці.....	37
4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях.....	40
4.3. Висновки до розділу 4.....	44
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	45
ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ.....	46
ДОДАТКИ.....	55
ДОДАТОК А. Копія тези.....	56

ВСТУП

Актуальність роботи. Для виготовлення зазвичай використовується лазерна обробка медичних пристроїв із мікромасштабними функціями, включаючи судинні стенти, пристрої для доставки ліків і каркаси для тканинної інженерії з контрольованим розміром пор і пористістю. Процес також можна використовувати для створення структурованих каркасів для контролю зростання, орієнтація та розташування клітин. Крім того, лазери можуть використовувати для виготовлення складних сіток каналів, в яких розташовані комірки згодом засіяний або для формування каналів для мікрофлюїди пристроїв. Традиційно ці мікропристрої були виготовлені з використанням кремнієвих підкладок, але останнім часом використовують титанові дозволив виробляти більш надійні пристрої за прийнятною ціною.

Зокрема, високоякісні поверхні, які можна отримати за допомогою лазерної обробки зменшити турбулентність потоку рідини та уникнути утворення мікропорожнин, критичних для розмноження бактерій. У цьому дослідженні представлені результати дослідження можливостей процесу лазерної абляції мікрокишені, виготовлені на титановому листі (товщиною 0,5 мм).

Для ідентифікації була розроблена перша експериментальна кампанія набір циклів лазерної абляції, здатних реалізувати мікрокишені шляхом зміни параметрів процесу, таких як швидкість сканування, лазер потужність, частота добротності, номер петлі та робочий цикл.

Крім того, була проведена оптимізація процесу, щоб виробляти кишені з дуже рівною поверхнею.

Результати були отримані за допомогою конфокального лазерного скануючого мікроскопа (CLSM) для отримання зображень високої роздільної здатності з селективністю по глибині та були проаналізовані за допомогою статистичних методів для визначення найкращої конфігурації параметрів.

Метою дослідження є аналіз методів підвищення якості матеріалів. Застосування цих методів для біомедичної інженерії.

Об'єкт дослідження.

Лазерне випромінювання і його вплив на різного роду матеріали.

Предмет дослідження.

Лазерна обробка матеріалів для застосування їх в медицині. Сумісність матеріалів з живим організмом. Можливості широкого застосування лазерної обробки.

Наукова новизна.

Тепер лазерна обробка набуває дуже широкого застосування в біомедичних технологіях. І нові дослідження тільки продовжуються. Лазерна обробка саме в біоінженерії тільки не що давно стала набувати популярності, але нові дослідження дають можливості для виготовлення різних матеріалів і деталей, що будуть допомагати в життєдіяльності людини. Лазерна обробка дає багато можливостей в виготовленні протезів, нано-матеріалів для штучних органів і тканин.

Практичне значення.

Станом на теперішній час лазерна обробка широко застосовується в виготовленні різного роду протезів, полімерів, нано-матеріалів, різного роду деталей для заміни живих частин тіла.

РОЗДІЛ 1

АНАЛІТИЧНА ЧАСТИНА

1.1. Аналіз технічного завдання

Слово LASER є транслітерацією англійської аббревіатури LASER, яка відображає фізичну природу процесу генерації лазерного випромінювання – використання примусового випромінювання для посилення світла [1].

Отже, лазерне випромінювання - це електромагнітне випромінювання оптичного діапазону, яке має багато унікальних фізичних властивостей і широко використовується в різних областях.

Унікальні фізичні характеристики лазерного випромінювання - висока монохроматичність і когерентність, низька розбіжність випромінювання і високі питомі енергетичні характеристики роблять його перспективним високоенергетичним джерелом енергії, яке знайшло широке застосування в різних галузях, таких як наука і техніка і промисловість. Особливо в машинобудуванні [2] та приладобудуванні [3].

1.2. Огляд відомих рішень та вибір напрямку дослідження

Лазерні технології все ширше використовуються в промисловості, оскільки розвиток виробництва веде до все більшого додавання наукомістких технологій. Застосування лазерної обробки матеріалів дозволяє забезпечити високу якість одержуваної продукції, задану продуктивність процесів, екологічність, а також економію людських і матеріальних ресурсів. В результаті використання лазерного променя для обробки матеріалів стає можливим внести принципові зміни в технологію виготовлення виробів [1, 2].

Про що говорив академік Басов. Про лазерну обробку розповідає: «Лазерний промінь — це унікальне джерело тепла, здатне нагріти опромінювану частину деталі до високих температур за такий короткий час, за який теплова енергія не встигає «розтектися». ділянку можна розм'якшувати, перекристалізувати, розплавляти, нарешті, випаровувати. Дозуючи теплові навантаження, регулюючи потужність і тривалість лазерного опромінення, можна підтримувати практично будь-який температурний режим і здійснювати різні види обробки. Лазерний нагрів використовується для поверхневого зміцнення і легування металів, для плавлення при зварюванні, для плавлення і випаровування з виділенням парів при різанні і свердлінні» [3].

1.3. Висновки до розділу 1

Значна частина різновидів лазерної обробки вже успішно використовується в промисловості, а деякі знаходяться на стадії дослідження. Високий ступінь концентрації енергії, відсутність необхідності ведення процесу у вакуумі (на відміну від електронно-променевої обробки) і, як наслідок, можливість обробки елементів конструкції будь-яких розмірів, легкість транспортування енергії лазерного випромінювання в просторі. і простота автоматизації процесу є безсумнівними перевагами лазерної обробки матеріалів.

В результаті в останні роки в усіх промислово розвинутих країнах спостерігається підвищений інтерес до використання лазерів для обробки матеріалів. Лазери доцільно використовувати в процесах, де можливе виконання ряду операцій одночасно або в одному технологічному циклі. Перевагою лазерної технології є простота управління лазерним променем, висока точність і ефективність обробки, відсутність механічного контакту, можливість обробки важкодоступних деталей, можливість створення вузьких каналів, спрямованих під кутом до обробленої поверхні. поверхні.

РОЗДІЛ 2

ОСНОВНА ЧАСТИНА

2.1. Підбір лазера

Під час вибору лазера для процесів LST враховується багато аспектів. Деякі бажані характеристики представлено на блок-схемі, показаній на рисунку 2.1.

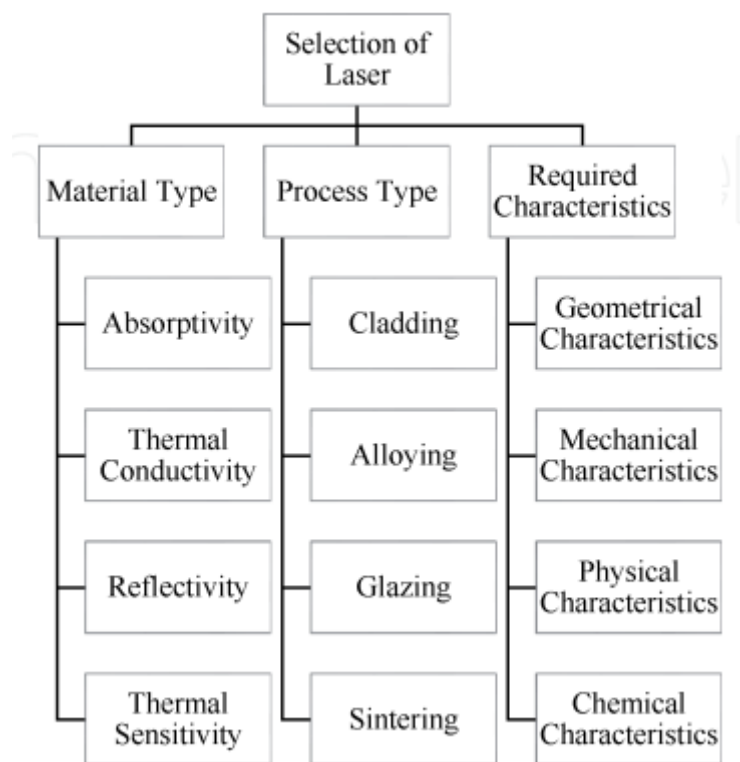


Рис. 2.1 Обмеження, що враховуються при виборі типу лазерного джерела.

Матеріал для обробки є одним із факторів вибору типу лазера. Термочутливі матеріали та вогнетривкі матеріали зазвичай обробляються в імпульсному режимі [10–15]. Також спостерігається, що затверділа структура розроблених матеріалів може бути різними для безперервного та імпульсного режимів лазера [4]. Рисунок 2.2 показує зв'язок між відбивною здатністю матеріалу та довжиною хвилі випромінювання [5].

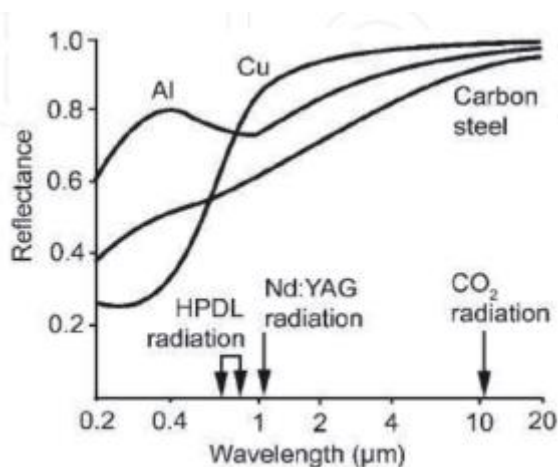


Рис. 2.2 Залежність відбиття підкладки від довжини хвилі випромінювання для деяких матеріалів [8].

Зазвичай обробляються такі матеріали, як алюміній, які мають дуже низьку поглинальну здатність з імпульсами низької довжини хвилі [6]. Крім того, ці бажані властивості також суттєво впливають на вибір лазера для конкретного застосування [7].

Тип процесу також впливає на вибір лазера. Зазвичай поверхневе легування потрібна велика кількість тепла, щоб розплавити значну частину поверхні підкладки.

Тому потрібні високоенергетичні лазери. Для скління та спікання зазвичай використовують лазери низької енергії, тоді як для обшивки використовують лазери середньої енергії.

2.2. Процеси лазерної обробки поверхні

Доступні широкі технології лазерної обробки поверхні. Лазерна обробка поверхні зазвичай змінює топографію, фазовий склад і мікроструктуру матеріал підкладки для покращення її поверхневих властивостей. Коли лазер падає на матеріал підкладки, лазерне випромінювання поглинається електронами провідності поблизу області поверхні (в діапазоні нм). Ці збуджені електрони стикаються з

іонами ґратки і швидко виробляють тепло. Тепло, що виділяється в цьому тонкому шарі, відводиться до основної маси підкладки. Це викликає швидке нагрівання шару матеріалу більшої товщини ніж характерна глибина поглинання випромінювання. Як тільки лазерне опромінення є зупиняється, матеріал підкладки охолоджується за рахунок теплопередачі. На рисунку 2.3 представлений блок діаграма взаємодії лазера з підкладкою.

Ці термічні цикли можуть викликати фазові перетворення, топографію, і мікроструктурні варіації. Ступінь цих змін залежить від поведінку та тип опромінюваного матеріалу, максимальна досягнута температура, і швидкості нагріву та охолодження. Всі перераховані вище фактори залежать від лазера щільність потужності та час взаємодії між лазером і матеріалом підкладки. Методи лазерної обробки поверхні розрізняються на основі температури, що спостерігається при поверхні внаслідок опромінення.

Якщо температура поверхні досягається через лазерне випромінювання менше, ніж температура плавлення матеріалу, можливі перетворення в твердому стані спостерігається. Така система спостерігається при гартуванні, ударному обробленні, гравіруванні.

Коли отримана температура поверхні перевищує температуру плавлення але нижче, ніж температура випаровування матеріалу підкладки, плавлення поверхні підкладки. Це найбільш широко використовуваний режим для модифікації поверхні. Під цей режим підпадають такі методи, як лазерне плакування, лазерне легування, лазерне глазурування та селективне лазерне плавлення. Якщо температура поверхні перевищує температура випаровування підкладки, випаровування поверхні підкладки відбувається, має місце, проходить. Цей режим використовується в методах лазерної обробки, таких як лазерне свердління, різання та контурування. На рисунку 4 представлена блок-схема цієї класифікації.

Також варто враховувати біосумісність матеріалів, що будуть оброблятися лазером. До таких матеріалів відносяться різні види сталі, біополімери, також інші

різні метали такі як титан (про нього говоритиму пізніше). Також є різні силікатні сполуки і дуже багато різновидів пластмас які широко використовуються в хірургії.

У більшості випадків метали використовують щоб замінити частини або цілу кістку. Так наприклад титан використовується для протезування стегнової кістки, оскільки вона має витримувати дуже високі навантаження. Лазер допомагає добитись монохромності матеріалів або їх гладкості в залежності від застосування.

2.3. Лазерне наплавлення

Технологія лазерного наплавлення використовується для отримання покриттів з підвищеною поверхнею властивості або для ремонту поверхневих дефектів різних компонентів. LC використовує високу щільність енергії лазерних променів для плавлення та сплавлення поверхні матеріалів підкладки.



Рис. 2.3 Лазерна взаємодія матеріалів

Завдяки високій щільності енергії більшість металів можна плавити та легувати. Зазвичай коли відсоток розведення менше 10%, LC має значення, тому що в LC бажана низька концентрація субстрату. Товсті або помірні шари майже будь-якого матеріалу можна розвивати. На рисунку 2.8(a) показано зображення поперечного перерізу плакованої намистини.

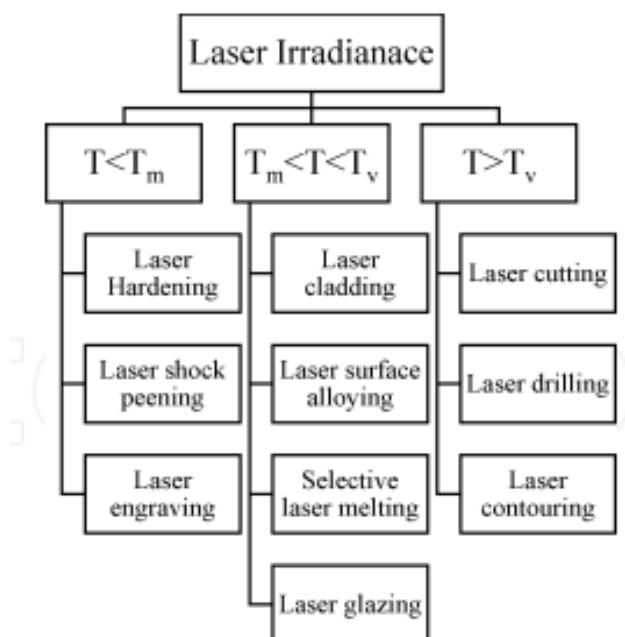


Рис. 2.4 Класифікація методів лазерної обробки матеріалів

Матеріал, який буде нанесено на підкладку, можна подавати за допомогою двох методів: попереднього осадження порошку [9–13] або методу спільного осадження [14–19].

Ці методи відрізняються подачею плакованого матеріалу. У першому способі, як показано в на рисунку 2.5(a) порошок, який буде покрито, спочатку змішується з певними адгезивами (полівініловим спирт) з утворенням кашки. Цю суспензію наносять рівномірним шаром поверх субстрату і дали висохнути і затвердіти. Це робиться для того, щоб він міг витримати тиск захисний газ і природа лазера.

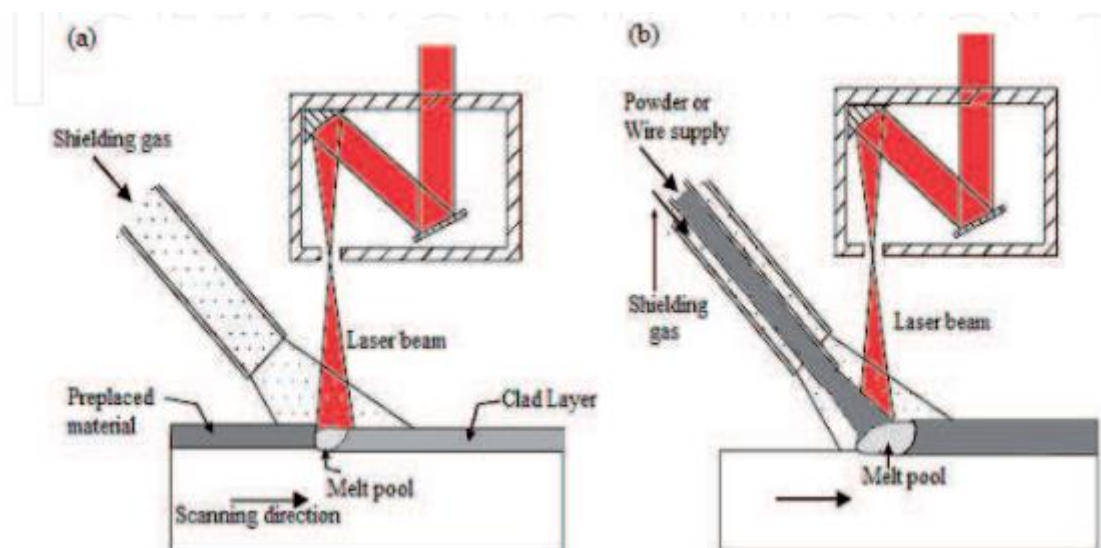


Рис. 2.5 (а) Попередня техніка та (б) техніка кодування [22]

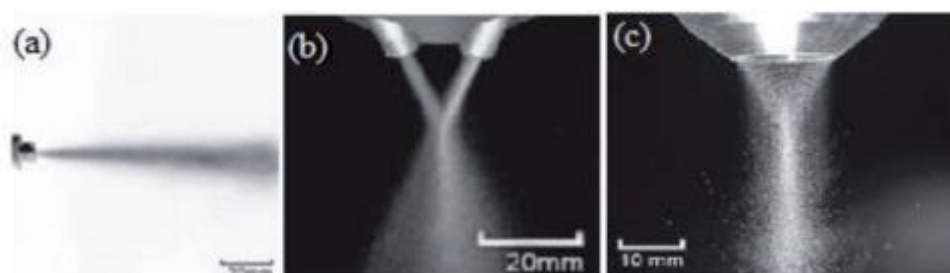


Рис. 2.6 Потік газу та частинок для (а) поза фокусом, (б) чотирьох потоків і (в) коаксіальних сопел [21]

У другому способі, як показано на рисунку 2.5(b), порошок, що покривається, подається через нас сопло подачі порошку на лазерний промінь, а потім на розплавлену ванну. Це подача порошку може здійснюватися під різними кутами через лазерний промінь. Коли кут годування нуль градусів, він утворює коаксіальну систему живлення. Деякі автори також вивчали ЛМП з використанням різних типів насадок [20, 21]. Як правило, поза осі, чотири потоки і використовувалися коаксіальні насадки. На рисунку 2.6 показано схеми потоку газу та частинок для різних насадок. Таким чином, обшивка підкладки можлива за допомогою обох методів. Завдяки детальному огляду статей було помічено, що бісер виготовляється з використанням метод попереднього порошку схильний до більшої кількості дефектів. Це можна

віднести до наявності сполучного агента, який випаровується під час взаємодії лазерного променя. Крім того, висотою одягу можна маніпулювати за допомогою методу кодування, що є складним заміненією техніки [23].

Тип утвореної мікроструктури залежить від градієнта температури (G) та швидкості затвердіння кристала (R) [24–26]. Високе співвідношення G/R призводить до плоского структури, зі зменшенням G і збільшенням R є стовпчастою структурою досягається, а низьке співвідношення G/R призводить до рівновісної дендритної структури. У LST високі швидкості охолодження ($103\text{--}108\text{K/s}$) можна досягти [27]. Тому в LST загалом видна дендритна структура. Зміна структури також може бути реалізована за допомогою зміни режиму лазера. Спостерігається, що в безперервному лазерному режимі стовпчасті утворилися дендритна структура, яка була орієнтована до центру оболонки бісер, тоді як в імпульсному лазерному режимі, стопки дендритів були випадково орієнтовані.

Це було пов'язано з циклічними фазами плавлення та повторного затвердіння, що призвело до прогресивних змін у басейні розплаву. На рисунку 2.7 показано LC з використанням безперервного (а) і імпульсний (б) режим.

2.4. Лазерне легування поверхні

Лазерне сплавлення поверхні (LSA) є процесом, подібним до LC, але використовує високу енергію щільність.

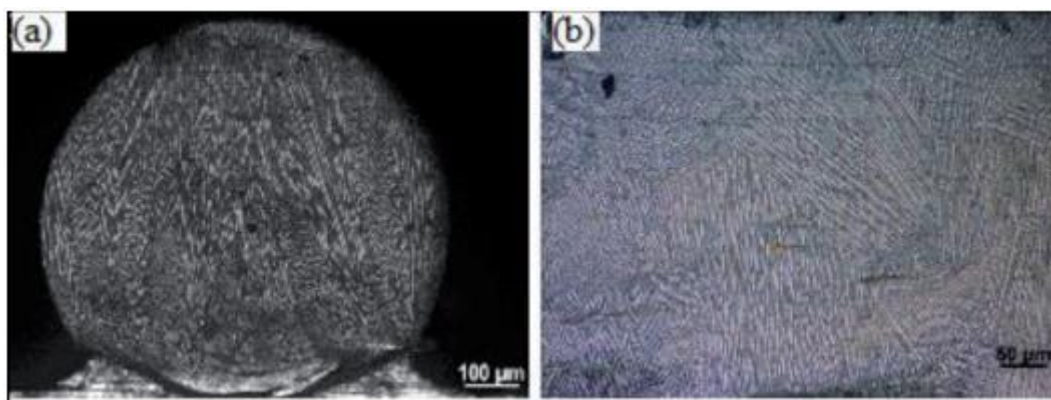


Рис. 2.7 LC з використанням (а) безперервного режиму та (б) імпульсного режиму [28]

Зразок LSA показано на рисунку 2.8(б) [29]. Спостерігається, що розведення відсоток перевищує 10%. Отже, чіткого розрізнення до певної глибини бути не може спостерігається, і кулька сплаву має певні пропорції матеріалу підкладки. Зазвичай, LC є використовується в програмах, що вимагають зовсім інших властивостей на поверхні та ядро, в той час як LSA використовується в програмах, для яких потрібно змінити властивості більшу глибину.

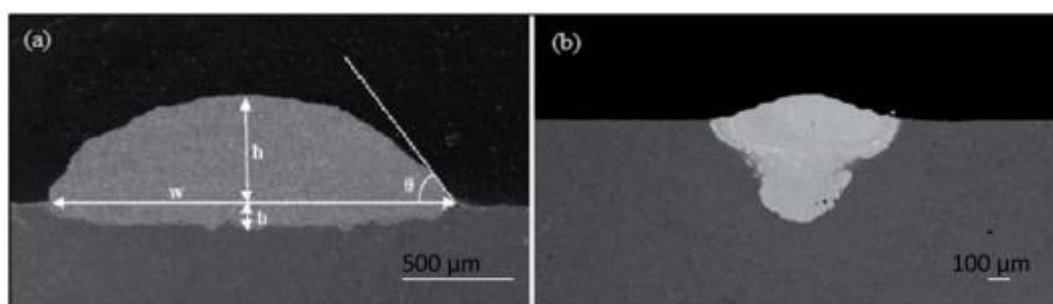


Рис. 2.8 Зображення поперечного перерізу (а) лазерної оболонки [30] та (б) лазерної поверхні легованої кульки [29]

2.5. Селективне лазерне плавлення

Вибіркове лазерне плавлення (SLM) використовує енергію лазера для створення 3D-деталей за допомогою 3D CAD-ескіз геометрії деталі, яка буде виготовлена. Потім 3D-модель розбивається на 2D стек шарів, які утворюють необхідну геометрію. Створено ці двовимірні шари лазерним скануванням по площі поперечного перерізу.

Це сканування лазерних розплавів і з'єднує частинки в тонкий шар. Повторюючи цей процес, наступний шар може бути виготовлений і повністю зв'язаний з попередньо виготовленими шарами. Ці сформовані стеки двовимірних шарів представляють остаточну необхідну геометрію 3D. Селективний лазер спікання

(SLS) є процесом, подібним до SLM, але в SLS повне плавлення порошку не відбувається. Для порівняння SLS використовує лазери малої потужності для виготовлення 3D-деталей до SLM. Таким чином, кінцеві продукти, сформовані з використанням SLS, зазвичай мають високу пористість і вимагають просочення різних матеріалів. На рисунку 2.9 представлені етапи SLM.

Література свідчить про те, що SLM успішно застосовується до алюмінію та його сплавів, швидкорізальні сталі, нікелеві та мідні сплави. Основні проблеми SLM полягають у тому пористість, розтріскування, включення оксидів і втрата легуючих елементів. Може бути пористість зменшується шляхом правильного вибору щільності лазерної енергії для конкретного матеріалу. Розтріскування можна зменшити шляхом зменшення швидкості охолодження та затвердіння.

2.6 Лазерне скління

Лазерне скління (ЛГ) - це метод оплавлення поверхні з використанням безперервної високої енергії лазерний промінь, який проходить по поверхні підкладки, утворюючи тонкий шар розплавленого матеріалу. Після затвердіння цього тонкого розплавленого шару, матеріал поверхні виглядає скляною; тому цей метод називають лазерним склінням. Дослідники зробили LG для покращення властивостей поверхні [31–33]. Він використовує низьку пікову потужність;

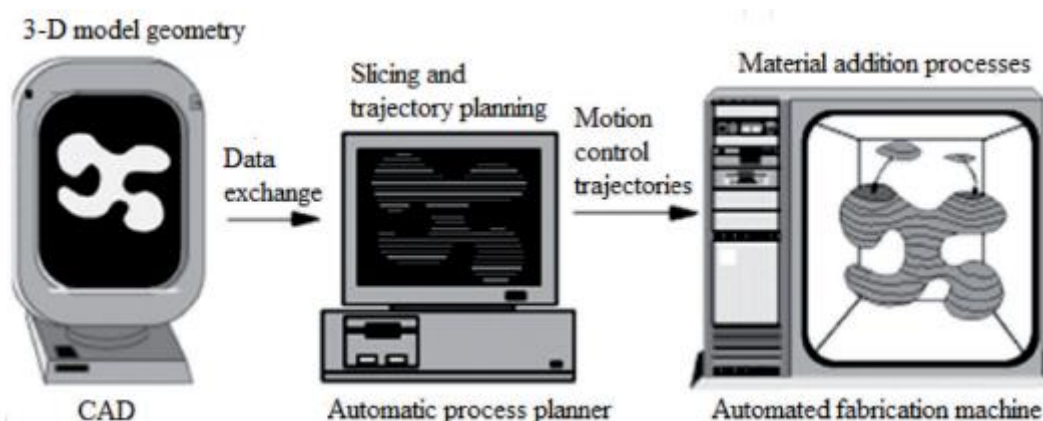


Рис. 2.9 Етапи техніки SLM [30]

Отже, випаровування поверхневих матеріалів обмежене. Для вирівнювання поверхні використовують LG і розробити щільний повторно розплавлений шар. Завдяки такій системі мікротвердість, ерозія можна покращити стійкість підкладки до теплового удару.

2.7. Чисельне моделювання процесів лазерної обробки поверхні

Оскільки процеси LST є дуже нелінійними процесами, отже, для чіткого розуміння процесу необхідне чисельне моделювання [34]. Крім лазерного променя взаємодія з підкладкою, LC і LSA накладають додаткові обмеження на плак і легуючі матеріали, які можуть постачатися у формі попереднього порошку або через пристрій подачі порошку. У випадку, якщо порошок подається через пристрій подачі порошку, то вивчення динаміки потоку порошку стає важливим. Отже, процеси LC і LSA можна розділити на три етапи: динаміка потоку порошку, область ванни розплаву та змінні якості. Експериментального вивчення лазерної обробки поверхні недостатньо для розуміти складні явища, такі як структура потоку порошку, лазер і підкладка взаємодія, режим теплопередачі та поведінка басейну розплаву. Отже, аналітичні моделі і було розроблено чисельне моделювання. Деякі з коротких досягнень і представлені розуміння в цих сферах.

2.8. Динаміка струменя порошку

Динаміка потоку порошку є важливою областю в техніці видувного порошку оскільки ми можемо передбачити характеристики потоку порошку, такі як рух, профіль потоку, порошок із взаємодією лазерної системи тощо. Ці параметри можуть використовуватися далі в оптимізації параметрів і розрахунку ефективності порошку.

2.9. Поведінка струменю порошку

Потік порошку залежить від типу використовуваного сопла. Бурхлива течія газ-носій можна вважати континуумом; отже, рівняння Нав'є-Стокса можуть бути використані. Дисперсний порошок у газі-носії зазвичай розв'язується за допомогою лагранжіана рівняння [35]. При взаємодії порошку з лазером відбувається ослаблення лазерної енергії місце внаслідок поглинання, відбиття, випромінювання, розсіювання променя та рикошету частинок порошку.

Моделі на основі ослаблення частинок [36], трасування променів [37], роздільною здатністю [38] та моделлю легкої рушійної сили [39], як повідомляється, можна передбачити поведінку ослабленої лазерної енергії справедливо. Нарешті, взаємодія порошку з субстратом залежить від відстані розриву. Для високої конвергенції підкладка повинна лежати на фокус сопла [40].

2.10. Плавильний басейн

Підкладка плавиться внаслідок поглинання залишкової енергії падаючого лазера. Фокуси інтересів у цьому регіоні - теплопередача, геометрія басейну розплаву, потік рідини швидкість, швидкість охолодження та швидкість затвердіння. Ці змінні були розраховані з використанням кінетичного підходу [41], об'ємного методу [42] та методу скінченних елементів [43, 44].

Зазвичай комерційні мультифізичні платформи, такі як ANSYS, COMSOL, для вирішення проблеми використовуються FLUENT і ABAQUS.

2.11. Змінні якості

Моделювання бажаних властивостей зазвичай виконується в поєднанні з розроблена теплова модель. Моделі фазового перетворення разом з тепловими моделями забезпечують основу для вимірювання змінних якості.

Дифузійні та бездифузійні фазові перетворення можуть відбуватися в різних матеріальних системах. Фаза дифузії перетворення були змодельовані за допомогою рівняння Джонсона-Мела-Аврамі, в той час як бездифузійні фазові перетворення моделюються за допомогою Коінстинена Рівняння Марбургера [45, 46]. Проведено вимірювання твердості обробленої поверхні прогнозується за допомогою термокінетичної залежності та теплової моделі [47, 48]. Залишковий в деталях, оброблених лазером, виникають напруги; вони призводять до тріщин і деформацій. Кінцевий метод елементів був використаний для вирішення зв'язаних пружних, пластичних і термічних деформацій рівняння з рівняннями фазового перетворення [49, 50].

2.12. Додатки LST

LST має широке застосування в аерокосмічній, автомобільній, медичній, ядерній, нафтовій промисловості відновлення та нафтопереробна промисловість [51–55]. Алюміній і його сплави знайшли широке застосування в аерокосмічній промисловості; вони були ефективно покриті іншими новими металами покращують їх поверхневі властивості [56]. Нержавіюча сталь використовується в автомобілях і побуті [57, 58]. Титан і його сплави використовуються в медицині [59]. LC на Ti6Al4V часто досліджували для покращення його поверхневих властивостей [60].

Програми LST можна класифікувати на дві категорії. По-перше, це переробка або відновлення виробів для відновлення їх властивостей і розмірів [61]. Друге є розробка нових матеріалів з покращеними властивостями.

2.13. Висновки до розділу 2

Лазерна обробка поверхні може бути використана для надання покращених властивостей поверхні матеріалу підкладки. Режим басейну розплаву в лазерному опроміненні використовується для повністю змінити властивості поверхні. Взаємодія лазера зі сплавом/плакованим порошок, лазер і матеріал підкладки, частинки порошку та матеріали підкладки важливі для чіткого розуміння проблеми. Чисельні методи надали спосіб оптимізувати, стандартизувати процеси та зменшити відходи під час фактичної обробки. Ці методики мають широкий спектр застосування, тобто від медичних імплантатів до турбінних лопатей, все можна модифікувати за допомогою цих методів.

РОЗДІЛ 3

НАУКОВО-ДОСЛІДНА ЧАСТИНА

3.1. Експериментальна верифікація теоретичних результатів

Поверхні діють як інтерфейси, що регулюють функціональну поведінку продукту. Часто механізми контролю поведінки включають деталі поверхні в мікро-метровому або нано-метровому масштабі. Багато нових продуктів базуються на досягненні цих малих масштабів, як у випадку точного машинобудування, мікротехніки та нанотехнологій [62].

Моє припущення є широким консенсусом в промисловості медичних приладів, де поверхні є первинним місцем контакту біоматеріалу з організмом; в це середовище, необхідність проектування та виробництва матеріалів, щоб зробити їх високосумісними з живою тканиною (включаючи біологічні рідини, такі як кров) стало головним пріоритетом [63].

Виробничі технології, пов'язані з механічною обробкою поверхонь, постійно вдосконалювалися, щоб відповідати вимогам промисловості медичних пристроїв: сьогодні скорочення кількох процесів, таких як механічна обробка, формування або EDM необхідний для виробництва мікро заготовок, які використовуються в біомедичних додатках [64].

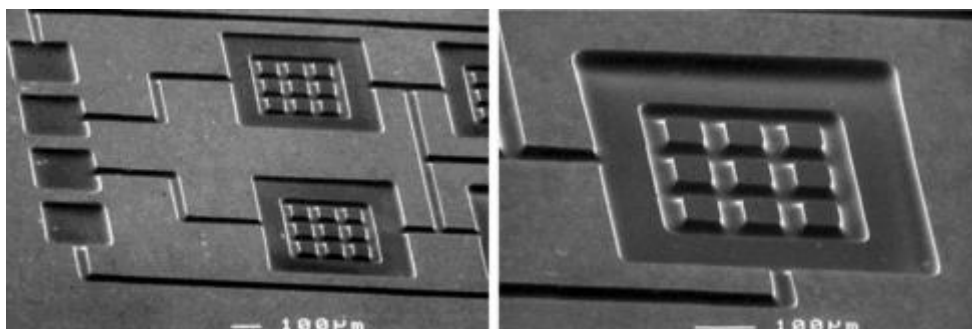


Рис. 3.1 Мікроструктура дворівневого титану призначена для мікро-флюїдних програми

Завдяки властивостям різноманітних матеріалів, імпульсна лазерна абляція стала ключовою технологією для галузей з високою доданою вартістю. Крім того, необхідність мікро- та нано-виробництва продиктована не тільки потребою. Все більш складні пристрої та конструкції з новим властивостями, а й тенденцією до зменшення розмірів компонента, використання матеріалів та енергоспоживання продуктів [65, 66].

З описаних причин лазерна обробка спрямована на сталі що широко використовуватися для виготовлення медичних виробів, пристроїв з мікро-масштабними функціями, в тому числі судинні стени, пристрої для доставки ліків і каркаси для тканин, інженерія з контрольованим розміром пор і пористістю.

Оглянутий мною процес також можна використовувати для виготовлення структурованих каркасів для контролю росту, орієнтації та розташування клітин або для виготовлення складних сіток каналів у місцях розміщення осередків. Також може використовуватися лазерна обробка для моделювання каналних мікро-флюїдних пристроїв. Традиційно ці мікро пристрої були виготовлені з використанням субстратів кремнію, але поточні дослідження повідомляють про використання титану для виготовлення мікро-флюїдних мереж. У порівнянні з кремнієм, склом і полімерами титан є металом з високою міцністю і чудовою біосумісністю.

Біосумісність титану зумовлена спонтанним утворенням у повітрі та крові пасивної плівки двоокису високої біологічної сумісності, яка запобігає корозії в рідкому середовищі та гарантує тривалий термін імплантації на час життя. Висока міцність титану разом з його біосумісністю забезпечує багато переваг при використанні цього матеріалу для мікро-флюїдних застосувань. Крім того, ці титанові пристрої виявилися більш надійними ніж їхні кремнієві аналоги, і їх можна виготовляти таким чином, що ослаблення рентгенівського випромінювання зменшується або усувається під час невеликих експериментів з кутовим

рентгенівським розсіюванням (використовується, наприклад, для виявлення білків) [67, 68].

Водночас високоякісна обробка є фундаментом виготовлення пристрою; зокрема, маючи на увазі дно якоїсь поверхні, вона повинна бути якомога рівнішою щоб уникнути турбулентності потоку рідини або утворення мікро порожнин, які можуть бути критичними для зберігання бактерій. На рис. 3.1 приклад титану повідомляється про мікро-флюїдний пристрій [69].

Готуючи матеріали було досліджено що в літературі багато авторів зосередили свої дослідження на розширенні знань про процес лазерної мікро обробки [70,71] та його застосування для виготовлення різних медичних виробів [72,73] на різних матеріалах як матеріали ПММА [74] або титану [75] з використанням фемто [76] та нано [77] лазерного імпульсу УФ [78] або Nd:YAG [79].

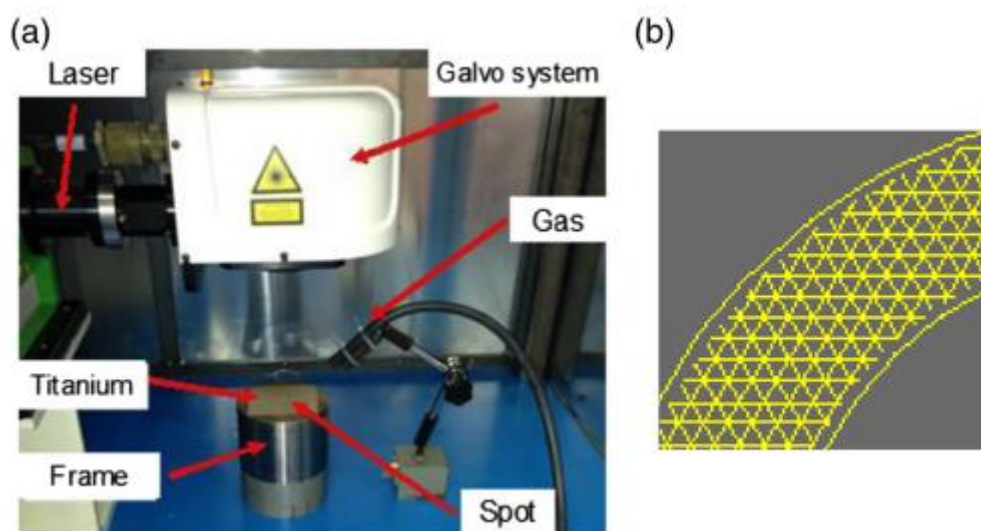


Рис. 3.2 а Постановка експерименту і б лазерний шлях трьох лінійної стратегії наповнення

Щоб поглибити знання з цієї теми, моє дослідження повідомляє про результати розслідування можливість процесу лазерної абляції для отримання мікро кишень виготовлені з листового титану (товщина 0,5 мм).

Перша експериментальна кампанія була розроблена для ідентифікації набір циклів лазерної абляції, здатний реалізувати мікро кишень, змінюючи параметри

процесу як сканування швидкість, потужність лазера, частота Q-перемикача, номер петлі та робочий цикл.

Таблиця 3.1

Прямі і не прямі лазерні параметри

Символ	Опис	Рівняння
L [mm]	Довжина зразка	0.5
A [mm ²]	Область вибірки	0.25
f [kHz]	частота q-перемикання	30,100
P _{avg} [W]	Середня потужність	2.64, 1.45, 0.35
V _s [mm/s]	Швидкість сканування	381, 304.8, 228.6
d [mm]	Діаметр плями	0.1
abs [%]	Коефіцієнт поглинання	50
dt [ns]	Ширина імпульсу	$dt = \frac{\text{duty cycle}}{f}$
P _{peak} [W]	Пікова потужність	$P_{\text{peak}} = \frac{P_{\text{avg}}}{f \cdot dt}$
t _{loop} [s]	Час на цикл	$t_{\text{loop}} = 3 \frac{A}{d V_s}$
ov	Накладання імпульсів	$ov = 1 - \frac{V_s}{d \cdot f}$
n _{scan}	Кількість сканувань	$n_{\text{scan}} = \frac{L}{D}$
n _{pulse}	Кількість імпульсів	$n_{\text{pulse}} = 3n_{\text{scan}} \left[1 + \frac{L - d}{(1 - ov)d} \right]$
E _{pulse} [J]	Енергія на імпульс	$E_{\text{pulse}} = P_{\text{peak}} dt$
E _{loop} [J]	Енергія на цикл	$E_{\text{loop}} = P_{\text{peak}} dt$
F _{pulse} [J/cm ²]	Флюенс на імпульс	$E_{\text{pulse}} = abs \frac{4}{\pi d^2} E_{\text{pulse}}$

Крім того, була проведена оптимізація процесу, щоб отримати кишені з дуже плоскою поверхнею. Результати були отримані за допомогою конфокального лазерного скануючого мікроскопа (CLSM) для отримання високої роздільної здатності зображення з селективністю по глибині та були проаналізовані за допомогою статистичних методів для визначення найкращого параметра конфігурації.

Таблиця 3.2

Розроблений цикл лазерної обробки

Параметри процесу	Чорнова обробка (Ч)	Циклова обробка (Ц)	Полірування (П)
v_s [mm/s]	304.8	228.6	381
f [kHz]	30	30	100
Робочий цикл [%]	30	30	100
dt [ns]	10^4	10^4	-
P_{peak} [W]	8.80	4.83	0.35
F_{pulse} [J/cm ²]	0.56	0.31	0.22
Кількість циклів	25	8	20
t [s]	0.62	0.26	0.39
E [J]	1.33	0.31	0.11

3.2 Налаштування моделювання

Установка експерименту представлена на рис. 2а. ALEP Lee Laser (Nd:YVO₄, 8 Вт з модуляцією добротності, $\lambda = 532$ нм) що використовувався для експериментальної компанії. Вихідний лазерний промінь колімується в гальвосистемі накладаючись на дистанційне керування. Лист титану 2 марки (0,5 мм товщиною) було обрано як зразок. Простирadlo було закріплений на рамі на відстані, що

дорівнює фокусній відстані (160 мм) від гальвоголовки. Азот був обраний як допоміжний газ; газове живлення реалізовано с трубки, що закріплена на опорі для отримання однорідного флюсу орієнтовано під кутом 45° відносно зразка.

Лазерна машина управляється програмним забезпеченням, і це можна встановити швидкість сканування, частоту добротності, робочий цикл (тобто добуток між частотою і шириною імпульсу), стратегія шляху лазера, діаметр променя, номер циклу та потужність лазера виражається у відсотках прикладеного струму до система накачування (діодні лазери). Попередня калібрувальна крива з вимірювачем потужності (Gentec-EO UP19-W) було використана для перетворення відсотка ампера в середню потужність. Виходячи з попереднього досвіду [80], шлях лазера накладався рівним сітковому трирядковому заповненню стратегії, як показано на рис. 2b.

Результати компанії аналізувалися не лише з точки зору до отриманих геометрій, а також як функція часу та енергії, необхідної для їх реалізації.

Ці параметри повинні оцінювати як непрямі заходи: Таблиця 3.1 повідомляє про рівняння, необхідні для оцінки енергії та час на цикл. Щоб перевірити, чи здатна щільність потужності подолати титан чи ні, флюенс на імпульс було також оцінено. Константа 3 присутня в часі на цикл і рівняння кількості імпульсів були включені враховуючи накладений стратегію чистого трилінійного лазерного шляху.

Після згаданої установки мною були проведені різні тести, виконані для дослідження продуктивності процесу лазерної обробки. Для кожного тесту мікрокишеньковий зразок з розміром 500×500 мкм² було реалізовано на титані 2 проби. Отримана глибина кишені визначалась заданими параметрами процесу та в типовий діапазон між 50 і 100 мкм мікрофлюїдного пристрою.

Спосіб, призначений для отримання кишенькового зразка з лазерного променя вибирався когерентно стандартним фрезерувальним процесам: було виконано три різні цикли обробки поверхню зразка; кожен цикл характеризувався різними наборами параметрів процесу для виконання чорнової обробки (Ч), циклової обробки (Ц) і полірування (П). Цикл полірування був розроблений із застосуванням робочого

циклу, що дорівнює 100%, що відповідає безперервному режиму лазера. Кожен цикл повторювався за кілька петель до отримання потрібної глибини кишені. Таблиця 3.2 підводить підсумки розроблених дослідів. У таблиці 3.2 введено час (t) та енергію (E), необхідні для кожного циклу; вони були оцінені як добуток t_{loop} і E_{loop} для номеру циклу. Як можна спостерігати, кожен цикл досягає значення флюенсу на імпульс вище $0,109 \text{ Дж/см}^2$: абляція поріг для титанового сплаву [80].

За цими гіпотезами я провів десять тестів для дослідження одиничний і кумулятивний ефекти лазерного циклу. Вплив допоміжного газу також було проаналізовано.

3.3. Основні результати

Отримані геометрії кишень були отримані CLSM для отримання зображень високої роздільної здатності з вибірковістю глибини. Мікроскоп Olympus LEXT OLS4100 для профілю використовувався об'єктив $\times 200$ придбання, щоб мати роздільну здатність, рівну $0,625 \text{ мкм}$ по осях x і y , тоді як роздільна здатність руху z була встановлена рівною 10 нм . У цій конфігурації для кожного тесту сканували площу, що дорівнює $640 \times 640 \text{ мкм}^2$.

Таблиця 3.3.

Глибина кишені та якість лазерної обробки

Тест	$N_2[\text{bar}]$	$t [\text{s}]$	$E [\text{J}]$	Кількість циклів			Глибина $[\mu\text{m}]$		σ_{bottom}
				(Ч)	(Ц)	(П)	μ_{depth}	σ_{depth}	
1	0	0.62	1.33	25	0	0	66.77	11.11	3.41
2	0	0.26	0.31	0	8	0	7.43	2.03	0.82

3	0	0.39	0.11	0	0	20	0.05	1.15	0.57
4	0	0.88	1.64	25	8	0	72.76	8.78	2.74
5	0	1.27	1.75	25	8	20	75.34	8.97	2.10
6	5	0.62	1.33	25	0	0	91.05	15.37	8.46
7	5	0.26	0.31	0	8	0	8.84	2.67	1.35
8	5	0.39	0.11	0	0	20	0.11	1.13	0.52
9	5	0.88	1.64	25	8	0	87.36	12.98	5.44
10	5	1.27	1.75	25	8	20	88.71	13.04	4.24

Отримана мною середня глибина (μ_{depth}) була отримана як різниця між верхньою та нижньою середньою мірою; верхні значення були отримані на кадрі, що має ширину дорівнює 20 мкм (приблизно 12 К точок), призначений для уникнення задирки. Нижні значення були обрані з посиланням.

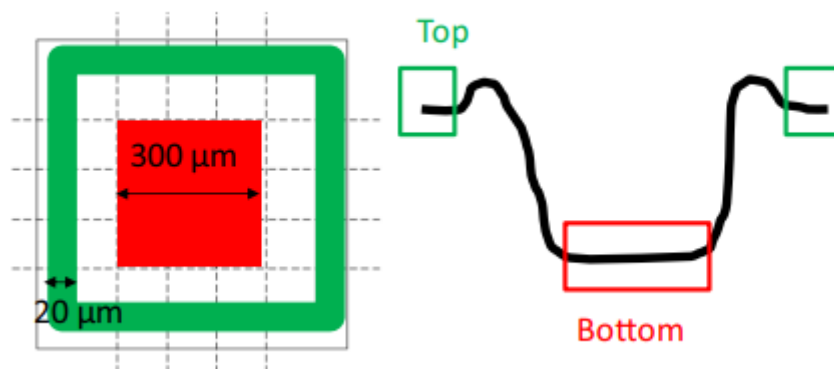


Рис. 3.3 Прийнята стратегія, для отримання геометрії кишені

Площа 300×300 мкм² в середині кишені (приблизно 230 тис. балів). Стандартне відхилення (σ_{depth}) оцінювалося як сума стандартних відхилень вершини та нижню поверхню відповідно до теорії поширення помилки.

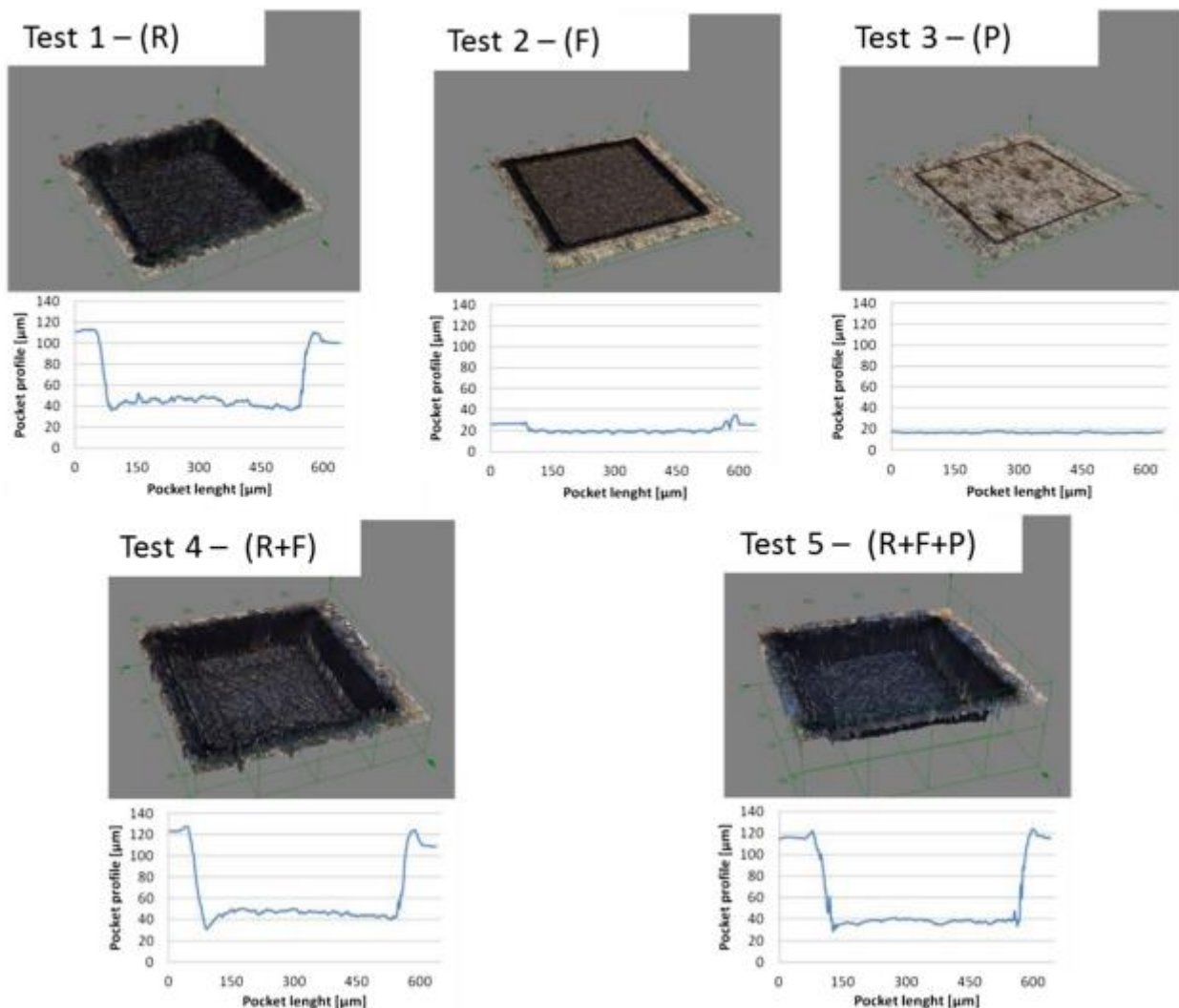


Рис. 3.4 Одиночний і кумулятивний профілі лазерного циклу (без газових тестів)

На рис. 3.3 стратегія, прийнята для отримання геометрії накреслений. Щоб проаналізувати продуктивність процесу, нижній стандарт відхилення було враховано. Рівняння для глибини параметр оцінки повідомляється в наступному:

$$\mu_{\text{глибина}} = \frac{1}{4} (\mu_{\text{верх}} - \mu_{\text{низ}})$$

$$\sigma_{\text{глибина}} = \frac{1}{4} (\sigma_{\text{верх}} + \sigma_{\text{низ}})$$

Виходячи з цих формулювань, представлені мною дані в таблиці 3.3 повідомляють параметри глибини та якості, виміряні для кожного експерименту. Крім того, наведено приклади зображень високої роздільної здатності, отриманих за

допомогою конфокального лазерного мікроскопа рис. 4, де профіль кишені відноситься до середини розділ також нанесено.

Аналізуючи результати, можна зробити наступне міркування:

- як очікувалося, цикли шорсткості, обробки та полірування характеризувались зменшенням кількості абляційного матеріалу та підвищенням якості поверхні.
- подібне міркування є очевидним для енергії (вище в R, нижче в P), враховуючи час виконання, фінішний цикл є найшвидшим.
- ефект допоміжного газу гарантує інертне оточення процес абляції, і це призводить до переваг з точки зору випаровування глибини, а навпаки, потік газу створює турбулентність, яка погіршує якість поверхні (випробування від 1–5 щодо тестів 6–10). Однак інертний газ завжди краще, щоб уникнути явища окислення.

Виходячи з отриманих мною результатів, подальше дослідження було розроблено для покращення продуктивності процесу з точки зору якості поверхні. Експериментальна компанія була зосереджена на оцінці регресійної моделі, здатної передбачити кишеню глибини як функція кількості циклів. Тільки в цій кампанії був врахований фінішний цикл з допоміжним газом через попередні міркування (цикл шорсткості і допоміжний газ значно погіршують якість поверхні та цикл полірування стає незначним, коли опромінена поверхня знаходиться за межами фокусної відстані). Таблиця 3.4 висвітлює результати розробленої оптимізаційної кампанії.

Таблиця 3.4.

Результати оптимізаційної кампанії

Кількість циклів (F)	t[s]	E[J]	σ_{bottom}		Глибина [μm]
			μ_{depth}	σ_{depth}	
8	0.26	0.31	7.43	2.03	0.82

68	2.23	2.64	66.16	5.95	1.61
83	3.12	3.33	118.37	12.13	2.65
107	3.90	4.26	149.37	11.65	4.63
115	3.77	4.46	171.48	12.92	5.72

Оцінена регресійна модель така:

$$\mu_{\text{depth}} = 1.27 + 0.596 \cdot \text{loop} + 0.007706 \cdot \text{loop}^2$$

Коефіцієнт кореляції R2 дорівнює 98 %, що підтверджує хорошу відповідність між експериментальними та підігнаними значеннями. Гіпотези однорідності дисперсії та нормальності залишків також перевіряються. Нарешті була використана регресійна модель для проведення нового тесту (тест 11), накладення циклу числа що дорівнює 75, та відповідає розрахунковій глибині дорівнює 89 мкм, щоб бути порівняним з результатами тесту 10.

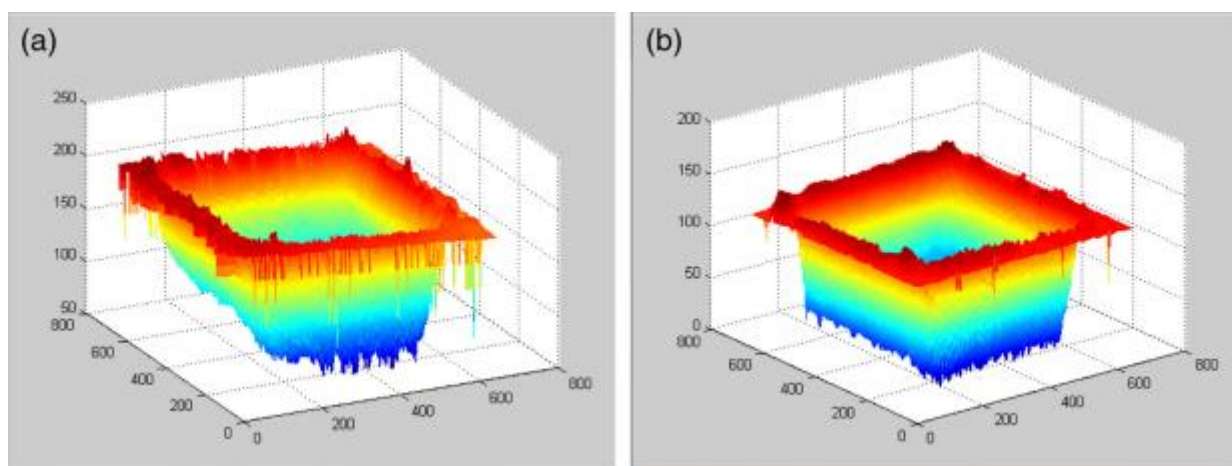


Рис. 3.5 Якісне порівняння між тестом 10 (a) і тестом 11 (b)

На рис. 3.5 і в табл. 3.5 отримана геометрія та основні результати що повідомляються відповідно.

Таблиця 3.5.

Кількісне порівняння між тестом 10 і тестом 11

Тест	t[s]	E[J]	Глибина [μm]		σ_{bottom}
			μ_{depth}	Σ_{depth}	
10	1.27	1.75	88.71	13.04	4.24
11	2.46	2.91	88.19	7.31	2.21

Як можна помітити, новий підхід дозволяє реалізувати кишеньку такої ж глибини, але з майже подвоєною якістю поверхні (σ_{bottom}). З іншої сторони, час обробки та необхідна енергія також подвоюються.

3.4. Висновки до розділу 3

У даній роботі було розглянуто продуктивність процесу лазерної обробки, виконаний за допомогою лазера з модуляцією добротності 532 нм, вивченого та обговореного для виготовлення мікро-флюїдних пристроїв. Кілька мікро кишень глибиною в діапазоні від 50 до 100 мкм були реалізовані на титанових листах.

Отримані мною результати CLSM для отримання зображень високої роздільної здатності з глибинною селективністю та були проаналізовані за допомогою методу статистики. Процес, призначений для отримання кишенькового зразка з лазерним променем був обраний когерентний з типовим фрезеруванням процес: три різні цикли обробки, чорнова обробка, чистова обробка, та полірування, були виконані з досягненням якісних результатів враховуючи реалізовану нижню поверхню кишень. Покращити продуктивність процесу, можна за допомогою регресійної моделі на основі оціненого циклу обробки. Модель виявилася здатною для покращення якості поверхні дна. Подальші дослідження зараз вивчають оптимізацію продуктивності процесу.

РОЗДІЛ 4

ОХОРОНА ПРАЦІ ТА БЕЗПЕКА В НАДЗВИЧАЙНИХ СИТУАЦІЯХ

4.1. Охорона праці

Під час проведення наукового дослідження із застосуванням телекомунікаційної системи, яка живиться від мережі 220 В і безпосередньо через електроди контактує із обслуговуючим технічний персоналом, може виникнути електротравматизм як фактор негативного впливу як на персонал так і дослідника.

Тому необхідно максимізувати рівень електробезпеки пацієнта та дослідника шляхом адекватного дотримання правил роботи з телекомунікаційною системою, які прописані в стандарті ГОСТ 12.1.009-76. «ССБТ. Електробезпека. Терміни і визначення» та ГОСТ 12.1.038-88 «Електробезпека. Гранично допустимі значення напруги дотику та струмів».

Струм, який проходить крізь людину, є головним ушкоджуючим фактором при електротравмі. Згідно з ГОСТ 12.1.009-76 розрізняють три ступені впливу струму при проходженні через організм людини (змінний та постійний струми) [81]:

- відчутний струм – викликає відчутні подразнення, сила змінного струму 0,6-1,5 мА, при частоті 50 Гц та 5-7 мА для постійного;
- струм не відпускання – викликає судомні скорочення м'язів рук, у яких затиснути й провідник, сила змінного струму 10-15 мА при частоті 50 Гц та 50-80 мА для постійного;
- струм фібриляції – викликає фібриляцію (неодноразове безладне сіпання окремих волокон серцевого м'яза—фібрили) шлуночків серця, сила змінного струму 100 мА і не більше 5 А при частоті 50 Гц та 300 мА, і не більше 5 А для постійного.

Основні причини нещасних випадків від дії електричного струму під час експлуатації телекомунікаційної системи:

– випадковий дотик до струмопровідних частин телекомунікаційної системи, що перебувають під напругою;

– поява напруги дотику на металевих конструктивних частинах телекомунікаційної системи (корпусах) у результаті пошкодження ізоляції або з інших причин;

Гранично допустимі значення напруги доторкання та сили струму для нормального (безаварійного) та аварійного (телекомунікаційна система має певні пошкодження) режимів системою при проходженні струму через тіло людини по шляху „рука - рука” чи „рука - ноги” регламентуються ГОСТ 12.1.038-88 (табл.4.1 та 4.2).

Таблиця 4.1

Граничнодопустимі значення напруги та сили струму, що проходить через тіло людини при нормальному режимі системи

Вид струму	$U_{дод}$, В (не більше)	I_l , мА (не більше)
Змінний, 50 Гц	2	0,3
Постійний	8	1

При виконанні роботи в умовах високої температури (більше 25 °С) і відносної вологості повітря (більше 75 %) значення табл. 4.1 необхідно зменшити у три рази.

Таблиця 4.2

Граничнодопустимі значення струму, що проходять через тіло людини при аварійному режимі телекомунікаційної системи

Вид струму	Нормоване значення	Тривалість дії струму t,с
Змінний 50 Гц, U _{дом} , В (не більше) I _л , мА (не більше)	0,1 500 500	0,2; 0,5; 0,7; 1,0; Більше 0,1 250; 100; 70; 50; 36 250; 100; 70; 50; 6
Постійний U _{дом} , В (не більше) I _л , мА (не більше)	500 500	400; 250; 230; 200; 40 400; 250; 230; 200; 15

Електробезпека згідно ГОСТ 12.1.009-76 та ГОСТ 12.1.038-88 – це система організаційних і механічних заходів і засобів, які забезпечують захист людей від шкідливої і небезпечної дії електричного струму.

Основними заходами захисту від ураження електричним струмом при експлуатації телекомунікаційної системи є:

- забезпечення недоступності струмопровідних частин, що перебувають під напругою, для випадкового дотику;
- усунення небезпеки ураження з появою напруги на корпусі системи, що досягається захисним заземленням або захисним відключенням;
- захист від випадкового дотику до струмопровідних частин системи застосуванням кожухів або подвійної ізоляції;
- контроль і профілактика пошкоджень ізоляції системи;
- компенсація ємнісної складової струму замикання на землю;
- організація безпечної експлуатації системи.

Профілактика пошкоджень ізоляції телекомунікаційної системи спрямована на забезпечення її надійної роботи. Насамперед необхідно виключити механічні пошкодження, зволоження, хімічний вплив, запилення, перегріву. Але навіть у нормальних умовах ізоляція поступово втрачає свої початкові властивості, "старіє". З часом розвиваються місцеві дефекти. Опір ізоляції починає різко зменшуватися, а струм витоку - непропорційно зростати. У місці дефекту з'являються часткові розряди

струму, ізоляція вигорає. Відбувається так званий пробій ізоляції, внаслідок чого виникає коротке замикання, що, у свою чергу, може спричинити пожежу чи ураження людей струмом. Щоб підтримувати діелектричні властивості ізоляції телекомунікаційної системи, необхідно систематично виконувати профілактичні випробування, огляди, видаляти непридатну ізоляцію і замінити її.

Негативний вплив електричного струму на людину досягнуто шляхом конструктивного виконання телекомунікаційної системи класу I, який відповідає вимогам технічних умов і стандарту ГОСТ 12.1.030-81. Згідно класу I прилад має робочу ізоляцію і виконаний таким чином, що підключити його до електричної мережі можна лише після під'єднання корпусу до заземлювача (нульового захисного провідника), а при від'єднанні від мережі - корпус відключається від заземлювача (нульового захисного провідника) в останню чергу.

Таким чином врахувавши вище сформульовані рекомендації по питанням охорони праці при експлуатації телекомунікаційної системи буде забезпечено небезпечні умови праці обслуговуючого технічного персоналу та мінімальний ризик ураження електричним струмом персоналу.

4.2. Безпека в надзвичайних ситуаціях

У разі загрози чи настання надзвичайних ситуацій необхідним є забезпечити надійну роботу об'єктів оснащених телекомунікаційними системами.

На виконання вимог Державних будівельних норм ДБН В1.2-4-2006 «Інженерно-технічні заходи цивільного захисту (цивільної оборони)» основними заходами щодо підвищення стійкості забезпечених об'єктів є:

- захист робітників і службовців;
- підвищення стійкості інженерно-технічного комплексу;

- виключення або обмеження можливих негативних наслідків від вторинних факторів ураження;

- організація надійного матеріально-технічного забезпечення і стійких виробничих зв'язків;

- проведення заходів по зниженню можливих втрат і забезпеченню стабільності випуску продукції;

- забезпечення надійності управління виробництвом;

- завчасна підготовка до відновлення порушеного виробництва.

Захист робітників і службовців досягається:

- укриттям в захисних спорудах;

- евакуацією в замську зону;

- забезпеченістю засобами індивідуального захисту; надійним та своєчасним оповіщенням про небезпеку; – розробкою режимів захисту;

- герметизацією приміщень;

- проведенням профілактичних медичних заходів.

Підвищення стійкості інженерно-технічного комплексу досягається:

- заглибленням або розміщенням у незавалюваних приміщеннях устаткування і комунікацій;

- підвищенням міцнісних характеристик споруд;

- базуванням підприємства на декількох джерелах електропостачання;

- передбаченням на мережах газопостачання і теплофікації заходів проти витікання газу, пару, води, а також резервних ліній для переключення енергопостачання від інших магістралей (об'єктів).

Ймовірність виникнення на підприємстві пожеж залежить в основному від ступеня вогнестійкості будинків і споруд, пожежо- і вибухо- небезпечності, щільності забудови будинків і споруд і ступеня їх руйнувань.

При розробці заходів по виключенню або обмеженню дії на об'єкт та його елементи вторинних факторів поразки слід враховувати специфічні властивості об'єктів. Так, на об'єктах нафтопереробної і нафтохімічної промисловості внаслідок руйнування і ушкодження місткостей, трубопроводів і арматури можливе виникнення вибухо-небезпечних газоповітряних сумішей, які можуть вибухнути і призвести до руйнування устаткування, будівельних конструкцій, будинків і споруд.

Виникнення і характер пожеж залежать не тільки від категорії виробництва по пожежній небезпеці, але й від ступеня вогнестійкості будинків і споруд. За ступенями вогнестійкості будинки і споруди поділяються на п'ять груп (I, II, III, IV і V).

Лікувальні корпуси психіатричних лікарень і диспансерів мають бути не нижче III ступеня вогнестійкості.

Будинки лікувальних закладів на 60 і менше ліжок та амбулаторнополіклінічні заклади на 90 відвідувань за зміну дозволяється проектувати IV, V ступеня вогнестійкості з рубленими чи брущатими стінами.

Приміщення лікувальних, амбулаторно-поліклінічних закладів і аптек (крім приміщень медичного персоналу громадських будинків і споруд, аптечних кіосків) в разі розміщення їх в будинках іншого призначення мають бути відокремлені від решти приміщень протипожежними стінами 1-го типу і мати самостійні виходи назовні.

Ступінь вогнестійкості будинків і споруд визначається мінімальними межами вогнестійкості будівельних конструкцій і загоряння матеріалів, із яких ці конструкції збудовані. Вогнестійкість будівельних конструкцій визначається часом згоряння (запалювання) і вимірюється в годинах. Всі будівельні матеріали, як відомо, поділяються на три групи: такі, що згоряють, важко згоряють і не згоряють.

Для виключення або обмеження можливості виникнення і поширення пожеж, отруєнь та інших вторинних факторів ураження на підприємствах проводяться заходи по протипожежній та інженерно-технічній профілактиці. Вони включають заходи, що запобігають розповсюдженню пожежі (обладнання протипожежних розривів навколо нагрівальних печей і установок, створення і підготовка сил і засобів пожежегасіння, винесення складів паливо-мастильних матеріалів, вибухонебезпечних речовин за територію об'єкта та зниження їх запасів, обвалювання місткостей і складів СДОР, обладнання устроїв для їх нейтралізації, підготовка резервуарів з водою та прийняття інших необхідних мір захисту).

При оцінці стійкості об'єкта у НС необхідно також враховувати розташування об'єкта відносно меж зон можливого катастрофічного затоплення при зруйнуванні гребель гідровузлів і його наслідків.

На стійкість роботи об'єктів значний вплив може створити радіоактивне забруднення місцевості, тому для захисту робітників розроблюються необхідні режими радіаційного захисту.

Це такі заходи, як зниження запасів (на території підприємства) матеріально-технічних засобів, створення в замиській зоні необхідних запасів і резервів сировини, палива, устаткування, комплектуючих виробів, запасних деталей, будівельних матеріалів, рухомих електричних і компресорних станцій для проведення рятівних і невідкладних робіт: підготовка підприємства до переведення на резервні (автономні) джерела електро-, паро- і водопостачання, завчасне дослідження можливостей використання місцевих джерел сировини, палива, комплектуючих деталей та інших необхідних для виробництва матеріалів.

Важливим заходом є завчасна підготовка до відновлення порушеного виробництва, для чого на об'єкті розробляється план відновлювальних робіт, що дозволить значно скоротити час на проведення робіт у випадку часткового зруйнування об'єкта.

4.3. Висновки до розділу 4

У підрозділі з охорони праці проаналізовано питання вимог безпеки до лабораторних приміщень та обладнання для наукових досліджень, шкідливих і небезпечних факторів під час роботи з персональним комп'ютером при виконанні науково-дослідної роботи та забезпечення нормальних умов праці на робочому місці.

У підрозділі з безпеки в надзвичайних ситуаціях проаналізовано питання аналізу заходів по підвищенню стійкості об'єктів, що використовують телекомунікаційні системи в надзвичайних ситуаціях, способів захисту персоналу зазначених об'єктів та членів сім'ї.

ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

Виявляється доцільніше використовувати лазери при термічній обробці елементів електронних схем, коли оброблені ділянки поєднуються з ділянками або деталями, що мають низьку термостійкість, а також для мікророзмірної та локальної термічної обробки. Останнім часом лазерна технологія широко використовується на підприємствах, де обробка матеріалів за допомогою лазерів здійснюється з меншими витратами енергії та праці (наприклад, для обробки крихких, твердих і термостійких матеріалів) порівняно з іншими технологіями. У багатьох процесах виявилось можливим поєднання лазерного впливу з іншими видами енергії, наприклад, з дією плазми, електричного розряду, вибухової хвилі, ультразвуку, механічного і хімічного впливу. Це значно розширило коло завдань, які можна вирішувати за допомогою лазерної техніки.

Дуже часто лазерна обробка проводиться при наявності хімічних, газових та інших робочих середовищ, що дозволяє виконувати ряд робіт, неможливих в інших технологіях. Слід зазначити, що в технічно розвинутих країнах світової спільноти лазерні технології вже увійшли в багато галузевих стандартів, що принципово унеможлиблює участь промислових підприємств, не оснащених лазерним обладнанням, у міжнародній кооперації.

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Григорьянц А. Г., Шиганов И. Н., Мисюрин А. И. Технологические процессы лазерной обработки. М. : Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2006. 664 с.
2. Шастин В. И. Современное состояние и перспективы промышленного использования лазерных технологий в машиностроении. Современные технологии. Системный анализ. Моделирование. 2008. № 4. С. 60-66.
3. Семенов О. Л., Шастин В. И., Ермаков М. А. Разработка технологии лазерного упрочнения штампового оборудования. Молодой ученый. 2018. №12. С. 48-50.
4. Dadoo A, Mohammad S, Boutorabi A, Kheirandish S. Effect of titanium carbide concentration on the morphology of MC carbides in pulsed laser surface alloyed AISI H13 tool steel. Optics and Laser Technology. 2019;112:236-244. DOI: 10.1016/j.optlastec.2018.11.001
5. Hamoudi WK, Ismail RA. Micro and nano laser pulses for melting and surface alloying of aluminum with copper. Lasers in Manufacturing and Materials Processing. 2017;4:24-35.
6. Roy NK, Dibua OJ, Jou W, He F, Jeong J, Wang Y, et al. A comprehensive study of the sintering of copper nanoparticles using femtosecond, nanosecond, and continuous wave lasers. ASMEJ Micro NanoManufacturing. 2017;6:1-21
7. Wang D, Hu Q, Zheng Y, Xie Y, Zeng X. Study on deposition rate and laser energy efficiency of laserinduction hybrid cladding. Optics and Laser Technology. 2016;77:16-22
8. Sun RL, Yang DZ, Guo LX, Dong SL. Laser cladding of Ti-6Al-4V alloy with TiC and TiCqNiCrBSi powders. Surface and Coatings Technology. 2001;135:307-312
9. Chen E, Zhang K, Zou J. Laser cladding of a Mg based Mg-Gd-Y-Zr alloy with Al-Si powders. Applied Surface Science. 2016;367:11-18

10. Liu YH, Guo ZX, Yang Y, Wang HY, Hu JD, Li YX, et al. Laser (a pulsed Nd:YAG) cladding of AZ91D magnesium alloy with Al and Al₂O₃ powders. *Applied Surface Science*. 2006;253:1722-1728
11. Ma Q , Gao X, Li J. Microstructure performance and formation mechanism of laser alloying rare earth oxides modified nanocrystalline layer on TA7. *Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures*. 2016;77:29-33
12. Zhang H, Pan Y, He Y, Jiao H. Microstructure and properties of 6FeNiCoSiCrAlTi high-entropy alloy coating prepared by laser cladding. *Applied Surface Science*. 2011;257(6):2259-2263
13. Zeng X, Tao Z, Zhu B, Zhou E, Cui K. Investigation of laser cladding ceramic-metal composite coatings: Processing modes and mechanisms. *Surface and Coatings Technology*. 1996;79(1-3):209-217
14. Li Y, Zhang P, Bai P, Wu L, Liu B, Zhao Z. Microstructure and properties of Ti/TiBCN coating on 7075 aluminium alloy by laser cladding. *Surface and Coating Technology*. 2018;334:142-149
15. Qin R, Zhang X, Guo S, Sun B, Tang S, Li W. Laser cladding of high Co-Ni secondary hardening steel on 18Cr2Ni4WA steel. *Surface and Coating Technology*. 2016;285:242-248
16. Yue TM, Xie H, Lin X, Yang HO, Meng GH. Solidification behaviour in laser cladding of AlCoCrCuFeNi high entropy alloy on magnesium substrates. *Journal of Alloys and Compounds*. 2014;587:588-593
17. Siddiqui AA, Dubey AK, Paul CP. A study of metallurgy and erosion in laser surface alloying of Al_xCu_{0.5}FeNiTi high entropy alloy. *Surface and Coatings Technology*. 2019;361:27-34.
18. Siddiqui AA, Dubey AK, Paul CP. Geometrical characteristics of Laser Surface Treatment DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.91800> in laser surface alloying of a high entropy alloy. *Lasers in Engineering*. 2019;43:237-259

19. Nagulin KY, Iskhakov FR, Shpilev AI, Gilmutdinov AK. Optical diagnostics and optimization of the gas-powder flow in the nozzles for laser cladding. *Optics and Laser Technology*. 2018;108:310-320.
20. Karmakar DP, Gopinath M, Harmalkar S, Nath AK. Investigation of wear and corrosion characteristics of Stellite-6 and Stellite-21 layers deposited by co-axial laser cladding. *Proceedings of the ASME MSEC*. 2017;2841:1-6
21. Schneider M. Laser cladding with powder [Ph.D. thesis]. Enschede, The Netherlands: University of Twente; 1998.
22. Abioye TE, Farayibi PK, Clare AT. A comparative study of Inconel 625 laser cladding by wire and powder feedstock. *Materials and Manufacturing Processes*. 2017;32:1653-1659.
23. Alam MK, Edrisy A, Urbanic J. Microstructural analysis of the lasercladded AISI 420 martensitic stainless steel. *Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*. 2019;50(5):2495- 2506.
24. Liu Z, Li T, Ning F, Cong W, Kim H, Jiang Q , et al. Effects of deposition variables on molten pool temperature during laser engineered net shaping of Inconel 718 superalloy. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2019;102(1-4):969-976
25. Cai Y, Luo Z, Chen Y, Ao S. Influence of CeO₂ on tribological behaviour of TiC/Fe-based composite coating. *Surface Engineering*. 2017;34:936-943.
26. Yan H, Wang A, Xu K, Wang W, Huang Z. Microstructure and interfacial evaluation of Co-based alloy coating on copper by pulsed Nd:YAG multilayer laser cladding. *Journal of Alloys and Compounds*. 2010;505(2):645-653
27. Muvvala G, Karmakar DP, Nath AK. Online monitoring of thermo-cycles and its correlation with microstructure in laser cladding of nickel based super alloy. *Optics and Lasers in Engineering*. 2017;88:139-152

28. Fogagnolo JB, Rodrigues AV, Leva ES, Lima MSF, Caram R. Surface stiffness gradient in Ti parts obtained by laser surface alloying with Cu and Nb. *Surface and Coatings Technology*. 2016;297:34-42
29. Olakanmi EO, Cochrane RF, Dalgarno KW. A review on selective laser sintering/melting (SLS/SLM) of aluminium alloy powders: Processing, microstructure, and properties. *Progress in Materials Science*. 2015;74:401-477.
30. Kumar SRD, Duraiselvam M, Natarajan S, Panwar SS, Jana T, Khan SS. Enhanced ablation resistance through laser glazing of plasma sprayed LaTi₂Al₉O₁₉ based functionally graded thermal barrier coating. *Ceramics International*. 2016;42(8):10184-10190.
31. Salim MS, Ibrahim TK, Fouad S. Novel improvement glazing depth measurement model for concrete surface treated by CO₂ laser. *Optik*. 2017;142:412-420. DOI: 10.1016/j.ijleo.2017.06.019
32. Zhang Y, Wang Y, Ophelia M, Zhong X, Li Q, Cao X. Laser glazing of lanthanum magnesium hexaaluminate. *Optics and Lasers in Engineering*. 2008;46:601-603.
33. Tamanna N, Crouch R, Naher S. Progress in numerical simulation of the Engineering Steels and High Entropy-Alloys 14 laser cladding process. *Optics and Lasers in Engineering*. 2019;122(May):151-163.
34. Zhu G, Li D, Zhang A, Tang Y. Numerical simulation of metallic powder flow in a coaxial nozzle in laser direct metal deposition. *Optics and Laser Technology*. 2011;43:106-113.
35. Tabernero I, Lamikiz A, Martínez S, Ukar E, López De Lacalle LN. Modelling of energy attenuation due to powder flow-laser beam interaction during laser cladding process. *Journal of Materials Processing Technology*. 2012;212:516-522.
36. Devesse W, De Baere D, Guillaume P, Brussel VU. Modeling of laser beam and powder flow interaction in laser cladding using ray-tracing. *Journal of Laser Applications*. 2015;27:0-8.

37. Liu J, Li L, Zhang Y, Xie X. Attenuation of laser power of a focused Gaussian beam during interaction between a laser and powder in coaxial laser cladding. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2005;38:1546-1550.
38. Kovaleva IO, Kovalev OB. Simulation of the acceleration mechanism by light propulsion for the powder particles at laser direct material deposition. *Optics and Laser Technology*. 2012;44:714-725.
38. Lin J. Laser attenuation of the focused powder streams in coaxial laser cladding. *Journal of Laser Applications*. 2000;12:28.
39. Mirzade FK, Niziev VG, Panchenko VY, Khomenko MD, Grishaev RV, Pityana S. Kinetic approach in numerical modeling of melting and crystallization at laser cladding with powder injection. *Physica B: Condensed Matter*. 2013;423:69-76.
40. Kumar A, Roy S. Effect of threedimensional melt pool convection on process characteristics during laser cladding. *Computational Materials Science*. 2009;46:495-506.
41. Hofman JT, De Lange DF, Pathiraj B, Meijer J. FEM modeling and experimental verification for dilution control in laser cladding. *Journal of Materials Processing Technology*. 2011;211:187-196.
42. El Cheikh H, Courant B, Branchu S, Hascoet JY, Guillen R. Analysis and prediction of single laser tracks geometrical characteristics in coaxial laser cladding process. *Optics and Lasers in Engineering*. 2012;50:413-422.
43. Fan Y, Cheng P, Yao YL, Yang Z, Eglund K, Fan Y. Effect of phase transformations on laser forming of Ti6Al4V alloy. *Journal of Applied Physics*. 2005;98:013518.
44. Suarez A, Tobar MJ, Yanez A, Perez I, Sampedro J, Amigo V. Modeling of phase transformations of Ti6Al4V during laser metal deposition. *Physics Procedia*. 2011;12:666-673
45. Farahmand P, Balu P, Kong F, Kovacevic R. Investigation of thermal cycle and hardness distribution in the laser cladding of AISI H13 tool steel produced by a high power

direct diode laser. In: Proceedings of the ASME 2013 International Mechanical Engineering Congress and Exposition. 2015. pp. 1-12

46. Santhanakrishnan S, Kong F, Kovacevic R. An experimentally based 15 Laser Surface Treatment DOI: <http://dx.doi.org/10.5772/intechopen.91800> thermo-kinetic hardening model for high power direct diode laser cladding. *Journal of Materials Processing Technology*. 2011;211:1247-1259.

47. Bailey NS, Katinas C, Shin YC. Laser direct deposition of AISI H13 tool steel powder with numerical modeling of solid phase transformation, hardness, and residual stresses. *Journal of Materials Processing Technology*. 2017;247:223-233.

48. Suarez A, Amado JM, Tobar MJ, Yanez A, Fraga E, Peel MJ. Study of residual stresses generated inside laser clad plates using FEM and diffraction of synchrotron radiation. *Surface and Coating Technology*. 2010;204:1983- 1988.

49. Liu Z, Jiang Q , Li T, Dong S, Yan S, Zhang H, et al. Environmental benefits of remanufacturing: A case study of cylinder heads remanufactured through laser cladding. *Journal of Cleaner Production*. 2016;133:1027-1033

50. Orlovskii VP, Komlev VS, Barinov VS. Hydroxyapatite and hydroxyapatite based ceramics. *Inorganic Materials*. 2002;38:973-984

51. Cheng B, Kim YJ, Chou P. Improving accident tolerance of nuclear fuel with coated Mo-alloy cladding. *Nuclear Engineering and Technology*. 2016;48:16-25

52. Kim WJ, Kim D, Park JY. Fabrication and material issues for the application of SiC composites to LWR fuel cladding. *Nuclear Engineering and Technology*. 2013;45:565-572

53. Yan H, Zhang P, Gao Q , Qin Y, Li R. Laser cladding Ni-based alloy/ nano-Ni encapsulated h-BN selflubricating composite coatings. *Surface and Coatings Technology*. 2017;332(March):422-427

54. Riquelme A, Rodrigo P, Rodriguez MDE, Rams J. Analysis and optimization of process parameters in Al-SiCp laser cladding. *Optics and Lasers in Engineering*. 2016;78:165-173
55. Nazemi N, Urbanic J. An experimental and simulation study for powder injection multitrack laser cladding of P420 stainless steel on AISI 1018 steel for selected mechanical properties. *Journal of Manufacturing Science & Engineering—ASME*. 2017;140(1):1-12
56. Saqib SM, Urbanic RJ. Investigation of the transient characteristics for laser cladding beads using 420 stainless steel powder. *Journal of Manufacturing Science & Engineering—ASME*. 2017;139(8):1-12
57. Ghaith ES, Hodgson S, Sharp M. Laser surface alloying of 316L stainless steel coated with a bioactive hydroxyapatite titanium oxide composite. *Journal of Materials Science. Materials in Medicine*. 2015;26:1-8. DOI: 10.1007/s10856-015-5399-1
58. Tian YS, Chen CZ, Li ST, Huo QH. Research progress on laser surface modification of titanium alloys. *Applied Surface Science*. 2005;242(1-2):177-184
59. Yao JH, Zhang QL, Kong FZ. Laser Remanufacturing to Improve the Erosion and Corrosion Resistance of Metal Components. *Series in Metals and Surface Engineering*. Woodhead Publishing Limited. 2012. pp. 320-354. DOI: 10.1533/9780857095831.2.320
60. De Chiffre L, Kunzmann H, Peggs GN, Lucca DA (2003) Surfaces in precision engineering, microengineering and nanotechnology. *CIRP Ann* 52(2):561–577.
61. Ramsden JJ, Allen DM, Stephenson DJ, Alcock JR, Peggs GN, Fuller G, Goch G (2007) The design and manufacture of biomedical surfaces. *CIRP Ann* 56(2):687–711.
62. Masuzawa T (2000) The state of art of micromachining. *CIRP Ann* 49(2):473–488.
63. Li L, Hong M, Schmidt M, Zhong M, Malshe A, Huis in'tVeld B, Kovalenko V (2011) Laser nano-manufacturing—state of the art and challenges. *CIRP Ann* 60:735–755.

64. Meijer J, Du K, Gillner A, Hoffmann D, Kovalenko VS, Masuzawa T, Ostendorf A, Poprawe R, Schulz W (2002) Laser machining by short and ultrashort pulses, state of the art and new opportunities in the age of the photons. *CIRP Ann* 51(2):531–550.
65. Parker ER, Hirst LS, Safinya CR, MacDonald NC (2005) Bulk titanium microfluidic networks for protein self-assembly studies. *Proceedings of MicroTAS 2005 Conference: 9th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences* 1: 945–947.
66. Meinhart C, MacDonald N, Mezic I, Saffinya C (2005) Titaniumbased biomolecular manipulation tools, NSF Nanoscale Science and Engineering Grantees Conference. http://www.nseresearch.org/2005/NewFiles/ov16_0404444UCSB_Meinhart.pdf. Accessed 5 May 2015
67. <http://micropat.ch/application/titanium-microfluidic>. Accessed 5 May 2015
68. Campanelli SL, Ludovico AD, Bonserio C, Cavalluzzi P, Cinquepalmi M (2007) Experimental analysis of the laser milling process parameters. *J Mater Process Technol* 191:220–223.
69. Garnov SV, Konov VI, Kononenko T, Pashinin VP, Sinyavsky MN (2004) Microsecond laser material processing at 1.06 nm. *Laser Physics* 14:910–915.
70. Liu X, Chu PK, Ding C (2004) Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater Sci Eng* 47:49–121.
71. Chen K, Yao YL (2000) Process optimization in pulsed laser micromachining with applications in medical device manufacturing. *Int J Adv Manuf Technol* 16:243–249.
72. Teixidor D, Thepsonthi T, Ciurana J, Özel T (2012) Nanosecond pulsed laser micromachining of PMMA-based microfluidic channels. *J Manuf Process* 14:435–442.
73. Fasasi AY, Mwenifumbo S, Rahbar N, Chen J, Li M, Beye AC, Arnold CB, Soboyejo WO (2009) Nano-second UV laser processed micro-grooves on Ti6Al4V for biomedical applications. *Mater Sci Eng C* 29:5–13.

74. Zhao J, Huettner B, Menschig A (2001) Microablation with ultrashort laser pulses. *Opt Laser Technol* 33:487–491.
75. Gittard SD, Narayan RJ (2010) Laser direct writing of micro- and nano-scale medical devices. *Expert Rev Med Devices* 7(3):343– 356.
76. Yasa E, Kruth JP (2010) Investigation of laser and process parameters for selective laser erosion. *Precis Eng* 34:101–112.
77. Chen TC, Darling RB (2008) Laser micromachining of the materials using in microfluidics by high precision pulsed near and midultraviolet Nd:YAG lasers. *J Mater Process Technol* 198:248–253.
78. Giorleo L., Ceretti E., Giardini C. (2014) Ti surface laser polishing: effect of laser path and assist gas, 9th CIRP Conference on Intelligent Computation in Manufacturing Engineering - CIRP ICME '14, Capri, Italy, July, 23–25.
79. Tang G, Abdolvand A (2013) Structuring of titanium using a nanosecond-pulsed Nd:YVO4 laser at 1064 nm. *Int J Adv Manuf Technol* 66:1769–1775.
80. Zheng B, Jiang G, Wang W, Wang K, Mei X (2014) Ablation experiment and threshold calculation of titanium alloy irradiated by ultra-fast pulse laser. *AIP Adv* 4:1–9.
81. Основи охорони праці: підруч. / [Ткачук К. Н., Халімовський М. О. Зацарний В. В. та ін.] ; за ред. К. Ткачука і М. Халімовського. К. : Основа, 2006. 448 с

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А

Копія тези

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя (Україна)
Університет імені П'єра і Марії Кюрі (Франція)
Маріборський університет (Словенія)
Технічний університет у Кошице (Словаччина)
Вільнюський технічний університет ім. Гедемінаса (Литва)
Міжнародний університет цивільної авіації (Марокко)
Наукове товариство ім. Т.Шевченка

АКТУАЛЬНІ ЗАДАЧІ СУЧАСНИХ ТЕХНОЛОГІЙ

Збірник
тез доповідей

**XI Міжнародної науково-практичної
конференції молодих учених та студентів**
7-8 грудня 2022 року



УКРАЇНА
ТЕРНОПІЛЬ – 2022

УДК 001

A43

Актуальні задачі сучасних технологій : зб. тез доповідей XI міжнар. наук.-практ. конф. Молодих учених та студентів, (Тернопіль, 7-8 грудня 2022) / М-во освіти і науки України, Терн. націон. техн. ун-т ім. І. Пулюя [та ін.]. – Тернопіль: ФОП Паляниця В. А., 2022. – 202.

ISBN 978-617-7875-49-8

ПРОГРАМНИЙ КОМІТЕТ

Голова: Митник Микола Мирославович – к.т.н., доцент, Ректор ТНТУ ім. І. Пулюя. (Україна)

Заступник голови: Марущак Павло Орестович – д.т.н., проф. ТНТУ ім. І. Пулюя. (Україна)

Вчений секретар: Дозорський Василь Григорович – к.т.н., доц. ТНТУ ім. І. Пулюя. (Україна)

Члени: Вухерер Т. – професор факультету інженерної механіки Маріборського університету (Словенія); Вінаш Я. – професор кафедри технології металів Технічного університету у Кошице (Словаччина); Прентковскіс О. – декан факультету Вільнюського технічного університету ім. Гедимінаса (Литва); Стахович Ф. – завідувач кафедри обробки матеріалів тиском Жешувського політехнічного університету ім. Лукасевича (Польща); Меню А. – д.т.н., професор Міжнародного університету цивільної авіації (Марокко); Андрейків О. – д.т.н., професор кафедри механіки Львівського національного університету ім. І. Франка, член-корр. НАН України.

Адреса оргкомітету:

ТНТУ ім. І. Пулюя, м. Тернопіль, вул. Руська, 56, 46001,

тел. **0506689327**, факс (0352) 255798

Е-mail: confmolstud@gmail.com

Редагування, оформлення, верстка: Дозорський В.Г.

СЕКЦІЇ КОНФЕРЕНЦІЇ, ЯКІ ПРЕДСТВЛЕНІ В ЗБІРНИКУ

- фізико-технічні основи розвитку нових технологій;
- нові матеріали, міцність і довговічність елементів конструкцій;
- сучасні технології в будівництві, машино- та приладобудуванні;
- сучасні технології на транспорті;
- електротехніка та енергозбереження;
- фундаментальні проблеми харчових, біо- та нанотехнологій;
- економічні та соціальні аспекти нових технологій;
- комп'ютерно-інформаційні технології та системи зв'язку.

УДК 602-03

Р.П. Навозняк

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя, Україна

МЕТОДИ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ МАТЕРІАЛІВ ПІСЛЯ ЛАЗЕРНОЇ ОБРОБКИ ДЛЯ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ

R.P. Navoznyak

METHODS OF IMPROVING THE QUALITY OF MATERIALS AFTER LASER PROCESSING FOR BIOMEDICAL ENGINEERING

Лазери широко використовуються в медичній практиці і перш за все в хірургії, онкології, офтальмології, дерматології, стоматології та інших областях. Механізм взаємодії лазерного випромінювання з біологічним об'єктом не вивчений, але можна відзначити, що це може бути або тепловий вплив, або резонансна взаємодія з клітинами.

Моєю метою є визначення методів лазерної обробки для біоматеріалів і підвищення якості їх обробки. Саме лазерна обробка дозволяє виробляти матеріали з що будуть біосумісні з живими тканинами організму. Завдяки лазерній обробці можна збільшити або зменшити монохромність матеріалів. Також є методи для лазерного друку живих тканин, що дозволяє замінити втрачені тканини.

Лазери використовувались останні півстоліття для створення медичних і зубних імплантатів, що мали довший термін служби та кращі функціональні можливості ніж звичайні відповідники.

Важливі міркування при розробці лазерної обробки біоматеріалів включають розширення кількості матеріалів-попередників, особливо біорозкладні матеріали. Необхідні додаткові зусилля для оптимізації процесів на основі лазера, щоб матеріали були отримані з оптимальними біологічними, хімічними та механічними властивостями для даного застосування. На додачу, гібридні процеси, які використовують переваги двох або більше лазерних процесів, можуть відігравати важливу роль.

Необхідно враховувати мінімізацію небажаних особливостей, пов'язаних з лазерною обробкою (наприклад, зон впливу тепла). Продовження зусиль для розробки вдосконалених лазерних джерел без сумніву розширить і без того широкі кордони лазерної обробки біоматеріалів.

Наприклад, розробка недорогих фемтосекундних лазерів (наприклад, недорогі осцилятори або високопотужні лазери що уникають використання осциляторів) сприятиме промислового просуванню фемтосекундної лазерної обробки, в т.ч двофотонної полімеризації та нанообробки. Напівпровідникові лазери, які не потребують вирівнювання, контрольована вібрація, або контрольована вологість, також полегшить дослідницькі зусилля в лазерній обробці біоматеріалів.

Проблеми пов'язані з комерціалізацією необхідно враховувати, наприклад виготовлення на основі лазера має бути конкурентоспроможним за ціною порівняно зі звичайними (наприклад, на основі механічної обробки) підходами.

Література.

1. <https://www.cambridge.org/core/journals/mrs-bulletin/article/laser-micro-and-nanofabrication-of-biomaterials/D7C482BE6B52A380B6CD5C13BE73450F>