

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
КАФЕДРА НАНОЕЛЕКТРОНІКИ ТА МОДИФІКАЦІЇ ПОВЕРХНІ

БАКАЛАВРСЬКА РОБОТА

зі спеціальності 153 – «Мікро- та наносистемна техніка»

на тему:

«Адитивний друк біосумісних конструкцій: розробка та створення  
філаментів шнековим методом»

Демченка Андрія Івановича

Завідувач кафедру

\_\_\_\_\_ проф. О.Д. Погребняк

«\_\_» \_\_\_\_\_ 2021 р.

Науковий керівник

\_\_\_\_\_ Я.О. Кравченко

«\_\_» \_\_\_\_\_ 2021р.

Суми 2021

## РЕФЕРАТ

Об'єктом дослідження бакалаврської роботи є адитивний друк біосумісних конструкцій: розробка та створення філаментів шнековим методом.

Метою даного дослідження було вивчити основні принципи роботи 3D-біопринтерів, портативних екструдерів та сировини для виготовлення 3D моделей. Навчитися працювати у програмному забезпеченні 3D-принтерів, а саме у програмі слайсері «Ultimaker Cura» та отримати практичні навички роботи з 3D-принтером ANYCUBIC I3 MEGA S.

Робота складається зі вступу, опису адитивних технологій та 3D-бюдруку в цілому, основ роботи з портативним екструдером з застосуванням шнекового методу, огляду з налаштуванням програмного забезпечення Cura та висновку.

Робота викладена на 31 сторінці, у тому числі містить 16 рисунків, 2 таблиці, список цитованої літератури із 19 джерел.

## ЗМІСТ

1. СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ	4
2. ВСТУП	5
3. РОЗДІЛ 1 АДИТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ: ПЕРСПЕКТИВИ І ПРОБЛЕМИ 3D-ДРУКУ	6
1.1 Історія розвитку 3D друку	
1.2 Біодеградація полікапролактону під дією живих організмів	
1.3 Основні фізико-хімічні властивості перспективного полімеру полікапролактону	
4. РОЗДІЛ 2 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРИМЕНТУ	14
2.1 Робота з FDM принтером та термоекструдером	
5. РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ	17
3.1 Підготовка моделей до друку в програмному середовищі Cura	
3.2 Визначення мінімальної та максимальної товщини шару для конкретної моделі	
3.3 Температурний режим друку моделі	
3.4 Первинне заправлення філаменту в друкуючу голівку екструдера	
3.5 Калібрування робочої поверхні перед першим друком	
6. ВИСНОВКИ	28
7. СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ	29

## **СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАЧЕННЯ**

1. FDM – метод друку на 3D принтері (метод пошарового розплавленням матеріалу)
2. ПКЛ – полікапролактон
3. ПГА – полігидроксиалканоати
4. НДДКР -- Науково-дослідні та дослідно-конструкторські роботи

## ВСТУП

### **Загальна інформація:**

Біопринтинг (або біодрук) – це штучне створення об'ємної живої тканини на клітинній основі, при якій зберігається життєздатність клітин. Іншими словами, це друк «живого матеріалу». Процес полягає в тому, що машини виробляють величезну кількість клітин, щоб побудувати тривимірний органічний об'єкт

**Актуальність:** Військова сфера. Раніше імпланти виготовляли із матеріалів, які нерідко відторгалися організмом. За допомогою біодруку кінцівки і тканини зможуть стати повноцінною частиною тіла. Зразки донорських тканин нашаровуються в спеціальній герметичній камері з використанням спеціальних рідин й ультрафіолету. Це дозволяє відтворювати орган індивідуально для кожного пацієнта, при цьому доступ людей до його створення мінімальний, що гарантує максимальну стерильність.

Госпіталі та фармацевтика. Перш ніж препарат потрапить у широке застосування, період його тестування займає близько 15 років. Зрозуміло, що це тривалий період для медицини. Біодрук на принтері дозволить зекономити час і проводити випробування препаратів набагато швидше. Технологію особливо цінують онкологи: на основі тканин можна спостерігати за реакцією організму на різні види хіміотерапії або на той чи інший тип лікування у лабораторних умовах, а не на живій людині.

Пластична хірургія та косметологія. Ця сфера має всі шанси стати найбільш затребуваною, адже ніхто б не відмовився виглядати молодим. Тому мати рівний ніс чи красиві вуха стане цілком реально у недалекому майбутньому, при цьому нові органи будуть трансплантувати поверх “старих”, уже наявних.

**Мета:** Основною метою переддипломної практики є розробка біосумісних полімерних конструкцій та філаменту для їх друку.

## **РОЗДІЛ 1 АДИТИВНІ ТЕХНОЛОГІЇ: ПЕРСПЕКТИВИ І ПРОБЛЕМИ 3D-ДРУКУ**

Адитивні технології або технології пошарового синтезу, 3D-друк - сьогодні один із найбільш динамічних напрямів “цифрового” виробництва. Проведений економіко-правовий аналіз показав, що вони дозволяють значно прискорити виконання НДДКР і вирішення задач підготовки виробництва, виготовлення продукції. Технології можуть збільшити в середньому на 23% прибутковість виробництва окремої одиниці продукції і зменшити бар'єри для організації виробництва на 90%. 3D-друк здатний здійснити революцію в багатьох сферах життя.[1]

### **1.1 Історія розвитку 3D друку**

Тривимірний (3D) друк швидко розвивався з моменту його зародження в 1986 році та зміг успішно замінити кілька традиційних виробничих технологій в різних галузях промисловості. Еволюція пов'язана не тільки з досягненнями в техніці друку, але також поширюється і на матеріали, використовувані для друку. Більш того, технологія адитивного виробництва призвела до значних досягнень в галузі охорони здоров'я, особливо в тканинній інженерії і регенеративної медицини.[2]

Спочатку такі методи 3D-друку, як плавлення методом наплавлення (FDM), селективне лазерне спікання (SLS) і стереолітографія (SLA), були відомими методами проектування каркаса для тканинної інженерії. Хоча ці методи пропонували перевага друку великих структур з точною внутрішньої і зовнішньої складністю, вони були обмежені діапазоном доступних біосумісних матеріалів, оскільки все біосумісні полімери не можуть бути надруковані на 3D-принтері. Полі (капролактону) і його сополімери спочатку були кращим вибором резорбіруемого полімеру в 1980-х роках, але незабаром його витіснили Полілактид, полігліколід та їх сополімери, оскільки ці полімери розкладалися протягом 2-4 місяців.

Отже, ці полімери були ідеальними для виробництва полімерних матриць для вивільнення інкапсульованого лікарського засобу. Таким чином, аддитивний друк заснований на використанні біорозкладаючихся полімерів, таких як полі (молочна кислота) (PLA) і полібутилентерефталат (PBT) для виготовлення каркасів.

Крім того, полімери, використовувані в SLS і SLA, вимагають затверджувача або сполучного агента для полімеризації.

В результаті цитотоксичні затверджувачи, які беруть участь в процесі друку, необхідно ретельно очищати, якщо вони не є біосумісними. Більш того, коли акцент почав зміщуватися в бік 3D-друку тканин і органів, PCL на короткий час повернув собі популярність завдяки своїй повільній швидкості розкладання (3-4 роки) і бажаними в'язкопружними властивостями.

Таким чином, PCL як філамент почав широко використовуватися в методах друку FDM для тканинної інженерії.

Незважаючи на невід'ємні переваги PCL перед більшістю біополімерів для друку біологічних тканин, сам метод друку мав обмеження.

Традиційні методи адитивного виробництва не можуть безпосередньо включати осередки в полімерні чорнило через жорстких умов друку. Через цей недолік дослідники розробили новий набір методів 3D-друку, який був розроблений спеціально для 3D-друку біологічних тканин і органів.[11]

Ця нова категорія 3D-друку була названа «3D-біодруком» або просто «біодруком», і в ній використовується рішення з біочорнилами.

Термін «біочорнила» не був просто адаптований після переходу від 3D-друку до біодруку.

Сировина, що подається в біопринтер, може бути цілісно визначено як біочорнила тільки в тому випадку, якщо це рецептура клітин, які можуть бути перероблені біопринтером в завантажену клітинами тривимірну конструкцію. В іншому випадку це просто «біоматеріал-чорнило».

Цікаво, що біодрук вперше був досягнутий з використанням модифікованого струменевого принтера HP, який розподіляв фибронектин, що містить клітини BALB-3T3, у вигляді дрібних крапель. Це призвело до появи першого біопринтера, тепер широко відомого як біопринтер Ink-Jet.

Однак цей метод викликає високе механічне навантаження на клітини, присутні в розчині біочорнил.

У той час, лазерний біодрук покладається на інший механізм біодруку в порівнянні з струменевим і EBP.

Тут під шаром, що поглинає енергію, розташовується шар біочорнил. Лазер фокусується на абсорбуємому шарі, який потім просуває краплю біочорнил, передаючи поглинену енергію шару біочорнил у вигляді бульбашки пари. Таким чином, ці методи біодруку дозволили безпосередньо друкувати клітини з чорнилом на місці в процесі виготовлення каркаса.

## **1.2 Біодеградація полікапролактона під дією живих організмів**

ПКЛ розкладається в два етапи. Спочатку поступово зменшується молекулярна маса полікапролактонна без деформації тканевої інженерної конструкції.

При зменшенні молекулярної маси ПКЛ починає розщеплюватися на фрагменти, потім слідує абсорбція і виведення.

У природних умовах деградація ПКЛ відбувається головним чином гідролітичним процесом протягом 2-3 років з отриманням таких продуктів деградації, як вода, вуглекислий газ і капронова кислота. Причому чим нижче молекулярна вага полікапролактона, тим коротше терміни деградації.

В умовах *in vivo* волокна полікапролактона деградують, створюючи при цьому хорошу основу для росту клітин, які можуть сформувати тканину .



Коли полімер вважається здатним до біодеградації, необхідно мати на увазі, що це зовсім не означає, що він є біорезорбним, так само як і відведення продуктів деградації, не означає, що вони виводяться з організму.

Біорезорбція - це поняття, яке має на увазі повну ліквідацію стороннього матеріалу, а також низькомолекулярних продуктів його розкладання, і що важливо - відсутність залишкових побічних ефектів.

Полікапролактон деградує під впливом таких живих організмів як бактерії і гриби, проте, ПКЛ не руйнується в середовищі живого організму, через відсутність відповідних ферментів. Це не означає, що ПКЛ не схильний до біорезорбції, а скоріше говорить про більш тривалий процес, який протікає за механізмом гідролітичної деструкції.

Відомо, що процес гідролізу може протікати на поверхні або в масі полімеру внаслідок дифузії молекул води.

Поверхневий гідроліз або ерозія має на увазі деструкцію полімерних ланцюгів тільки на поверхні зразка. Цей процес виникає, коли швидкість деструкції ланцюга і дифузії олігомерів і мономерів в навколишнє середовище вище, ніж швидкість дифузії води всередину зразка. У цьому випадку спостерігається витончення і втрата ваги зразка, в той час як молекулярна вага полімеру всередині зразка залишається незмінним.

Перевага даного механізму, - передбачуваність процесу, і як наслідок можливість управління швидкістю вивільнення лікарських компонентів .

Деструкція в масі відбувається за рахунок дифузії молекул води всередину полімерного зразка. Вона супроводжується зниженням молекулярної ваги ланцюга всієї полімерної матриці, зниженням маси зразка.

У тому випадку, коли олігомери і мономери вимиваються з обсягу полімерної матриці за рахунок дифузії води, настає рівновага процесів ерозії і гідролітичної деструкції в масі зразка, інакше настає авто-каталітичний ефект, викликаний зростанням числа карбоксильних груп і кислотністю середовища всередині зразка.

Це призводить до того, що полімер на поверхні буде мати більш високою молекулярною масою, ніж усередині зразка.

Подібний процес може привести до накопичення всередині зразка низькомолекулярних продуктів гідролізу, які по досягненню досить малих розмірів швидко вимиваються з зразка через високомолекулярний поверхневий шар.

Це супроводжується швидкою втратою маси зразка, і може викликати запальну реакцію.

Крім того, можуть виникнути й інші негативні наслідки, так, наприклад, у випадку з волокном з ПГА, використовуваному в ортопедичній хірургії, в ситуації, коли тканини не здатні до зміни рН середовища з огляду на поганий васкуляризації або низької метаболічної активності, внаслідок швидкої деструкції відбувається місцеве скупчення рідини і збільшення осмотичного тиску.[5]

Термін деструкції виробів з чистого полікапролактона від 2 до 4 років, в залежності від молекулярної маси полімеру, форми і маси зразка.

Швидкість гідролізу може бути змінена шляхом кополімеризації з іншими лактонами, лактид або гліколід.

Масштабні дослідження *in vitro* і *in vivo* деструкції полікапролактона на прикладі міжхребцевих ендопротезів показали рівномірний молекулярно-масовий розподіл в перерізі зразків протягом 6 місяців, тобто відсутність автокаталітичних явищ в процесі деградації.

В літературі також наведені дані про деградацію в умовах *in vitro* і *in vivo* (кролик), де відзначено схожість цих процесів, з чого зроблено висновок, що на початковому етапі до 12 місяців, ферментативна активність не надає особливого впливу на перебіг процесу.

Експериментальні дані свідчать про двостадійність процесу розкладання полікапролактона.

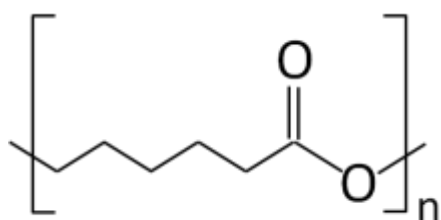
На першій стадії протікає не ферментативний гідроліз складноєфірних груп, на другій стадії, коли полімер містить переважно кристалічні області, а молекулярна маса полімеру знижується до 3000 і починається процес внутрішньоклітинної деструкції, за участю фібробластів, макрофагів і гігантських клітин.

Таким чином, можна зробити висновок, що полікапролактон з молекулярної масою нижче 3000, може бути повністю резорбован за механізмом внутрішньоклітинної деградації.

Також було відзначено, що швидкість деструкції на першій стадії процесу *in vivo* ідентична швидкості процесу *in vitro* при температурі 40 ° і підпорядковується кінетиці першого порядку. З чого зроблено висновок, що деструкція полімеру обумовлена гідролізом випадкових складноєфірних зв'язків.[8]

### 1.3 Основні фізико-хімічні властивості перспективного полімеру полікапролактону

Полікапролактон – це полімер, що відноситься до аліфатичних складних полієфірних лінійних структур, що виробляються з нафтохімічних продуктів.



Вперше ПКЛ був синтезований групою вчених під керівництвом Карозерса в тридцятих роках минулого століття.

Комерційну доцільність він отримав завдяки таким властивостям як біосумісність і біодеградіруєміє.

ПКЛ - гідрофобний полімер зі ступенем кристалічності 60-80%.  
Основні властивості ПКЛ наведені в таблиці 1.

Таблиця 1 Фізико-хімічні властивості полікапролактону.

Параметр	Значення
Температура стеклования, °С	-60
Температура плавлення, °С	63
розчинники	Бензол, толуол, метиленхлорид, хлороформ, ССІ4, Тетрагідрофуран, Циклогексанон, Метилетилкетон, Диметилформамід, Ацетон, етилацетат
ступінь кристалічності, %	80

Розчинність у великій кількості доступних розчинників і низька температура плавлення, сумісність з деякими полімерами, на ряду з біосумісністю і біодеградуєчими, створили передумови для його застосування в медичних областях.

У 70-х - 80-х роках минулого століття, за часів «буму біодеградуєчих полімерів», ПКЛ і його сополімери широко застосовувалися для розробки систем з контрольованим вивільненням лікарських речовин.

Кінетика деструкції, а також механічні властивості полікапролактона зробили його перспективним для отримання ендопротезів.

Шляхом додавання функціональних груп можливо регулювати такі важливі для культивування клітин властивості як гідрофільність, адгезія або біосумісність.

Однак, в останні 20 років, увагу, спрямовано на полікапролактон поступово згасло, в зв'язку з тим, що в замісній хірургії більшу зацікавленість викликали дослідження в області застосування металевих виробів, а в області

лікарських систем пролонгованої дії увага була зосереджена на швидко розкладаючися полілактид і полігліколід .

Поновлення інтересу до ПКЛ сталося разом з появою абсолютно нової галузі біомедичної технології - тканинної інженерії.

Завдяки реологічним і в'язким властивостям технологія отримання матриксів різного призначення з полікапролактона виявилася порівняно простою, що дозволило їй перевершити багато деградовані полімери рис.1.

Матрикси або скафолди – це макети, з яких можна утворювати кістки і органи, засіваючи макети або стовбуровими клітинами, або створюючи такі умови, щоби працювали не клітини, а лише їхні везикули (ред. — складові біологічних клітин, органели).

Отримане ще за часів колишнього піку популярності схвалення Управління з санітарного нагляду за якістю харчових продуктів і медикаментів США дало можливість ПКЛ швидко вийти на ринок. [3]



Рис.1 Приклад скелетних конструкцій (скафолдів) для заміщення хрящової та кісткової тканин

## РОЗДІЛ 2 МЕТОДИКА ПРОВЕДЕННЯ ЕКСПЕРЕМЕНТУ

### 2.1 Робота з FDM принтером та термоекструдером

Для створення біосумісних конструкцій при виконанні практичної роботи було модифіковано FDM принтер ANYCUBIC I3 MEGA S Рис.2



Рис.2 Принтер ANYCUBIC I3 MEGA S

Створення філаменту планується з використанням портативних екструдерів типу «Ехо Extruder», або відповідних аналогів з використанням сировини у вигляді гранул та порошків. На наведений «Ехо Extruder».

#### ANYCUBIC I3 MEGA S використовує FDM друк.

Виробничий цикл починався з обробки тривимірної цифрової моделі. Модель в форматі STL ділиться на шари і орієнтується найбільш вигідним чином для друку. ANYCUBIC I3 MEGA S дозволяє використовувати різні матеріали під час одного виробничого циклу. На даному принтері можливий друк моделі з одного матеріалу, а опор з іншого. Також, можливий друк різними кольорами одного і того ж виду пластику при створенні єдиної моделі.

Таблиця 2. Технічні характеристики 3D – принтера ANYCUBIC I3 MEGA S

Технологія друку	FDM
Тип	Матеріал екструзії
Рік	2018
Збірка	Напівзібраний
Механічне розташування	Декатрова-XZ-головка
Виробник	Anycubic
Обсяг збірки	210 x 210 x 205 мм
Висота шару	100 – 400 мкм
Система подачі	Привід Боудена та редуктор
Тип екструдера	Одномісний
Розмір сопла	0,4 мм
Максимальна температура екструдера	275 °C
Максимальна температура нагрітого шару	100 °C
Рама	Алюміній
Камера друку	Відкрита
Вирівнювання «ліжка»	Ручна
Друк «ліжка»	Підігріваний стіл з Anycubic Ultrabase
Дисплей	Повноколірний сенсорний
Підключення	SD/USB кабелі
Вбудована камера для моніторингу	Відсутня
Відновлення друку	Так
Датчик	Нитки
Діаметр філаменту	1,75 мм
Матеріали	ABS, PLA, PETG, TPU та ін.
Рекомендований слайсер	Cura
ОС	Windows, Mac OSX, Linux



Рис.3 Портативний екструдер для створення філаменту «Ехо Extruder»

Виріб проводився екструзією і нанесенням мікрокрапель розплавленого термопластика з формуванням послідовних шарів, що застигають відразу після екструдкування.

Пластиковий філамент розмотувався та згодовувався в екструдер - пристрій, оснащений механічним приводом для подачі нитки, нагрівальним елементом для плавки матеріалу і соплом, через яке здійснюється безпосередньо екструзія. Нагрівальний елемент повинен для нагрівання сопла, яке в свою чергу плавить пластиковий філамент і подає розплавлений матеріал саме на наш виріб. Верхня частина сопла навпаки охолоджується за допомогою вентилятора для створення різкого градієнта температур, необхідного для забезпечення плавної подачі матеріалу.

Екструдер переміщався як в горизонтальній, так і вертикальній площинах під контролем алгоритмів ANYCUBIC I3 MEGA S числовим програмним управлінням. Модель будувалася шар за шаром, від низу до верху. Екструдер (також званий «друкованої головою») приводився в рух покроковими моторами. Під час друку на заданому принтері використовувалася Декартова система координат, яка побудована на прямокутному тривимірному просторі з осями X, Y і Z.



### РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ

Дипломна робота буде спрямована на розробку філаменту з використанням полімерної матриці та додавання гідроксіapatиту для створення скафолдів або скелетних конструкцій, які можуть бути використані з метою заміщення втраченої хрящової тканини та біорезорбцією в середині організму. Додатково розглядається можливість створення активної поверхні металевих імплантатів на основі гідроксіapatиту для покращення адгезії клітин. Створення філаменту для FDM друку відбувається на окремому приладі для уніфікації скелетних конструкцій. Завдяки створенню філаменту в окремому портативному екструдері можна зменшити собівартість виробів з послідуочим 3D друком в різних медичних установах на наявних недорогих принтерах. На Рис.4 схематично зображено процес створення філаменту методом шнекової екструзії. [11]

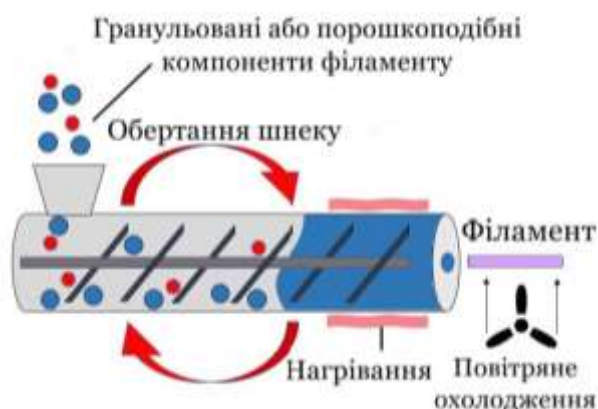


Рис.4 Процес створення філаменту методом шнекової екструзії.

На Рис.5 наведено фотографії гранульованого поліпрокалаптону, який виступає матриксом для гідроксиapatиту. Температура плавлення поліпрокалаптону підтримувалася на рівні 60 градусів за Цельсієм. Обрано

наступні пропорції поліпрокалптон\гідроксілопатит: 60ат.\40ат%, 70ат.\30ат%, 80ат.\20ат%. Зменшення біодеградації poly-ε-caprolactone з 3-4 років до 2 років можливо за рахунок додавання суміші гідроксілопатита, яка буде підвищувати його біологічну активність і швидкість руйнування. Гідроксілопатит представлено у вигляді дрібнодисперсного порошку, що полегшує створення суміші. На Рис.6 наведено приклад гідроксілопатиту в чашці Петрі.[7]



Рис.5 Гранульований поліпрокалптон



Рис.6 Зображення гідроксілопатиту в чашці Петрі

### **3.1 Підготовка моделей до друку в програмному середовищі Cura**

Види тривимірного друку розрізняються за принципом створення (виращування) виробів. Найбільш поширені такі:

- селективне лазерне спікання (SLM, SLS);
- стереолітографія (SLA);
- пошарове наплавлення (FDM).

Технологія друку впливає на характеристики продукції (товщину шару пластика, його гладкість або ребристість) і продуктивність принтера.

Метод пошарового (послідовного) наплавлення (FDM) найбільш простий і поширений. Він дозволяє працювати з дешевими витратними матеріалами (філаментами) і створювати міцні пластикові заготовки простих і складних геометричних форм. Під час виконання дипломної роботи використовувався саме FDM метод, попередньо створено модель треба перевести у формат зрозумілий для 3D принтера. Для цих завдань використовувалося програмне забезпечення Cura.

На рис.7 зображена 3D модель хряща вуха, яка завантажена у слайсер Ultimaker Cura для подальшого налаштування перед друком.

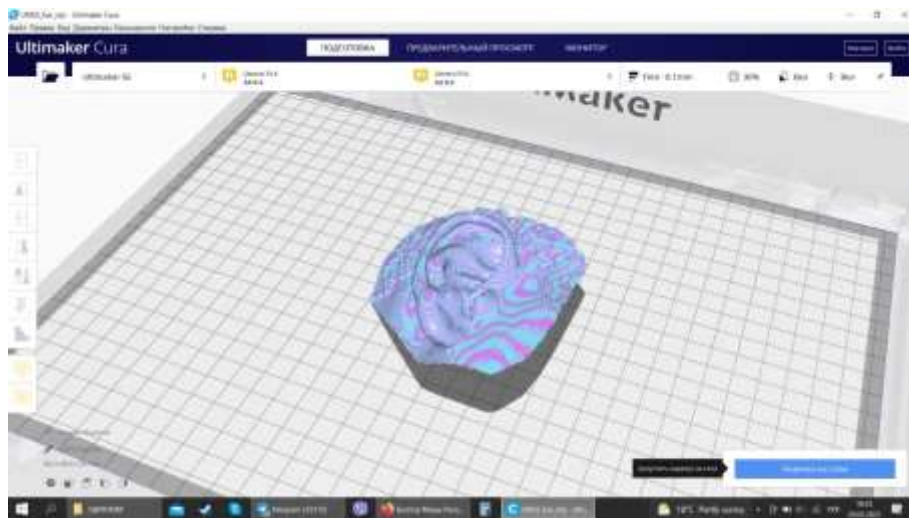


Рис.7 Модель хряща вуха завантажена у слайсер Cura

У нижньому правому кутку Рис.7, натиснувши на кнопку «пошарова розрізка», програма почне розрізати модель. По завершенню нарізки моделі, у вікні програми в нижньому правому кутку Рис.8 буде вказано час, який

потрібний буде на те, щоб виготовити виріб, кількість матеріалу (вказано у грамах та метрах). Також є можливість зберегти вже розрізану модель та попередньо переглянути її.

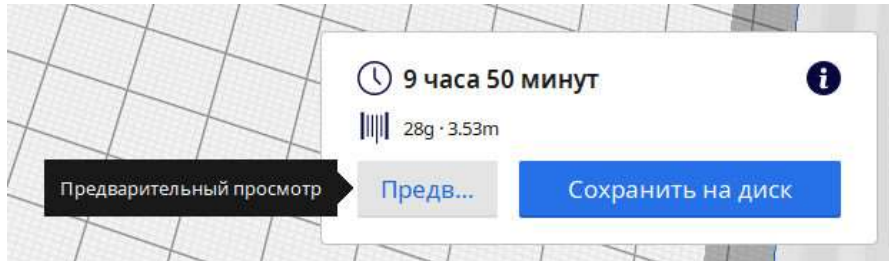


Рис.8 Час та кількість матеріалу в грамах та метрах для друку 3D моделі

Натиснувши «попередній перегляд» програма відкриє зображення розрізаної моделі. З правого боку Рис.9 можна побачити повзунок з числом, пересуваючи його можна переглянути шари моделі. Даний виріб складається з 344 шарів. Якщо повзунком обрати деякий шар, та посередині знизу натиснути кнопку «Play», то можна продивитися емульовану траєкторію руху сопла Рис.10.

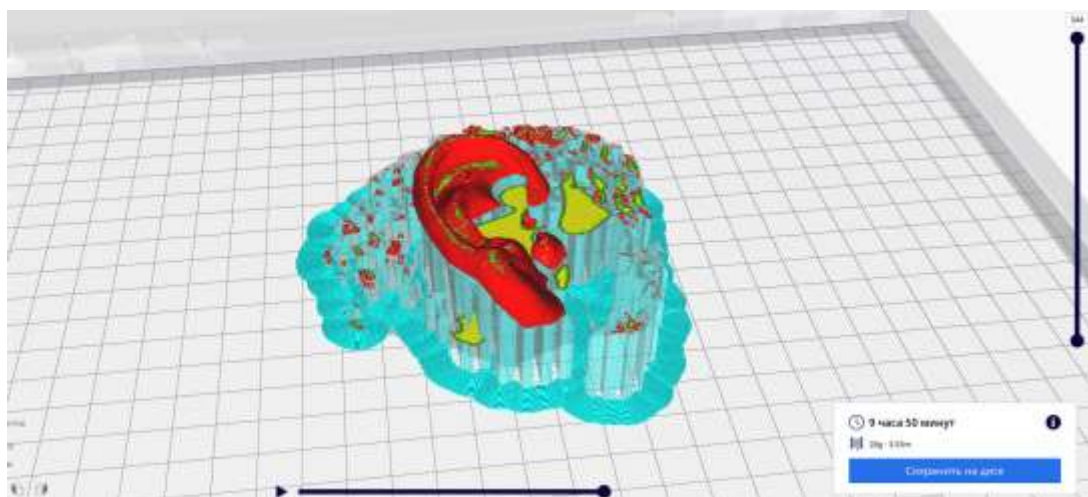


Рис.9 Зображена пошарово поділена модель, повзунок перегляду шарів та повзунок з кнопкою «Play» для емулювання роботи друку сопла

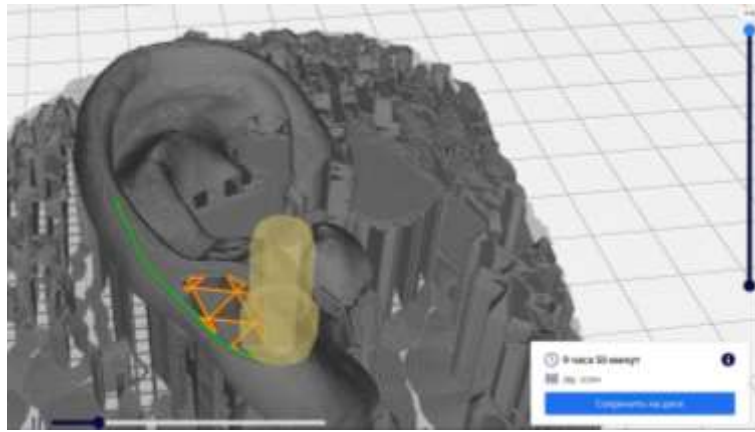


Рис.10 Зображено повзунок за кнопкою «Play» для емулявання роботи друку сопла

### 3.2 Визначення мінімальної та максимальної товщини шару для конкретної моделі

Важлива характеристика 3D друку, від якої залежить продуктивність принтера і відповідність точним розмірам цифрової моделі. Висоту шару можна запрограмувати для кожного виробу індивідуально. Середній показник - 150-200 мікрон, при такій товщині досягається оптимальна швидкість і якість друку. Для того, щоб виготовити гладкі моделі складних конфігурацій, висоту друкованого шару зменшують до 70-100 мікрон. У моєму випадку я використовував висоту шару 150мікрон (0.15мм) Рис.11.

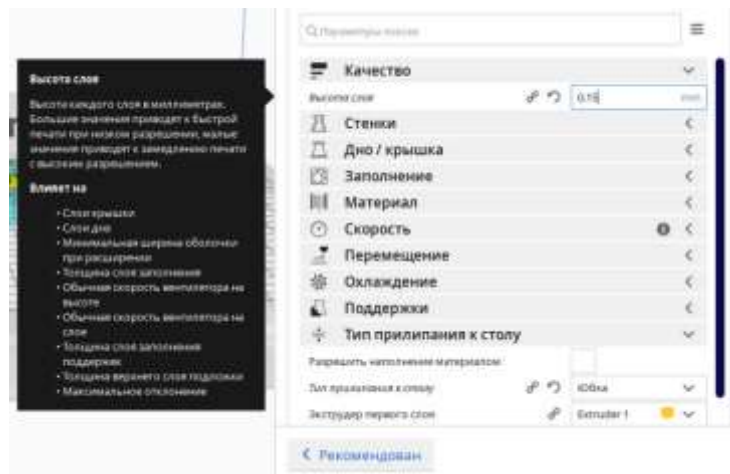


Рис.11 Налаштування принтеру (якість друку за рахунок висоти)

На Рис.12 можна спостерігати параметр «заповнення», він відповідає за щільність друкованої моделі. Чим більший відсоток щільності заповнення, тим міцніший буде виріб, також це впливає на час виготовлення та кількість матеріалу, що буде використана при роботі принтера.

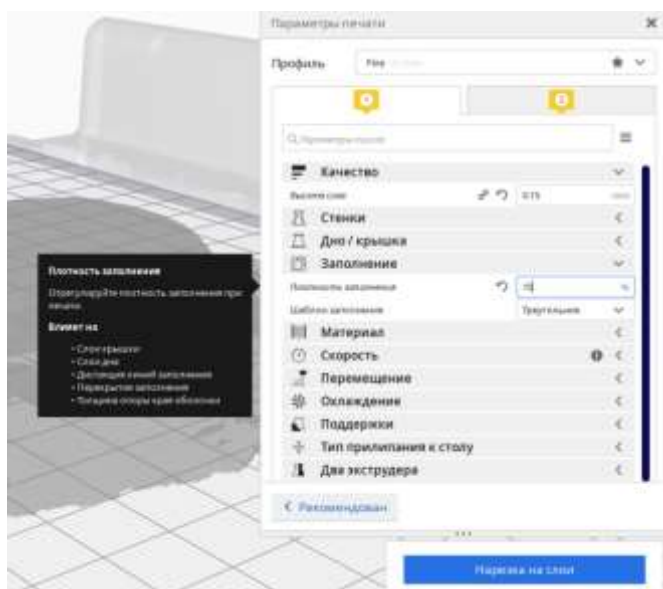


Рис.12 Налаштування принтеру (щільність моделі у відсотках)

Я використовував 15% щільності заповнення, так як мій виріб це хрящ, ціль була мінімалізувати розбіжність між моделлю з полікапролактону змішаного з гідроксіпатитом та справжнім вушним хрящем.

### 3.3 Температурний режим друку моделі

Істотний недолік технології FDM друку - пластик, який потрапляє на робочу платформу, твердне і спікається не відразу, а через деякий час. Через це вироби можуть деформуватися (провисають горизонтальні перемички, обпливають зубці й дрібні деталі, коробляться і загортаються куточки моделі). Для того, щоб цього не сталося, необхідно домогтися швидкого затвердіння шарів філаменту. Для цього використовують охолодження виробів прямо на робочій поверхні за допомогою малогабаритних вентиляторів (наприклад, для комп'ютерної техніки).



З іншого боку, охолодження моделі повинно йти рівномірно, інакше можливі термічні деформації виробу та переохолодження сопла друкуючого модуля і робочого столика. Через це виробники захищають відкриту робочу поверхню від протягів за допомогою захисних кожухів.

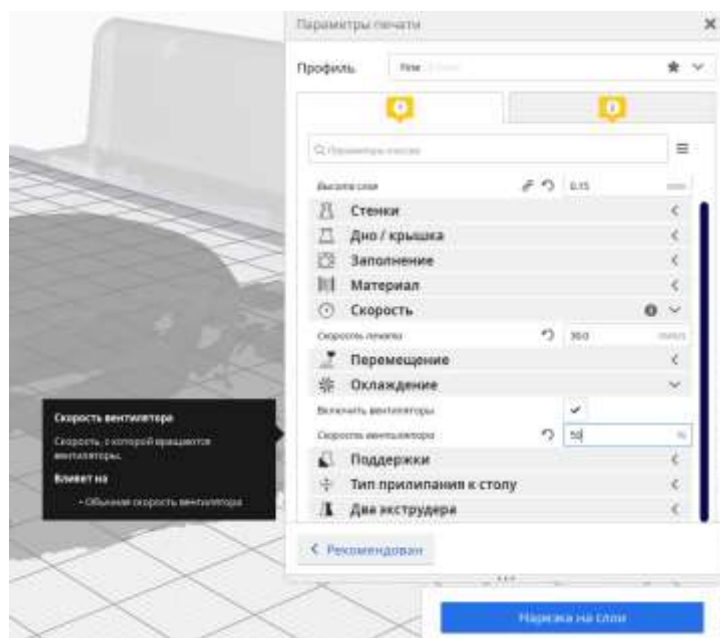


Рис.13 Налаштування принтеру (Охолодження шарів моделі за допомогою вентилятора. Потужність у відсотках)

Для охолодження своєї моделі була обрана швидкість вентилятора у 50% від можливої Рис13. Так як, виріб друкується низькоплавким полімерним пластиком, температура плавлення якого 60 градусів за Цельсієм, максимальна потужність вентилятора зовсім була не потрібна, а навіть могла б погіршити процес друку через різкий перепад температур.

### 3.4 Первинне заправлення філаменту в друкуючу голівку екструдера

Найважливіша частина FDM принтера. Від конструктивних особливостей друкувального блоку залежить продуктивність пристрою і якість готових виробів.

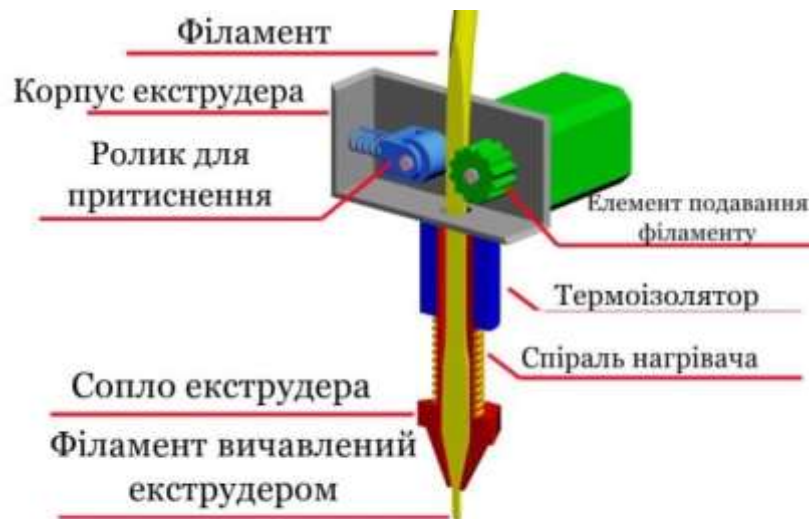


Рис.14 Первинне заправлення філаменту в екструдер

Матеріал (пластик у вигляді нитки або дроту) поступає у корпус екструдера, там нагрівається, плавиться і видавлюється через металеве сопло. Рис.14. Механізм, який забезпечує надходження філаменту в нагрівач, називається екструдер, а нагрівальний елемент з соплом хот-енд (від англійського hot-end - гарячий наконечник).

Полімерна нитка (або пруток) може бути товщі (діаметром 3 мм) або тонше (1,75 мм). Нитка подається в модуль друку за допомогою двигуна і системи валів і шестерень. Двигун оснащений контролером, який відповідає за безперервність і необхідну швидкість подачі нитки, а також забезпечує зворотний хід механізму при зміні матеріалу або переміщенні сопла.

Друкуюча головка нагрівається нерівномірно: температура екструдера нижче, ніж хот-енду. Для того, щоб плавлення нитки відбувалося в металевому соплі, а не в екструдері, який складається з пластикових деталей, застосовується примусове охолодження. Для цього використовують вентилятор малої потужності і спеціальні теплоізоляційні прокладки, які розміщують між екструдером і хот-ендом.

Пластик в друкувальному модулі розплавляється поступово. У момент подачі в екструдер він твердий, потім він проходить зону закривання і



розм'якшується і, нарешті, переходить в розплавлений стан і видавлюється через сопло. У моєму випадку була обрана температура сопла в 65 градусів за Цельсієм Рис.15, було встановлено що для матеріалу, що використовується, ця температура є оптимальною.

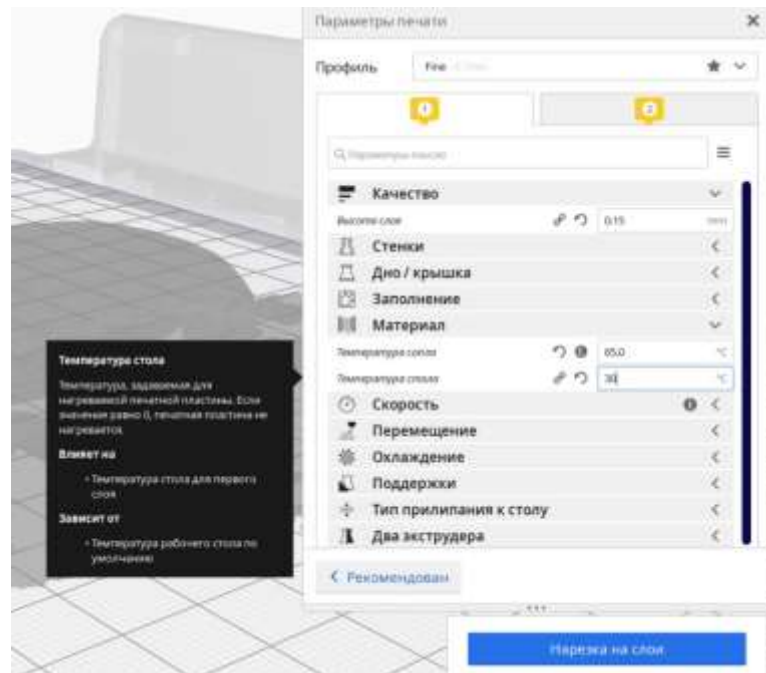


Рис. 15 Налаштування принтеру (Температура сопла та стола)

Діаметр отвору сопла - від 0,15 до 0,5 мм. Воно потребує регулярного очищення і заміни. Більшість виробників комплектують принтери соплами на різьбі, які легко знімаються і міняються.

У FDM-принтера може бути 1, 2 або 3 друкуючих головки. З їх допомогою можна вирощувати моделі різних кольорів або створювати вироби, що складаються з основного матеріалу і опорних елементів (елементів підтримки), які після охолодження моделі видаляються.

### 3.5 Калібрування робочої поверхні перед першим друком

Процес FDM друку практично не потребує контролю. Після того, як цифрова модель завантажена, вирощування виробу ведеться автоматично.

Досвідчені фахівці рекомендують відслідковувати нарощування тільки перших шарів деталі і момент схоплювання пластика з робочою поверхнею. Від того, наскільки надійно закріпляться найперші «ряди» філамента на робочому столику, залежить якість виробу (відповідність розмірам, точне повторення параметрів цифрової моделі).

Перед початком друку робочу поверхню калібрують. Для цього використовують спеціальні шаблони або аркуш звичайного паперу товщиною 100 мікрон. Тільки на вирівняному поверхні можна надрукувати якісний виріб Рис.16.



Рис.16 Калібрування принтеру перед початком друку

Сучасні моделі принтерів оснащені системою автоматичного калібрування (спеціальними сенсорами, що вимірюють кут нахилу робочої поверхні і відстань між соплом друкувального модуля і робочим столиком).

Зазор між соплом і робочою платформою не повинен бути занадто маленьким: в цьому випадку екструзії (видавлювання) пластика не відбудеться та друкування не почнеться.

Якщо відстань між соплом і робочою поверхнею буде великим, пластик не «склеїться» з платформою, і пристрій буде друкувати у повітрі, не створюючи виріб.

Чи не відкалібрована робоча поверхня призведе до поєднання цих двох дефектів, і полімерна заготовка буде безнадійно зіпсована.

## ВИСНОВКИ

Розробка технологій 3D-біопрентінгу, разом із синтезом відповідних інноваційних матеріалів, є перспективним науковим напрямком, що охоплює кілька дисциплін, зокрема фізику і медицину. Розробка біоматеріалів та біочорнил є актуальною тематикою багатьох нових публікацій у науковому світі, що підтверджує актуальність цього напрямку. Тканини, доставка ліків (в перспективі друк цілих органів), що виготовляються шляхом 3D-біопрентінга, в майбутньому зможуть стати альтернативою трансплантології та покращити біосумісність існуючих імплантатів.

Під час проходження практики були отримані знання та навички з основ 3D –друку та біодруку, отримано теоретичні відомості про створення скелетних конструкцій, що застосовуються в регенеративній медицині. За допомогою сучасного FDM принтера були відпрацьовані практичні навички з 3D друку.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. У. Калсум, П.Н. Нестеренко, Б. Паулло Поточне і майбутнє вплив 3D-друку на науки про поділ TrAC Trends Anal. Chem. (Посилання ред.), 105 (2018), стор. 492 - 502, 10.1016 / j.trac.2018.06.006
2. А. Аймар, А. Палермо, Б. Инноченти Роль 3D-друку в медицині: сучасний стан J. Healthc. Англ. , 2019 (2019), стор. 5340616, 10.1155 / 2019/5340616
3. М. А. Вудрафф, Д. В. Хутмахер Повернення забутого полімеру - полікапролактона в 21 столітті Прог. Polym. Sci. , 35 (2010), с. 1217 - 1256, 10.1016 / j.progpolymsci.2010.04.002
4. Х. Хуанг, С. Оїдзумі, Н. Кодзіма, Т. Нііно, Ю. Сакаї Посів клітин на основі зв'язування авідина і біотину і перфузійна культура клітин печінки в пористому каркасі з тривимірною взаємозалежною мережею проточних каналів Біоматеріали, 28 (2007), с. 3815 - 3823, 10.1016 / j.biomaterials.2007.05.004
5. Л. Є. Фрід, Дж. К. Маркіз, Р. Лангер, Г. Вуньяк-Новакович, Дж. Еммануаль Склад клітинно-полімерних хрящових імплантатів Biotechnol. Bioeng. , 43 (1994), стор. 605 - 614, 10.1002 / bit. 260430710
6. Т. Боланд, В. Вілсон, Т. Сюй Струменевий друк життєздатних клітин Патент США 051,654, переданий Університету Клеменсон (Клеменсон, Південна Кароліна), 30 травня. <https://patents.google.com/patent/US7051654B2/en> (2006 г.)
7. М. Грюн, К. Унгер, Л. Кох, А. Дейвік, Б. Чічков Дозування від піко до нанолітров натурального гідрогелю за допомогою лазерної біопечаті Біомед. Англ. Online, 10 (2011), с. 19, 10.1186 / 1475-925X-10-19
8. Е. Малікмамедов, Т.Є. Таніра, А. Кизилтал, В. Хасірджі, Н. Хасірджі Матеріали на основі PCL і PCL в біомедичних додатках Тейлор і Френсіс (2018), 10.1080 / 09205063.2017.1394711

9. О. Кулембье, П. Деги, Дж. Хедрик, П. Дюбуа Від контрольованої полімеризації з розкриттям кільця до біоразлагаемого алифатического полієфіру: особливо похідних полі (β-яблучної кислоти) Прог. Polym. Sci. , 31 (2006), стор. 723 - 747, 10.1016 / j.progpolymsci.2006.08.004
10. Ф. Мостафаві, Н. Гольшани Ебрахімі Фізичні характеристики та реологічні властивості сумішей поліуретан / полі (ε-капролактону), отриманих змішуванням розчину з використанням диметилацетамід J. Appl. Polym. Sci. , 125 (2012), стор. 4091 - 4099, 10.1002 / app.33947
11. С.-Н. Чен, ВВ-Н. Шю, Ж.-П. Чен, М.-Ю. чи Селективний спечений лазером каркас з полі-ε-капролактона, гібридизувати з гідрогелем колагену для інженерії хрящової тканини Біофабрикація, 6 (2014 року), стр. 15004, 10.1088 / 1758-5082 / 6/1/015004
12. Бичук, М.А. Плівкові матеріали із суміші біодеградіруємих полієфірів з антимікробної і протеолітичної активністю / М.А. Бичук, Н.Р. Кільдеева, Т.А. Чердинцева // Хіміко-фармацевтичний журнал. - 2014. - Т.48. - №.1. - С. 45-49.
13. М. Окада Хімічний синтез біоразлагающої полімерів Прог. Polym. Sci., 27 (2002), стор. 87-133, 10.1016 / S0079-6700 (01) 00039-9
14. Е. С. Ортега, А. Санс-Гарсія, А. Пернія-Еспіноза, К. Ескобедо-Лузея Ефективне виготовлення каркасів з полікапролактона для друку гібридних тканинних конструкцій Матеріали, 12 (2019), с. 1- 18, 10.3390 / ma12040613
15. Біоматеріали для струминного друку для тканинної інженерії: біопечать Int. Матер. Ред. , 59 (2014 року), стор. 430 - 448, 10.1179 / 1743280414Y.0000000040
16. О.С. Манукян, Н. Сардашті, Т. Стедман, К. Гайліунас, А. Оджа, А. Пеналоса, К. Манкузо, М. Хоберта, С. Г. Кумбарі RVT-Е. оф. Нараян (ред.), Біоматеріали для тканинної інженерії і регенеративної

- медицини, Elsevier, Oxford (2019), стор. 462 - 482, 10.1016 / B978-0-12-801238-3.64098-9
- 17.Р. Е. Кемерон, А. Камварі-Могхаддам Синтетичні біорезорбіруєміє полімери Woodhead Publishing Limited (2012), 10.1533 / 9780857096517.1.96
- 18.К. Филипчак, М. Возняк, П. уланського, Л. Олах, Г. Пшібітняк, Р. Ольковскі, М. Левандовська-Шуміель, Я. Росяк Біоматеріал полі (ε-капролактону), стерилізований електронно-променевим опроміненням Макромол. Biosci. - МАКРОМОЛ BIOSCI. , 6 (2006), стор. 261 - 273, 10.1002 / mabi.200500215
- 19.С.-Н. Чен, ВВ-Н. Шю, Ж.-П. Чен, М.-Ю. Чи Селективний спечений лазером каркас з полі-ε-капролактона, гібридизувати з гідрогелем колагену для інженерії хрящової тканини Біофабрикація, 6 (2014 року), стр. 15004, 10.1088 / 1758-5082 / 6/1/015004