Міністерство освіти і науки України
Вінницький національний технічний університет

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з дисципліни «Регенеративна медицина та 3D друк для біомедичної інженерії» для здобувачів вищої освіти за спеціальністю 163 – Біомедична інженерія

Co-funded by the Erasmus+ Programme of the European Union

Розроблено в рамках проекту “Erasmus+ (CBHE) BioArt “Інноваційна мультидисциплінарна освітня програма зі штучних імплантів для біоінженерії для бакалаврів та магістрів”

Developed in the frame of project “Erasmus+ (CBHE) BioArt“Innovative Multidisciplinary Curriculum in Artificial Implants for Bio-Engineering BSc / MSc Degrees” (586114-EPP- 1-2017- 1-ES- EPPKA2-CBHE- JP).

Вінниця
ВНТУ
2020

Рекомендовано - кафедрою біомедичної інженерії Вінницького національного технічного університету Міністерства освіти і науки України (протокол засідання кафедри БМІ № 2 від 10.09.2019 р., оновлено, розглянуто зі змінами на засіданні кафедри БМІ № 2 від 09.09.2020 р)

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт з дисципліни «Регенеративна медицина та 3D друк для біомедичної інженерії » для студентів спеціальності 163 - Біомедична інженерія освітня програма Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії / Уклад. С.В. Тимчик. Д.Х. Штофель. – Вінниця : ВНТУ, 2020.

Методичні вказівки до виконання лабораторних робіт призначений для студентів, які навчаються за ІІ рівнем (магістерським) вищої освіти зі спеціальності 163 - Біомедична інженерія, освітня програма - Інтелектуальні штучні імпланти та медичні апарати в біоінженерії.

ЗМІСТ

Вступ

Лабораторна робота № 1 Дослідження та аналіз режимів впливу світлового випромінювання на об'єкт 6

1.1. Мета роботи 6

1.2. Короткі теоретичні відомості 6

1.3. Методика проведення роботи 16

1.4. Зміст звіту 17

Лабораторна робота № 2 Використання лазерів в біомедичній інженерії 18

2.1. Мета роботи 18

2.2. Короткі теоретичні відомості 18

2.3. Методика проведення роботи 22

2.4. Зміст звіту 22

Лабораторна робота № 3 Дослідження приладів та засобів регенеративної медицини для косметології та естетичної медицини 23

3.1. Мета роботи 23

3.2. Короткі теоретичні відомості 23

3.3. Методика проведення роботи 30

3.4. Зміст звіту 30

Лабораторна робота № 4 Виготовлення та аналіз 3-D об`єкта (остеосинтез) різними технологіями 3-D друку 31

4.1. Мета роботи 31

4.2. Короткі теоретичні відомості 31

4.3. Методика проведення роботи 38

4.4. Зміст звіту 39

Лабораторна робота № 5 Виготовлення та аналіз 3-D об`єкта (стоматологічний імплант) різними технологіями 3-D друку. 46

5.1. Мета роботи 46

5.2. Короткі теоретичні відомості 46
5.3. Методика проведення роботи 49
5.4. Зміст звіту 51
Лабораторна робота № 6 Оцінювання стану імпланту. 52
6.1. Мета роботи 52
6.2. Короткі теоретичні відомості 52
6.3. Методика проведення роботи 54
6.4. Зміст звіту 55
Лабораторна робота № 7 Порівняння імплантів виготовлених за різними технологіями 3-D друку 56
7.1. Мета роботи 56
7.2. Короткі теоретичні відомості 56
7.3. Методика проведення роботи 63
7.4. Зміст звіту 63
Рекомендована література 64

ВСТУП

Регенеративна медицина це одна з найбільш передових галузей медичної науки. Найближчим часом людство отримає можливість відновлювати і повністю відтворювати цілі органи людського тіла. За допомогою технологій регенеративної медицини вже зараз можна створити такі органи і тканини як сечовий міхур, кровоносні судини, трахею і уретру.

Адитивні технології є сучасним та інноваційним методом виробництва. Завдяки цим технологіям є можливість виробляти складні та досить високотехнологічні вироби. Досить широке застосування адитивні технології знайшли в медицині. Завдяки 3D друку є можливість виробляти індивідуальні протези та імпланти, можливо проводити предопераційні підготовки на моделях, які надруковані зі знімків МРТ хворого, проводити більш якісне навчання спеціалістів завдяки точним копіям органів людини, які можливо надрукувати на 3D принтері.

Лабораторні роботи - важлива частина процесу вивчення курсу «Регенеративна медицина та 3D друк для біомедичної інженерії». Вони сприяють закріпленню теоретичних знань та наглядно показують, з чим йде робота при регенеративній терапії, а також формуванню практичних навичок, необхідних для вирішення завдань в області підготовки 3D моделей до друку та обслуговуванні 3D принтерів

Всі лабораторні роботи містять питання для самоконтролю і список рекомендованої літератури для підготовки до занять.

За результатами кожної лабораторної роботи студенти надають і захищають звіт. Оцінка за виконання роботи виставляється з урахуванням відповіді студента на запитання по роботі і якості оформлення звіту.

Лабораторна робота № 1

ДОСЛІДЖЕННЯ ТА АНАЛІЗ РЕЖИМІВ ВПЛИВУ СВІТЛОВОГО ВИПРОМІНЮВАННЯ НА ОБ'ЄКТ

1.1. Мета роботи

Метою роботи є дослідити вплив оптичних параметрів біологічних середовищ на взаємодію з оптичним випромінюванням

1.2 Короткі теоретичні відомості

Характер поширення та взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об’єктами визначається їх морфологією. Розміри клітин і структурних елементів клітин, а також сполучних біологічних тканин лежать в діапазоні від декількох десятків нанометрів до сотень мікрометрів і визначають оптичні параметри біологічного об’єкту: коефіцієнт поглинання μ_a, розсіяння μ_sта фактор анізотропії g [1]. Коефіцієнт поглинання μ_a– величина, зворотна відстані, на якій потік випромінювання ослабляється за рахунок поглинання в e разів. Коефіцієнт розсіяння μ_s– величина, зворотна відстані, на якій потік випромінювання послаблюється за рахунок розсіяння в e разів. Параметр анізотропії середовища g, що приймає значення від 0 до 1 – визначає середній косинус кута розсіяння. При $g = 0$ спостерігається ізотропне розсіяння (на точкових частинках), при $g = 1$ – сильне анізотропне розсіяння (на великих частинках, діаграма розсіяння витягнута вперед) [2].

В основному, при взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об’єктами можуть виникати наступні процеси (рис.1.1): пружне розсіяння (одиничне та дифузне розсіяння), поглинання, флуоресценція та розсіяння Рамана (комбінаційне), що спричиняють доплерівський зсув, розсіяння назад,

поглинання та автофлуоресценція. За утворенням того чи іншого процесу, а також за його характерними змінами чи відхиленнями, можна зробити висновок про нормальний і патологічний стан біологічного об'єкту [3,4]. Крім цього, характер взаємодії оптичного випромінювання з біологічними тканинами також визначається його проникною здатністю. Різні шари біологічного зразку неоднаково поглинають оптичне випромінювання різної довжини хвилі. Найбільш інформативним є діапазон довжинах хвиль 300 - 1500 нм, що охоплює зони ультрафіолетового (УФ), видимого та ближнього інфрачервоного (ІЧ) спектру(рис. 1.2).

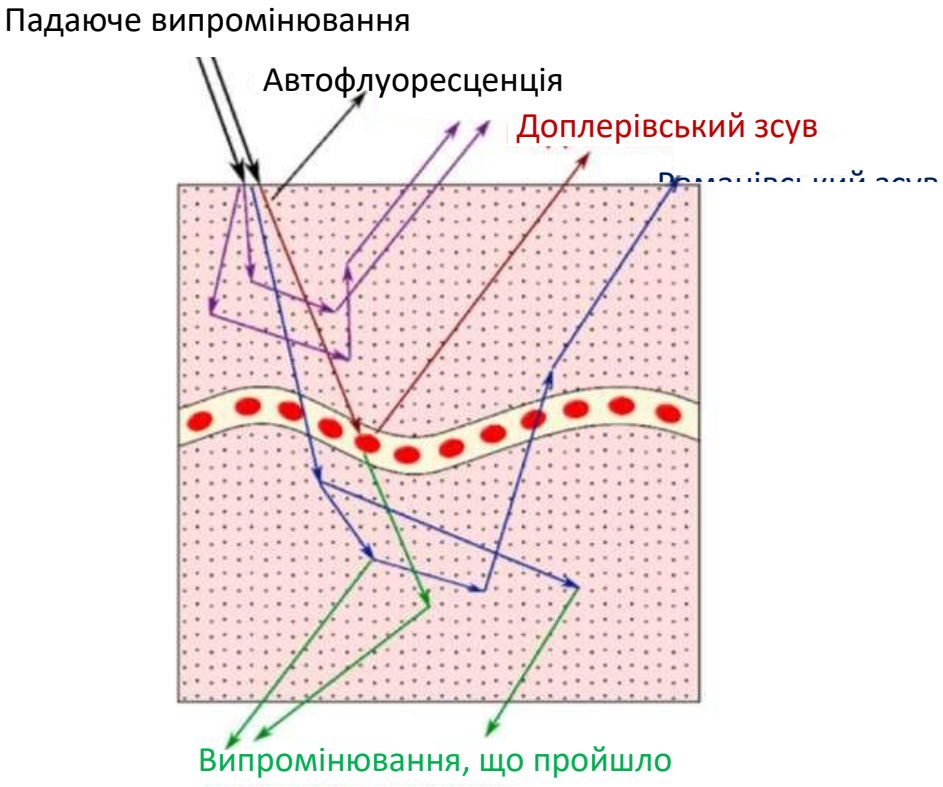


Рис.1.1. Процеси взаємодії оптичного випромінювання з біологічними об'єктами [4]

Саме у цьому діапазоні структура речовини найбільш актуальна, оскільки молекули переважно взаємодіють з цими електромагнітними хвилями. Глибина проникнення світла збільшується при переході від УФ випромінювання до ближнього діапазону ІЧ від 100 мкм до декількох мм, при

цьому ускладнюється картина, оскільки у середньому та дальньому ІЧ діапазонах починає домінувати поглинання води.

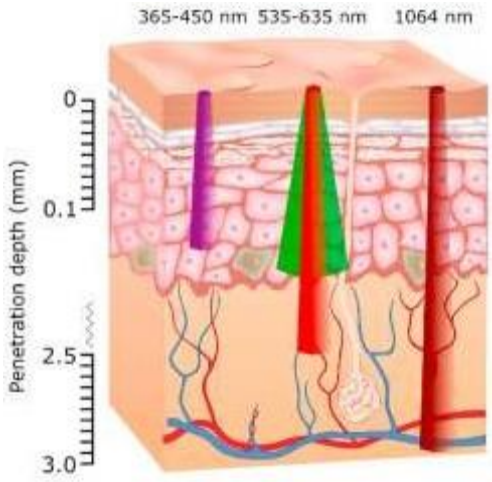


Рис.1.2. Глибина проникнення УФ, видимого (зеленого) та ближнє ІЧ-випромінювання в ділянку шкіри людини

На величину інтенсивності випромінювання при певній глибині проникнення в біологічний об’єкт для визначення фотобіохімічних та термодинамічних ефектів впливає співвідношення присутності та концентрації фотохромів (вода, жир, меланін та гемоглобін), довжина хвилі та потужність випромінювання. Як основні поглиначі видимого випромінювання виступають оксигенований і деоксигенированный гемоглобін, бета-каротин та меланін (у шкірі), а розсіяння видимого світла спричиняється колагеновими волокнами та субскладними органелами. Наявність ендогенних молекул викликає при збудженні на певній довжині хвилі утворення флуоресценції.

Спектрофотометрія – це метод, що базується на пропусканні оптичного випромінювання через досліджуваний зразок і реєстрації назад або вперед розсіяного випромінювання. Ослаблене випромінювання за рахунок поглинання містить в собі інформацію про властивості біологічного об'єкту, перш за про поглинання та розсіяння випромінювання в тканини. У сучасній

технічній реалізації метод дозволяє кількісно оцінювати такі оптичні параметри, як коефіцієнт поглинання μa та коефіцієнт розсіяння μs , які відображають, відповідно, компонентний склад хромофорів та величину інтегрального поглинання, а також структурні особливості (розміри і кількість розсіювачів) біологічної тканини

Спектральні властивості біологічних середовищ

Більшість біологічних об'єктів можна назвати гетерогенними речовинами зі складними спектрами поглинання. Спектральні характеристики залежать від концентрації досліджуваної речовини. Спектр поглинання визначається типом домінуючих поглинальних центрів та вмістом води в біологічному об’єкті. Як приклад, на рис.1.2 приведено молярні спектри ослаблення розчинів пі .

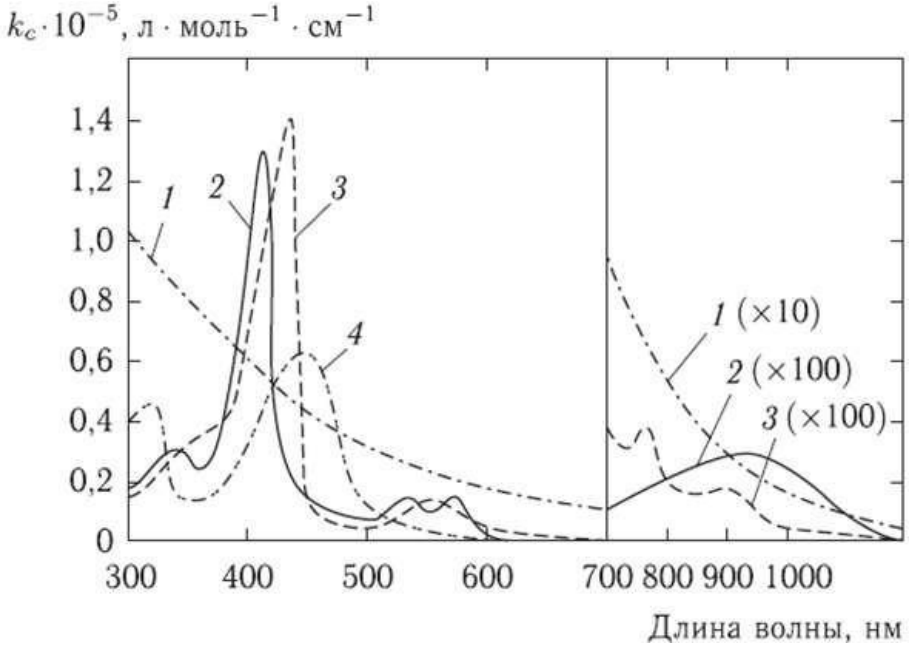


Рис.1.3. Молярні спектри ослаблення розчинів основних пігментів шкіри людини: 1 - ДОФА-меланін (H_2O); 2 - оксигемоглобін (H_2O); 3 -гемоглобін (H_2O); 4 - білірубін (CHC_{l3})

Тому, знаючи поглинання розсіяного випромінювання різними

пігментами шкіри, можна отримати кількісну інформацію про концентрацію білірубіну, насичення гемоглобіну киснем, а також визначити кількість лікарських препаратів. При цьому, спектральні лінії окремих компонентів можуть перекритись та мати різні параметри, тому часто можуть виникають складнощі при кількісному визначенні концентрації цих компонентів.

При неінвазивних дослідженнях більш глибоких шарів варто враховувати те, що відбиття різних типів шкіри у широкому спектральному діапазоні буде відрізнятися (рис.1.4).

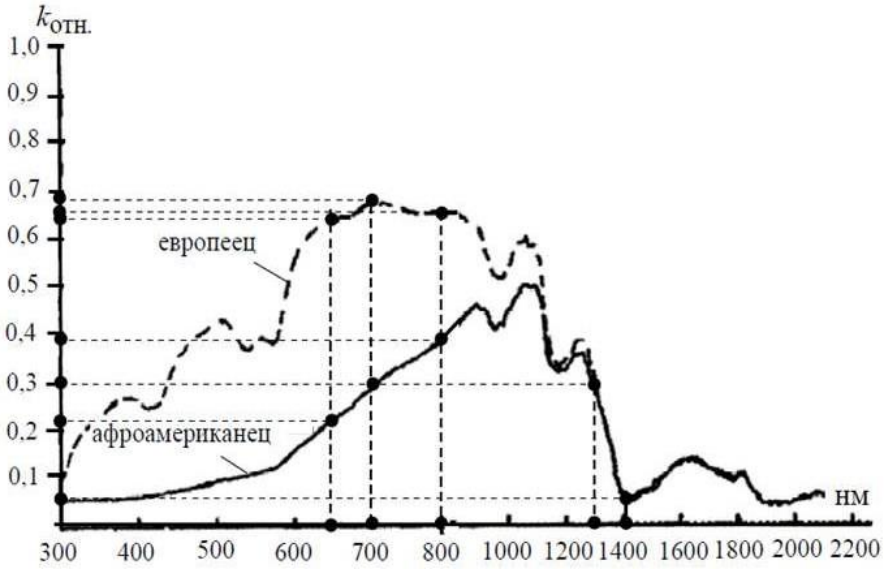
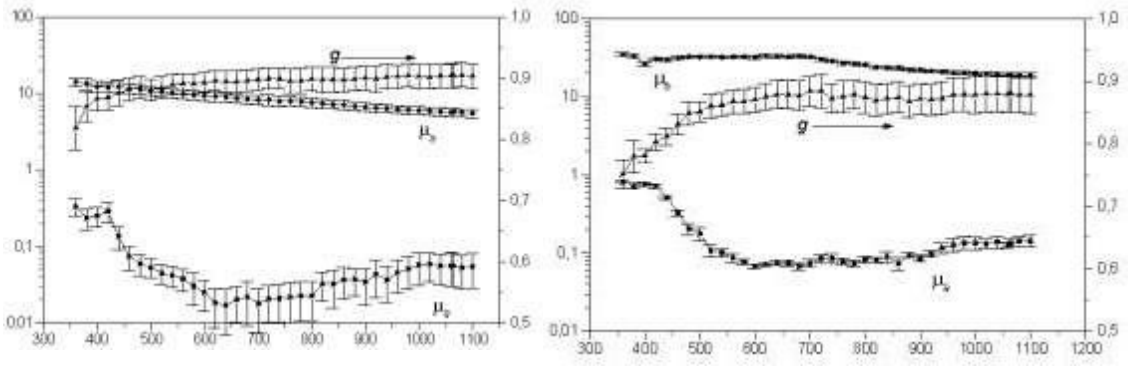


Рис.1.4. Відносні коефіцієнти відбиття шкіри європейця та афроамериканця

Також на спектральні характеристики впливає структура біологічної тканини, яка може змінюватись в залежності від наявної патології або при втручанні. Так, наприклад, на рис.1.5 приведені спектри оптичних параметрів сірої речовини мозку нормальної тканини та коагульованої. З рис.1.5 видно, що значних змін зазнає коефіцієнт поглинання μ_a та розсіяння μ_s.



а) б)

Рис.1.5. Спектри оптичних параметрів сірої речовини мозку нормальної тканини та коагульованої

Отже, провівши спектральний аналіз біологічного об’єкту, можна робити висновок про концентрацію тієї чи іншої складової, а також визначати найбільш сприятливу довжину випромінювання для проведеннядосліджень.

Застосування спектрофотометрії в біомедичній діагностиці

Методи спектрофотометрії використовується в різних галузях неінвазивної біомедичної діагностики (рис.1.6). Вони мають ряд переваг над іншими методами (рентгенівськими, електричними, ультразвуковими та ін.), оскільки низькоінтенсивне лазерне випромінювання, яке використовується в даному випадку, не здійснює такого впливу, що може негативно впливати на організм людини чи вносити негативний фактор (похибку) в отримані результати досліджень.

Найбільш поширеним та розвиненим методом в сучасній неінвазивній спектрофотометрії є пульсоксиметрія, що дозволяє визначати частоту пульсу та кисневу сатурацію артеріальної крові. Прилади та системи даного класу використовуються при тривалому моніторингу та одноразово.

Методи лазерної допплерівської флоуметрії вимірюють частотні ритми і швидкість капілярного потоку крові в мікроциркулярному руслі біологічної тканини. На даний час основною проблемою при їх використанні є погана

стійкість до негативних зовнішніх факторів, тому в деяких країнах вони на етапі наукових експериментальних досліджень.

Досить перспективними є методи лазерної дифузійної томографії (ЛДТ), які базуються на просвічуванні лазерним випромінюванням м'яких тканин пацієнта та за допомогою математичної обробки дозволяють отримувати зображення структури тканини та внутрішніх неоднорідностей. Саме на цьому методі базується робота оптичних мамографів. На даному етапі даний метод також на експериментальному етапі.

Ще одним видом томографії є когерентна оптична томографія, яка застосовується для прецизійного сканування верхніх шарів тканин, особливо слизових оболонок органів (гінекологія, ендоскопія).

Також перспективним напрямком є лазерна флюорисцентна діагностика, яка поділяється на два великі класи. Перший клас пристроїв забезпечує визначення природної світимості біологічного об’єкту, а другий – реакцію біологічного об’єкту на введену дозу флюорисцентної речовини під впливом низькоінтенсивного лазерного випромінювання. Найбільш часто флюорисцентна діагностика використовується в онкології. Однак, внаслідок того, що гнійні, опікові та деструктивно-запальні процеси також супроводжуються зміною флюоресцентної активності клітин тканин, область застосування цих методів в медицині значно ширше.



Рис.1.6. Методи неінвазивної біомедичної діагностики

Досить новими напрямками використання неінвазивних спектрофотометричних методів є оптична оксиметрія та фотоплетизмографія. Перший напрямок відрізняється від пульсової оксиметрії тим, що використовується немодульоване випромінювання, яке дозволяє визначати артеріально-венозну сатурацію крові. Другий напрямок використовує графік пульсової хвилі периферичного кровообігу для аналізу складного комплексу частотного ритму, що складається з кардіоритму, дихального ритму, добового ритму активності та ін..

Крім вище приведених методів, досить новими є спектрофотометричні методи, що використовуються для визначення вмісту жиру в тканинах, холестерину, каротиноїдів, цукру в крові та ін.

Принцип роботи всіх діагностичних оптичних методів, що базуються на спектрофотометрії можна привести у вигляді узагальненої структурно-функціональної моделі (рис.1.7), запропонованої авторами в роботі.

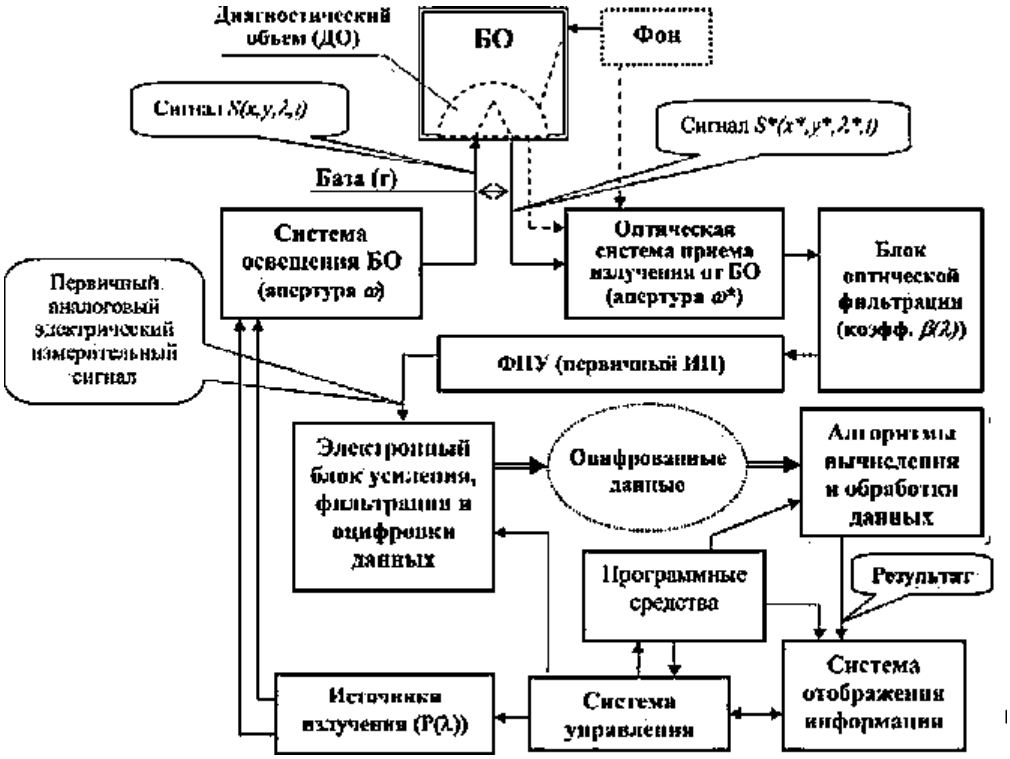


Рис.1.7. Структурно-функціональна модель спектрофотометричного діагностичного процесу

Біологічний об’єкт (БО) з точки зору структурно-функціональної моделі діагностичного процесу може бути представлений спектрально-лінійним оптичним фільтром, який перетворює падаючу на нього потужність Р(λ) в потужність вторинного випромінювання Р*(λ), що математично рівнозначно множенню вихідного оптичного сигналу на деяку безрозмірну функцію кодування В(λ), що залежить від оптико-фізичних і медико-біологічних параметрів (МБП) БО, а також від умов освітлення і прийому випромінювання. Така оцінка може виконуватися і за результатами динамічних спостережень

В(λ) при зміні МБП, скажімо, в процесі виконання функціональних навантажувальних тестів та проб.

Саме функція кодування сигналу В(λ) у відносних одиницях є результатом спектрофотометричних вимірювань. Зазвичай отримані значення

вторинного потоку P*(λ) порівнюються з деяким еталоном та на основі цього порівняння визначають функцію B(λ).

Крім прямої діагностики, методи спектрофотометрії (фотоплетизмографія, пульсоксимерія, оксиметрія, лазерна доплерівська флуометрія, лазерна флуоресцентна діагностика та ін.) досить часто використовуються для оцінки ефективності низькоінтенсивного лазерного впливу в режимі реального часу. Відповідно до комплексного біотехнічного підходу, розглянемо особливості застосування цих методів для контролю низькоінтенсивної лазерної терапії на прикладі узагальненої функціональної схеми проведення вимірювань у відбитому світлі (рис.1.8).

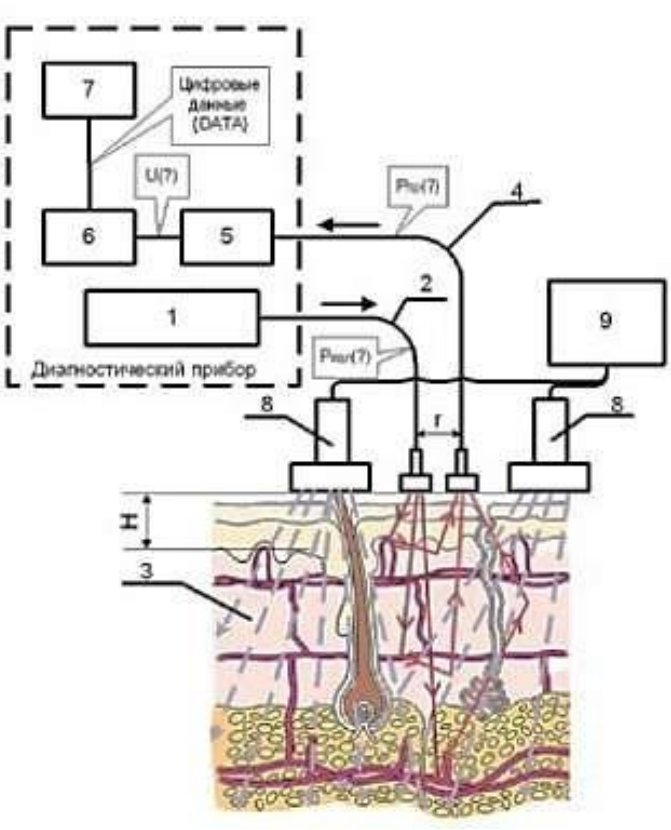


Рис.1.8. Узагальнена функціональна схема проведення вимірювань у відбитому світлі: 1 – джерело випромінювання, 2 – оптичне волокно, 3 – біологічний об’єкт, 4 – оптичне волокно, 5 – приймач випромінювання, 6 –

електронний блок, 7 – ПК, 8 – випромінювач ЛТА, 9 – лазерний терапевтичний апарат

Випромінювання довжиною хвилі λ та потужністю Рвип(λ) від джерела випромінювання 1, що обирається залежності від умов експерименту, за допомогою оптичного волокна 2 направляється на біологічний об'єкт 3. Після взаємодії з біологічним об'єктом світлові промені зазнають багатократного розсіяння (перевідбиття) на границях неоднорідностей анатомічних та клітинних структур та частково поглинаються (водою, меланіном, гемоглобіном і т.д.). Частина випромінювання послаблюється вище описаними процесами, а інша частина у вигляді сформованого зворотного потоку за допомогою оптичного волокна 4 передається на приймач випромінювання 5. Приймач випромінювання реєструє та перетворює оптичний сигнал потужністю Рвих(λ) в напругу U(λ). Далі корисний електричний сигнал U(λ) проходить аналогову обробку (підсилення, фільтрація) в електронному блоці 6, відцифровується та передається на ПК 7. При впливі низькоінтенсивним лазерним випромінюванням, що поступає через випромінювач 8 від лазерного терапевтичного апарату (ЛТА) 9, в біологічній тканині в зоні мікроциркулярного кров'яного русла відбуваються зміни, що спричиняють зміни оптичних параметрів та зміни потужності сигналу Рвих(λ) на фотоприймачі 5.

1.3 Методика проведення роботи

Студенті під керівництвом викладача розглядають результати впливу оптичного випромінювання на біологічний об'єкт. Розглядаються різноманітні наочні матеріали у вигляді картинок або відео, за допомогою мультимедійного комплексу лабораторії.

1.4 Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) коротка характеристика використаного обладнання;

в) короткий опис результатів впливу оптичного випромінювання;

г) висновки.

Лабораторна робота № 2

ВИКОРИСТАННЯ ЛАЗЕРІВ В БІОМЕДИЧНІЙ ІНЖЕНЕРІЇ

2.1. Мета роботи

Метою роботи є практичний розгляд використання лазерів в ьіомедичній інженерії.

2.2. Короткі теоретичні відомості

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

Випромінювання лазера відрізняється від випромінювання звичайних джерел світла наступними характеристиками:

- висока спектральна щільність енергії;
- монохроматичность;
- висока тимчасова і просторова когерентність;
- висока стабільність лазерного випромінювання в стаціонарному режимі;
- можливість генерації дуже коротких світлових імпульсів.

Ці особливі властивості лазерного випромінювання надають йому безліч застосувань.

Основними характеристиками лазера є довжина хвилі, потужність і режим роботи, які є довгими або імпульсними.

Лазери класифікуються відповідно до використовуваної середовищем. Характеристики довжини хвилі, тривалості імпульсу і поглинання різних хромофоров шкіри визначають можливість клінічного застосування різних типів лазерів в дерматології.

Проаналізуємо типи медичних лазерів:

1. Газові лазери: CO2-лазер, аргоновий лазер, лазер на парах міді і т.д. Це перші лазери, що випромінюють безперервний пучок світла.

2. Твердотільні лазери: рубіновий, Nd: YAG (неодимовий лазер), Er: YAG (ербієвий лазер), KTP (неодимовий лазер), александрит і т. Д. Ці лазери працюють в імпульсному режимі.

3. Рідинні: імпульсні лазери на барвниках - це лазери з дуже короткими длительностями імпульсу і великими інтервалами між імпульсами. Енергія лазерного випромінювання цих лазерів досить велика.

4. Діодні лазери: діодні лазери мають кілька довжин хвиль, придатних для обробки на м'яких тканинах.

Першими лазерами, використовуваними для операцій зі шкірою, були лазери з безперервною хвилею, такі як лазер на вуглекислому газі і аргоновий лазер. Вони широко використовуються для лікування родимок, таких як гемангіома. Хоча родимі плями віддалялися, побічний ефект утворення рубців був неприйнятно високим в цих лазерах. Нові лазери, які були в останні два десятиліття, більш безпечні та більш ефективні, ніж старіші версії.

Лазери, що використовуються в дерматології

1. CO2-лазери: лазерні промені поглинаються водою, що міститься в шкірі, при цьому омолоджують шкіру, видаляють доброякісні пухлини шкіри, такі як бородавки, ксантозами, слизові кісти, вишня ангіоми, лейкоплакію і використовуються для хірургічної різання.

2. Nd: YAG лазери: активним середовищем є неодим в ітрій-алюмінієвому гранаті з довжиною хвилі 1064 нм. Лазери Nd: YAG мало поглинають меланіну і гемоглобіну і використовуються для лазерної епіляції, корекції вен, фотоомолодження і лазерної хірургії шкіри.

3.Q Switched Nd: YAG Лазери мають сильне поглинання в пігментах темних чорнила, тому можуть використовуватися при лазерному видаленні татуювань.

4. Er: YAG лазери мають довжину хвилі 2940 нм, а їх робоче тіло - ербій в ітрій-алюмінієвому гранаті. Він вбирається водою в шкірі і використовується для шліфування шкіри, лазерного фотоомолодження і для видалення шкірних утворень.

5. Рубінові лазери з довжиною хвилі 694 нм і містять іони хрому в оксиді алюмінію. Рубіновий лазерне світло володіє дуже сильним поглинанням в пігменті меланін і чорно-синіх чорнилі. Це особливо корисно для видалення татуювань, а також видалення пігментних (темних) уражень шкіри.

6. Калій-титанів-фосфатний лазер: Nd: YAG-лазер на другій гармоніці випромінювання і довжина хвилі 532 нм, лазер з абсорбцією в гемоглобіні і меланине використовується для усунення судинних і пігментованих поразок шкіри.

7. Олександритовий лазер: довжина хвилі 755 нм, імпульсний лазер, використовуваний для видалення блакитних, чорних і зелених татуювань, епідермісу і дермальних пигментаций, таких як меланодермії.

8. Діодні лазери: з різними довжинами хвиль. Поглинають Хромофор є меланін і гемоглобін в шкірі. Діодні лазери використовуються для лазерної епіляції, лікування варикозу і лазерного фотоомолодження.

9. Лазери на барвниках в якості активних речовин містять органічні сполуки (часто родаміну) і мають ефективну довжину хвилі 400-800 нм. Поглинають Хромофор - це гемоглобін і пігмент меланіну. Лазери на барвниках корисні при лікуванні судинних уражень і неаблятівного омолодження шкіри.

10. Ексимерні лазери, що містять сполуки ксенону, криптону і аргону, що мають довжину хвилі 190-350 нм. Ексимерні лазери корисні при лікуванні псоріазу та вітіліго.

11. Фракційні лазери - це новітні лазери, які створюють мікроскопічні зони дії і впливають на потрібну глибину шкіри. Це особливо корисно для лікування вугрів, зморшок, пошкодженої сонцем шкіри, меланоза шкіри і т.д. Довжина хвилі знаходиться в діапазоні 1550 нм, а поглинають Хромофор - вода в тканини.

Хірургічні лазери розділені на дві великі групи: аблятівние (від латинського Ablatio - «абстракція», в медицині - хірургічне видалення, ампутація) і неаблятівние лазери. Аблятівние лазери ближче до скальпелю. Факультативні лазери працюють по-іншому: після обробки об'єкта, наприклад, бородавки, папіломи або гемангіоми, цей об'єкт залишається на місці, але через деякий час через нього проходить серія біологічних ефектів, і він помирає. На практиці це виглядає так: формація муміфікується, висихає і зникає.

У хірургії використовуються CO2-лазери безперервної дії. Принцип заснований на теплових ефекти. Переваги лазерної хірургії полягають в тому, що це безконтактна, практично безкровна, стерильна, локальна процедура, дає гладке загоєння розсіченою тканини і, отже, хороші косметичні результати.

Не можна не згадати про лазерної терапії в онкології. В ході досліджень було виявлено, що лазерний промінь чинить деструктивний вплив на пухлинні клітини. Механізм руйнування заснований на тепловому ефекті, викликаному появою відмінності між поверхнею і внутрішніми частинами об'єкта, що призводить до сильних динамічним ефектам і руйнування пухлинних клітин.

Перспективним видається такий напрямок в сучасній медицині, як фотодинамічна терапія. Суть цього методу полягає в тому, що в тіло пацієнта вводиться спеціальна речовина - фотосенсибілізатор. Ця речовина вибірково накопичується раковою пухлиною. Після опромінення пухлини спеціальним лазером відбувається серія фотохімічних реакцій з виділенням кисню, які вбивають ракові клітини.

Коротко зупинимося на застосуванні лазерів в офтальмології і стоматології. В офтальмології лазери використовуються як для лікування, так і для діагностики захворювань очей. За допомогою лазера проводиться приварка сітківки, а також зварювання судин оболонки ока. В офтальмологічній мікрохірургії для лікування глаукоми використовуються аргонові лазери, що випромінюють в синьо-зеленій області спектра, в той час як ексимерні лазери вже давно успішно використовуються для корекції зору. У стоматології лазерне випромінювання є найбільш ефективним фізіотерапевтичним засобом для лікування захворювань пародонту і захворювань слизової оболонки порожнини рота.

Таким чином, на сьогоднішній момент лазери з успіхом застосовуються практично у всіх областях медицини. У зв'язку зі зростанням алергізації населення та розвитку стійкості до дії лікарських препаратів, лазеротерапія незабаром стане альтернативою медикаментозному впливу. І в цілому, розвиток лазерних технологій, заміна традиційного хімічного і механічного впливу світловим - найважливіші тенденції медицини майбутнього.

2.3. Методика проведення роботи

Студенті під керівництвом викладача розглядають класифікацію і основні характеристики лазерів які використовуються в біомедичній інженерії. Розглядаються різноманітні наочні матеріали і методи використання лазерів у вигляді картинок, відео, за допомогою мультимедійного комплексу лабораторії.

2.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) короткий опис характеристик лаєерів;

в) короткий опис напрямків застосування лазери;

г) висновки.

Лабораторна робота № 3

ДОСЛІДЖЕННЯ ПРИЛАДІВ ТА ЗАСОБІВ РЕГЕНЕРАТИВНОЇ МЕДИЦИНИ ДЛЯ КОСМЕТОЛОГІЇ ТА ЕСТЕТИЧНОЇ МЕДИЦИНИ

3.1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомитися з приладамита засобами які використовуються регенеративній медицині для косметології та естетичноїрегенеративної медицини для косметології та естетичної.

3.2. Короткі теоретичні відомості

Регенерати́вна медици́на — відновлення ураженої хворобою або пошкодженої (травмованої) тканини за допомогою активації ендогенних стовбурових клітин або за допомогою трансплантації клітин (клітинної терапії).

Класифікація клітинних технологій

Клітинна трансплантологія включає різні клеточні технології імає на увазі наступні послідовні етапи:

- виділення клітин з тканини організму;

- маніпуляції з клітинами ex vivo (очищення, фракціонірованя, культивування, генмодіфікація);

- введення клітин в організм.

Трансплантація клітин є основним інструментом з-тимчасовоїрегенеративної медицини. Трансплантація, здійснюва- ється простийін'єкцією клітин з метою лікування хворого або корекції будь-якогопатологічного стану, називається« Клітинною терапією».

Клітинна терапія може здійснюватися як:

- самостійний метод;

- у вигляді клітинної генотерапії;

- у вигляді тканинної інженерії.

Пептидная терапія, що виникла при вивченні механізмів діїпересаджених клітин і регенерації in situ, виділилася в окремий напрямрегенеративної медицини.

Клітинна терапія - науковий метод, що розвивається шляхомсинтезу передових досягнень імунології, медичної гене- тики, молекулярної біології і біологічної хімії.

Оформився науково-практичний сектор молекулярної і клеточної біології - реконструктивна біологія, завдання якої з- варто вотриманні необхідного біотехнологічного продукту:

- макромолекул і їх комплексів (наприклад, генетичних конструкцій);

- генетично модифікованих клітин;

- клітинних ліній;

- клонів клітин;

- асоціацій клітин із заданими характеристиками.

Підходи і методи реконструктивної біології в медицині служать справі створення біомедичних діагностичних і лечеб- них технологій:

- медична генна інженерія;

- генодіагностика;

- генотерапія;

- клітинна інженерія;

- клітинна терапія;

- тканинна інженерія;

- тканинна терапія;

- органна інженерія;

- органна терапія.

Терміном «клітинна терапія» позначається як терапія клітинами, так і терапія власне клітин.

Терапія стовбуровими клітинами - це передня лінія современної біотехнології та медицини, перед якою стоять важкі про- блемибіологічного і медичного плану, законодавства, морально-етичні,економічні та інші. Клітинні техноло- гии потребують наявності спеціалізованої наукомісткої бази і кваліфікованих фахівців.

Основний принцип клітинної терапії - відновлення по- врежденних в результаті травми або захворювання тканин і органів задопомогою трансплантації живих клітин в організм тварини і людини.

В основі клітинної терапії лежить внутрішньовенна, внутрішньоартеріальна, внутріорганная трансплантація різного клітинного матеріалу(ембріональних стовбурових клітин, аутоло- гічної і алогенних стовбурових клітин дорослого організму, фе тальних прогеніторних клітин)для заміщення втрачених, чи не активних або пошкоджених клітин(Яригін В.М. , 2004).

Лікування стовбуровими клітинами

Лікування стовбуровими клітинами — це лікування майбутнього, яке у нашому медичному центрі уже настало. На сьогодні для пацієнтів є доступними декілька технологій виділення стовбурових клітин з подальшим веденням їх в організм. Мезенхімальними стовбуровими клітинами (МСК) - це клітини, які містяться у кістковому мозку людини. МСК здатні до диференціювання в адипоцити, хондроцити, кардіоміоцити, остеоцити, клітини нейрогенного напрямку. Крім того, терапія стовбуровими клітинами цього типу сприяє ефективному відновленню організму.

Принцип роботи полягає в тому, що спеціалісти забирають із Вашого організму певну кількість стовбурових клітин, згодом в спеціальний новітній лабораторії відбувається культивування клітин до потрібної для лікування

кількості. Далі настає етап введення в організм людини уже достатньої для лікування кількості стовбурових клітин. Таким чином запускається процес регенерації в організмі, так би мовити, організм сам себе лікує.

Із застосуванням аутологічних (власних клітин пацієнта) МСК зникла необхідність в пошуку та отриманні донорських біоматеріалів для лікування, а також потреба в проведенні імуносупресивної терапії (МСК надають імуносупресивну дію на клітини імунної системи).

За допомогою мезенхімальних стовбурових клітин (МСК) можна вилікувати понад 60 захворювань:

- клітинна терапія використовується для лікування хвороб печінки (цироз печінки)
- власні стовбурові клітини при введенні в організм працюють на відновлення залоз внутрішньої секреції, які з певних причин були вражені або зруйновані (цукровий діабет)
- ішемія нижніх кінцівок (трофічні виразки, діабетична стопа)
- мезенхімальні стовбурові клітини взяті за основу розробок нових методик лікування важких неврологічних захворювань людини (хвороба Альцгеймера, Паркінсона, дегенеративна патологія ЦНС, травми головного і спинного мозку, розсіяний склероз, інсульт, постінсульт, аутоімунні захворювання складають далеко не весь список)
- МСК використовуються в лікуванні найбільш важких офтальмологічних захворювань (глаукоми, дистрофії жовтої плями та ін.), при травматичних ушкодженнях ока стовбурові клітини активізують регенеративні процеси в сітківці
- в ортопедії терапія стовбуровими клітинами дозволяє регенерувати пошкоджені ділянки кістки, хряща, сухожиль і зв’язок. У багатьох

випадках реально зупинити розвиток хвороби, відновити пошкоджену зону і уникнути хірургічного втручання, пов’язаного з імплантацією штучного суглоба

- усунення симптомів стресу, в тому числі мілітарного — зниження пам’яті, висока стомлюваність, порушення сну, перепади артеріального тиску, зниження лібідо, зниження працездатності

Крім цього, на сьогодні дуже активно застосовується клітинна терапія в стимулюванні самозагоювання пошкодженої кісткової тканини. Після введення стовбурових клітин спостерігається значне прискорення регенерації.

Крім регенераційних процесів, стовбурові клітини мають протизапальну дію на організм, забезпечують значне зниження болю пацієнта.

АМК — аутомезоконцентрат тромбоцитів - це прекрасна і в рази ефективніша заміна класичній мезотерапії (вітамінній терапії), біоревіталізації (гіалуронова кислота) та плазмоліфтингу (PRP). Оскільки це не штучна речовина, а фактори росту, виділені з організму, які стимулюють сам процес відновлення, а не є хімічним замінником цього процесу, як у випадку мезотерапії або біоревіталізації.

АМК використовуються для поліпшення стану тканин і корекції інволюційно-дистрофічних змін, відновлення після ушкоджень і травм, скорочення і полегшення реабілітаційного періоду.

Це біоактивні речовини, виділені з тромбоцитів лабораторним шляхом, що вводяться в зону пошкодження і запускають цілу низку відновних процесів:

- ріст судин
- зменшення запальних процесів
- прискорену регенерацію клітин і тканин

- приплив стовбурових клітин, їх активне перетворення в потрібні тканини
- формування міжклітинного матриксу

Переваги та особливості аутомезоконцентрату тромбоцитів

- абсолютна біосумісність
- відсутність побічних ефектів і ускладнень
- висока швидкість і якість регенерації
- високий ступінь задоволеності лікувальним ефектом
- реальна репарація і регенерація тканин (а не просто усунення запалення!)
- комплексний вплив, омолодження на клітинному рівні: активізація функціонування клітин, поліпшення мікроциркуляції, оновлення міжклітинного матриксу дерми
- природне відновлення: стимуляція власних резервів організму
- швидка і комфортна амбулаторна процедура
- простота і малотравматична процедура
- стійкий гарантований результат.

Устаткування для SMAS-ліфтингу: популярні апарати, їх характеристика

 **Альтера (Ulthera)** США	Загальні характеристики: Апарат для ліфтингу шкіри обличчя і тіла. У комплект входить до 4 манипул (насадок). Ресурсність апарату - 5-10 тисяч ліній (імпульсів). Максимальна глибина проникнення ультразвуку - 4,5 мм. Альтера - найпопулярніший прилад для проведення SMAS процедур в Україні. Особливості: апарат оснащений системою охолодження шкіри для більш комфортних відчуттів.

 **Hifu** Південна Корея	Загальні характеристики: апарат для неінвазивної підтяжки шкіри обличчя і тіла, моделювання фігури. Залежно від моделі в комплект входить 2-5 манипул (насадок). Ресурсність апарату - 10 тисяч ліній (імпульсів). Максимальна глибина проникнення ультразвуку - 13 мм. Особливості: Апарат працює за власною запатентованою технологією HIFU (HighIntensityFocusedUltrasound). Два потужних ультразвукових променя, контактуючи між собою на підшкірному рівні, викликають ефект кавітації. Результат - ефективніше руйнується жировий прошарок, активніше виробляються свіжі колагенові волокна. У лінійці апаратів Hifu є модель Femina, спеціально розроблена для інтимного омолодження.
 **Doublo** Південна Корея	Загальні характеристики: Апарат для неінвазивної підтяжки шкіри обличчя і тіла. У комплект входить до 3 манипул (насадок). Максимальна глибина проникнення ультразвуку - 4,5 мм. Особливості: апарат працює за технологією Hifu. Вдосконалений дисплей дозволяє побачити, наскільки змінюється тургор тканин в ході процедури.
 **Ultraformer** Південна Корея	Загальні характеристики: Апарат для неінвазивної підтяжки шкіри обличчя і тіла, моделювання фігури і боротьби з целюлітом. У комплект входить до 6 манипул (насадок). Ресурсність апарату - 19 тисяч ліній (імпульсів). Максимальна глибина проникнення ультразвуку - 16 мм. Особливості: апарат працює за двома технологіями - Hifu і MMFU (синтез мікро- і макрофокусійованного ультразвуку).
 **Finesse** Італія	Загальні характеристики: Апарат для неінвазивної підтяжки шкіри обличчя і тіла, а також моделювання фігури. У комплект входить 5 манипул (насадок) - 3 для обличчя і 2 для тіла. Максимальна глибина проникнення ультразвуку - 9мм. Ресурсність апарату - 20 тисяч ліній (імпульсів). Особливості: апарат працює за технологією Hifu. Спеціальна система охолодження захищає його від передчасного виходу з ладу.

3.3. Методика проведення роботи

Студенти під керівництвом викладача розглядають прилади які використовуються у регенеративній медицині для косметології та естетичноїрегенеративної медицини а також дослідження засобів у регенеративній медицині. Розглядаються різноманітні наочні матеріали і приклади використаня приладів у вигляді картинок, відео, за допомогою мультимедійного комплексу лабораторії.

3.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) короткахарактеристикадослідженого обладнання;

в) короткий опис засобів регенеративної медицини;

г) висновки.

Лабораторна робота № 4

ВИГОТОВЛЕННЯ ТА АНАЛІЗ 3D ОБ`ЄКТА (ОСТЕОСИНТЕЗ) РІЗНИМИ ТЕХНОЛОГІЯМИ 3D ДРУКУ

4.1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомлення студентів з принципами побудови 3D моделей (остеосинтезу) та її виготовлення різними технологіями.

4.2. Короткі теоретичні відомості

Розробка тривимірної моделі - складний творчий процес, який припускає у проектувальника не тільки знання предмета проектування і програмних засобів, але і наявність неординарного і гнучкого мислення. Одну і ту ж модель, навіть для вже повністю розробленого виробу, можна побудувати різними способами.

Основні поняття твердотільного геометричного моделювання Загальноприйнятим порядком моделювання твердого тіла є послідовне виконання однієї з трьох логічних операцій (об'єднання, віднімання і перетини) над об'ємними елементами.

Отримання об’ємних елементів, над якими виконуються 5 вищезгадані операції, здійснюється кінематичним способом. При цьому в результаті переміщення плоскої фігури (твірної) в просторі уздовж напрямної "залишається" слід, який і визначає форму елемента (рис. 1). Поверхня деталі, що вийшла в результаті, обмежує деякий об’єм. Створений елементарний об’єм і є найпростішою твердотільною геометричною моделлю. У CAD-програмах плоска фігура, на основі якої утворюється тіло, називається ескізом, а формоутворювальне переміщення ескіза - операцією. Але можливо таке, що в

залежності від програми для твердотільного моделювання можлива інша термінологія подібних елементів.

Основні поняття твердотільного моделювання

Ескіз завжди плоский і може розташовуватися в одній з ортогональних плоскостей проекцій, на плоскій грані існуючого тіла або в допоміжній конструктивній плоскості. Ескіз зображається на плоскості стандартними засобами креслярсько-графічного редактора. При цьому доступні всі команди побудови і редагування зображення. У формоутворенні беруть участь контури (замкнуті чи ні), що мають стиль лінії «основна».

Операція

Частіше за все, доступні такі 4 типи операцій:

– обертання ескіза навколо осі, яка лежить в площині ескізу;

– витискування ескіза в напрямі, перпендикулярному до плоскості ескіза;

– кінематична операція - переміщення ескіза уздовж напрямної;

– побудова тіла по перерізах.

Кожна операція має додаткові опції, що дозволяють задавати правила побудови тіла. Строго визначені і вимоги до ескізу, над яким виконується та або інша операція.

Після створення основи деталі (первинний об’єм) всі подальші створені тіла або об’єднуються з попереднім, або віднімаються від нього, тобто проводиться одна з булевих операцій: об'єднання, віднімання (перетин). Реалізовуються вони за допомогою операцій «приклеювання» (об'єднання) або «вирізання» (віднімання) новостворюваних об’ємів. Кожен з них є елементом, утвореним за допомогою перерахованих вище операцій над новими ескізами. При виборі типу операції потрібно відразу вказати, або буде створюваний елемент відніматися з основного об’єму, або додаватися до нього.

Прикладами віднімання об’єму від деталі можуть бути різні отвори, проточки, канавки, а прикладами додавання об’єму – бобишки, виступи, ребра.

Подібна технологія моделювання отримала назву – моделювання за допомогою технологічних елементів.

Допоміжною геометрією називаються елементи моделі, які явно не беруть участь у формоутворенні, а служать для базування і побудови формоутворювальної геометрії (ескізів, траєкторій, геометричних обчислень і ін.).

Як допоміжні елементи можуть використовуватися і конструктивні ескізи, тобто плоскі контури, над якими не виконуються операції.

Елементи твердотільної геометричної моделі

Грань – гладка (необов'язково плоска) частина поверхні деталі.

Ребро – крива, що розділяє дві грані.

Вершина – точка на кінці ребра.

Тіло деталі – область, обмежена гранями деталі.

Вважається, що ця область заповнена однорідним матеріалом деталі.

Елемент – ескіз, операція, конструктивний і інший об'єкт, використаний при створенні моделі.

Дерево побудов – екранний елемент, що відображає ієрархію (порядок, історію) створення геометричної моделі.

Загальні рекомендації щодо побудови тривимірних моделей

Розглянемо деякі правила, які допоможуть зробити проектовані моделі витонченішими і раціональнішими. Їх необов'язково дотримуватися, а в окремих випадках навіть ці рекомендації не діють. Проте для тих, хто тільки вчиться тривимірному моделюванню вони будуть вельми корисні.

Будувати модель краще з використанням як можна меншої кількості тривимірних формоутворювальних операцій. Один із способів досягнення цього - раціональна побудова ескізів.

Слід знати та використовувати команди, які за один виклик дозволяють виконувати декілька формоутворювальних операцій. У такому разі слід

виконувати якомога більше операцій за один сеанс роботи з такою командою. Наприклад, в деталі необхідно зробити заокруглення радіусом 5 мм на декількох ребрах. Вам слід зробити їх за один виклик команди заокруглення, навіть якщо ребра не стикуються між собою. З цього правила виходить, що такі операції, як скруглення, фаска, нахил і інші, бажано виконувати на завершальному етапі побудови моделі, коли вся основна геометрія вже побудована.

Перед початком формування деталі треба добре продумати всі етапи її побудова. Особливу увагу слід приділити створенню основи. Якщо при доопрацюванні моделі використовується операція перетину, яка видаляє з моделі всю основу, то можливе виникнення помилок розрахунку моделі. Цього слід уникати.

- Не слід перенавантажуйте модель допоміжною геометрією: треба використовувати при можливості плоскі грані моделі як опорні площини, а як напрямні осі - ребра.

Слід будувати деталь так, щоб її якомога простіше було розмістити в збірці. Наприклад, не починати побудову, відштовхуючись від однієї з базових площин, а створити зміщену площину, видаливши таким чином деталь від точки початку координат. Або будувати деталь так, як ніби вона нахилена під певним кутом, під яким вона повинна бути розміщена в збірці.

Як у деталі, так і в збірці для копіювання типових елементів максимально слід використовувати команди створення масивів.Якщо не створюється параметрична модель, то: • треба відключити параметризацію; • зафіксувати деталь після її остаточного розміщення в збірці і видалити непотрібні сполучення.

Існує два основні способи моделювання: від низу до верху і зверху вниз. Спосіб проектування від низу до верху має на увазі побудову кожної деталі окремо з подальшим їх додаванням в збірку. Проектування зверху вниз - це

послідовне створення всіх деталей прямо в збірці. Найчастіше застосовується змішаний спосіб, при якому велика частина деталей проектується і редагується окремо, а потім вставляється і розміщується в збірці. Деякі компоненти, які при побудові потребують прив'язки до тих або інших об'єктів збірки, можна створювати в режимі контекстного редагування.

Найчастіше 3D-моделювання використовували у випадках переломів таза типу С1(50,0%) – 5 випадків. Усім категоріям хворих у передопераційний період було виконано стандартні рентгенограми та комп’ютерну томографію уражених сегментів із метою побудови тривимірної моделі та пластикового прототипу ураженого сегмента.

Першим етапом для створення фізичної 3D-моделі є обробка двовимірних зображень КТ та МРТ сканування (рис. 4.1). Аналіз, очищення артефактів відбувається на кожному зрізі та в трьох площинах конкретного дослідження, отриманого за допомогою променевої діагностики, що зумовлює додатковий аналіз кожного зрізу (спеціалістом ортопедом-травматологом) та високу точність у побудові тривимірного зображення. Для забезпечення високої точності кінцевого прототипу необхідно мати якісні вхідні дані КТ та МРТ зображень.

Для обробки двовимірних зображень використовується спеціалізоване програмне забезпечення. Найбільш поширеним форматом введення даних для цих програм є DICOM, але також підтримуються інші формати зображень, такі як: TIFF, JPEG, BMP і RAW. Оброблене зображення зберігається в будь-якому з наступних форматів вихідних файлів залежно від подальшого застосування: STL, VRML, PLY і DXF. Основний формат файлів для тривимірного друку (далі 3D-друк) – STL (рис. 4.2).

Другим етапом є експорт збереженого файлу в форматі STL у програму Autodesk NetFabb, в якій проводиться автоматичне і ручне виправлення та

редагування 3D-моделі. Поверхня об’єктів у цьому форматі являє собою сукупність полігонів (Polygon mesh). Інтелектуальні скрипти можуть автоматично аналізувати поверхні, виправляти помилки сіток, покращувати точність моделей шляхом повторної тріангуляції, усувати просторові колізії та інші помилки. Програма дає можливість спрогнозувати можливі спотворення, що виникають у виробі в ході 3D-друку безпосередньо до запуску у виробництво. На підставі цього інженер може скорегувати вихідний дизайн таким чином, щоб уникнути помилок під час 3D-друку.

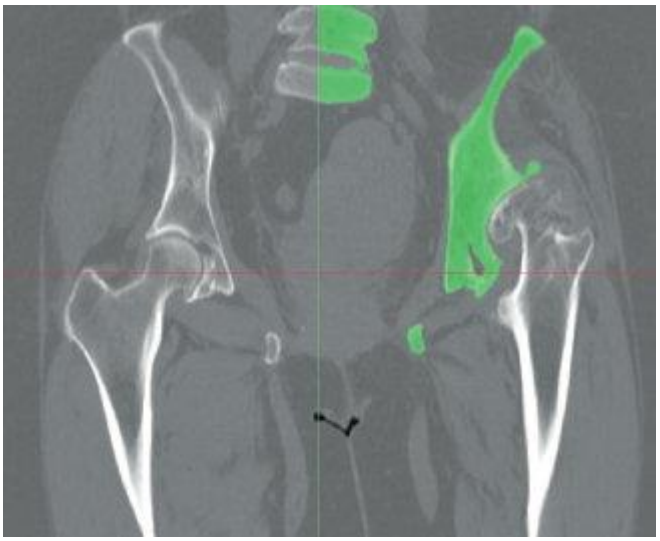


Рис. 4.1. Вигляд зображення комп’ютерної томографії лівого кульшового суглоба після обробки на першому етапі

Третім етапом є переведення готової 3D-моделі в програму “слайсер”, яка безпосередньо підходить до самого 3D-принтера, в нашому випадку Flash Print. Flash Print – це програма для перетворення тривимірної моделі у зрозумілий принтеру набір команд, званий g-code. На цьому етапі встановлюються кінцеві дані для 3D-друку, а саме: задається положення деталі під час друку, розраховується тип та кількість підтримок, задається щільність заповнення моделі, обирається оптимальна швидкість та температура для друку.

Принтер друкує пластиковий прототип кістки в натуральну величину. Процес триває від кількох годин до однієї доби. Даний вид пластику легко обробляється фрезами та іншими хірургічними інструментами, що дає змогу примірити вибрану імплантаційну систему.

Друк прототипу виконувався на 3D-принтері Flash Forge Guider II з ABS-пластику (рис. 4.4).

З метою визначення ефективності виконання оперативних втручань у хворих зі складними переломами таза, яким перед оперативним втручанням виконувалось 3D-моделювання та друк пластикового прототипу, пацієнти були обстежені в передопераційний та ранній післяопераційний період клінічно за класифікацією Harris W.H..

У всіх пацієнтів даної категорії відмічали негативний результат цієї оцінки (діапазон 50-62 бали) у передопераційний період. Також до ознак ефективності хірургічного лікування у хворих зі складними переломами таза зараховують наявність консолідації переломів та відновлення опорної здатності уражених кінцівок.

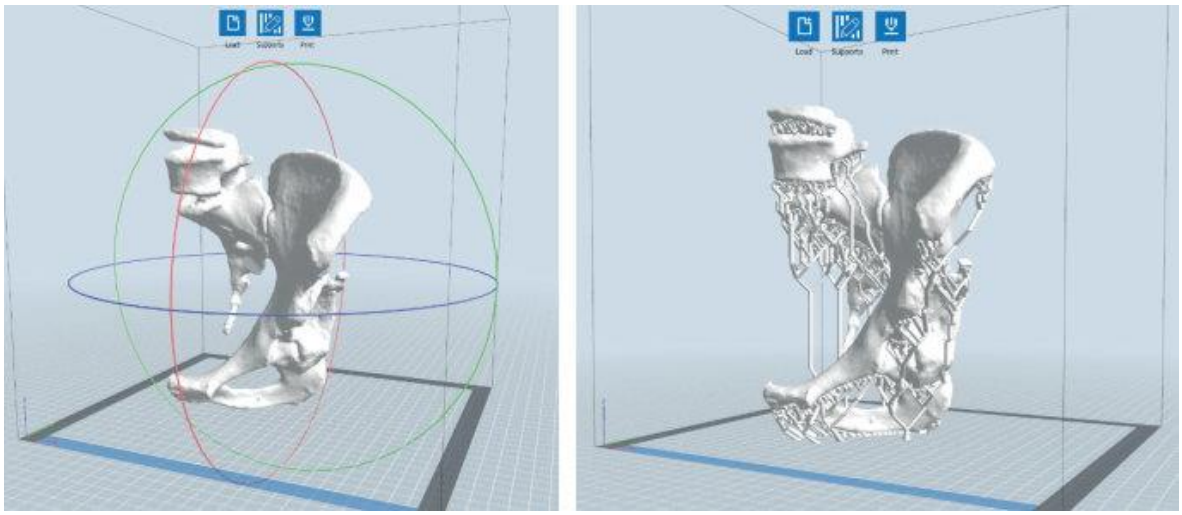


Рис. 4.3. Вигляд 3D-моделі лівого кульшового суглоба в програмі AutodeskNetFabb

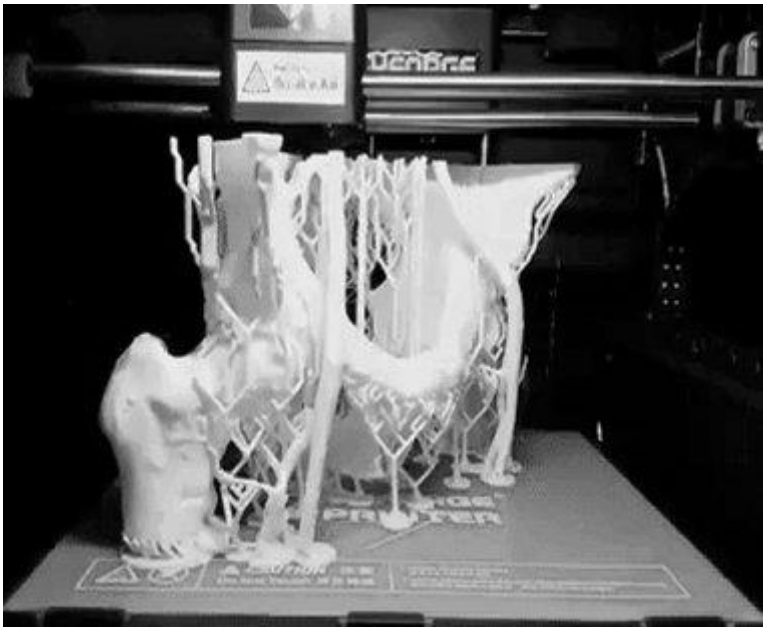


Рис. 4.4 - Процес 3D-друку кісток таза

4.3. Методика проведення роботи

Студентам видаються завдання у вигляді ескізів частин ортезів або протезів. Завданням студентів є опираючись на ескіз побудувати в програмі CAO / CAM тривімірну модель частини ортезу або протезу.

Спочатку студенті мають відтворити двовимірний ескіз в середовищі CAO / CAM. Треба уважно підійти до точності ескізу, щоб в майбутньому можливо біло надрукувати цю модель.

Потім, за допомогою інструментів для роботи з тривимірними об’єктами, двовимірний ескіз переробляється в тривимірний об’єкт.

В обговоренні результатів кратко описують кроки побудови тривімірної моделі, з прикріпленням скріншотів ходу роботи та картинку фінальної тривимірної моделі.

Під час роботи, слід виконувати рекомендації, щодо підготовки моделей.

Після підготовки, під керівництвом викладача, студент має підготувати принтер до роботи.

Перш за все, треба перевірити неушкодженість кабелю живлення і якщо все добре включити принтер. Для забезпечення якісного друку, далі треба перевірити калібрування стола. Якщо відстань між соплом екструдера та столом велика, треба за допомогою спеціального гвинта зменшити цю відстань.

Потім треба перевірити пластик. Перевірити який пластик встановлено, перевірити його цілісність.

Якщо все добре, то слід підключити принтер до ПК за допомогою USB кабелю. Далі вносяться в програму налаштування під наглядом викладача виходячи з розмірів деталі, матеріалу, який встановлено в принтер та часу, який відведено на друк.

Коли все добре виконано, слід завантажити програму друку в принтер та розпочати друк.

Після закінчення друку, коли принтер сповістить про це звуковим сигналом, слід дістати готову модель з принтеру.

4.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) короткі відомості щодо кроків побудови ескізу та тривимірної моделі;

в) скріншоти кроків побудови моделі;

г) картинка готової тривимірної моделі;

д) обговорення результатів;

є) висновки.

Лабораторна робота № 5

ВИГОТОВЛЕННЯ ТА АНАЛІЗ 3-D ОБ`ЄКТА (СТОМАТОЛОГІЧНИЙ ІМПЛАНТ) РІЗНИМИ ТЕХНОЛОГІЯМИ 3-D ДРУКУ.

5.1. Мета роботи

Метою роботи є ознайомлення студентів з принципами побудови 3D моделей (стоматологічний імплант) та її виготовлення різними технологіями.

5.2. Короткі теоретичні відомості

Розробка тривимірної моделі - складний творчий процес, який припускає у проектувальника не тільки знання предмета проектування і програмних засобів, але і наявність неординарного і гнучкого мислення. Одну і ту ж модель, навіть для вже повністю розробленого виробу, можна побудувати різними способами.

Основні поняття твердотільного геометричного моделювання Загальноприйнятим порядком моделювання твердого тіла є послідовне виконання однієї з трьох логічних операцій (об'єднання, віднімання і перетини) над об'ємними елементами.

Отримання об’ємних елементів, над якими виконуються 5 вищезгадані операції, здійснюється кінематичним способом. При цьому в результаті переміщення плоскої фігури (твірної) в просторі уздовж напрямної "залишається" слід, який і визначає форму елемента (рис. 1). Поверхня деталі, що вийшла в результаті, обмежує деякий об’єм. Створений елементарний об’єм і є найпростішою твердотільною геометричною моделлю. У CAD-програмах плоска фігура, на основі якої утворюється тіло, називається ескізом, а формоутворювальне переміщення ескіза - операцією. Але можливо таке, що в

залежності від програми для твердотільного моделювання можлива інша термінологія подібних елементів.

Основні поняття твердотільного моделювання

Ескіз завжди плоский і може розташовуватися в одній з ортогональних плоскостей проекцій, на плоскій грані існуючого тіла або в допоміжній конструктивній плоскості. Ескіз зображається на плоскості стандартними засобами креслярсько-графічного редактора. При цьому доступні всі команди побудови і редагування зображення. У формоутворенні беруть участь контури (замкнуті чи ні), що мають стиль лінії «основна».

Операція

Частіше за все, доступні такі 4 типи операцій:

– обертання ескіза навколо осі, яка лежить в площині ескізу;

– витискування ескіза в напрямі, перпендикулярному до плоскості ескіза;

– кінематична операція - переміщення ескіза уздовж напрямної;

– побудова тіла по перерізах.

Кожна операція має додаткові опції, що дозволяють задавати правила побудови тіла. Строго визначені і вимоги до ескізу, над яким виконується та або інша операція.

Після створення основи деталі (первинний об’єм) всі подальші створені тіла або об’єднуються з попереднім, або віднімаються від нього, тобто проводиться одна з булевих операцій: об'єднання, віднімання (перетин). Реалізовуються вони за допомогою операцій «приклеювання» (об'єднання) або «вирізання» (віднімання) новостворюваних об’ємів. Кожен з них є елементом, утвореним за допомогою перерахованих вище операцій над новими ескізами. При виборі типу операції потрібно відразу вказати, або буде створюваний елемент відніматися з основного об’єму, або додаватися до нього.

Прикладами віднімання об’єму від деталі можуть бути різні отвори, проточки, канавки, а прикладами додавання об’єму – бобишки, виступи, ребра.

Подібна технологія моделювання отримала назву – моделювання за допомогою технологічних елементів.

Допоміжною геометрією називаються елементи моделі, які явно не беруть участь у формоутворенні, а служать для базування і побудови формоутворювальної геометрії (ескізів, траєкторій, геометричних обчислень і ін.).

Як допоміжні елементи можуть використовуватися і конструктивні ескізи, тобто плоскі контури, над якими не виконуються операції.

Елементи твердотільної геометричної моделі

Грань – гладка (необов'язково плоска) частина поверхні деталі.

Ребро – крива, що розділяє дві грані.

Вершина – точка на кінці ребра.

Тіло деталі – область, обмежена гранями деталі.

Вважається, що ця область заповнена однорідним матеріалом деталі.

Елемент – ескіз, операція, конструктивний і інший об'єкт, використаний при створенні моделі.

Дерево побудов – екранний елемент, що відображає ієрархію (порядок, історію) створення геометричної моделі.

Загальні рекомендації щодо побудови тривимірних моделей

Розглянемо деякі правила, які допоможуть зробити проектовані моделі витонченішими і раціональнішими. Їх необов'язково дотримуватися, а в окремих випадках навіть ці рекомендації не діють. Проте для тих, хто тільки вчиться тривимірному моделюванню вони будуть вельми корисні.

Будувати модель краще з використанням як можна меншої кількості тривимірних формоутворювальних операцій. Один із способів досягнення цього - раціональна побудова ескізів.

Слід знати та використовувати команди, які за один виклик дозволяють виконувати декілька формоутворювальних операцій. У такому разі слід

виконувати якомога більше операцій за один сеанс роботи з такою командою. Наприклад, в деталі необхідно зробити заокруглення радіусом 5 мм на декількох ребрах. Вам слід зробити їх за один виклик команди заокруглення, навіть якщо ребра не стикуються між собою. З цього правила виходить, що такі операції, як скруглення, фаска, нахил і інші, бажано виконувати на завершальному етапі побудови моделі, коли вся основна геометрія вже побудована.

Перед початком формування деталі треба добре продумати всі етапи її побудова. Особливу увагу слід приділити створенню основи. Якщо при доопрацюванні моделі використовується операція перетину, яка видаляє з моделі всю основу, то можливе виникнення помилок розрахунку моделі. Цього слід уникати.

- Не слід перенавантажуйте модель допоміжною геометрією: треба використовувати при можливості плоскі грані моделі як опорні площини, а як напрямні осі - ребра.

Слід будувати деталь так, щоб її якомога простіше було розмістити в збірці. Наприклад, не починати побудову, відштовхуючись від однієї з базових площин, а створити зміщену площину, видаливши таким чином деталь від точки початку координат. Або будувати деталь так, як ніби вона нахилена під певним кутом, під яким вона повинна бути розміщена в збірці.

Як у деталі, так і в збірці для копіювання типових елементів максимально слід використовувати команди створення масивів.Якщо не створюється параметрична модель, то: • треба відключити параметризацію; • зафіксувати деталь після її остаточного розміщення в збірці і видалити непотрібні сполучення.

Існує два основні способи моделювання: від низу до верху і зверху вниз. Спосіб проектування від низу до верху має на увазі побудову кожної деталі окремо з подальшим їх додаванням в збірку. Проектування зверху вниз - це

послідовне створення всіх деталей прямо в збірці. Найчастіше застосовується змішаний спосіб, при якому велика частина деталей проектується і редагується окремо, а потім вставляється і розміщується в збірці. Деякі компоненти, які при побудові потребують прив'язки до тих або інших об'єктів збірки, можна створювати в режимі контекстного редагування.

Перші спроби застосування 3D-друку в стоматології зробили фахівці компанії Align Technology в 1990-х роках. За допомогою 3D-принтера виготовляли капи для зубів, що послужило стартом для розвитку цієї технології в стоматологічній галузі. На процес виготовлення зубів глянули з кардинально нової точки зору.

Переваги застосування 3D-принтера

Сьогодні 3D-принтер для стоматологів дозволяє випускати довговічні і якісні моделі коронок, мостів, вінірів та ін. Це істотно полегшує і прискорює роботу зуботехнічної лабораторії: широкий асортимент матеріалів дозволяє в короткі терміни вирішити практично будь-яке завдання. За допомогою стоматологічного 3D-принтера можна моделювати значна кількість необхідних примірників за одну сесію. Всі проекти зберігаються в файлах, тому в майбутньому можна повторно виготовити таку ж модель при необхідності.

Більше не потрібно відправляти пацієнта на 2-3 дня, щоб дочекатися виготовлення гіпсових моделей. Тепер все відбувається значно швидше: лікар за кілька хвилин будує 3D-модель за допомогою інтраоральний сканера і моментально передає дані в лабораторію, де друк також не займе багато часу. Швидкість і максимальна точність підвищують рівень лікування та дійсно економлять ресурси і час.

Що саме можна друкувати

Виділимо найпоширеніші напрямки використання 3D-друку в стоматології. За допомогою принтера можна створювати:

- демонстраційні та розбірні моделі щелепи, секторальне відтворення верхньої і нижньої щелепи в прикусі;
- беззольного вигорає конструкції, ковпачки, основи під коронки та мости, бюгельні протези;
- хірургічні шаблони для імплантації, індивідуальні капи, направляючі для щелепно-лицевої хірургії.

Активно розвивається такий перспективний напрямок, як друк постійних і тимчасових ортопедичних конструкцій, базисів знімних протезів.

Стереолітографія (SLA або SL). При використанні цієї технології лазерний промінь вибірково впливає на ємність з рідкою смолою через область друку. Таким чином, смола пошарово твердне в конкретних місцях і утворює тривимірну фігуру (рис. 5.1).



Рис. 5.1 – Виріб надрукований за допомогою стереолітографії

Стереолітографія дає найкращу якість поверхні деталей і найбільш часто використовується в сучасних моделях 3D-принтерів. SLA апарати забезпечують більшу область побудови реставрації і працюють з широким спектром матеріалів, призначених для різноманітних задач.

Щоб переключитися з одного матеріалу на інший, досить замінити картридж і ємність з полімерною смолою. Щодо компактні габарити, простота робочого процесу і доступна ціна роблять SLA принтери оптимальним вибором для зуботехнічних лабораторій. Приклад моделей SLA - Form 2 і Form 3 від Formlabs, SLASH PLUS виробництва Uniz Technology, Basic Dental від Omaker, Asiga PICO2.

Цифрова світлодіодна проекція (DLP). Тут хімічний процес схожий з SLA, проте в ролі джерела світла для затвердіння смоли замість лазера застосовується цифровий проектор. У DLP принтерів простий процес взаємодії, досить скромна робоча площа і непоганий вибір варіантів матеріалу, але за вищою ціною в порівнянні з SLA (рис. 5.2).

Через особливості засвічення світлодіодним проектором, спостерігається тенденція появи воксельних ліній-шарів, утворених невеликими прямокутними цеглою матеріалу. У моделей, виготовлених з DLP, якість поверхні поступається SLA моделям. Але варто зазначити, що DLP принтери друкують набагато швидше, ніж лазерні. Як приклади принтерів DLP можна привести Varseo S від Bego, AccuFab-D1 бренду Shining 3D, D2-150 виробництва Veltz 3D, Versus від Microlay.



Рис. 5.2 – Виріб надрукований за допомогою цифрової світлодіодної проекції (DLP)

Технологія PolyJet. Процес нагадує роботу звичайного струменевого принтера, але замість струменевих чорнильних крапель на папері 3D-принтер видуває шари рідкої смоли на область друку (рис. 5.3). Шари тверднуть під впливом світла.

Колись PolyJet ставала дедалі популярнішою в стоматологічній галузі, але її розвиток загальмували два фактори: висока вартість обладнання та значні габарити апаратів. Моделі, виготовлені за технологією PolyJet, вимагають тривалої обробки поста і в плані якості поверхонь знову ж поступаються SLA.

Системи PolyJet виготовляють деталі дуже швидко, але застосовні для обмеженого кола виробів через дорогих запатентованих витратних матеріалів. Тому в контексті нашої галузі краще купити 3D-принтер для стоматології з SLA технологією.



Рис. 5.3 – Процес друку за допомогю Технологія PolyJet

SLS і EBM. Дозволяють друкувати титаном вже готові елементи для заміни частин щелепи. Ці технології працюють за принципом лазерного спікання металлогліни - спеціального металевого порошку для стоматології. Так, системи SLS і EBM дозволяють працювати з біосумісним титановим сплавом. Так як чистий металевий порошок не вимагає сполучного

наповнювача, готові моделі не відрізняються пористістю. Для досягнення необхідної механічної міцності виробам не потрібно додатковий випал. Приклад принтера, здатного друкувати металами - EP-M150T від Shining 3D (рис. 5.4).



Рис. 5.4 – Виріб надрукований за допомогю SLS і EBM

Філаментний друк. Технологія не актуальна в стоматології і зараз ми пояснимо, чому.

Друк проводиться за допомогою філамента - матеріалу, схожого на тонкий дріт для садового тріммера. Змотаний филамент заряджають безпосередньо в головку 3D-принтера, яка рухається на трьох осях.

У порівнянні з іншими матеріалами для 3D-друку така нитка коштує зовсім недорого, але дає низьку точність в порівнянні з порошками. Найпопулярніші види філамента - ABS і PLA пластик.

Порівняння основних технологій 3D-друку, що застосовуються в стоматології

Щоб наочно показати основні плюси і мінуси кожної технології, порівняємо їх в форматі таблиці.

	Стереолітографія (SLA)	Цифрова обробка світла (DLP)	технологія PolyJet	Технології SLS і EBM
Точність (min–1; max-5)	5	5	5	5
Чистота поверхності (min–1; max-5)	5	4	3	4
Скорость друку (min–1; max-5)	4	5	5	3
Доступність матеріалів (min–1; max-5)	5	5	4	2
Переваги	• Велика область друку • Висока точність • Великий вибір матеріалів • Простота використання	• Висока точність • Великий вибір матеріалів • Простота використання	• Висока точність • Висока пропускна здатність	• Висока точність • Робота з металом
Недоліки	Невисока швидкість друку одного виробу	• Висока вартість • Мала область друку	• Дорога техніка • Дорогі матеріали • Обмежені варіанти матеріалів • Дороге обслуговування	• Висока вартість • Дорога техніка • Дорогі матеріали • Дороге обслуговування

5.3. Методика проведення роботи

Студентам видаються завдання у вигляді ескізів частин ортезів або протезів. Завданням студентів є опираючись на ескіз побудувати в програмі CAO / CAM тривімірну модель частини ортезу або протезу.

Спочатку студенті мають відтворити двовимірний ескіз в середовищі CAO / CAM. Треба уважно підійти до точності ескізу, щоб в майбутньому можливо біло надрукувати цю модель.

Потім, за допомогою інструментів для роботи з тривимірними об’єктами, двовимірний ескіз переробляється в тривимірний об’єкт.

В обговоренні результатів кратко описують кроки побудови тривімірної моделі, з прикріпленням скріншотів ходу роботи та картинку фінальної тривимірної моделі.

Під час роботи, слід виконувати рекомендації, щодо підготовки моделей.

Після підготовки, під керівництвом викладача, студент має підготувати принтер до роботи.

Перш за все, треба перевірити неушкодженість кабелю живлення і якщо все добре включити принтер. Для забезпечення якісного друку, далі треба перевірити калібрування стола. Якщо відстань між соплом екструдера та столом велика, треба за допомогою спеціального гвинта зменшити цю відстань.

Потім треба перевірити пластик. Перевірити який пластик встановлено, перевірити його цілісність.

Якщо все добре, то слід підключити принтер до ПК за допомогою USB кабелю. Далі вносяться в програму налаштування під наглядом викладача виходячи з розмірів деталі, матеріалу, який встановлено в принтер та часу, який відведено на друк.

Коли все добре виконано, слід завантажити програму друку в принтер та розпочати друк.

Після закінчення друку, коли принтер сповістить про це звуковим сигналом, слід дістати готову модель з принтеру.

5.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) короткі відомості щодо кроків побудови ескізу та тривимірної моделі;

в) скріншоти кроків побудови моделі;

г) картинка готової тривимірної моделі;;

д) обговорення результатів;

є) висновки.

Лабораторна робота № 6

ОЦІНЮВАННЯ СТАНУ ІМПЛАНТУ

6.1. Мета роботи

Метою роботи є проаналізувати методи оцінювання стану імпланта

6.2. Короткі теоретичні відомості

В основу роботи покладено порівняльний аналіз приладів двох апаратів «Periotest», розробленого фірмою Siemens і Університетом Tuebingen (Німеччина) і апарат «Osstell ISQ» виробництва фірми Integration Diagnostics (Швеція).

У клінічній практиці відомі декілька можливостей непрямої оцінки ступеня остеоінтеграції і стабільності імплантатів (Кулаков А.А., Лосєв Ф.Ф., Гветадзе Р.Ш. 2006; Аржанцев А.П., 1998; Іванов С.Ю. з співавт. +1998):

- клінічний (перкутірованіе, мануальний контроль стійкості імплантату); - періотестометрія;
- торк-тест за допомогою динамометричного ключа);
- рентгенологічні методи досліджень (включаючи спосіб денситометричної оцінки щільності кісткової тканини);
- частотно-(або магнітно) резонансний аналіз-апарат Osstell ISQ

Серед сучасних клінічних методів оцінки ступеня остеоінтеграції дентальних внутрішньокісткових гвинтових імплантатів, слід звернути увагу на періотестометрію. Дана методика передбачає використання приладу «Periotest», розробленого фірмою Siemens і Університетом Tuebingen (Німеччина), що здійснює електронно-контрольовану і відтворену перкусію зуба, або імплантату. Прилад складається з ударного пристрою у вигляді наконечника і комп'ютерного аналізатора з чотирма процесорами. Робочим елементом є

бойок, що містить п'єзоелемент. Бойку передається генерується механічний ударний імпульс, що в свою чергу, аналізується мікропроцесором. Регулююча котушка забезпечує швидкість стучащего бойка, яка є постійною 0,2 м / с, з компенсацією тертя і сили тяжіння. В основі методу лежить реєстрація механічних коливань, перетворених в електричний імпульс. Але в даний час, увагу стоматологів привернув новий метод оцінки стабільності імплантатів за допомогою методу частотно-резонансного аналізу - (RFA-техніка) Resonance Frequency Analysis в клінічній практиці використовується прилад "Osstell ISQ" виробництва фірми Integration Diagnostics (Швеція).

Апарат Osstell ISQ дозволяє надійно оцінити ступінь остеоінтеграції імплантатів, має вирішальне значення для визначення термінів початку етапу протезування.

RFA and ISQ / Частотно-резонансний аналіз і коефіцієнт стабільності імплантату Метод RFA (Resonance Frequency Analysis) заснований на реєстрації резонансних електромагнітних коливань імплантату і навколишнього кістки при впливі на них електромагнітного поля. (Використовується принцип камертона. Чим міцніше з'єднання імплантату і кістки, тим вище частота)

ISQ (Implant stability Quotient) / КСИ (Коефіцієнт стабільності імплантату) виражається за шкалою від одного до ста. Чим вище стабільність, тим довша КСИ.

Робота апарату Osstell ISQ відбувається наступним чином:

Магнітні імпульси активують штифти SmartPeg, які вкручені в імплантат.

Вимірюється частота коливань намагніченого штифта SmartPeg.

Чим стабільніша імплантат, тим вище частота коливань (ISQ).

Процедура вимірювання: Вручну вкрутити штифт SmartPeg (4-6 Н / см) Направити вимірювальний зонд до намагніченою верхівці штифта для отримання значення КСІ. Повторити процедуру вимірювання під іншим кутом (90 °), зазвичай, показательISQ / КСИ однаковий за всіма напрямами, якщо

міцність з'єднання імплантат-кістка однакова навколо всього імплантату, однак, часто кількість і якість кістки відрізняється навколо імплантату, що призводить до різних показників ISQ в різних напрямках. Osstell розроблений для дачі високих і низьких значень ISQ в подібних ситуаціях. В результаті процесу остеоінтеграції первісна механічна стабільність доповнюється і / або замінюється біологічної стабільністю. Сума двох показань визначає остаточний рівень. стабільності імплантату. Висока первинна стабільність (КСІ / ISQ дорівнює 70 і більше) прагнути залишитися на тому ж рівні, так як її зниження компенсується розвитком біологічної стабільності.Нізкая первинна стабільність, наприклад 55 одиниць і нижче, звичайно має тенденцію до збільшення в зв'язку з тим, що низька механічна стабільність посилюється за рахунок процесу ремоделіровкі кістки (остеоінтеграції) *

Загальна середнє значення імплантатів складає близько 70 одиниць ISQ.

Якщо початкове значення ISQ високе, то з часом воно може трохи знизитися. Значне зниження в стабільності або триваюча тенденція зниження стабільності служить попереджувальним сигналом.

Спочатку низьке значення очікується, що зросте в період остеоінтеграції. У зворотному випадку, це може служити сигналом того, що імплантат встановлений невдало і потрібні відповідні дії

6.3. Методика проведення роботи

Студенти під керівництвом викладача розглядають та проаналізувати методі оцінювання стану імплантів. Розглядаються різноманітні наочні матеріали і приклади у вигляді картинок, відео, за допомогою мультимедійного комплексу лабораторії.

6.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) порівняння методик оцінювання стану імпланта;

д) переваги і недоліка представлених методів;

г) обговорення результатів;

д)висновки.

Лабораторна робота № 7

ПОРІВНЯННЯ ІМПЛАНТІВ ВИГОТОВЛЕНИХ ЗА РІЗНИМИ ТЕХНОЛОГІЯМИ 3D ДРУКУ

7.1. Мета роботи

Метою роботи є проаналізувати і порівняти технології 3D друку при виготовлені імплантів.

7.2. Короткі теоретичні відомості

В даний час в світі налічується більше 100 офіційно зареєстрованих методів тривимірного друку, як полімерами, так і металами. Така велика кількість методів пов'язана із захистом інтелектуальної власності, де кожна компанія, що займається виробництвом 3Dпринтерів, намагається зареєструвати свій власний метод друку. Найчастіше, методи відрізняються лише назвою, а не технологією. Тому, методів, що відрізняються технологією всього не більше 15. Далі розглянемо чотири найбільш поширених, перспективних і доступних на сьогоднішній день методів: FDM, SLA, SLM, DMLS.

FDM (Fuseddepositionmodeling) - моделювання методом пошарового наплавлення, популярна технологія адитивного виробництва. Застосовується для створення тривимірних моделей, макетів, виробів до яких не пред'являються особливі вимоги до якості поверхні і точності виготовлення.

Технологія FDM має на увазі створення тривимірних об'єктів за рахунок нанесення послідовних шарів матеріалу, які повторюють контури цифрової моделі. Матеріалом для друку виступають термопластики, що поставляються у вигляді котушки ниток різних кольорів.

Виробничий цикл починається з обробки тривимірної цифрової моделі.

Модель у форматі STL ділиться на шари і орієнтується відповідним чином для друку. При необхідності створюються підтримуючі 16 структури, необхідні для друку нависаючих елементів. Деякі пристрої дозволяють використовувати різні матеріали під час одного виробничого циклу. Можливим є друк моделі з одного матеріалу з печаткою опор з іншого, легкорозчинного матеріалу, що дозволяє з легкістю видаляти підтримуючі структури після завершення процесу друку. Альтернативно можливим є друк різними кольорами одного і того ж виду пластику при створенні єдиної моделі.

Деталь формується пошарово. Розплавлений пластик укладається по контурах, які утворено цифровою моделлю. Після укладання пластик миттєво охолоджується і твердне. По завершенню одного шару, екструдер переміщається вертикально вгору на величину товщини нитки розплавленого пластику. Формується другий шар.

Пластикова нитка подається з котушки в екструдер. Екструдер (друкована головка) – це пристрій, обладнаний механічним приводом для подачі нитки, нагрівальним елементом для плавки матеріалу і соплом, через яке здійснюється безпосередньо екструзія. Нагрівальний елемент передає тепло на сопло, яке, в свою чергу, плавить пластикову нитку і подає розплавлений матеріал на той шар, що формується. Температура сопла може регулюватися від 150°C до 310°C для використання різних матеріалів. Як правило, верхня частина сопла навпаки 17 охолоджується за допомогою конвективного кожуха і вентилятора для запобігання передчасного розплавлення пластикової нитки з наступним засміченням друкуючої головки, що в свою чергу призведе до втрати плавності подачі матеріалу, а також до втрати якості друку.

SLA (Stereolithography) – технологія тривимірного друку, при якій рідкий фотополімер під дією світлового випромінювання лазера змінює свої фізичні властивості і твердне, утворюючи тверду поверхню в точці проекції лазера.

У ємність з рідким фотополімером поміщається сітчаста платформа, на ній буде відбуватися вирощування прототипу. Спочатку платформа знаходиться на такій глибині, щоб її покривав найтонший шар полімеру товщиною від 0,05 до 0,15 мм – це і є приблизна товщина шару в стереолітографії. Далі включається лазер, який впливає на ті ділянки полімеру, які відповідають стінкам цільового об'єкта, викликаючи їх затвердіння. Після цього вся платформа занурюється глибше, на глибину, рівну товщині шару. Також в цей момент спеціальна щітка зрошує ділянки, які могли залишитися сухими внаслідок деякого поверхневого натягу рідини. Схема установки представлена на рисунку 7.1

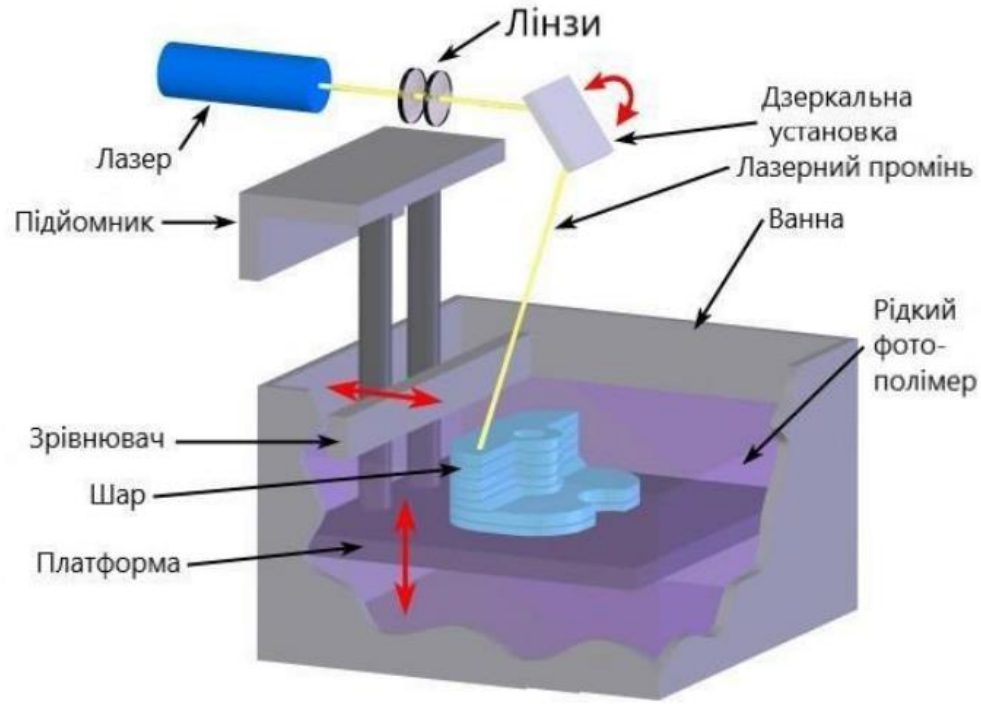


Рисунок 7.1 - Схема установки для стереолітографії

По завершенню побудови об'єкт занурюють у ванну зі спеціальними складами для видалення надлишків і очищення. І, нарешті, фінальне опромінення світлом для остаточного затвердіння. Як і багато інших методів

3D-прототипування, SLA вимагає зведення підтримуючих структур, які вручну видаляються після закінчення будівництва.

Плюси технології:

- Отримання дуже високої роздільної здатності і високої точності друку;

- Отримання дуже великих моделей, розміром до 150×75×55 см і вагою до 150 кг;

- Механічна міцність одержуваних зразків досить висока, вони можуть витримувати температуру до 100°С;

- Відсутність обмежень на складність моделі і наявність у неї дрібних елементів;

- Мала кількість відходів після друку;

- Легкість фінішної обробки, якщо така буде потрібною.

Мінуси:

- Обмежений вибір матеріалів для виготовлення моделей;

- Неможливість кольорового друку і поєднання різних матеріалів в одному циклі;

- Мала швидкість друку, максимум 10-20 мм. на годину по вертикалі;

- Дуже великі масогабаритні характеристики 3D-принтерів.

SLM (Selective Laser Melting) - Вибіркове лазерне плавлення. Цей метод має багато спільного з методом SLA, тільки замість рідини використовується порошок з діаметром частинок 10-100 мкм, тонкими рівномірними шарами розподіляється в горизонтальній площині, а потім лазерний промінь плавить ділянки, що підлягають затвердінню на даному шарі моделі.

Вихідні матеріали можуть бути самі різні: метал, пластик, кераміка, скло, ливарний віск. Порошок наноситься і розрівнюється по поверхні робочого столу спеціальним валиком, який при зворотному проході видаляє надлишки порошку (рисунок 7.2). Потім працює потужний лазер, спікаються частки одна

з одною і з попереднім шаром, після чого стіл опускається на величину, рівну висоті одного шару для зниження потужності лазера, необхідної для спікання. Порошок в робочій камері попередньо нагрівається майже до температури плавлення, а сам лазер працює в імпульсному режимі, оскільки для спікання важливіша пікова потужність, а не тривалість впливу.

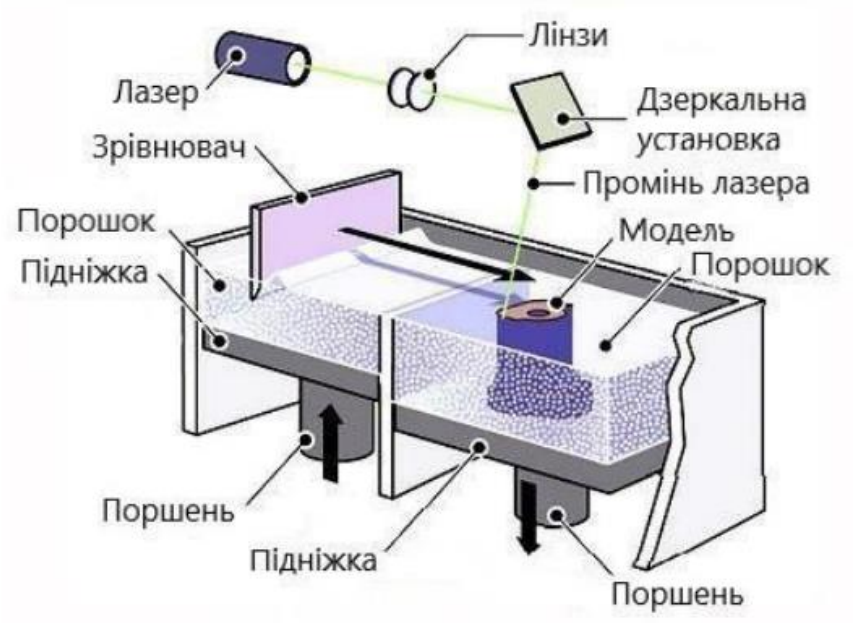


Рисунок 7.2 - Схема установки для SLM

Частки розплавляються повністю. Невикористаний порошок, який залишається навколо отверділих шарів, служить підтримкою при створенні нависаючих елементів моделі, тому немає необхідності у формуванні спеціальних підтримуючих структур. Але цей порошок по закінченні процесу необхідно видалити як з камери, особливо якщо наступна модель буде створюватися з іншого матеріалу, так і з порожнин вже виготовленої моделі, що можна зробити, лише після її повного остигання.

Часто потрібна фінішна обробка — наприклад, поліровка, оскільки поверхня може виходити шорсткою або з видимою шорсткістю. Крім того, матеріал може використовуватися не тільки чистий, але і в суміші з полімером або у вигляді часток, покритих полімером, залишки яких потрібно видалити

шляхом випалювання в спеціальній печі. Для металів одночасно відбувається заповнення виникаючих пустот бронзою.

DMLS (DirectMethodofLaserSintering) – метод прямого лазерного спікання – технологія адитивного виробництва металевих виробів, розроблена компанією EOS з Мюнхена. DMLS часто плутають зі схожою технологією вибіркової лазерної плавки.

Процес включає використання тривимірних моделей у форматі STL в якості креслень для побудови фізичних моделей. Тривимірна модель підлягає цифровій обробці для віртуального поділу на тонкі шари з товщиною, що відповідає товщині шарів, які наносяться друкарським пристроєм. Готовий файл використовується як набір креслень під час друку. В якості нагрівального елемента для спікання металевого порошку використовуються оптико-волоконні лазери щодо високої потужності – близько 200Вт. Деякі пристрої використовують більш потужні лазери з підвищеною швидкістю сканування (тобто пересування лазерного променя) для більш високої продуктивності. Як варіант, можливе підвищення продуктивності за рахунок використання декількох лазерів. DMLS дозволяє створювати цілісні металеві деталі складної геометричної форми.

Порошковий матеріал подається в робочу камеру в кількостях, необхідних для нанесення одного шару. Спеціальний валик вирівнює поданий матеріал в рівний шар і видаляє зайвий матеріал з камери, після чого лазерна головка спікає частинки свіжого порошку між собою і з попереднім шаром згідно контурам, визначеним цифровою моделлю. Після завершення малювання шару, процес повторюється: валик подає свіжий матеріал і лазер починає спікати наступний шар. Привабливою особливістю цієї технології є дуже високий дозвіл друку – в середньому близько 20 мікрон. Для порівняння,

типова товщина шару в аматорських і побутових принтерах, що використовують технологію FDM, становить близько 100 мікрон.

Іншою цікавою особливістю процесу є відсутність необхідності побудови опор для нависаючих елементів конструкції. Не спечений порошок не видаляється під час друку, а залишається в робочій камері. Таким чином, кожен наступний шар має опорну поверхню. Крім того, невитрачений матеріал може бути зібраний з робочої камери після завершення друку і використаний заново. DMLS виробництво можна вважати фактично безвідходним, що важливо при використанні дорогих матеріалів; наприклад, дорогоцінних металів.

Технологія практично не має обмежень по геометричній складності побудови, а висока точність виконання мінімізує необхідність механічної обробки надрукованих виробів.

Технологія DMLS володіє декількома перевагами в порівнянні з традиційними виробничими методами. Найбільш очевидним є можливість швидкого виробництва геометрично складних деталей без необхідності механічної обробки. Виробництво є практично безвідходним, що вигідно відрізняє DMLS від традиційних технологій. Технологія дозволяє створювати кілька моделей одночасно з обмеженням лише за розміром робочої камери. Побудова моделей займає близько кілька годин, що незрівнянно вигідніше, ніж ливарний процес, який може займати до декількох місяців з урахуванням повного виробничого циклу. З іншого боку, деталі, вироблені лазерним спіканням, не володіють монолітністю, а тому не досягають тих же показників міцності, що і відлиті зразки, або деталі, вироблені традиційними методами.

DMLS активно використовується в промисловості зважаючи на можливість побудови внутрішніх структур цілісних деталей, недоступних за складністю традиційним методам виробництва. Деталі з комплексною геометрією можуть бути виконані цілком, а не зі складових частин, що сприятливо впливає на якість і вартість виробів. Так як DMLS не вимагає

спеціальних інструментів (наприклад, ливарних форм) і не виробляє великої кількості відходів, на відміну від традиційних методів, виробництво дрібносерійних партій за допомогою цієї технології набагато вигідніше, ніж за рахунок традиційних методів.

Технологія DMLS застосовується для виробництва готових виробів малого і середнього розміру в різних галузях, включаючи аерокосмічну, стоматологічну, медичну та ін. Типовий розмір області побудови існуючих установок становить 250х250х250мм, хоча технологічних обмежень на розмір не існує – це лише питання вартості пристрою. DMLS використовується для швидкого прототипування, знижуючи час розробки нових продуктів, а також у виробництві, дозволяючи скорочувати собівартість дрібних партій і спрощувати складання виробів складної геометричної форми.

7.3. Методика проведення роботи

Студенти під керівництвом викладача аналізують технології 3D друку при виготовлені імплантів і на основі результатів аналізу порівнюють їх. Розглядаються різноманітні технології3D друкуу вигляді картинок, відео, за допомогою мультимедійного комплексу лабораторії.

7.4. Зміст звіту

Звіт повинен містити:

а) короткий виклад теоретичної частини;

б) аналіз переваг і недоліків технологій 3D друку;

д) порівняння результатів аналізу;

г) обговорення результатів;

д)висновки.

Рекомендована література

1. Principles of Regenerative Medicine / Anthony Atala, Robert Lanza (eds) - Academic Press, 2011. – ISBN 978-0-12-381422-7.

2. 3D printing in medicine / Kalaskar, Deepak M., ed. – Woodhead Publishing, 2017. – ISBN 978-0081007174.

3. Advances in 3D printing & additive manufacturing technologies / D. I. Wimpenny, P. M. Pandey, L. J. Kumar. – Springer, 2017. - ISBN 978-981-10-0811-5.

4. 3D printing and bio-based materials in global health / Bhatia, S. K., Ramadurai K. W. – Springer, 2017. – ISBN 978-3-319-58276-4.

5. Медична та біологічна фізика : підручник / за ред. проф. О. В. Чалого. – Вінниця : Нова Книга, 2013. – 528 с.

6. Біофізика і біомеханіка : підручник / В. С. Антонюк, М. О. Бондаренко, В. А. Ващенко та ін. – К. : Політехніка, 2012. – 344 с.

7. 3D Printing in Medicine / Rybicki, Frank J., and Gerald T. Grant. – Springer International Publishing, 2017. – ISBN 978-3-319-61922-4.

8. Mobile and Wireless Technologies / Kim, K. J., Joukov, N. (Eds.) – Springer, 2017. - ISBN 978-9-81-10-5281-1.

9. Principles of Regenerative Medicine / Anthony Atala Robert Lanza Tony Mikos Robert Nerem. - Academic Press, 2017. – ISBN: 978-0-128-09880-6.

10. Foundations of Regenerative Biology and Medicine / David L Stocum. – IOP Publishing Ltd, 2018. – ISBN: 978-0-7503-1624-8.

11. Regenerative Medicine and Tissue Engineering / Jose A. Andrades. – IntechOpen, 2013. – ISBN: 978-953-51-1108-5.

This project has been funded with support from the European Commission. This publication / communication reflects the views only of the author, and the Commission cannot be held responsibility for any use which may be made of the information contained therein.