

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ ЗАПОРІЗЬКА ПОЛІТЕХНІКА

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

ТУМАРЧЕНКО ЛАРИСА ОЛЕКСАНДРІВНА

УДК 621.791.92:67.02:678.5:615.471

ДИСЕРТАЦІЯ

ОПТИМІЗАЦІЯ ПРОЦЕСУ ВИГОТОВЛЕННЯ АНАТОМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ ДЛЯ
ОРТОПЕДИЧНОЇ ХІРУРГІЇ МЕТОДОМ ПОЩАРОВОГО НАПЛАВЛЕННЯ

Спеціальність 131 Прикладна механіка

Галузь знань 13 Механічна інженерія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

Л. О. Тумарченко

Науковий керівник

Вишнепольський Євген Валерійович, кандидат технічних наук, доцент

Запоріжжя – 2025

АНОТАЦІЯ

Тумарченко Л.О. Оптимізація процесу виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеня доктора філософії за спеціальністю 131 – Прикладна механіка. – Національний університет Запорізька політехніка, Запоріжжя, 2025.

На сучасному етапі розвитку прикладної механіки спостерігається активне впровадження адитивних технологій, зокрема у сфері біомеханіки, де зростає попит на персоналізовані рішення для моделювання клінічних ситуацій. Одним із перспективних напрямів є виготовлення анатомічних моделей, що використовуються для передопераційного планування, навчання хірургів, пацієнтської комунікації та тестування медичних технологій. Особливої актуальності використання таких моделей набуває в ортопедичній хірургії, де точне відтворення індивідуальної анатомії пацієнта є критичним чинником ефективності та безпеки хірургічного втручання.

Серед доступних методів адитивного виробництва особливу увагу привертає технологія пошарового наплавлення (Fused Deposition Modelling, FDM) завдяки своїй економічності, простоті й універсальності. Водночас важливим є врахування диференційованих вимог до анатомічних моделей залежно від характеру клінічного сценарію. Зокрема, у разі планових оперативних втручань пріоритет надається високій точності та якості виготовлення моделі, що необхідно для планування складних маніпуляцій, де важливими є навіть незначні геометричні відхилення. Натомість в екстрених випадках визначальним фактором стає мінімізація часу виготовлення для оперативного отримання загальної анатомічної орієнтації.

Окремим прикладом необхідності гнучкого управління параметрами процесу FDM є реалізація комбінованого підходу, за якого основна частина анатомічної моделі виготовляється із пріоритетом швидкості, тоді як критичні ділянки – з максимальною точністю. Особливо актуальним є питання вибору оптимальних параметрів процесу

FDM при виготовленні великогабаритних анатомічних об'єктів, таких як повномасштабна модель хребетного стовпа, тазові кістки, стегно, череп чи цілі суглобові комплекси, де час виготовлення може варіюватися в десятки разів.

Зазначені особливості клінічного застосування зумовлюють потребу в розробці адаптивних технологічних стратегій вибору параметрів процесу FDM та постдрукарської обробки з урахуванням конкретної клінічної задачі.

Попри значний науковий інтерес до дослідження параметрів процесу FDM, нині бракує системних методичних підходів, що узгоджували б клінічні вимоги з технічними характеристиками виробництва. Отже, дослідження, присвячене оптимізації процесу виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення для потреб ортопедичної хірургії, має високу наукову й практичну значущість. Його результати сприятимуть підвищенню якості медичних виробів та ефективнішому впровадженню адитивних технологій у клінічну практику.

В результаті виконання дисертаційної роботи було вирішено актуальну науково-прикладну задачу оптимізації процесу виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення з урахуванням клінічних вимог до точності, якості поверхні та часу виготовлення.

Метою роботи є розробка науково обґрунтованих технологічних рекомендацій з виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення, що забезпечують необхідний рівень точності, якості поверхні та швидкості виготовлення та механічних властивостей відповідно до клінічних вимог, шляхом експериментального дослідження та оптимізації ключових параметрів процесу FDM й термічної обробки.

Об'єктом дослідження є процес виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення.

Предметом дослідження є закономірності впливу параметрів процесу пошарового наплавлення та термічної обробки на функціональні характеристики анатомічних моделей.

Наукова новизна роботи полягає у встановленні комплексних закономірностей впливу параметрів процесу пошарового наплавлення і термічної обробки на функціональні характеристики анатомічних моделей для ортопедичної хірургії. При цьому:

1. Вперше встановлено комплексні закономірності впливу основних параметрів процесу FDM на розмірну точність, шорсткість поверхні, пористість та час виготовлення моделей з акрилонітрилбутадієнстиролу (ABS+), модифікованого поліетилентерефталату (CoPET) та поліаміду-6 (РА6, нейлону). Це дозволило провести оптимізацію параметрів процесу FDM відповідно до вимог, які висуваються до анатомічних моделей, які використовуються в ортопедичній хірургії.

2. Удосконалено уявлення про взаємозалежний вплив параметрів процесу FDM та термічної обробки на якість анатомічних моделей. Обґрунтовано необхідність урахування комплексної дії технологічних параметрів при проектуванні процесу виготовлення, що сприяє підвищенню ефективності використання анатомічних моделей у клінічній практиці ортопедичної хірургії.

3. Отримано подальший розвиток уявлення про оптимальні параметри процесу FDM, залежно від вибраного термопластичного матеріалу та вимог до моделі в конкретному клінічному сценарії. Це дозволило сформулювати обґрунтовані технологічні рекомендації щодо підбору матеріалу, параметрів процесу FDM та термічної обробки анатомічних моделей для різних етапів хірургічного планування та навчання.

Практичне значення одержаних результатів полягає в розроблених науково обґрунтованих технологічних рекомендаціях, спрямованих на забезпечення показників якості анатомічних моделей для ортопедичної хірургії відповідно до клінічних вимог щодо точності, шорсткості, пористості та часу виготовлення. Побудовані математичні моделі дають змогу прогнозувати якісні характеристики моделей (пористість, шорсткість, розмірна точність, тривалість друку) залежно від параметрів процесу FDM, що забезпечує обґрунтований вибір параметрів на етапі планування виготовлення анатомічних виробів у медичній практиці. Застосування результатів роботи сприяє підвищенню технологічної керованості процесу, зменшенню витрат часу та забезпеченню

стабільної якості моделей для передопераційного планування та хірургічного навчання.

У першому розділі обґрунтовано актуальність використання анатомічних моделей у хірургічній практиці, визначено вимоги до їх точності, якості поверхні, термінів виготовлення та функціональності. Проведено аналіз сучасних адитивних технологій і підтверджено доцільність застосування FDM для клінічних завдань, особливо в ортопедії. Окреслено перспективні напрямки досліджень, пов'язані з термопластичними матеріалами та впливом параметрів процесу FDM на якість виробів. Узагальнено наявні методи постдрукерської обробки моделей, зокрема механічну, термічну та хімічну, які застосовуються для покращення характеристик FDM-виробів і адаптації їх до клінічних потреб.

У другому розділі розроблено методологію дослідження якості анатомічних моделей, виготовлених методом FDM. Обґрунтовано систему кількісних показників якості та обрано експериментальні методи. Описано застосовані методики досліджень. Описано застосовані методики оптимізації параметрів процесу FDM.

У третьому розділі наведено результати аналізу впливу параметрів процесу FDM на характеристики анатомічних моделей. Отримано математичні моделі впливу параметрів FDM друку на точність, шорсткість, пористість та тривалості виготовлення з урахуванням значущих взаємодій для досліджених матеріалів. Встановлено ключові фактори впливу для кожної з характеристик. Показано значущість синергетичних ефектів при зміні параметрів процесу. Досліджено вплив термічної обробки на механічні властивості моделей із поліаміду. Встановлено закономірності зміни показників міцності та пластичності залежно від температурних режимів, часу термічної обробки та типу охолодження, що дозволяє адаптувати процес постдрукерської обробки під конкретні клінічні вимоги до функціональності анатомічних моделей.

У четвертому розділі виконано комплексну оптимізацію параметрів FDM для двох клінічних сценаріїв: екстреного (пріоритет – швидкість виготовлення) та планового (пріоритет – точність). Отримано оптимальні параметри процесу, які

забезпечують відповідність встановленим межам розмірних відхилень, шорсткості та часу виготовлення. На основі результатів сформульовано практичні рекомендації щодо вибору матеріалу та налаштувань процесу FDM відповідно до клінічного запиту. Проведено валідацію результатів на прикладі виготовлення анатомічних моделей хребця L4, що підтвердила ефективність розробленого підходу. Застосування оптимізованих параметрів дозволило досягти як мінімального часу виготовлення за умови прийнятної якості, так і високої точності з відповідним збільшенням тривалості процесу, що засвідчує можливість адаптації налаштувань FDM до конкретних клінічних або виробничих потреб.

Таким чином, у дисертації сформовано науково-прикладні засади вдосконалення технології виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення. Запропоновані рішення сприяють підвищенню ефективності хірургічного планування, стандартизації процесу FDM в клінічній практиці та розвитку біомедичних застосувань у галузі прикладної механіки.

Ключові слова: адитивне виробництво, пошарове наплавлення, FDM, 3D-друк, анатомічна модель, точність, шорсткість, час виготовлення, термічна обробка, механічні властивості, регресійна модель, оптимізація, верифікація, валідація, технологічні рекомендації.

ABSTRACT

Tumarchenko L. Optimization of the Fused Deposition Modeling process for fabricating anatomical models for orthopedic surgery. – Qualification scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in Applied Mechanics (131). National University “Zaporizhzhia Polytechnic”, Zaporizhzhia, 2025.

At the current stage of development in applied mechanics, there is a growing integration of additive manufacturing technologies, particularly in the field of biomechanics, where

the demand for personalized solutions for clinical scenario modeling is steadily increasing. One of the promising areas is the fabrication of anatomical models used for preoperative planning, surgical training, patient communication and the testing of medical technologies. The use of anatomical models is especially important in orthopedics, where accurate replication of a patient's individual anatomy is crucial to ensuring the effectiveness and safety of surgical interventions.

Among the available additive manufacturing methods, Fused Deposition Modelling (FDM) has attracted considerable attention due to its cost-effectiveness, simplicity and versatility. At the same time, it is essential to consider the differentiated requirements for anatomical models depending on the clinical scenario. Specifically, in planned surgical interventions, priority is given to high accuracy and model quality, which are critical for detailed planning of complex procedures, where even minor geometric deviations can be significant. Conversely, in emergency cases, the decisive factor is the minimization of fabrication time to promptly obtain a general anatomical reference.

A distinct example of the need for flexible control over FDM process parameters is the implementation of a combined approach, in which the main part of the anatomical model is produced with a focus on speed, while critical areas are fabricated with maximum precision. The challenge of selecting optimal FDM process parameters becomes particularly relevant when manufacturing large-scale anatomical structures, such as full-scale spinal models, pelvic bones, femurs, skulls or complete joint complexes, where the fabrication time may vary by an order of magnitude.

The outlined features of clinical application necessitate the development of adaptive technological strategies for selecting FDM process parameters and post-processing techniques, taking into account the specific clinical requirements.

Despite the growing scientific interest in studying FDM process parameters, there is currently a lack of systematic methodological approaches that align clinical requirements with the technical characteristics of production. Therefore, research aimed at optimizing the fabrication process of anatomical models using FDM for orthopedic surgery is of high scientific

and practical relevance. Its results will contribute to improving the quality of medical devices and facilitating the effective integration of additive technologies into clinical practice.

As a result of the dissertation research, a relevant scientific and applied problem was solved – namely, the optimization of the process for manufacturing anatomical models for orthopedic surgery using the Fused Deposition Modelling (FDM) method, taking into account clinical requirements for dimensional accuracy, surface quality and production time.

The aim of the study is to develop scientifically grounded technological recommendations for the production of anatomical models for orthopedic surgery by means of FDM, ensuring the required levels of dimensional accuracy, surface quality, fabrication speed and mechanical properties in accordance with clinical demands, through experimental investigation and optimization of key FDM process parameters and thermal post-processing.

The object of the study is the process of manufacturing anatomical models using the Fused Deposition Modelling method.

The subject of the research is the patterns of influence of printing process parameters and heat treatment conditions on the functional characteristics of anatomical models.

The scientific novelty of the research lies in establishing comprehensive patterns of the influence of Fused Deposition Modelling (FDM) process parameters and thermal treatment on the functional characteristics of anatomical models for orthopedic surgery. In particular:

1. For the first time, comprehensive patterns of the influence of key FDM parameters on dimensional accuracy, surface roughness, porosity, and fabrication time of models made from acrylonitrile butadiene styrene (ABS+), modified polyethylene terephthalate (CoPET), and polyamide-6 (PA6, nylon) have been identified. This enabled the optimization of FDM parameters according to the specific requirements of anatomical models used in orthopedic surgery.

2. The understanding of the interdependent effects of FDM process parameters and thermal treatment on the quality of anatomical models has been enhanced. The necessity of considering the combined impact of technological parameters during process planning has

been substantiated, which contributes to improving the clinical effectiveness of anatomical models in orthopedic surgical practice.

3. The understanding of optimal FDM process parameters has been further developed depending on the selected thermoplastic material and the specific clinical requirements for the model. This made it possible to formulate well-founded technological recommendations for the selection of materials, FDM parameters, and thermal treatment methods for anatomical models used at various stages of surgical planning and medical training.

The practical significance of the obtained results lies in the development of scientifically grounded technological recommendations aimed at ensuring the quality indicators of anatomical models for orthopedic surgery in accordance with clinical requirements regarding dimensional accuracy, surface roughness, porosity, and production time. The constructed mathematical models enable the prediction of quality characteristics of the models (porosity, roughness, dimensional accuracy, and printing time) depending on the FDM process parameters. This provides a rationale for selecting appropriate parameters at the planning stage of anatomical model fabrication for medical applications. The implementation of the research outcomes contributes to enhanced technological control over the process, reduction of production time, and consistent quality of models used for preoperative planning and surgical training.

Chapter One substantiates the relevance of using anatomical models in surgical practice and defines the clinical requirements for their accuracy, surface quality, production time, and functionality. An overview of modern additive manufacturing technologies is provided, with particular emphasis on the applicability of FDM for clinical tasks, especially in orthopedics. Promising research directions are outlined, focusing on thermoplastic materials and the influence of FDM process parameters on product quality. Existing methods of post-processing – including mechanical, thermal, and chemical treatments – are summarized as tools for improving the properties of FDM-produced parts and adapting them to clinical needs.

Chapter Two presents the methodology for assessing the quality of anatomical models fabricated using the FDM method. A system of quantitative quality indicators is substantiated,

and the experimental methods are selected accordingly. The applied research procedures are described, along with the optimization techniques used to determine suitable FDM process parameters.

Chapter Three provides the results of the analysis of the influence of FDM process parameters on the characteristics of anatomical models. Mathematical models were developed to describe the relationships between FDM parameters and dimensional accuracy, surface roughness, porosity, and fabrication time, taking into account significant interaction effects for the studied materials. Key influencing factors were identified for each quality characteristic. The significance of synergistic effects resulting from process parameter variation was demonstrated. Additionally, the effect of thermal post-processing on the mechanical properties of polyamide-based models was investigated. Patterns in the variation of strength and ductility were established depending on temperature regimes, duration of thermal exposure, and cooling method, enabling the adaptation of post-processing strategies to meet specific clinical requirements for anatomical model functionality.

Chapter Four presents a comprehensive optimization of FDM parameters for two clinical scenarios: emergency (priority – production speed) and elective (priority – accuracy). Optimal process settings were determined that ensure compliance with the specified limits for dimensional deviation, surface roughness, and fabrication time. Based on the results, practical recommendations were formulated for the selection of materials and FDM process settings tailored to specific clinical requirements. Validation of the results was carried out through the fabrication of anatomical models of the L4 vertebra, which confirmed the effectiveness of the developed approach. The use of optimized parameters made it possible to achieve either minimal fabrication time with acceptable quality or high dimensional accuracy with a corresponding increase in production duration, demonstrating the adaptability of FDM settings to specific clinical or manufacturing needs.

Thus, the dissertation establishes scientific and applied foundations for improving the technology of anatomical model fabrication using Fused Deposition Modelling. The proposed solutions contribute to enhancing the efficiency of surgical planning, standardizing the FDM

process in clinical practice, and advancing biomedical applications within the field of applied mechanics.

Keywords: additive manufacturing, fused deposition modelling, FDM, 3D printing, anatomical model, accuracy, surface roughness, fabrication time, thermal treatment, mechanical properties, regression model, optimization, verification, validation, technological recommendations.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Tumarchenko, L., Vyshnepolskyi, Y., & Pavlenko, D. (2025). Effect of heat treatment on the mechanical properties of nylon parts in additive manufacturing. *Naukovyi Visnyk Natsionalnoho Hirnychoho Universytetu*, 2, 121–128. <https://doi.org/10.33271/nvngu/2025-2/121>
2. Тумарченко, Л., & Вишнепольський, Є. (2024). Забезпечення якості деталей з Nylon отриманих моделюванням методом наплавлення. *Нові матеріали і технології в металургії та машинобудуванні*, 3, 39–47. <https://doi.org/10.15588/1607-6885-2024-3-6>
3. Тумарченко, Л., & Вишнепольський, Є. (2024). Оцінка впливу параметрів процесу Fused Deposition Modelling на пористість надрукованих деталей. *Mechanics and Advanced Technologies*, 8(3(102)), 302–309. [https://doi.org/10.20535/2521-1943.2024.8.3\(102\).311016](https://doi.org/10.20535/2521-1943.2024.8.3(102).311016)
4. Тумарченко, Л., & Вишнепольський, Є. (2023). Вплив режимних параметрів моделювання методом наплавлення на час виготовлення деталей БПЛА. *Нові матеріали і технології в металургії та машинобудуванні*, 4, 25–31. <https://doi.org/10.15588/1607-6885-2023-4-4>

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ	15
ВСТУП	17
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ВИРОБНИЦТВА АНАТОМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ	23
1.1 Галузі застосування та вимоги до анатомічних моделей	24
1.2 Технології виробництва анатомічних моделей в ортопедичній хірургії	31
1.3 Сучасний стан технології FDM і аналіз факторів, що впливають на якість виробів	36
1.3.1 Вплив параметрів процесу FDM на точність та шорсткість виробів	40
1.3.2 Вплив параметрів процесу FDM на пористість виробів	43
1.3.3 Вплив параметрів процесу FDM на час 3D-друку	44
1.4 Особливості використання термопластичних матеріалів для виготовлення анатомічних моделей методом FDM.....	45
1.5 Методи постдрукарської обробки моделей для забезпечення їх якості	46
1.6 Мета та завдання дослідження	49
1.7 Висновки до розділу 1	50
РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ	52
2.1 Методика виготовлення виробів методом FDM.....	52
2.2 Планування експериментів та обробка результатів	54
2.2.1 Формування факторних планів експериментів.....	54
2.2.2 Перетворення коефіцієнтів регресійних рівнянь у натуральні значення	55
2.2.3 Оцінка адекватності регресійних моделей.....	56
2.3 Методики дослідження якості виробів	57
2.3.1 Шорсткість поверхні.....	57
2.3.2 Механічні властивості виробів	58
2.3.3 Оцінка точності виробів	58
2.3.4 Пористість виробів	59
2.4 Методика термічної обробки	60

	13
2.5 Методика проведення оптимізації параметрів процесу FDM.....	60
2.6 Висновки до розділу 2	61
РОЗДІЛ 3 ВПЛИВ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ FDM ТА ТЕРМІЧНОЇ ОБРОБКИ НА ЯКІСТЬ ВИРОБІВ З ТЕРМОПЛАСТИЧНИХ МАТЕРІАЛІВ	62
3.1 Закономірності формування якості виробів з поліаміду-6.....	63
3.1.1 Вплив параметрів процесу FDM на час 3D-друку	64
3.1.2 Вплив параметрів процесу FDM на шорсткість поверхонь виробів	71
3.1.3 Вплив параметрів процесу FDM на точність виробів.....	81
3.1.3.1 Точність в напрямку осі «Y»	81
3.1.3.2 Точність в напрямку осі «X»	93
3.1.3.3 Точність в напрямку осі «Z».....	99
3.2 Закономірності формування якості виробів з CoPET	106
3.2.1 Вплив параметрів процесу FDM на точність виробів.....	106
3.2.1.1 Точність в напрямку осі «Y»	106
3.2.1.2 Точність в напрямку осі «X»	115
3.2.1.3 Точність в напрямку осі «Z».....	124
3.2.2 Вплив параметрів процесу FDM на шорсткість поверхонь виробів	132
3.3 Вплив параметрів процесу FDM на пористість виробів.....	139
3.4 Вплив термічної обробки на механічні властивості виробів з поліаміду-6.....	149
3.5 Висновки до розділу 3	157
РОЗДІЛ 4 ОПТИМІЗАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ FDM ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ АНАТОМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ.....	160
4.1 Оптимізація параметрів процесу FDM за критерієм часу 3D-друку.....	160
4.2 Оптимізація параметрів процесу FDM за критерієм точності	166
4.3 Технологічні рекомендації щодо вибору параметрів процесу FDM.....	169
4.4 Валідація регресійних моделей на прикладі виготовлення анатомічної моделі хребця L4	171
4.5 Висновки до розділу 4	175
ВИСНОВКИ	176

	14
ДЖЕРЕЛА.....	178
ДОДАТОК А ДВОРІВНЕВИЙ ФАКТОРНИЙ ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ 2^{10-5} I ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЙ ВІДГУКУ	190
ДОДАТОК Б ДВОРІВНЕВИЙ ФАКТОРНИЙ ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТИПУ 2^{10-5} I ФУНКЦІЇ ВІДГУКУ	191
ДОДАТОК В ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЇ ВІДГУКУ	192
ДОДАТОК Г ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЇ ВІДГУКУ	193
ДОДАТОК Д ПАРАМЕТРИ ТЕРМООБРОБКИ ТА ОТРИМАНІ ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЙ ВІДГУКУ	194
ДОДАТОК Е ЕКСПЕРТНИЙ ВИСНОВОК ЩОДО РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЙНОГО ДСОЛІДЖЕННЯ	195
ДОДАТОК Є АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ В НАВЧАЛЬНИЙ ПРОЦЕС.....	197

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

FDM – Fused Deposition Modeling, моделювання методом пошарового наплавлення

ABS – акрилонітрил-бутадієн-стирол

CoPET – поліетилентерефталат співполімер

PA – поліамід

PLA – полімолочна кислота

PETG – глікольмодифікований поліетилентерефталат

SLSQP – Sequential Least Squares Quadratic Programming, метод послідовного квадратичного програмування

DE – диференційна еволюція

КТ – комп'ютерна томографія

MPT – магнітно-резонансна томографія

CAD – Computer-Aided Design, автоматизоване проектування

ВХП – віртуальне хірургічне планування

AB – адитивне виробництво

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine, цифрові зображення та комунікації в медицині

STL – формат стереолітографії для збереження тривимірних моделей у вигляді трикутних поверхонь

SLA – Stereolithography, стереолітографія (технологія 3D-друку)

DLP – Digital Light Processing, обробка цифровим світлом

SLS – Selective Laser Sintering, селективне лазерне спікання

PEEK – полиферефталон етиленовий ефір-кетон

DMLS – Direct Metal Laser Sintering, пряме лазерне спікання металу

SDL – Selective Deposition Lamination, селективна ламінація нанесенням

EBM – Electron Beam Melting, електронно-променеве плавлення

LH – висота шару

PS – швидкість друку

IP – схема заповнення

ID – щільність заповнення

EM – екструзійний множник

ET – температура екструзії

BT – температура платформи

DSW – ширина укладання нитки

NS – кількість стінок

NTB – кількість суцільних верхніх та нижніх шарів

ВСТУП

Актуальність роботи. Сучасний етап розвитку механічної інженерії характеризується широким впровадженням адитивних технологій, зокрема у галузі біомеханіки, де зростає потреба в індивідуалізованих рішеннях для моделювання клінічних ситуацій. Одним із прикладних напрямів є виготовлення анатомічних моделей, що використовуються для передопераційного планування, хірургічного тренінгу, комунікації з пацієнтами та апробації медичних технологій. Особливої актуальності це питання набуває в ортопедичній хірургії, де високоточні анатомічні моделі дозволяють відтворити індивідуальні анатомічні особливості пацієнтів, оптимізувати хірургічні втручання та підвищити їх безпеку.

Моделювання методом пошарового наплавлення (Fused Deposition Modelling, FDM), як один із найбільш доступних, гнучких і економічно доцільних методів адитивного виробництва, активно впроваджується у створення медичних моделей. Однак, незважаючи на широке поширення FDM, його застосування в клінічно орієнтованих задачах стикається з низкою проблем: варіативність якості продукції, недостатня точність відтворення, наявність шорсткості, а також потреба у додатковій обробці для досягнення відповідності клінічним стандартам.

Важливим аспектом є урахування різноспрямованих вимог до анатомічних моделей, що зумовлюються специфікою клінічної ситуації. Так, під час планових оперативних втручань перевага надається високій точності виготовлення моделі, необхідній для детального планування складних хірургічних маніпуляцій, де критичне значення мають навіть мінімальні геометричні відхилення. Натомість у невідкладних випадках ключовим чинником стає максимальне скорочення часу виготовлення з метою швидкого отримання орієнтовного уявлення про анатомічну структуру.

Потреба в гнучкому налаштуванні параметрів процесу FDM особливо виражена при використанні комбінованих підходів: коли базові елементи моделі виготовляються у прискореному режимі, а критично важливі зони – з пріоритетом максимальної

точності. Актуальність задачі вибору параметрів зростає при виготовленні великогабаритних анатомічних об'єктів, таких як повномасштабна модель хребетного стовпа, тазові кістки, стегно, череп або суглобові комплекси, для яких час виготовлення може коливатися у межах кількох десятків разів залежно від налаштувань процесу.

Зазначені вимоги обумовлюють необхідність розроблення адаптивних технологічних стратегій для налаштування параметрів процесу FDM та відповідної постдрукерської обробки з урахуванням конкретних клінічних завдань.

Попри активний розвиток досліджень у галузі FDM, нині бракує комплексних науково обґрунтованих рекомендацій, які б поєднували клінічні вимоги до анатомічних моделей з технічними можливостями адитивного виробництва. Відсутність системного підходу до встановлення оптимальних параметрів процесу FDM та постдрукерської обробки з урахуванням таких ключових характеристик, як точність, шорсткість, тривалість виготовлення і механічні властивості, актуалізує необхідність створення математичних моделей та реалізації комплексної оптимізації процесу.

Таким чином, дослідження, спрямоване на оптимізацію процесу виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення для потреб ортопедичної хірургії, є актуальним як з наукової, так і з практичної точки зору. Його результати дозволять підвищити якість медичних виробів, адаптувати адитивне виробництво до клінічних задач і сприятимуть розвитку прикладної механіки в контексті біомедичних застосувань.

Мета і завдання дослідження. Метою роботи є розробка науково обґрунтованих технологічних рекомендацій з виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення, що забезпечують необхідний рівень точності, якості поверхні, швидкості виготовлення та механічних характеристик відповідно до клінічних вимог, шляхом експериментального дослідження та оптимізації ключових параметрів процесу FDM й термічної обробки.

Об'єктом дослідження є процес виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення.

Предметом дослідження є закономірності впливу параметрів процесу пошарового наплавлення та термічної обробки на функціональні характеристики анатомічних моделей.

Для досягнення поставленої мети були визначені такі завдання:

1. Провести аналіз сучасного стану виробництва анатомічних моделей для медичних застосувань та визначити основні вимоги до них з урахуванням клінічної практики в ортопедичній хірургії.

2. Систематизувати наявні технологічні підходи до FDM та обґрунтувати доцільність їх застосування для виготовлення анатомічних моделей, що відповідають вимогам ортопедичної хірургії.

3. Дослідити вплив основних параметрів процесу FDM на якість моделей, зокрема точність, шорсткість поверхні, пористість і час виготовлення.

4. Розробити математичні моделі, що описують взаємозв'язки між параметрами процесу FDM та характеристиками готових моделей.

5. Встановити закономірності впливу параметрів термічної обробки (температури, тривалості, типу охолодження) на міцність та пластичність моделей.

6. Провести оптимізацію параметрів процесу FDM, спрямовану на досягнення необхідних показників якості.

7. Сформулювати технологічні рекомендації з вибору матеріалів, параметрів процесу FDM та термічної обробки для виготовлення анатомічних моделей відповідно до специфічних клінічних вимог ортопедичної хірургії.

Методи дослідження. У роботі застосовано комплексний підхід, що включає експериментальні, статистичні та чисельні методи дослідження. Оптимізація параметрів процесу виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення здійснювалась на основі факторних планів експериментів. Вивчення впливу технологічних параметрів та термічної обробки проводилося шляхом оцінки точності, шорсткості поверхні, пористості та механічних властивостей зразків.

Обробка результатів здійснювалася з використанням регресійного і дисперсійного аналізів у програмному комплексі STATISTICA. Для пошуку оптимальних параметрів процесу застосовувались методи математичної оптимізації, зокрема послідовне квадратичне програмування (SLSQP) та диференційна еволюція (DE). Взаємозв'язки між параметрами процесу та характеристиками анатомічних моделей описано за допомогою багатофакторних математичних моделей, результати яких було експериментально верифіковано та валідовано.

Наукова новизна роботи полягає у встановленні комплексних закономірностей впливу параметрів процесу пошарового наплавлення і термічної обробки на функціональні характеристики анатомічних моделей для ортопедичної хірургії. При цьому:

1. Вперше встановлено комплексні закономірності впливу основних параметрів процесу FDM на розмірну точність, шорсткість поверхні, пористість та час виготовлення моделей з акрилонітрилбутадієнстиролу (ABS+), модифікованого поліетилен-терефталату (CoPET) та поліаміду-6 (РА6, нейлону). Це дозволило провести оптимізацію параметрів процесу FDM відповідно до вимог, які висуваються до анатомічних моделей, які використовуються в ортопедичній хірургії.

2. Удосконалено уявлення про взаємозалежний вплив параметрів процесу FDM та термічної обробки на якість анатомічних моделей. Обґрунтовано необхідність урахування комплексної дії технологічних параметрів при проєктуванні процесу виготовлення, що сприяє підвищенню ефективності використання анатомічних моделей у клінічній практиці ортопедичної хірургії.

3. Отримано подальший розвиток уявлення про оптимальні параметри процесу FDM, залежно від вибраного термопластичного матеріалу та вимог до моделі в конкретному клінічному сценарії. Це дозволило сформулювати обґрунтовані технологічні рекомендації щодо підбору матеріалу, параметрів процесу FDM та термічної обробки анатомічних моделей для різних етапів хірургічного планування та навчання.

Практичне значення одержаних результатів полягає в розроблених науково обґрунтованих технологічних рекомендацій, спрямованих на забезпечення показників

якості анатомічних моделей для ортопедичної хірургії відповідно до клінічних вимог щодо точності, шорсткості, пористості та часу виготовлення. Побудовані математичні моделі дають змогу прогнозувати якісні характеристики моделей (пористість, шорсткість, розмірна точність, тривалість друку) залежно від параметрів процесу FDM, що забезпечує обґрунтований вибір параметрів на етапі планування виготовлення анатомічних виробів у медичній практиці. Застосування результатів роботи сприяє підвищенню технологічної керованості процесу, зменшенню витрат часу та забезпеченню стабільної якості моделей для передопераційного планування та хірургічного навчання.

Особистий внесок здобувача. Усі наукові положення, результати досліджень, висновки та рекомендації, викладені в дисертаційній роботі, отримані особисто здобувачем. Самостійно сформульовано мету та завдання дослідження, виконано огляд і аналіз наукових джерел щодо застосування технології FDM у виготовленні анатомічних моделей. Здобувачем розроблено план експериментальних досліджень, здійснено виготовлення зразків із різних термопластичних матеріалів методом пошарового наплавлення, проведено вимірювання та обробку експериментальних даних.

Особисто побудовано регресійні моделі, виконано статистичний аналіз впливу параметрів процесу FDM та термічної обробки на точність, шорсткість, пористість, час виготовлення та механічні характеристики моделей. Здобувачем реалізовано процедури оптимізації з використанням методів SLSQP і диференційної еволюції. На основі результатів сформульовано технологічні рекомендації щодо вибору параметрів процесу FDM та термічної обробки для забезпечення клінічно релевантної якості анатомічних моделей.

Апробація результатів дисертації. Результати наукових досліджень доповідались на Всеукраїнській науково-технічній конференції студентів, аспірантів і молодих учених з міжнародною участю «Молодь в авіації: нові рішення та перспективні технології» (Запоріжжя, 21-22 листопада 2024р.); VI міжнародному науковому конгресі «Society of ambient intelligence 2023» (20-25 листопада 2023 р.); IEEE 10th International

Conference «Nanomaterials: Applications & Properties» (09-13 листопада 2020 р); the International Scientific and Technical Conference “Integrated Computer Technologies in Mechanical Engineering”—Synergetic Engineering (18-20 листопада 2022 р.).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 6 наукових праць: 4 статей у фахових виданнях України, з яких 1 стаття у виданні, яке включене до міжнародної наукометричної бази даних SCOPUS; 2 тез доповідей на міжнародних наукових конференціях.

Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, 4 розділів, загальних висновків, списку використаних літературних джерел та 7 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 197 сторінок, у тому числі основного тексту дисертації 163 сторінки, 67 рисунків, 39 таблиць, 7 додатків і список використаних джерел із 92 бібліографічних найменувань.

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ВИРОБНИЦТВА АНАТОМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ

На сучасному етапі розвитку медичної галузі анатомічні моделі займають важливе місце у передопераційному плануванні, навчанні медичних працівників, інтраопераційному супроводі та комунікації з пацієнтами. Їх використання сприяє підвищенню точності та безпеки хірургічних втручань, забезпечує ефективне відпрацювання хірургічних технік та сприяє персоналізації підходів у лікуванні пацієнтів. Зростання потреби у високоякісних анатомічних моделях зумовлює необхідність дослідження технологій їх виготовлення та удосконалення відповідних процесів.

Однією з найбільш перспективних технологій створення анатомічних моделей є моделювання методом пошарового наплавлення. Доступність даної технології, можливість виготовлення об'єктів складної геометрії та відносно низька собівартість виробництва зумовлюють її широке застосування для медичних потреб, зокрема в ортопедичній хірургії. Разом із тим, актуальним залишається питання забезпечення відповідності характеристик надрукованих моделей клінічним вимогам, зокрема за показниками точності, міцності, шорсткості поверхні та часу виготовлення.

Сучасні дослідження у сфері FDM спрямовані на вивчення закономірностей впливу параметрів процесу на якість моделей, розроблення оптимізаційних підходів до вибору параметрів процесу FDM та постдрукарської обробки. Зокрема, значна увага приділяється вивченню впливу висоти шару, швидкості друку, густини заповнення, температури екструзії та постдрукарської обробки на кінцеві властивості виробів.

З огляду на викладене, розділ присвячено систематизації сучасного стану досліджень і технологій у сфері виготовлення анатомічних моделей, аналізу основних вимог до якості моделей для ортопедичної хірургії, виявленню основних проблем і протиріч у технологічних процесах, а також окресленню шляхів їх подолання для забезпечення показників якості анатомічних моделей.

1.1 Галузі застосування та вимоги до анатомічних моделей

Анатомічні моделі використовуються в медичній практиці в багатьох сферах (рис. 1.1). Серед найважливіших варто згадати перед- та інтраопераційну підтримку, а саме можливість виконання хірургічної процедури в контрольованих умовах. Крім того, анатомічні моделі є чудовим інструментом для навчання хірургічним процедурам або вивчення конкретних видів патологій на рівні освіти пацієнтів та їхніх родин, а також на рівні менш досвідчених стажерів та студентів-медиків.

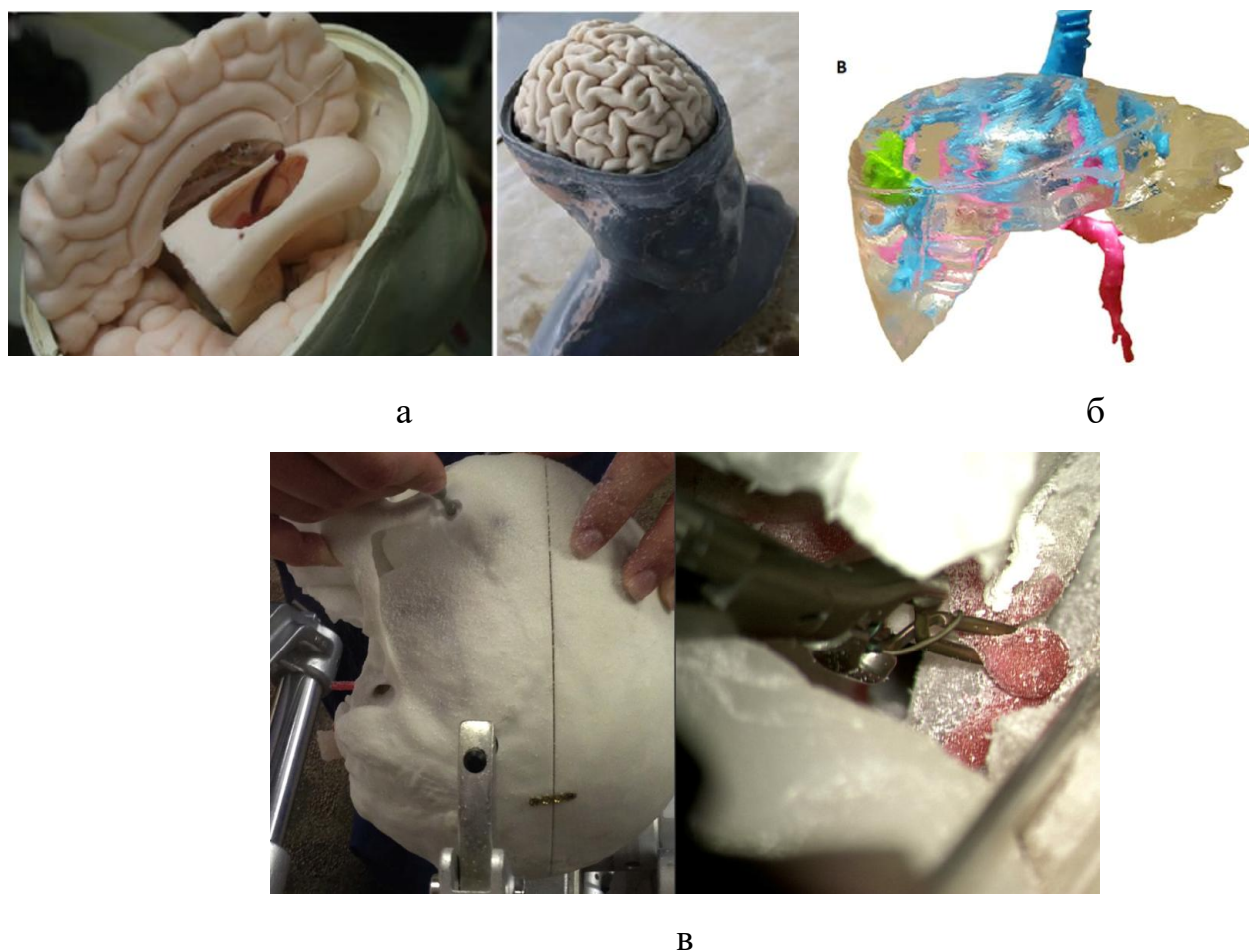


Рисунок 1.1 – Приклади застосування анатомічних моделей у медицині:(а) симулятор хірургічного втручання при ендоскопічній вентрикулостомії [1]; (б) модель для передопераційного планування резекції печінки [2]; (в) моделювання хірургічного втручання на черепі [3]

Основні напрями застосування анатомічних моделей охоплюють чотири сфери: освітню діяльність, передопераційне планування, імітацію хірургічних втручань та хірургічну підготовку [4]. Додатково моделі використовуються як елементи навігації або хірургічні інструменти. Основна функціональність моделей орієнтована на задоволення медичних потреб, проте у випадках, коли випробування не супроводжуються руйнуванням моделі, її можливо використовувати повторно, наприклад, у навчальних цілях.

Освітнє використання анатомічних моделей охоплює широкий спектр користувачів, включаючи лікарів з різним рівнем професійного досвіду, фізіотерапевтів, стоматологів, а також пацієнтів та членів їхніх родин. Анатомічні моделі також використовується для навчання студентів і під час навчальних курсів для лікарів-спеціалістів. Через відсутність тренажерів, які зазвичай призначені для сучасних інструментів для хірургії шийного відділу хребта, W. Clifton та ін. [5] розробили тренажер, який дозволяє вручну встановлювати гвинти у відділі C2 (рис. 1.2). Використання 3D-друку дозволило не лише створити хребці, що потребують хірургічного втручання, але й, завдяки особливостям технології, отримати кортикоканцелярський інтерфейс.

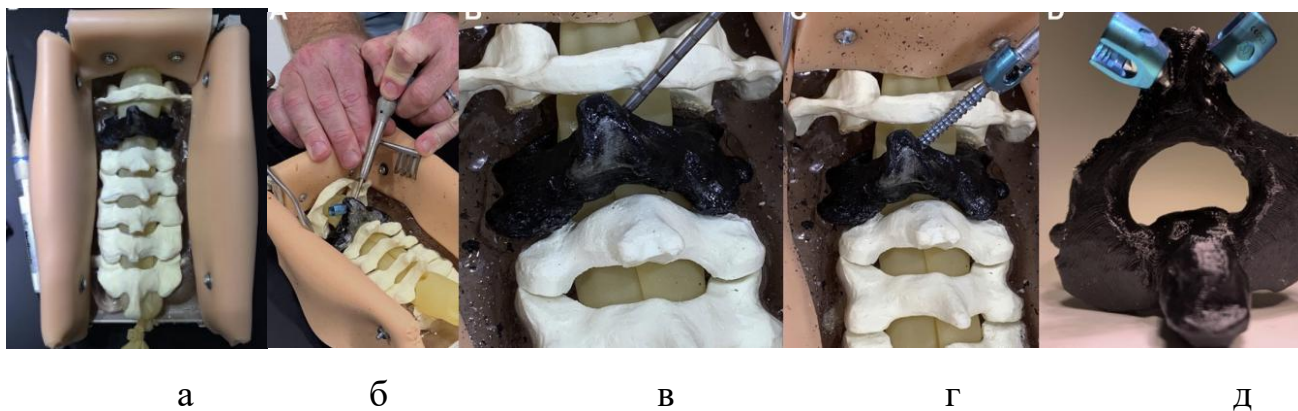


Рисунок 1.2 – Встановлення гвинтів у 3D-модель хребця C2: (а) симулятор із моделлю хребця C2 у балістичному гелі; (б) свердління стартових точок; (в) зондування й нарізання різьби; (г) встановлення гвинта; (д) завершене двостороннє встановлення ламінарних гвинтів [5]

Основною метою використання моделей у навчанні є достовірне відтворення взаємозв'язків між анатомічними структурами та патологічними змінами, а також демонстрація можливих результатів запланованого хірургічного втручання. У цьому контексті особливо важливими є точність форми та розмірів моделей, зокрема на рівні просторового розташування окремих елементів. Імітація фізико-механічних властивостей тканин для освітніх цілей має другорядне значення, за винятком випадків, коли навчання включає практичне відпрацювання хірургічних маніпуляцій.

Передопераційне планування передбачає ознайомлення із характером ураження та його локалізацією, вибір оптимального хірургічного підходу, розгляд можливих сценаріїв оперативного втручання, підбір імплантатів та розробку алгоритму реконструктивної процедури [6]. Складнощі в анатомії та патології можуть бути не повністю оцінені або навіть не виявлені традиційними методами візуалізації. Використовуючи анатомічні моделі для передопераційного планування, хірурги можуть краще зрозуміти унікальну або складну хірургічну патологію [7, 8].

У порівнянні з традиційною візуалізацією при передопераційному плануванні були відзначені різні клінічні переваги. До них відносяться підвищення точності діагностики, зменшення часу, витраченого на рентгеноскопію, кращу комунікацію між членами хірургічної команди, більш досяжне видалення пухлинної тканини зі збереженням від'ємних країв і зниження частоти помилкового встановлення гвинтів [9, 10].

Дослідники провели післяопераційне опитування, в якому 3D-моделі хребта визнані найкориснішим візуальним методом передопераційного планування у 70% випадків і найкориснішим інтраопераційним візуальним методом у 89% випадків [11]. Дослідження мало на меті порівняти результати хірургічного втручання з використанням 3D-моделі та традиційної хірургії. У групі хірургічних втручань з використанням 3D-моделі був менший час інструментарію ($61,9 \pm 4,7$ хв), менша крововтрата ($268,4 \pm 42,7$ мл) і менше рентгенівське опромінення (в $16,3 \pm 1,9$ рази) порівняно з групою традиційної хірургії ($75,5 \pm 11,0$ хв, $347,8 \pm 52,2$ мл, $19,7 \pm 2,4$ рази) [12].

Використання анатомічних моделей у передопераційному плануванні було описано при проведенні малоінвазивних операцій трансстормінального міжхребцевого спондилодезу поперекового відділу хребта. Дослідники використовували програмне забезпечення для візуалізації пацієнта і створення індивідуальних анатомічних моделей хребта, які потім використовували для планування операції, отримання згоди пацієнта, навчання і стерилізації для інтраопераційної орієнтації і навігації. Оцінка показників ефективності процедури включала час операції (153 ± 44 хв), використання стерильного лотка (14 ± 3), час флюорографічного скринінгу ($57,2 \pm 23,7$ с), операційні відходи (19 ± 8 л забруднених, 116 ± 30 л незабруднених) та середня тривалість перебування в лікарні (4 дні). Крім того, точність встановлення гвинтів, оцінена на післяопераційній комп'ютерній томографії, досягла 97,8% [13].

Інше дослідження продемонструвало переваги використання анатомічних моделей у передопераційному плануванні, що призвело до покращення результатів хірургічного втручання та можливості вносити необхідні корективи в оперативний план у всіх випадках серед когорти з семи пацієнтів зі складними деформаціями, порівняно з історичною когортою з десяти пацієнтів, які проходили лише традиційну візуалізацію [14].

Окрім передопераційної підготовки лікарів, анатомічні моделі також можуть бути використані для підготовки пацієнта. J.C. Bernhard та ін. [15] оцінювали розуміння пацієнтом анатомії, фізіології, патології та хірургічних процедур нирки. Модель нирки, виготовлена з прозорого фотополімеру, додатково містила зафарбовані кровоносні судини та пухлину іншого кольору.

У випадку моделей твердих тканин критичним є забезпечення високої точності форми та розмірів, особливо в зоні передбачуваного втручання. Для моделей м'яких тканин прозорість є суттєвою перевагою, що сприяє кращому візуальному розпізнанню ураженої ділянки та плануванню різних варіантів лікування на основі медичних візуалізаційних даних. Імітація тканин у передопераційному плануванні є бажаною, але не обов'язковою, якщо не передбачається практична симуляція оперативної процедури.

Симульована операція є формою практичного тренування, під час якого лікар виконує повний обсяг хірургічних маніпуляцій на фізичній анатомічній моделі [4]. Попередньо розроблені під час передопераційного планування сценарії реалізуються на моделі, що дозволяє підвищити безпеку проведення реальної операції та скоротити її тривалість. На цьому етапі анатомічні моделі повинні максимально точно імітувати властивості живих тканин для достовірного відтворення клінічної ситуації. Також надзвичайно важливими залишаються точність форми та розмірів моделі, тоді як прозорість є додатковою, але необов'язковою перевагою.

Хірургічне навчання поєднує всі вищенаведені функції анатомічних моделей. Воно включає етапи передопераційного ознайомлення із патологією та анатомічними особливостями пацієнта, навчання специфіці конкретного клінічного випадку та практичне відпрацювання хірургічних навичок [16]. Моделі також дозволяють лікарям відпрацьовувати маніпуляції у нетипових клінічних ситуаціях, що є неможливим при використанні стандартних комерційних моделей. Окрім того, анатомічні моделі можуть бути ефективним засобом для тренування проведення діагностичних процедур, таких як ультразвукове чи ендоскопічне обстеження.

Використання направляючих та шаблонів для свердління хребта становить додаткову сферу застосування анатомічних моделей. Незважаючи на високу точність комп'ютеризованих систем для встановлення транспедикулярних гвинтів під час хірургічних втручань на хребті, їхня значна вартість та складність у впровадженні обмежують широке використання таких технологій [17]. Щоб вирішити цю проблему, дослідники розробили новий метод, використовуючи зворотний інжиніринг і швидке прототипування для створення індивідуальних шаблонів свердел для кожного пацієнта, скорочуючи час операції і зменшуючи опромінення. Цей підхід був підтверджений як на трупах, так і в клінічних дослідженнях, продемонструвавши значне скорочення часу операції та радіаційного опромінення для хірургічної бригади [17]. Численні інші дослідження також дійшли висновку, що гвинтові напрямні з ніжкою є безпечним та ефективним рішенням для широкого спектру деформацій хребта, забезпечуючи більшу

точність, ніж ручна техніка, і зменшуючи загальну дозу опромінення, навіть при необхідності проведення передопераційної низькодозової КТ для планування хірургічного втручання [18, 19, 20].

Було розроблено новий інтраопераційний метод гвинтової навігації для фіксації ніжок хребців, що передбачав аналіз передопераційних КТ-сканів, планування траєкторій гвинтів і створення індивідуалізованих ламінарних шаблонів за допомогою адитивних технологій [21]. Для передопераційної симуляції також виготовляли пластикові моделі хребців. У дослідженні, проведеному на 10 пацієнтах із торакальними або шийно-грудними патологіями, було встановлено 58 гвинтів. Післяопераційні КТ-скани засвідчили точне розміщення гвинтів без порушення кори ніжок із середнім відхиленням $0,87 \pm 0,34$ мм у коронарній площині. Метод продемонстрував високу точність і безпечність встановлення гвинтів, мінімізуючи ризики травмування сусідніх структур [21].

У дослідженні [22] було оцінено точність використання 3D-друкованих шаблонів для встановлення шийних латеральних гвинтів у пацієнтів із шийною спондилоартрозою мієлопатією та стенозом. Порівняно з ручним встановленням, застосування шаблонів забезпечило значно вищу частоту правильно встановлених гвинтів: 88,9% за критеріями Bayard у групі А проти 61,1% у групі В ($P < 0,05$), та 83,3% відмінних і добрих гвинтів порівняно з 47,2% відповідно ($P < 0,05$).

Формулювання вимог до анатомічних моделей в ортопедичній хірургії ґрунтується на клінічній доцільності та технічних можливостях сучасних адитивних технологій. Точність форми та розмірів є обов'язковою характеристикою для всіх моделей, що залучаються до передопераційного планування або імітації оперативних втручань, оскільки навіть незначні геометричні та розмірні відхилення можуть призвести до помилок у розташуванні імплантатів або в траєкторії хірургічного доступу. Рекомендоване відхилення не повинно перевищувати 1,0 % для клінічного використання і може бути дещо більшим для навчальних цілей [23, 24].

У випадку ортопедичної хірургії додатково важливо враховувати точність анатомічного збирання компонентів моделі, що забезпечує сумісність усіх елементів та достовірне відтворення клінічного сценарію. Неточності у з'єднанні можуть призвести до порушення посадки фіксувальних елементів, зміщення напрямку інструментів або механічних перешкод під час симуляції втручання. Шорсткість поверхонь у місцях стику також впливає на якість збирання – її перевищення може спричинити застрягання інструменту, перекося або втрату фіксації анатомічної моделі. Отже, забезпечення геометричної та розмірної точності та регламентованого рівня шорсткості є взаємозалежними вимогами, що визначають придатність моделей до використання в ортопедичній практиці.

Відповідно до даних клінічних досліджень, оптимальний діапазон шорсткості поверхні моделей для ортопедичної хірургії становить Ra 1,6-6,3 мкм [25]. Більш висока шорсткість (понад 10 мкм) допустима лише для демонстраційних або навчальних моделей, де точна взаємодія з хірургічними інструментами не є обов'язковою.

Час виготовлення моделей залежить від клінічного сценарію. У планових операціях можливе виготовлення моделей у строк до 24-48 годин, що дозволяє забезпечити оптимальну якість виробу. У випадках екстрених втручань, де обмеження часу є критичним, моделі повинні бути виготовлені у строк 6-12 годин для передопераційного планування або навіть до 6 годин для імітації операції, із пріоритетом на швидкість друку та мінімізацію постдрукерської обробки [26].

Вимоги до анатомічних моделей залежно від сфери їх використання узагальнено у таблиці 1.1.

Таблиця 1.1 – Основні вимоги до анатомічних моделей

Сфера застосування	Точність форми та розмірів	Відносне відхилення розмірів, %	Шорсткість поверхні [Ra, мкм]	Час виготовлення
Освіта	обов'язкова	до 1,5 %	до 10 мкм	48–72 години
Передопераційне планування (планова операція)	обов'язкова	до 1 %	1,6–6,3 мкм	24–48 годин
Передопераційне планування (екстрена операція)	обов'язкова	до 1 %	1,6–6,3 мкм	6–12 годин
Імітація операції (планова операція)	обов'язкова	до 1 %	1,6–6,3 мкм	12–24 години
Імітація операції (екстрена операція)	обов'язкова	до 1 %	1,6–6,3 мкм	до 6 годин
Хірургічне навчання	додаткова перевага	до 1,5 %	до 10 мкм	48–72 години

1.2 Технології виробництва анатомічних моделей в ортопедичній хірургії

Технології 3D-друку, також відомі як адитивне виробництво (AB), все ширше використовуються в медичній галузі [27, 28]. Найбільший вплив адитивне виробництво має в основному у випадках травм і дуже складних захворювань, коли для більш відповідного плану хірургічного лікування необхідне більш точне уявлення про місце пошкодження. Операції в областях складної анатомії, таких як таз, хребет, плечі, коліна та суглоби, є ситуаціями найбільшої потреби у технологій адитивного виробництва в ортопедичних операціях [29-31].

З технологічним прогресом радіологічних досліджень, особливо щодо ресурсів обробки зображень рентгенографії, комп'ютерної томографії (КТ) та магнітно-резонансної томографії (МРТ), можливість друку анатомічних моделей високої чіткості в реальному розмірі органів і частин тіла, таких як кістки, стає все більш здійсненою і доступною [32].

За даними Bagaria та ін., перевагами використання адитивного виробництва в хірургічному лікуванні складних переломів суглобів є [31]:

1. Краще розуміння морфології або анатомопатології перелому.

2. Вимірювання реальних розмірів та анатомічних співвідношень у моделі.
3. Скорочення часу операції.
4. Скорочення часу анестезії.
5. Зменшення інтраопераційної крововтрати.
6. Допомога у виконанні репозиції перелому.
7. Скорочення часу використання рентгеноскопії.

Широкі можливості методів адитивного виробництва були адаптовані до потреб медицини. Здатність відтворювати складні та нестандартні форми дозволяє індивідуалізувати підхід до конкретного пацієнта; це можливо як на етапі планування операції, так і на етапі інформування про існуючу проблему, шляхом впровадження хірургічних інструментів і шаблонів, призначених для пацієнта, закінчуючи індивідуально підібраними (специфічними для пацієнта) імплантатами або протезами [33, 34]. Постійний розвиток методів адитивного виробництва забезпечує нові рішення в області використовуваних матеріалів, одержуваних текстур, кольорів і властивостей кінцевого продукту [35].

Процес починається з медичної консультації та діагностичного обстеження з використанням медичних зображень, які дають загальне уявлення про ситуацію, що склалася. У співпраці з хірургом, інженером і радіологом лікар вирішує, який характер повинна мати анатомічна модель, визначає функціональність моделі, її застосування і, таким чином, враховує бюджет і вибір технології [4].

Дані медичної візуалізації імпортуються в медичні програми, що дозволяють працювати з файлами DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), де вони піддаються процесу сегментації, в результаті чого отримується цифрова просторова модель, яка зберігається у форматі STL (стандартна мова триангуляції, що представляє трикутну сітку 3D-об'єкта). Модель найчастіше потребує цифрової постобробки, щоб її поверхня відповідала вимогам, які висувають лікарі (наочність, функціональність) та технологічним вимогам (адаптація до виробничих можливостей 3D-принтера) [36].

Далі процедура виготовлення анатомічних моделей містить стандартні кроки, необхідні для створення моделі за допомогою методів адитивного виробництва. Цифрова модель, збережена у форматі STL, імпортується в спеціальне програмне забезпечення для окремих пристроїв (3D-принтерів), де відбувається процес нарізки моделі і генерація G- коду. Інформація у вигляді згенерованої програми - G-коду - передається на пристрій адитивного виробництва. Це знаменує початок виробничого процесу, специфічного для обраного методу 3D-друку. Отримана анатомічна модель найчастіше вимагає постдрукерської обробки, що також залежить від обраного методу виробництва. Зазвичай це видалення допоміжного матеріалу, шліфування та вирівнювання поверхні, очищення (за допомогою спирту, води або інших засобів), склеювання, термічна обробка та інше.

Серед доступних рішень адитивного виробництва у виробництві анатомічних моделей найчастіше використовуються такі технології, як стереолітографія (SLA), обробка цифровим світлом (DLP), моделювання методом пошарового наплавлення (FDM), селективне лазерне спікання (SLS), PolyJet (струменевий друк) [4]. Основна інформація про товщину шару та форму матеріалу, що наноситься, представлена в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Загальні характеристики технологій адитивного виробництва

Технологія	Товщина шару, мм	Форма матеріалу	Використовувані матеріали	Приклади анатомічних моделей
Моделювання методом пошарового наплавлення (FDM)	0,10–0,33	філамент	ABS, PLA, HIPS, CoPET, PP, TPU, Нейлон (поліамід)	Моделі кісткових та скелетних структур
Стереолітографія (SLA)	0,05–0,15	Рідкий фотополімер	Смоли: стандартна, чиста, для лиття, підвищеної міцності, високотемпературна, стоматологічна, гумоподібна	Точні анатомічні моделі органів, стоматологічні моделі
Обробка цифровим світлом (DLP)	0,025–0,1	Рідкий фотополімер	Смоли: стандартна, стоматологічна, лиття, біосумісна, високотемпературна	Макети суглобів, імплантатів

Технологія	Товщина шару, мм	Форма матеріалу	Використовувані матеріали	Приклади анатомічних моделей
Селективне лазерне спікання (SLS)	0,060–0,150	Полімерний порошок	PA (12, 11), PS, TPE, PP, PEEK, Нейлон	Моделі черепа та внутрішніх органів
Струменевий друк (Inkjet Printing)	0,1	Керамічний порошок	Гіпс (CaSO ₄)	Деталізовані моделі серця, судин
Поліетильний друк (Polyjet Printing)	0,016–0,028	Рідкий фотополімер	Смоли: стандартна, гнучка, імітуюча PP або ABS, високотемпературна, прозора, медична	Точні моделі дрібних анатомічних структур

Технології SLA та DLP базуються на використанні матеріалів, що полімеризуються під дією лазерного (SLA) або ультрафіолетового (DLP) випромінювання. Основними матеріалами для цих технологій є смоли, у тому числі спеціалізовані для медичного застосування. Процес виробництва полягає у затвердінні шару матеріалу світлом відповідно до заданої геометрії, що дозволяє виготовляти прозорі моделі з високою точністю відтворення розмірів [37].

Технології селективного лазерного спікання (SLS) та струменевого друку (Inkjet Printing) використовують порошкові матеріали. У цих методах матеріал рівномірно розподіляється по робочій поверхні відповідно до заданої товщини шару, після чого відбувається його з'єднання у відповідності до геометрії моделі. Відмінності між технологіями полягають у способі зв'язування порошку: в технології SLS спікання здійснюється лазерним променем, а у струменевому друці – за допомогою рідкого зв'язуючого агента. Основним матеріалом для SLS є порошкоподібний поліамід PA 12 (нейлон 12), хоча також використовуються інші термопласти, такі як PA 11 та PEEK. Додатково застосовуються композиційні матеріали з наповнювачами, які дозволяють модифікувати механічні властивості готових виробів [37].

Polyjet Printing базується на нанесенні крапель рідкого фотополімеру на платформу з подальшим затвердінням під дією ультрафіолетового випромінювання. Розширені варіанти технології, такі як Polyjet Matrix та Triple-Jetting, дозволяють використовувати різні матеріали одночасно, що розширює можливості виготовлення медичних моделей із різними фізико-механічними властивостями та кольоровим оформленням.

Технологія Polyjet відзначається високою точністю та універсальністю, проте належить до високобюджетного сегмента адитивного виробництва [37].

Технології, що базуються на використанні металевих порошків, такі як Direct Metal Laser Sintering (DMLS), Selective Deposition Lamination (SDL), Binding Jetting та Electron Beam Melting (EBM), знайшли застосування переважно в галузі імплантології. Металеві матеріали, зокрема титанові порошки, є біосумісними та біоактивними, що забезпечує їх клінічну придатність. Зазвичай вони використовуються для виготовлення індивідуалізованих імплантатів, адаптованих до анатомічних особливостей конкретного пацієнта. Для створення анатомічних моделей ці технології не застосовуються.

Технологія Fused Deposition Modeling (FDM) є найпоширенішою серед методів адитивного виробництва. Принцип FDM полягає у пошаровому екструзійному нанесенні розплавленого пластику через сопло на платформу з поступовим зміщенням по осі Z. Найчастіше використовуються матеріали PLA та ABS, однак асортимент значно ширший і включає розчинні у воді або спирті матеріали (PS/HIPS), еластомери (TPU), а також композити з деревинними, металевими або іншими наповнювачами. Завдяки широкому вибору матеріалів FDM дозволяє створювати анатомічні моделі з різними фізико-механічними властивостями, адаптованими до потреб клінічного застосування. Висока доступність недорогих та професійних пристроїв сприяла розширенню можливостей виготовлення функціональних анатомічних моделей за помірними витратами [38].

Порівняно з технологіями SLA та DLP, що забезпечують високу точність і деталізацію моделей, FDM має дещо нижчий рівень відтворення дрібних структур, однак переважає за такими параметрами, як вартість обладнання та витратних матеріалів, простота експлуатації й технічного обслуговування. З огляду на специфіку ортопедичної хірургії, де основна увага приділяється макроструктурі кісткових тканин та формуванню правильних анатомічних контурів, критичність найдрібнішої деталізації суттєво знижується. Натомість важливим є забезпечення адекватної міцності моделей, їх розмірної відповідності та економічної доцільності виготовлення.

Порівняно з селективним лазерним спіканням (SLS) та струменевим друком (Inkjet Printing), які базуються на використанні порошкових матеріалів, FDM забезпечує створення менш пористих моделей без потреби додаткової герметизації, що є перевагою у контексті моделювання великих кісткових сегментів та їхніх суглобових поверхонь. Водночас застосування різноманітних матеріалів у FDM, зокрема композитів, дозволяє модифікувати механічні властивості моделей залежно від вимог клінічного сценарію.

Завдяки своїй доступності, широкому вибору матеріалів та достатній точності для ортопедичних застосувань, технологія FDM є обґрунтованим вибором для виготовлення анатомічних моделей у хірургічній ортопедії.

1.3 Сучасний стан технології FDM і аналіз факторів, що впливають на якість виробів

Технологія моделювання методом пошарового наплавлення стала комерційно доступною на початку 1990-х років після її патентування у 1989 році співзасновником компанії Stratasys Скоттом Крапом [39]. Процес FDM базується на використанні термопластичної нитки, яка подається безперервно з котушки для формування шарів матеріалу, з яких створюється об'єкт.

Як показано на рис. 1.3, термопластична нитка нагрівається до напіврідкого стану за допомогою нагрівального елемента, розташованого всередині екструзійної головки. Після цього напіврідкий матеріал видавлюється через сопло на друкарську платформу. Ключовий принцип процесу FDM полягає в тому, що виділений напіврідкий термопластичний матеріал не застигає одразу після екструзії, а спочатку зливається з матеріалом попереднього шару, створюючи міжшаровий зв'язок. Лише після цього матеріал твердіє при температурі навколишнього середовища, утворюючи міцну тривимірну структуру [40].

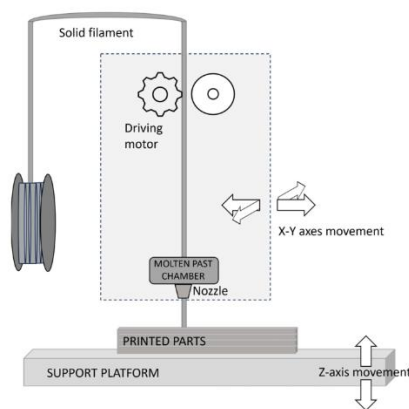


Рисунок 1.3 – Схематичне зображення процесу FDM [40]

Основні переваги технології FDM [41]:

1. Простота технологічного процесу. Технологія FDM є порівняно простою у впровадженні та експлуатації, що знижує вимоги до спеціалізованого навчання персоналу та сприяє її поширенню в медичних установах та навчальних закладах.
2. Доступність обладнання. На ринку представлений широкий спектр FDM-принтерів – від бюджетних моделей до професійних систем, що дозволяє обирати обладнання відповідно до фінансових можливостей та специфіки проєктних завдань.
3. Висока продуктивність. У порівнянні з іншими адитивними технологіями, FDM забезпечує відносно високу швидкість виготовлення моделей, що є важливим чинником при створенні прототипів для передопераційного планування в ортопедії.
4. Економічна ефективність. Невисока вартість обладнання та витратних матеріалів (зокрема термопластичних ниток) робить FDM одним із фінансово найвигідніших рішень для виготовлення анатомічних моделей в умовах обмеженого бюджету.
5. Широкий вибір матеріалів. FDM підтримує велику кількість термопластичних полімерів, що дозволяє варіювати механічні властивості готових виробів відповідно до клінічних потреб, наприклад, для моделювання жорстких кісткових структур або еластичних компонентів.

6. Простота постдрукерської обробки. При потребі обробки поверхні, FDM-моделі легко шліфуються, покриваються ґрунтом чи фарбуються, що дозволяє підвищити естетичну якість демонстраційних або навчальних макетів.

Обмеження технології FDM [41]:

1. Анізотропні механічні властивості. Механічні характеристики деталей значною мірою залежать від параметрів процесу, зокрема від орієнтації шарів та умов друку, що потребує оптимізації параметрів процесу для забезпечення належних експлуатаційних характеристик виробу.

2. Неоднорідність поверхні. Характерна для FDM технології шаруватість призводить до утворення нерівностей на поверхні моделей, що може вимагати додаткової механічної обробки для досягнення необхідної гладкості, особливо у разі створення моделей для візуалізації дрібних анатомічних деталей.

3. Дизайнерські обмеження. Створення складних анатомічних моделей може потребувати додаткових підтримувальних структур, що подовжує тривалість друку та збільшує витрати матеріалів.

Технологія моделювання методом пошарового наплавлення характеризується наявністю широкого спектра технологічних параметрів процесу, кожен з яких справляє істотний вплив як на ефективність виробництва, так і на експлуатаційні властивості виготовлених виробів. До основних параметрів, які регулюються в процесі 3D-друку, належать: висота шару, швидкість друку, схема заповнення, щільність заповнення, екструзійний множник, температура екструзії, температура платформи, кількість стінок, кількість суцільних верхніх та нижніх шарів, ширина укладання нитки. Опис основних параметрів процесу FDM наводяться нижче:

1. Висота шару – параметр, який визначає товщину одного надрукованого шару в напрямку осі Z . Є визначальним для вертикальної роздільної здатності та загальної кількості шарів у моделі.

2. Швидкість друку характеризує лінійну швидкість переміщення друкуючої головки під час подачі матеріалу. Визначається в міліметрах за секунду.

3. Схема заповнення визначає геометричну структуру внутрішнього заповнення моделі, що формується відповідно до заданого алгоритму (наприклад, прямолінійна, сітчаста, концентрична тощо).

4. Щільність заповнення відображає частку внутрішнього об'єму моделі, заповненого матеріалом. Виражається у відсотках від 0% (порожня структура) до 100% (суцільна структура).

5. Екструзійний множник – безрозмірний коефіцієнт, що визначає об'єм матеріалу, який подається через сопло у відношенні до розрахункового значення. Застосовується для калібрування фактичної подачі філаменту.

6. Температура екструзії – температурний режим нагріву сопла, при якому відбувається розплавлення та екструзія термопластичного матеріалу. Параметр встановлюється залежно від типу використовуваного матеріалу.

7. Температура платформи – температура нагрівального столу, на якому формується модель. Забезпечує стабільність першого шару та мінімізує теплові деформації при охолодженні.

8. Кількість стінок визначає кількість зовнішніх контурів, які обрамлюють внутрішню частину моделі. Вказується в абсолютних одиницях (2 або 3 стінки). Формує периметр деталі та забезпечує її геометричну цілісність.

9. Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів – кількість повністю заповнених шарів у верхній і нижній частині моделі. Цей параметр задається окремо для кожного з двох напрямків і є критичним для герметичності та суцільності поверхонь.

10. Ширина укладання нитки позначає ширину одного екструзійного треку матеріалу, що укладається за один прохід. Вона визначається відносно діаметра сопла і впливає на перекриття ліній заповнення та якість з'єднання між ними.

Кожен з вищезазначених параметрів може мати як прямий, так і опосередкований вплив на розмірну точність, механічну міцність, ступінь пористості, якість поверхні та інші характеристики готового виробу.

1.3.1 Вплив параметрів процесу FDM на точність та шорсткість виробів

Точність розмірів і шорсткість є ключовими характеристиками функціональних виробів і параметри процесу FDM мають великий вплив на їх формування. Ефект сходів при адитивному виробництві негативно впливає на шорсткість поверхні одержуваного виробу. Ефект сходів має важливий вплив не тільки на естетичний вигляд, але й на характеристики поверхні, необхідні для забезпечення належного функціонування з точки зору точності розмірів і концентрації напружень, що може призвести до передчасного руйнування при втомному навантаженні [42]. Вплив ефекту сходів і роздільна здатність файлу STL залежить від складності форми деталі, де вигнуту поверхню складніше виготовити, ніж плоску [43]. Встановлення оптимальних параметрів процесу, як окремо, так і в комплексі, дозволяє поліпшити якісні характеристики виробів.

Результати численних досліджень свідчать, що основні параметри, які впливають на шорсткість, – це висота шару, діаметр сопла, температура екструзії та швидкість друку [44, 45]. Alsoufi та ін. [46] встановили, що найкраща якість поверхні досягається при висоті шару 0,1 мм та діаметрі сопла 0,3 мм, а напрям вимірювання під кутом 90° є найбільш репрезентативним. Galetto та ін. [47] зазначили, що оптимальні параметри залежать від типу геометрії: для виступів ефективні низька висота шару та швидкість друку, а для мостів – протилежні налаштування. Подібні закономірності підтверджено й у роботі Rahman та ін. [48], де шорсткість і розмірна точність деталей із ABS покращувались при поєднанні високої температури платформи, низької швидкості друку та низької висоти шару.

Кілька досліджень зосереджено безпосередньо на точності розмірів. Kitsakis та ін. [49] виявили, що для PLA найкращі результати досягаються при висоті шару 0,3 мм та заповненні 50%. У роботі Sajan та ін. [50] встановлено, що точність і текстура залежать від кількості стінок, температури екструзії та щільності заповнення. Aslani та ін. [51] підтверджують значущий вплив температури екструзії на точність і якість поверхні PLA-зразків. Дослідження [52] показало, що найменші відхилення спостерігались

при комбінації найменшої висоти шару, найвищої швидкості друку та мінімальної щільності заповнення.

Natharphan та ін. [53] встановили, що для досягнення високої точності висота шару та швидкість друку повинні бути низькими, температура сопла – високою, а температура платформи – вищою за температуру склування. Radhi та ін. [54] відзначили усадку виробів уздовж осей X і Y, що знижувало точність через внутрішні напруження. Pennington та ін. [55] продемонстрували вплив розміру моделі, її розміщення в робочому об'ємі та температури середовища на точність. У дослідженні Sai та ін. [56] встановлено, що параметри шару, кут растру та заповнення істотно впливають на якість поверхні імплантатів.

Зростає інтерес до поліамідних матеріалів. У дослідженні [57] аналізувалася якість поверхні та точність деталей з PA6 і його композиту. Встановлено, що реологічні властивості залежать від температури, швидкості друку та вмісту наповнювача: чистий PA6 забезпечує кращі результати при 240 °C і 80 мм/с, тоді як композит PA6+10% наповнювача – при 240 °C і 60–80 мм/с.

Отже, проаналізовані дослідження підтверджують, що висота шару, температура екструзії та швидкість друку є найбільш вивченими факторами, які впливають на якісні характеристики виробів. Водночас слід зауважити, що на ефективність процесу та якість друкованих моделей впливає значно ширше коло параметрів – понад десять змінних можуть суттєво змінювати результат. Не менш важливим є врахування взаємодій між цими параметрами. Ігнорування ефектів взаємодії обмежує глибину розуміння процесів формоутворення, оскільки вплив одного параметра може суттєво змінюватися в залежності від рівня іншого [58]. Таким чином, у дослідженнях, спрямованих на підвищення точності та якості поверхні, доцільно розглядати не лише окремі параметри, а й їх поєднання. Врахування таких взаємозв'язків забезпечує побудову більш точних моделей поведінки процесу і дозволяє формувати прогностичні алгоритми вибору параметрів процесу. Однак наразі відсутні універсальні рекомендації щодо підбору оптимальних параметрів FDM-друку для забезпечення стабільно високої якості виробів.

Разом із тим, деякі тенденції можна простежити. Наприклад, для досягнення гладкої поверхні рекомендується використовувати низьке значення висоти шару, що сприяє зменшенню шорсткості. Поєднання низької висоти шару з оптимальним контролем температури екструзії та кількості стінок дозволяє також покращити розмірну точність. При розробці стратегії 3D-друку слід враховувати різну точність формування верхньої та бічної поверхні. Орієнтація виробу з розміщенням найбільших габаритних розмірів уздовж осей X і Y дозволяє знизити загальну шорсткість. Додатково зменшення температури та швидкості друку позитивно позначається на якості поверхні, тоді як надмірно висока температура екструзії може призвести до підвищеної текучості матеріалу та, як наслідок, до відхилень у розмірах і збільшення шорсткості.

Окремої уваги заслуговує варіативність обладнання, що застосовується в дослідженнях. Кожен FDM-принтер має власні технічні характеристики, які можуть по-різному впливати на якість готового виробу. Додатковим фактором є стабільність навколишнього середовища: різкі температурні коливання під час 3D-друку можуть спричинити викривлення моделі або відшарування країв від платформи. Такі чинники обов'язково мають враховуватись у експериментальному плануванні.

Крім того, важливу роль відіграє складність геометричної форми. Дослідження показують, що чим складніша форма виробу, тим вищий ризик дефектів [59, 60]. Наприклад, плоскі моделі зазвичай мають кращу якість у порівнянні з циліндричними або складно профільними, що слід враховувати для забезпечення стабільного результату.

Ще однією проблемою, яка обмежує розвиток технології, є відсутність стандартизації в дослідженнях процесу FDM [61, 62]. Через брак єдиних методичних підходів дослідницькі групи використовують різні принтери, матеріали, параметри та методи вимірювання, що ускладнює порівняння результатів та формування узагальнених висновків. Введення єдиних стандартів у дослідження сприятиме підвищенню достовірності даних, полегшить порівняння результатів і забезпечить більш ефективний обмін інформацією між науковцями.

Також варто зазначити, що більшість досліджень зосереджені на матеріалах ABS і PLA [63]. Водночас вплив параметрів процесу FDM на інші перспективні матеріали, зокрема CoPET і поліамід, досліджено значно меншою мірою, що підкреслює потребу в подальших дослідженнях цих матеріалів для формування повноцінних рекомендацій.

1.3.2 Вплив параметрів процесу FDM на пористість виробів

Пористість потенційно впливає на низку характеристик анатомічних моделей, виготовлених методом FDM. Підвищена пористість може знижувати міцність моделей, погіршувати якість поверхні, а також опосередковано впливати на точність відтворення геометричної форми [64]. Це, своєю чергою, може обмежувати функціональність моделей у контексті хірургічного планування.

У роботі [65] встановлено, що висота шару, швидкість друку та кут накладання нитки мають статистично значущий вплив на пористість деталей із суміші PLA/PBAT. Зменшення значень цих параметрів дозволяє досягти щільнішої структури з пористістю менш ніж 3%. Схожі висновки підтверджує дослідження [66], у якому виявлено, що висота шару та швидкість друку є ключовими параметрами, що визначають рівень пористості PLA-зразків зі сітчастим заповненням (53,76–72,33%).

Інші автори акцентували увагу на ролі діаметра сопла та щільності заповнення. У дослідженні [67] доведено, що збільшення щільності заповнення зменшує як загальну пористість, так і розмір пор, тоді як більший діаметр сопла призводить до зростання розміру пор за незмінної загальної пористості.

Chandrashekarappa та ін. [68] також показали, що з-поміж низки досліджених параметрів (висота шару, товщина оболонки, щільність заповнення, швидкість друку), саме заповнення найбільше впливає на пористість.

У контексті біомедичних застосувань, зокрема створення кісткових каркасів, дослідження Abidin та ін. [69] визначило температуру сопла, висоту шару та швидкість друку як основні параметри, що формують рівень пористості.

1.3.3 Вплив параметрів процесу FDM на час 3D-друку

Скорочення часу виготовлення є важливою вимогою при створенні анатомічних моделей, зокрема в контексті їх використання для передопераційного планування. В умовах екстрених хірургічних втручань швидкість виготовлення моделі набуває критичного значення, оскільки від цього залежить своєчасність підготовки клінічного персоналу та якість прийняття рішень. Час 3D-друку, як і інші якісні характеристики, суттєво залежить від параметрів процесу FDM і може бути зменшений шляхом вибору оптимальних параметрів.

У дослідженні Nancharaiyah [70] було встановлено, що висота шару є найвпливовішим параметром у контексті зменшення часу 3D-друку. Використання більшої висоти шару та позитивного повітряного зазору дозволяло значно скоротити тривалість побудови, тоді як орієнтація нитки мала незначний вплив. Аналогічні результати отримали Кумар та ін. [71], які дослідили ширший набір параметрів, зокрема ширину укладання нитки та орієнтацію побудови. Їхні висновки підтверджують незначущість орієнтації нитки для часу 3D-друку.

Rathee та ін. [72] також виявили домінуючий вплив висоти шару, але додатково відзначили важливість орієнтації нитки та повітряного зазору. Подібних висновків дійшов і Wu [73], який зафіксував прямий зв'язок між збільшенням висоти шару та зменшенням часу 3D-друку.

Узагальнюючи результати аналізу, можна зробити висновок, що для зменшення часу 3D-друку доцільно використовувати більшу висоту шару, а також оптимізувати інші параметри, зокрема повітряний зазор і орієнтацію побудови.

Таким чином, хоча більшість досліджень підкреслюють домінуючий вплив висоти шару на тривалість 3D-друку, для анатомічних моделей доцільно враховувати ширший набір параметрів. З огляду на складність геометрії, потребу у розмірній точності та часто обмежений час на виготовлення, додаткові фактори, такі як швидкість друку, схема заповнення, щільність заповнення, кількість суцільних верхніх і нижніх шарів,

також можуть суттєво впливати на час 3D-друку. Тому для забезпечення оптимального балансу між швидкістю виготовлення та якістю анатомічних моделей необхідно застосувати комплексний підхід до вибору параметрів процесу.

1.4 Особливості використання термопластичних матеріалів для виготовлення анатомічних моделей методом FDM

Вибір матеріалів для виготовлення анатомічних моделей методом FDM в ортопедичній хірургії має відповідати визначеним клінічним та технічним вимогам до точності, шорсткості поверхні, біомеханічної поведінки та строків виготовлення. Як свідчать сучасні дослідження, ці параметри змінюються залежно від сценарію застосування (передопераційне планування, імітація втручань, освіта тощо). У цьому контексті особливої уваги заслуговують матеріали ABS, CoPET і поліамід-6 (PA6), які найчастіше застосовуються для адитивного виготовлення анатомічних моделей завдяки поєднанню придатних механічних та експлуатаційних характеристик [63].

Модифікований акрилонітрил-бутадієн-стирол (ABS+) відзначається широкою доступністю, хорошою оброблюваністю та достатнім рівнем міцності (30–50 МПа), що робить його доцільним для виготовлення анатомічних моделей, які використовуються в навчальних та демонстраційних цілях. ABS часто застосовується для створення тренажерів і прототипів хірургічних шаблонів, оскільки забезпечує достатній рівень деталізації й сумісність з широким спектром 3D-принтерів [74, 75].

Співполімер поліетилентерефталату (CoPET) вирізняється високою точністю 3D-друку, стабільною геометрією та низькою усадкою, що забезпечує відповідність вимогам до передопераційного планування та виготовлення хірургічних шаблонів. Ці властивості забезпечують йому перевагу в застосуваннях, де необхідна висока точність та візуалізація внутрішньої анатомії, наприклад, у щелепо-лицевій хірургії або при моделюванні хребта [76].

Поліамід-6 (нейлон, PA6) має найвищі показники міцності серед розглянутих матеріалів (до 70 МПа), а також достатню ударну в'язкість і гнучкість, що робить його придатним для створення функціонально навантажених анатомічних моделей [77]. Його біомеханічна поведінка дозволяє імітувати м'якотканинні структури або суглобові зв'язки, зокрема при створенні моделей колінного чи плечового суглоба для хірургічної симуляції. Гігроскопічність поліаміду-6 зумовлює необхідність попереднього сушіння матеріалу перед 3D-друком. У таблиці 1.3 наведено порівняльну характеристику властивостей матеріалів для виготовлення анатомічних моделей.

Таблиця 1.3 – Властивості матеріалів для виготовлення анатомічних моделей

Матеріал	Міцність на розтяг, МПа	Модуль пружності при розтягу, МПа	Усадка, %	Температура плавлення, °С	Відносне подовження при розриві, %	Клінічне застосування
ABS+	40	2700	1,0–2,0	215–235	35	Навчальні моделі, демонстрація
CoPET	50	1920	<0,5	245–260	24	Передопераційне планування, шаблони
Поліамід-6 (PA6)	70	2500	1,5–2,5	240–270	60	Імітація суглобів, функціональні тренажери

1.5 Методи постдрукерської обробки моделей для забезпечення їх якості

Через пошарову сутність процесу FDM вироби мають характерні дефекти, такі як шорсткість поверхні, пористість, слабка адгезія між шарами та неоднорідність мікроструктури, що можуть істотно знижувати міцність, точність та естетичні якості виробів. Для усунення цих недоліків застосовуються методи постдрукерської обробки, які дозволяють значно підвищити функціональність анатомічних моделей, забезпечити необхідну якість поверхні та покращити механічні характеристики. До таких методів

належать хімічна обробка, лазерне полірування, термічна обробка та ультразвукове ущільнення [78].

Хімічна обробка є одним з найефективніших способів згладжування поверхні FDM-деталей, особливо для термопластів типу ABS. Найчастіше використовується обробка парами ацетону або дихлорметану. Таке згладжування значно зменшує шорсткість поверхні – до 97,2% у випадку ABS – що особливо важливо для функціональних поверхонь [79]. Водночас у дослідженні було встановлено, що після ацетонової обробки міцність на розрив зменшилася на 42,6% через хімічну деградацію поверхневого шару матеріалу.

Лазерна поліровка полягає у локальному нагріванні поверхні за допомогою CO₂-лазера, що викликає часткову сублимацію або плавлення матеріалу. Така обробка дозволяє зменшити східчастий ефект. У дослідженні з обробки PLA-композиту шорсткість поверхні зменшилася на 91%, тоді як модуль пружності та границя міцності на розрив зросли відповідно на 34,1% і 25,6% [80]. Утім, ефективність методу суттєво залежить від типу матеріалу: наприклад, для ABS результати виявилися менш вираженими через нижчу термостійкість і більшу в'язкість.

Ультразвукова обробка є інноваційним методом, який може застосовуватися як в процесі 3D-друку, так і після. За допомогою ультразвукових коливань високої частоти (до 20 кГц) досягається зменшення мікропористості, ущільнення шарів та покращення міжшарової адгезії. У дослідженні з ABS було продемонстровано, що після ультразвукової обробки модуль пружності при згині зріс на 12,5%, а міцність на згин – на 10,8% [81]. Метод є безконтактним, не вимагає хімікатів або нагріву, і може бути ефективно інтегрований у виробничий цикл.

Термічна постдрукарська обробка зменшує внутрішні напруження, вирівнює межі між шарами та сприяє рекристалізації, що позитивно впливає на механічні властивості [78].

Adanur S та ін [82] досліджували механічні властивості 3D-друкованої виробу з полімолочної кислоти (PLA) після термічної обробки. Було встановлено, що механічні

властивості термообробленого зразка значно покращилися порівняно з не термообробленим зразком. Підвищення міцності на розрив пояснюється зменшенням пустот, утворених під час процесу друку, і зменшенням напруги, спричиненої температурними коливаннями під час 3D-друку. Крім того, термообробка сприяла значному підвищенню температури теплової деформації.

Singh та ін. застосовували термічну обробку для покращення якісних характеристик деталей з ABS. Встановили, що термічна обробка деталей з ABS вище температури їх склування сприяє повторному плинуну матеріалу, що значно зменшує пористість і міжшарові проміжки. Авторами визначено, що щільність заповнення і температура термообробки мають статистично значущий вплив на вибрані вихідні параметри (жорсткість поверхні, твердість, точність розмірів, міцність на розтяг, міцність на вигин і ударна міцність), тоді як час термообробки мав незначний вплив [83].

Ragano та ін. [84] досліджували вплив термообробки на механічні властивості зразків з PLA при розтягуванні. Результати підтвердили, що відпал покращує модуль Юнга, погіршує відносне подовження при розриві і не впливає на граничне напруження розтягування. Встановлено, що покращення модуля Юнга є більш значним для зразків із ненульовим кутом растру та чим нижча температура екструзії, тим вищий приріст жорсткості.

De Avila та ін. [85] встановили вплив термічної обробки на механічні властивості зразків з PC, PMMA та PEEK. Вони виявили збільшення міцності на розрив приблизно на 10 МПа для PC, 20 МПа для PMMA та незначну зміну для PEEK. Akhoundi та ін. [86] встановив, що термічна обробка для високотемпературної полімолочної кислоти (HTPLA) підвищила міцність на розрив 2,5%. Yang та ін. [87] вивчали різні умови термічної обробки під час 3D-друку матеріалу PEEK і виявили, що різні умови термічної обробки по-різному впливають на механічні властивості.

Згідно з дослідженням Hong та ін. [88], термічний відпал зразків з PLA призвів до покращення механічних властивостей, таких як міцність на вигин і стиск. Міцність зв'язків між шарами значно зросла при вищих температурах і тривалому впливі,

причому найкращі результати були досягнуті при обробці зразка при 140°C протягом 600 секунд. Однак, підвищення температури сприяло збільшенню міцності, але значно знижувало пластичність матеріалу.

Загалом, ці дослідження показали, що термообробка підвищує кристалічність матеріалу та покращує зв'язок між шарами, що призводить до збільшення міцності зразків, хоча і з деяким зниженням пластичності. Тому важливо обирати оптимальні параметри проведення термообробки, щоб покращити механічні властивості без значної втрати пластичності.

Деякі дослідження були направлені на встановлення впливу термічної обробки на механічні властивості виробів з нейлонових композитів, армованих вуглецевим волокном [89-91], тоді як дослідження впливу параметрів термічної обробки на механічні властивості виробів з чистого нейлону (РА6) досить обмежені.

1.6 Мета та завдання дослідження

На основі аналізу сучасного стану виробництва анатомічних моделей, викладеного в першому розділі, були сформульовані мета та завдання дослідження.

Метою роботи є розробка науково обґрунтованих технологічних рекомендацій з виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення, що забезпечують необхідний рівень точності, якості поверхні, швидкості виготовлення та механічних характеристик до клінічних вимог, шляхом експериментального дослідження та оптимізації ключових параметрів процесу FDM й термічної обробки.

Для досягнення поставленої мети були визначені такі завдання:

1. Провести аналіз сучасного стану виробництва анатомічних моделей для медичних застосувань та визначити основні вимоги до них з урахуванням клінічної практики в ортопедичній хірургії.

2. Систематизувати наявні технологічні підходи до FDM та обґрунтувати доцільність їх застосування для виготовлення анатомічних моделей, що відповідають вимогам ортопедичної хірургії.

3. Дослідити вплив основних параметрів процесу FDM на якість моделей, зокрема точність, шорсткість поверхні, пористість і час виготовлення.

4. Розробити математичні моделі, що описують взаємозв'язки між параметрами процесу FDM та характеристиками готових моделей.

5. Встановити закономірності впливу параметрів термічної обробки (температури, тривалості, типу охолодження) на міцність та пластичність моделей.

6. Провести оптимізацію параметрів FDM, спрямовану на досягнення необхідних показників якості.

7. Сформулювати технологічні рекомендації з вибору матеріалів, параметрів процесу FDM та термічної обробки для виготовлення анатомічних моделей відповідно до специфічних клінічних вимог ортопедичної хірургії.

1.7 Висновки до розділу 1

На підставі проведеного аналізу літературних джерел, клінічних прикладів і технологічних рішень, що були розглянуті в межах першого розділу, можна сформулювати наступні висновки:

1. Анатомічні моделі відіграють ключову роль у сучасній медичній практиці. Визначено основні сфери застосування анатомічних моделей, зокрема в передопераційному плануванні, хірургічному навчанні, інтраопераційному супроводі та пацієнтській освіті, і відповідні вимоги до них: точність форми та розмірів, шорсткість поверхні, швидкість виготовлення, імітація тканин. Установлено, що для більшості ортопедичних застосувань критичними є розмірна точність.

2. Проаналізовано сучасні адитивні технології, які використовуються у виготовленні анатомічних моделей. Підтверджено перевагу FDM для ортопедичних

застосувань у порівнянні з іншими методами завдяки доступності, простоті експлуатації, широкому вибору матеріалів і можливості виготовлення складних структур.

3. Визначено основні параметри процесу FDM (висота шару, швидкість, заповнення, температура екструзії тощо) та проаналізовано їхній вплив на якість моделей. Особливу увагу приділено параметрам, що визначають точність, шорсткість, пористість та час 3D-друку.

4. Встановлено, що вибір матеріалів для виготовлення анатомічних моделей повинен враховувати як фізико-механічні властивості, так і специфіку клінічного використання. ABS, CoPET та PA6 мають потенціал для застосування в ортопедії, але вимагають подальшого дослідження з точки зору відповідності клінічним критеріям.

5. Виявлено, що значна частина наукових досліджень зосереджена на найпоширеніших матеріалах (PLA, ABS), тоді як дослідження CoPET та PA6 є обмеженими, незважаючи на їхній високий потенціал у медичних застосуваннях.

6. Узагальнено основні методи постдрукерської обробки (механічна, термічна, хімічна), які застосовуються для покращення характеристик FDM-виробів. Особливу увагу приділено термічній обробці, яка дозволяє суттєво підвищити міцність моделей за рахунок зниження внутрішніх напружень, покращення міжшарового з'єднання та стабілізації структури матеріалу.

7. Зроблено висновок про необхідність подальшого вивчення впливу параметрів процесу FDM та термічної обробки на характеристики анатомічних моделей із різних термопластичних матеріалів, з метою розробки обґрунтованих технологічних рекомендацій.

8. Оптимізація параметрів процесу FDM є одним із ключових чинників забезпечення високої якості анатомічних моделей. Оскільки окремі параметри мають взаємозалежний і різноспрямований вплив на точність, якість поверхні та час 3D-друку доцільним є застосування оптимізації для встановлення оптимальних параметрів процесу із урахуванням вимог до анатомічної моделі.

РОЗДІЛ 2 МАТЕРІАЛИ І МЕТОДИКИ ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕНЬ

Для досягнення мети дисертаційного дослідження було застосовано поетапну методику, яка охоплює підготовку матеріалів, планування експериментів, виготовлення серій зразків, проведення постдрукерської обробки, вимірювання показників точності, шорсткості, пористості та механічних властивостей, а також аналіз отриманих результатів.

З огляду на складність процесу пошарового наплавлення та велику кількість факторів, що впливають на якість анатомічних моделей, у роботі застосовано методи статистичного планування експериментів – зокрема, дробно- та повнофакторне планування, а також плани Бокса-Бенкена для уточнюючих досліджень.

Для аналізу впливу параметрів процесу FDM на показники точності, шорсткості, пористості та часу виготовлення використано дисперсійний та регресійний аналіз. Обробку результатів виконано у програмному комплексі STATISTICA. Оптимізацію параметрів процесу FDM здійснено із застосуванням методів послідовного квадратичного програмування та диференційної еволюції.

Для врахування ефектів взаємодії між параметрами дослідження включало оцінку головних, парних та квадратичних ефектів, що дозволило більш точно змоделювати поведінку процесу. Методологічна база дослідження також включає оцінку впливу термічної обробки на механічні властивості анатомічних моделей.

У даному розділі представлено опис застосованих методик, обладнання, програмного забезпечення та алгоритмів обробки та аналізу експериментальних даних, що забезпечують надійність та відтворюваність отриманих результатів дослідження.

2.1 Методика виготовлення виробів методом FDM

Вивчення впливу параметрів процесу FDM на якість анатомічних моделей вимагає структурованого дослідницького підходу з чітко визначеними методиками вимірювань та аналізу даних. Особливу увагу приділено дослідженню трьох основних

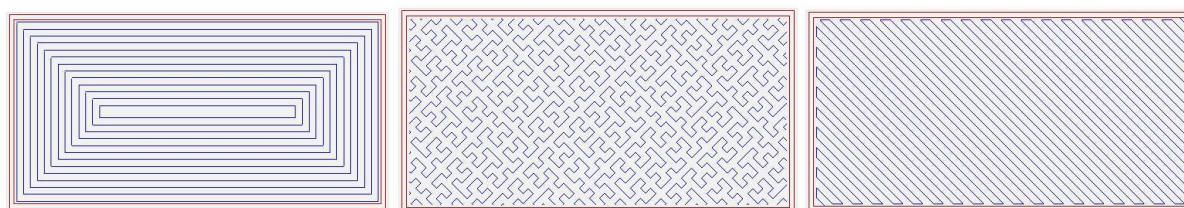
термопластичних матеріалів – ABS+, CoPET та поліамід-6 (PA6). Кожен з цих матеріалів має унікальні властивості та особливості обробки, що потребує специфічних підходів до оптимізації параметрів процесу.

У дослідженні використовували поліамід-6 Plexiwire Nylon (PA6) у вигляді філаменту діаметром 1,75 мм (ISO/ASTM 52903-1:2020). Він володіє високою міцністю, яка поєднується з високим рівнем стійкості до впливу температур і агресивних хімічних речовин, а також антифрикційним властивостями. Його основною негативною особливістю є висока гігроскопічність. Філамент попередньо просушували у сушарці Creality DRY BOX 2.0 на протязі 3 годин з температурою 80°C. Для надійної фіксації першого шару використовували підкладку надруковану з еластану.

Для 3D-друку зразків з співполімеру поліетилентерефталату (CoPET) використовували філамент діаметром 1,75 мм (ISO/ASTM 52903-1:2020). Це аморфний матеріал з гладкою глянцевою поверхнею, що відрізняється високою прозорістю та рівномірним світлорозсіюванням, вогнестійкістю, відсутністю у складі шкідливих компонентів, підвищеною стійкістю до ударів, хімічною стійкістю.

Зразки з модифікованого акрилабутадієну стиролу (ABS+) друкували з філаменту діаметром 1,75 мм (ISO/ASTM 52903-1:2020).

Зразки друкували на 3D-принтері типу Prusa i3 із закритою камерою для зменшення усадки. Розмір робочої зони 3D -принтера складав 250 x 250 x 200 мм. Система подачі – боуден; тип екструдера - одинарний; розмір сопла – 0,4 мм; максимальна температура екструдера – 280 °C; максимальна температура столу – 120°C; максимальна швидкість друку – 100 мм/с, точність переміщення по осях X і Y – 0,0125 мм, по осі Z – 0,0025 мм. Для «нарізки» деталі, генерування G-коду та налаштування параметрів процесу використовували слайсер Slic3rPE.



а

б

в

Рисунок 2.1 – Схеми заповнення, використані в дослідженні: (а) концентрична, (б) крива Гілберта, (в) прямолінійна

2.2 Планування експериментів та обробка результатів

2.2.1 Формування факторних планів експериментів

Планування експерименту, обробка результатів, а також проведення дисперсійного та регресійного аналізу здійснювалися із використанням програмного комплексу STATISTICA. Для побудови чисельного експерименту використовувався модуль DOE.

Багатофакторні експериментальні плани формувалися відповідно до рекомендацій Бокса і Хантера. Такий підхід дозволив отримати незміщені оцінки головних ефектів та взаємодій другого порядку з використанням мінімально необхідної кількості спостережень. Це забезпечило оптимальний баланс між інформативністю експериментальних даних та ефективністю проведення досліджень, що є особливо важливим для систем зі значною кількістю змінних факторів.

Застосована методологія дала змогу не лише виявити прямий вплив окремих параметрів, а й встановити синергетичні та антагоністичні взаємодії між ними, що суттєво розширило уявлення про природу досліджуваних процесів.

У випадках, коли на основі наявного плану досягалася достатня насиченість даних для побудови адекватної регресійної моделі, проведення додаткового експерименту не вимагалось. Якщо ж отриманої інформації було недостатньо, результати дробнофакторного експерименту використовувалися для попередньої оцінки впливовості факторів. На наступному етапі проводився експеримент за планом Бокса-Бенкена, сформований на основі відібраних значущих змінних. Це дозволило врахувати квадратичні

ефекти та взаємодії другого порядку й побудувати регресійні моделі з підвищеною точністю та адекватністю.

При побудові регресійних рівнянь окремо оцінювалася статистична значущість коефіцієнтів при незалежних змінних. Параметри, які не мали статистичної значущості, не включалися до рівняння.

2.2.2 Перетворення коефіцієнтів регресійних рівнянь у натуральні значення

Для практичного застосування регресійного рівняння, отриманого в результаті експериментального планування, здійснювали перетворення коефіцієнтів з кодованих змінних у натуральні значення. Регресійне рівняння, як правило, подається у вигляді функції від нормованих (кодованих) змінних X_i , які приймають значення у стандартному діапазоні від -1 до $+1$. Такий формат зручний для статистичного аналізу, однак не є безпосередньо інтерпретованим у фізичному контексті процесу.

Для переходу до натуральних змінних Z_i (наприклад, у міліметрах або відсотках) використовується лінійна трансформація, яка враховує центр та амплітуду варіації відповідного фактору. Перетворення виконується за формулою:

$$X_i = \frac{(Z_i - Z_0)}{\Delta Z} \quad (2.1)$$

де Z_0 – центральне значення фактору;

ΔZ – половина інтервалу варіації фактору, тобто різниця між центральним і граничним значенням.

Після встановлення таких залежностей для всіх факторів, здійснюється підстановка у початкове рівняння. Усі добутки та степеневі залежності, що містять кодовані змінні та їх взаємодії, розкриваються відповідно до алгебраїчних правил.

Отримане рівняння у натуральних змінних дозволяє безпосередньо здійснювати інженерну інтерпретацію результатів та проводити оптимізацію параметрів процесу без потреби у зворотному кодуванні.

2.2.3 Оцінка адекватності регресійних моделей

Для перевірки адекватності отриманих моделей проведено оцінку однорідності дисперсії адекватності і дисперсії відтворюваності моделі з використанням критерію Фішера. Враховуючи, що число дослідів експериментального плану більше за число оцінюваних коефіцієнтів регресії математичної моделі, план експерименту був ненасиченим. Для визначення дисперсії відтворюваності проведено дублювання дослідів в центрі плану експерименту. Її однорідність оцінювали за критерієм Кохрена.

Значення дисперсії відтворюваності розраховували за формулою:

$$S_y^2 = \frac{\sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^n (F_{\phi i, j}^{\text{експ}} - \overline{F_{\phi i}^{\text{експ}}})^2}{N(n-1)} \quad (2.2)$$

де N – кількість дубльованих дослідів; n – кількість повторень кожного дослідів.

Значення дисперсії адекватності моделі, враховуючи рівномірне дублювання дослідів, визначали за формулою:

$$S_{\text{ад}}^2 = \frac{\sum_{i=1}^N n (t_{\phi} - \overline{t_{\phi}})^2}{f_{\text{ад}}} \quad (2.3)$$

де n – кількість дубльованих дослідів в кожній серії;

t_{ϕ} , °C – розрахункове значення температури факела;

$\overline{t_{\phi}}$, °C – середнє значення температури факела за результатами дублювання дослідів;

$f_{ад}$ – число ступенів свободи.

Однорідність дисперсії оцінювали за допомогою F-критерію Фішера:

$$F_{розр} = \frac{S_{ад}^2}{S_y^2} \quad (2.4)$$

Розрахункове значення критерію Фішера при рівні значимості 0,05 (P = 95 %) та відповідному експерименту числі ступенів свободи порівнювали із табличним значенням. Отриману модель вважали такою, що адекватно описує процес якщо виконувалась умова:

$$F_{розр} < F_{табл} \quad (2.5)$$

На адекватність побудованої моделі також вказує розподіл залишків, близький до нормального, а також висока відповідність між спостережуваними та прогнозованими значеннями, що проявляється у наближенні їх залежності до лінійної. Значущість окремих коефіцієнтів регресії оцінювали за допомогою t-критерію Стьюдента.

2.3 Методики дослідження якості виробів

2.3.1 Шорсткість поверхні

Профіль поверхні досліджували на базовій довжині 2 мм за допомогою профілометра-профілографа Accretech Handysurf 35-2 в поперечному (вісь Y) та повздовжньому (вісь X) напрямках в залежності від схеми заповнення. Якість поверхні визначали за середньоквадратичне відхилення від профілю (Ra, мкм). Похибка вимірювання не перевищувала 5%.

2.3.2 Механічні властивості виробів

Вплив параметрів термічної обробки на механічні властивості отриманого виробу досліджували через вимірювання міцності на розрив та відносного подовження за допомогою випробувальної машини Instron 3345, яка призначена для визначення механічних характеристик матеріалів та виробів з максимальним навантаженням до 5 кН. Форма зразків відповідала ISO 527-2:2018.

2.3.3 Оцінка точності виробів

Для дослідження розмірної точності в напрямку основних геометричних осей використовували призматичний зразок (рис 2.2).

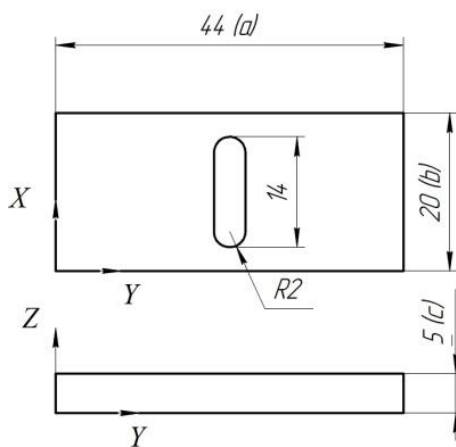


Рисунок 2.2 – Ескіз зразків

Вплив режимних параметрів друку на точність отриманого виробу у напрямку координатних осей «X», «Y», «Z» досліджували, через вимірювання розмірів зразків «a», «b» та «c», які співпадають з зазначеними осями, проводили за допомогою мікрометра з похибкою, що не перевищує $\pm 0,004$ мм.

Розмірну точність оцінювали за відносним відхиленням розмірів у напрямку основних осей. Цей показник дозволяє нормалізувати значення абсолютних похибок

відносно номінальних параметрів, що забезпечує об'єктивність порівняння результатів незалежно від масштабу досліджуваних величин.

2.3.4 Пористість виробів

Дослідження пористості проводили методом гідростатичного зважування. Сутність методу полягає у порівнянні мас однакових обсягів випробуваного матеріалу та рідини відомої густини (дистильованої води). Для зважування використовували ваги аналітичні з точністю зважування до 0,0001 г. Для зменшення можливості захоплення або включення повітряних бульбашок зразки покривали шаром парафіну відомої густини, що потім враховували при розрахунку густини. Для того, щоб зразок не спливав в рідині, використовували додатковий вантаж. Після проведення всіх зважувань, щільність зразка розраховували за формулою:

$$\rho_z = \frac{M_1 \cdot \rho_B \cdot \rho_{\Pi}}{(M_2 - (M_3 - M_4)) \cdot \rho_{\Pi} - M_5 \cdot \rho_B} \quad (2.6)$$

де M_1 - маса зразка без парафіну зваженого в повітрі, г; M_2 - маса зразка вкритого парафіном зваженого в повітрі, г; M_3 - маса зразка вкритого парафіном зваженого в рідині, г; M_4 - маса підвіски з вантажем зваженого в рідині, г; M_5 - маса парафіну, г; ρ_{Π} - густина парафіну, г/см³; ρ_B - густина дистильованої води, г/см³.

Пористість зразків розраховували за формулою:

$$P = \frac{100 - \rho_z}{\rho_M} \cdot 100 \quad (2.7)$$

де ρ_z - щільність зразка з урахуванням пор, г/см³; ρ_M - густина матеріалу, г/см³.

2.4 Методика термічної обробки

Термічну обробку зразків проводили в лабораторній печі STM-1-10. Похибка стабілізації температури в печі не перевищувала $\pm 2^{\circ}\text{C}$. Термообробка зразків полягала в нагріванні печі до зазначеної температури, очікування стабілізації температури в печі та завантаження зразка. Тривалість витримки зразків в печі варіювалась від 30 до 90 хвилин. В залежності від плану експерименту охолодження зразків відбувалося: поступово в печі до кімнатної температури, окремо від печі при кімнатній температурі, а також поступово в печі до половини максимальної температури термообробки, після чого зразок охолоджували на повітрі.

2.5 Методика проведення оптимізації параметрів процесу FDM

Оптимізація параметрів процесу FDM здійснювалась з метою досягнення бажаного компромісу між функціональними характеристиками анатомічних моделей (точністю, якістю поверхні) та ефективністю процесу виготовлення (часом друку). Для реалізації оптимізації обрано два підходи: локальний детермінований метод SLSQP (Sequential Least Squares Programming) та глобальний еволюційний алгоритм диференційної еволюції (Differential Evolution, DE). Обидва методи реалізуються в середовищі Python з використанням модуля `scipy.optimize`.

У межах дисертаційного дослідження застосування обох методів дозволяє здійснити перевірку стійкості отриманих результатів і виявити найефективніший підхід для задачі оптимізації параметрів процесу FDM з урахуванням множинних обмежень.

2.6 Висновки до розділу 2

1. Розроблено методологію дослідження якості анатомічних моделей, виготовлених методом FDM, що включає оцінку розмірної точності, шорсткості, пористості та механічних характеристик.

2. Впроваджено раціональний підхід до планування експериментів із використанням дробно- та повнофакторних планів та планів Бокса–Бенкена, що дозволило ефективно дослідити вплив десяти параметрів процесу FDM.

3. Обґрунтовано методики досліджень показників якості анатомічних моделей: відносне відхилення від номінального розміру, середнє арифметичне відхилення профілю, пористість та механічні властивості, що відповідають клінічним вимогам до анатомічних моделей.

4. Запропоновано обґрунтований підхід до оптимізації, який передбачає застосування локального методу послідовного квадратичного програмування та глобального еволюційного алгоритму диференційної еволюції.

Застосований комплекс методик забезпечує отримання адекватних результатів досліджень та дозволяє встановити закономірності впливу параметрів процесу FDM на якість анатомічних моделей відповідно до вимог ортопедичної хірургії.

РОЗДІЛ 3 ВПЛИВ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ FDM ТА ТЕРМІЧНОЇ ОБРОБКИ НА ЯКІСТЬ ВИРОБІВ З ТЕРМОПЛАСТИЧНИХ МАТЕРІАЛІВ

Параметри процесу пошарового наплавлення здійснюють суттєвий вплив як на якість анатомічних моделей, так і на час їх виготовлення. Такі фактори як висота шару, швидкість друку, щільність і схема заповнення, температура платформи, ширина укладення нитки, кількість стінок, кількість суцільних верхніх та нижніх шарів, температура екструзії, екструзійний множник та інші параметри дозволяють цілеспрямовано керувати характеристиками готового виробу. Варіювання цих параметрів надає можливість контролювати точність, шорсткість поверхні, пористість та механічні властивості моделей, а також оптимізувати час виготовлення відповідно до клінічних потреб.

Важливо зазначити, що вплив параметрів процесу не є однозначним для різних матеріалів, які застосовуються для виготовлення анатомічних моделей. Різні матеріали демонструють специфічні особливості поведінки під час 3D-друку, що потребує індивідуального підходу до налаштування процесу. Крім того, необхідно враховувати комплексну взаємодію цих параметрів, оскільки зміна одного може призвести до непередбачуваних змін якості моделі через синергетичні ефекти.

Для глибокого розуміння цих взаємозв'язків необхідне проведення комплексних досліджень, які дозволять встановити закономірності впливу параметрів процесу FDM на характеристики анатомічних моделей. Побудова регресійних моделей має особливу цінність, оскільки дозволяє прогнозувати характеристики виробів та оптимізувати параметри процесу відповідно до конкретного клінічного випадку.

Дослідження, представлені в цьому розділі, спрямовані на розширення наукових основ щодо комплексних закономірностей впливу основних параметрів процесу FDM на точність, шорсткість, пористість та час 3D-друку заготовок із термопластичних матеріалів.

Результати досліджень сприятимуть розвитку уявлень про механізми взаємного впливу параметрів процесу FDM на якісні характеристики анатомічних моделей, що в

свою чергу підвищить ефективність їх застосування у клінічній практиці. Це особливо важливо для забезпечення оптимального балансу між якістю моделей та швидкістю їх виготовлення при різних клінічних сценаріях, як-от планові операції, де пріоритетом є висока точність, або екстрені втручання, де критичним фактором стає час виготовлення.

3.1 Закономірності формування якості виробів з поліаміду-6

Фактори, що визначають якість анатомічних моделей, відповідали умовам, пропонуваним до незалежних змінних, що використовуються при реалізації експериментів, тобто були незалежними і керованими. При проведенні дослідження враховували зміни 10 прийнятих факторів, що характеризують процес FDM, а саме: висота шару, швидкість друку, схема заповнення, щільність заповнення, екструзійний множник, температура екструзії, температура платформи, ширина укладання нитки, кількість стінок, кількість суцільних верхніх та нижніх шарів.

При числі незалежних змінних (факторів) 10 і рівні їх варіювання 3, що потрібно для проведення як дисперсійного так і регресійного аналізів, загальна кількість дослідів в повнофакторному плані складе 59049 шт. При варіюванні факторів на двох рівнях потрібна кількість дослідів становить 1024. Вочевидь, що незважаючи на переваги повнофакторного експерименту, що полягають в можливості оцінки не тільки основних ефектів, але і ефектів парної взаємодії, практична реалізація такої кількості дослідів з врахуванням їх дублювання є нераціональною. У зв'язку з цим, використовували дробнофакторний експеримент.

Для визначення впливу параметрів процесу FDM на шорсткість, розмірну точність в напрямку основних осей та час виготовлення зразків з поліаміду було використано дробнофакторний план експерименту 2^{10-5} . Такий план з одного боку дозволив значно скоротити кількість експериментальних досліджень, але з іншого боку дозволив отримати досить повну інформації про вплив основних факторів на функції відгуку.

Для кожного параметра процесу використовувалося два рівні варіювання (табл. 3.1). Як функції відгуку вибрано залежні змінні: час друку (t), шорсткість (R_a), відносне відхилення в напрямку основних осей (δ_a , δ_b , δ_c).

Таблиця 3.1 – Параметри процесу FDM та їх рівні

Параметр процесу FDM			Рівні варіювання	
			-1	+1
1	Висота шару, мм	LH	0,15	0,3
2	Швидкість друку, мм/с	PS	40	80
3	Щільність заповнення, %	ID	25	100
4	Схема заповнення	IP	прямолінійна	концентрична
5	Температура платформи, °C	BT	100	120
6	Ширина укладення нитки, мм	DSW	0,49	0,52
7	Кількість стінок	NS	2	4
8	Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів	NTB	2	4
9	Температура екструзії, °C	ET	255	265
10	Екструзійний множник	EM	0,9	1,1

Реалізація дворівневого факторного плану дробнофакторного експерименту та отримані значення функцій відгуку для зразків із поліаміду-6 (додаток А) дозволили реалізувати подальші дисперсійний та регресійний аналізи.

3.1.1 Вплив параметрів процесу FDM на час 3D-друку

На підставі аналізу дисперсії, що вносить кожен фактор, оцінювали його ступінь впливу на відповідну функцію відгуку (час 3D-друку) (табл. 3.2).

Таблиця 3.2 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1) Висота шару	692,66	692,66	452,88
(2) Швидкість друку	519,70	519,70	339,79
(4) Густина заповнення	352,19	352,19	230,26
(9) Кількість стінок	19,25	19,25	12,59
1 by 2	41,77	41,77	27,31
1 by 4	51,01	51,01	33,35
2 by 4	15,24	15,24	9,96
Похибка	36,71	1,53	
Загальна дисперсія	1728,53		

Аналіз результатів дисперсійного аналізу (табл. 3.2), свідчить про статистично значущий вплив основних параметрів процесу FDM на час 3D-друку анатомічних моделей. Найбільший вплив має висота шару, другим за значущістю фактором є швидкість друку, а третім – щільність заповнення. Кількість стінок також демонструє статистично значущий вплив. Особливу увагу слід звернути на взаємодію параметрів, де поєднання висоти шару і щільності заповнення (1 by 4) має найбільший ефект серед взаємодій, що свідчить про синергетичний вплив цих факторів на час 3D-друку.

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.1 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі. Від’ємне значення факторів висоти шару, швидкості друку та парної взаємодії між висотою і щільністю заповнення говорить про те, що при їх збільшенні час виготовлення буде зменшуватися.

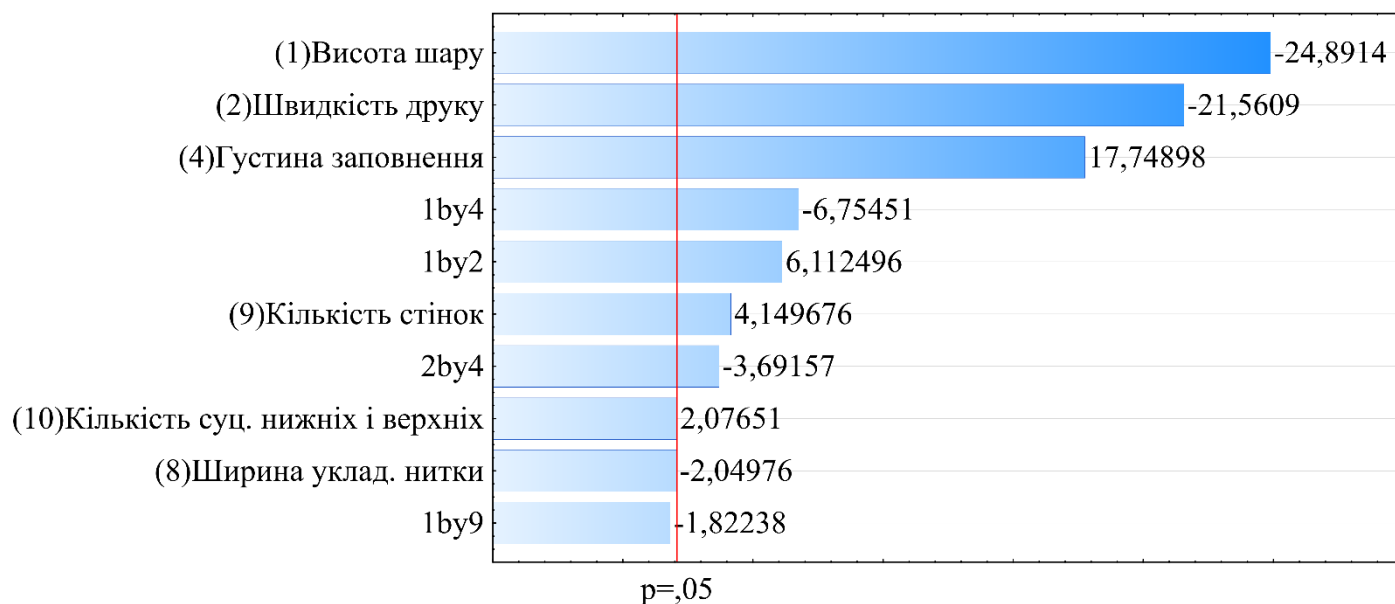


Рисунок 3.1 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на час 3D-друку

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та включені до моделі ефекти парної взаємодії є статистично значущими. Це дає змогу використувати побудовану регресійну модель як адекватний опис впливу параметрів процесу FDM на час 3D-друку (табл. 3.3).

Найбільший вплив серед самостійних факторів впливу мають висота шару та швидкість друку, які характеризуються від'ємними значеннями коефіцієнтів, що вказує на зворотну залежність між цими параметрами та досліджуваною величиною. Щільність заповнення має прямий позитивний вплив. Взаємодія між висотою шару і щільністю заповнення (1 by 4) має значний від'ємний вплив, що свідчить про складний характер взаємодії параметрів процесу. Отримана регресійна модель дозволяє прогнозувати значення досліджуваного параметра з рівнем довіри 95%, що підтверджується відносно вузькими довірчими інтервалами для всіх коефіцієнтів моделі.

Таблиця 3.3 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	17,60	80,51	17,15	18,05
(1)Висота шару	-4,65	-21,28	-5,10	-4,20
(2)Швидкість друку	-4,03	-18,43	-4,48	-3,58
(4)Щільність заповнення	3,32	15,17	2,87	3,77
(9)Кількість стінок	0,78	3,55	0,32	1,23
1 by 2	1,14	5,26	0,69	1,59
1 by 4	-1,26	-5,77	-1,71	-0,81
2 by 4	-0,69	-3,16	-1,14	-0,24

Аналіз результатів регресійного аналізу (табл. 3.3), показує високу якість отриманої математичної моделі з коефіцієнтом детермінації 0,98, що свідчить про високу адекватність моделі. Також розрахункове значення критерію Фішера дорівнює 158,02. Табличне значення критерію Фішера при рівні значущості 0,05 і ступені свободи 7 становить 2,42 [92]. На основі порівняння розрахункового та табличного значень критерію Фішера ($158,02 > 2,42$) зроблено висновок про статистичну значущість побудованої моделі.

Критичне табличне значення t-критерію Стьюдента для рівня значущості 0,05 та кількості ступенів свободи 24 дорівнює 2,064 [92]. З таблиці 3.3 можна зробити висновок, що всі коефіцієнти регресії мають значення t-критерію більше ніж 2,064 за абсолютною величиною. Отже, всі коефіцієнти регресії є статистично значущими.

Таким чином, статистичний аналіз підтверджує адекватність отриманої регресійної моделі та значущість усіх її коефіцієнтів. Це свідчить про можливість її застосування для прогнозування та керування процесом 3D-друку моделей.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на час 3D-друку в натуральному масштабі має вигляд:

$$t = 36,31 - 79,6 \cdot LH - 0,32 \cdot PS + 0,24 \cdot ID + 0,77 \cdot NS + 0,76 \cdot LH \cdot PS - 0,45 \cdot LH \cdot ID - 0,001 \cdot PS \cdot ID \quad (3.1)$$

Для підтвердження коректності моделі та перевірки виконання її основних припущень були побудовані відповідні діаграми залишків (рис. 3.2). Аналізуючи графік розподілу залишків відносно спостережуваних значень (рис. 3.2 а), можна зробити висновки, що залишки розподілені випадково навколо нульової осі, без чітко вираженої структури. Це підтверджує коректність припущення про лінійність моделі та відсутність значних систематичних помилок. Гістограма залишків із накладеною нормальною кривою свідчить про наближеність їхнього розподілу до нормального (рис. 3.2 б). Основна маса значень зосереджена поблизу нуля, що підтверджує збалансованість моделі. Водночас спостерігається певна асиметрія розподілу, що виражається у незначному зміщенні ліворуч. Незважаючи на це, загальний вигляд гістограми відповідає припущенню нормальності залишків, що підтверджує відповідність моделі теоретичним очікуванням. Квантильний графік нормального розподілу залишків (рис. 3.2 в) підтверджує відповідність залишків нормальному розподілу, оскільки більшість точок розташовані вздовж діагональної лінії. Невеликі відхилення у крайніх значеннях можуть свідчити про наявність незначних відхилень від нормальності, зокрема, вплив окремих викидів або незначну лівосторонню асиметрію.

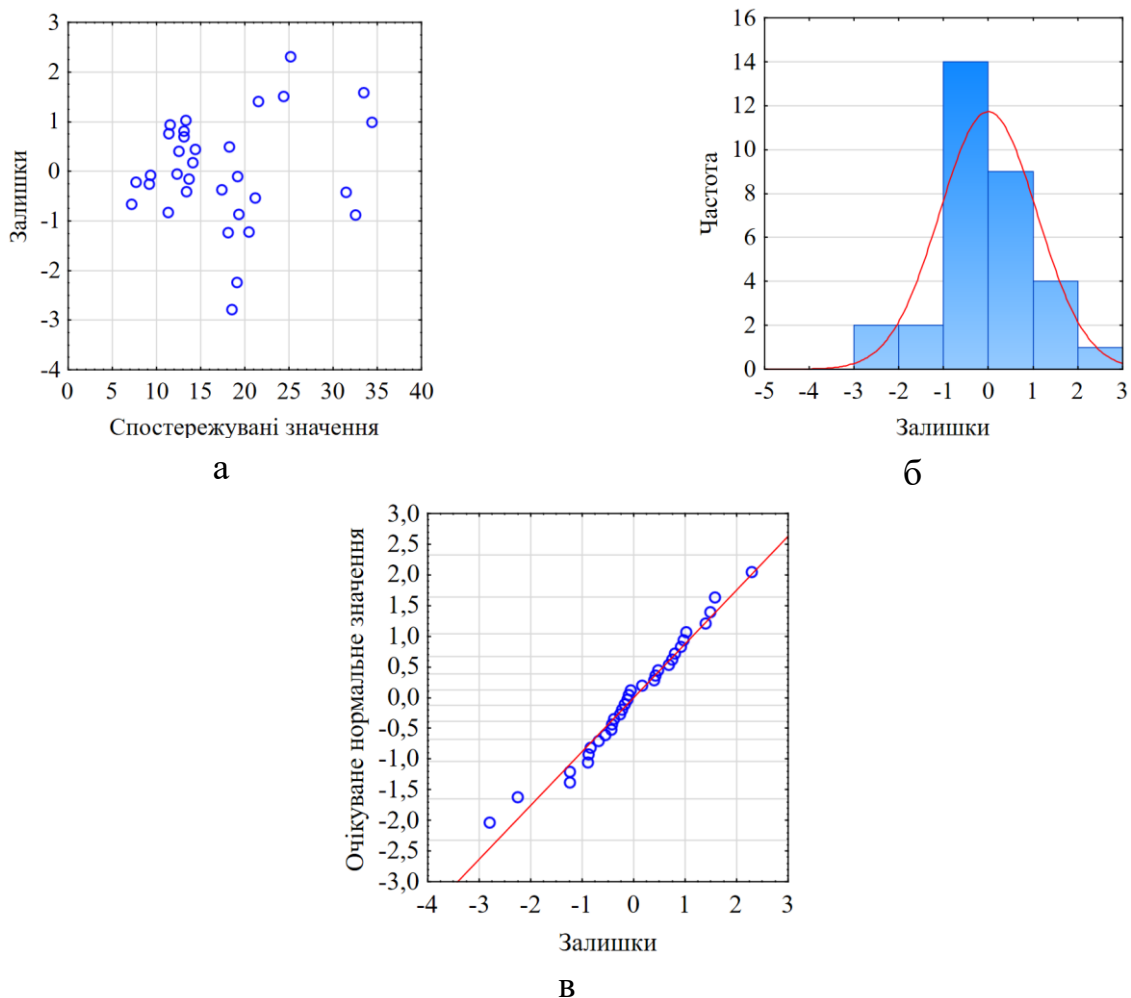


Рисунок 3.2 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень; (б) гістограма залишків; (в) квантильний графік нормального розподілу залишків

Аналіз графіків середніх значень (рис. 3.3) дозволяє оцінити вплив основних параметрів процесу FDM – висоти шару, щільності заповнення та швидкості друку – на тривалість виготовлення виробів. Зменшення висоти шару з 0,30 мм до 0,15 мм супроводжується істотним зростанням часу 3D-друку (рис. 3.3 а), що пояснюється необхідністю формування більшої кількості шарів. Водночас підвищення щільності заповнення з 25 % до 100 % також призводить до подовження часу виготовлення, особливо за умови тонкошарового друку. Показово, що поєднання 0,15 мм і 25 % забезпечує майже такий самий час виготовлення, як і комбінація 0,30 мм із 100 % заповненням. Це

свідчить про компенсацію впливу одного параметра іншим, що важливо враховувати при виборі параметрів процесу залежно від вимог до точності та міцності.

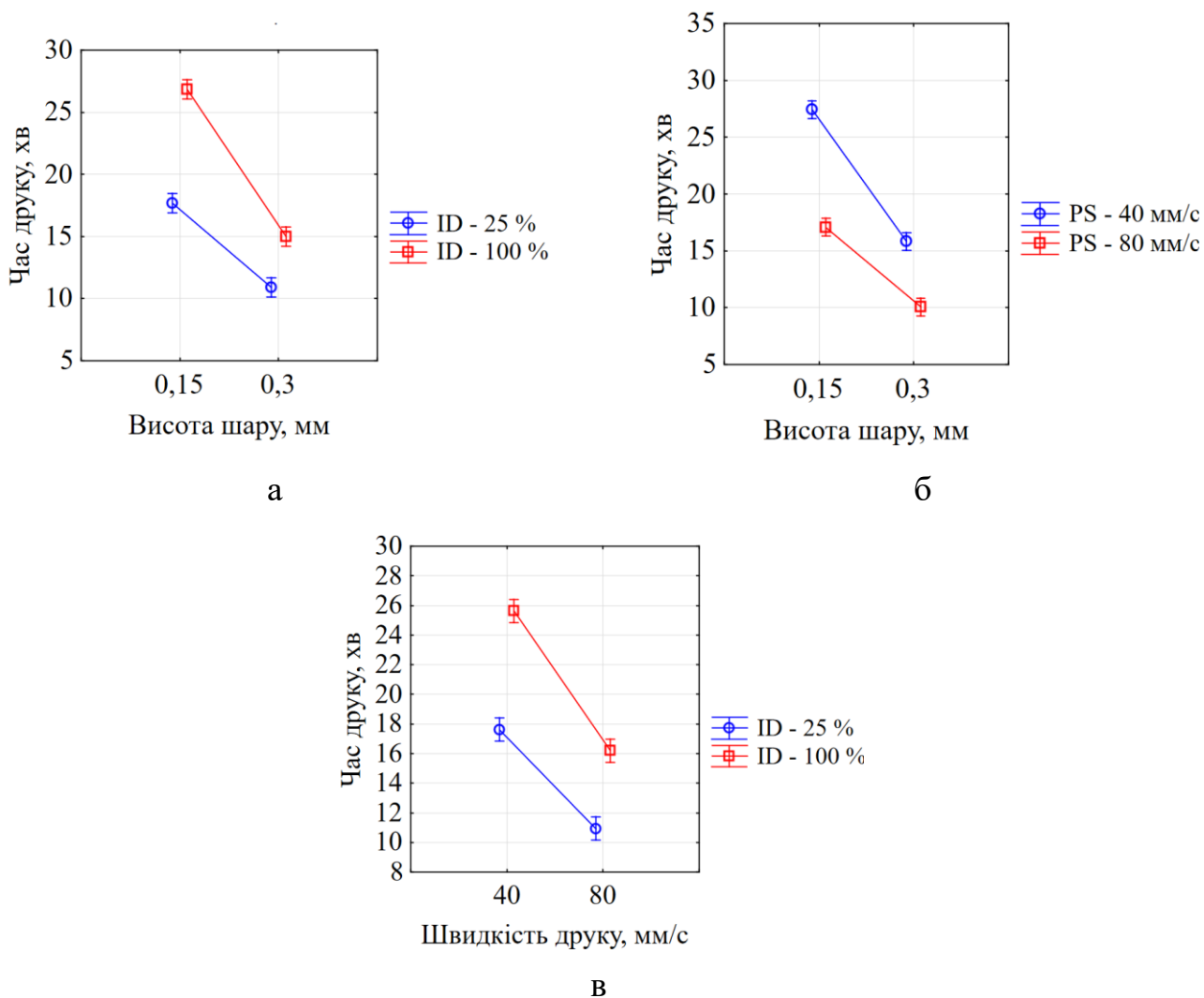


Рисунок 3.3 – Залежність часу друку від (а) висоти шару та щільності заповнення; (б) висоти шару та швидкості друку; (в) швидкості друку та щільності заповнення

Встановлено, що зі збільшенням швидкості з 40 мм/с до 80 мм/с час 3D-друку скорочується в обох випадках, однак ефект є більш вираженим при меншій висоті шару (рис. 3.3 б). Це зумовлено тим, що при зменшенні висоти шару збільшується кількість проходів, і відповідно – тривалість процесу, тому підвищення швидкості друку

забезпечує суттєвіший виграш у часі. Натомість для шару товщиною 0,30 мм різниця між показниками при різних швидкостях є менш помітною.

Як і очікувалося, збільшення швидкості сприяє зменшенню тривалості виготовлення, тоді як підвищення щільності заповнення, навпаки, її збільшує (рис. 3.3 в). Одночас встановлено, що певні поєднання параметрів можуть забезпечувати подібні значення часу 3D-друку. Наприклад, комбінація високої швидкості (80 мм/с) і повного заповнення (100 %) дає результат, близький до часу виготовлення за умов меншої швидкості (40 мм/с) та щільності заповнення 25 %. Це відкриває можливості для адаптації параметрів процесу залежно від вимог до виробу – зокрема, збереження часу виготовлення за одночасного покращення точності або механічних властивостей.

Узагальнюючи результати, можна стверджувати, що найбільший вплив на час 3D-друку справляє висота шару, тоді як швидкість друку та щільність заповнення мають додатковий, хоча й суттєвий вплив. Крім того, виявлено значущі ефекти взаємодії між висотою шару та іншими параметрами. Побудована регресійна модель, яка пов'язує час виготовлення з параметрами процесу, може бути використана для подальшої оптимізації процесу з урахуванням конкретних критеріїв якості або продуктивності.

3.1.2 Вплив параметрів процесу FDM на шорсткість поверхонь виробів

Аналіз результатів дисперсійного аналізу (табл. 3.4) свідчить про статистично значущий вплив як окремих параметрів процесу FDM, так і їх парних взаємодій на показник шорсткості поверхні Ra. Найбільший внесок у загальну дисперсію має поєднання швидкості друку та температури платформи (2 by 7). Значний вплив також має поєднання висоти шару та щільності заповнення (1 by 4).

Серед інших важливих комбінацій слід відзначити: взаємодію висоти шару зі швидкістю друку (1 by 2), висоти шару з екструзійним множником (1 by 5), висоти шару з кількістю суцільних шарів (1 by 10), а також екструзійного множника з

кількістю стінок (5 by 9). Усі зазначені взаємодії мають значення критерію Фішера, що перевищують критичне табличне ($F_{кр} = 4,45$) [92], що підтверджує їхню роль у формуванні параметра шорсткості.

Серед факторів із самостійним впливом найбільшу статистичну значущість мають щільність заповнення, схема заповнення, екструзійний множник і температура екструзії. Їх високі значення сум квадратів відхилень свідчать про суттєвий внесок у загальну варіацію, що підтверджує ключову роль цих параметрів у забезпеченні якості поверхні FDM-виробів.

Таблиця 3.4 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(3) Схема заповнення	36,54	36,54	23,96
(4) Щільність заповнення	40,67	40,67	26,66
(5) Екструзійний множник	31,42	31,42	20,60
(6) Температура екструзії	28,61	28,61	18,75
1 by 2	17,66	17,66	11,58
1 by 4	47,58	47,58	31,19
1 by 5	11,95	11,95	7,83
1 by 10	10,23	10,23	6,71
2 by 7	67,73	67,73	44,40
5 by 9	10,70	10,70	7,01
Похибка	25,93	1,52	
Загальна дисперсія	244,95		

Аналіз діаграми Парето (рис. 3.4) підтверджує значущість згаданих параметрів та взаємодій, зокрема, найбільший вплив має поєднання температури платформи зі швидкістю друку (2 by 7), а також взаємодії висоти шару із щільністю заповнення (1 by 4). Серед основних факторів слід відзначити позитивний вплив щільності

заповнення, схеми заповнення та екструзійного множника, а також від'ємний – температури екструзії.

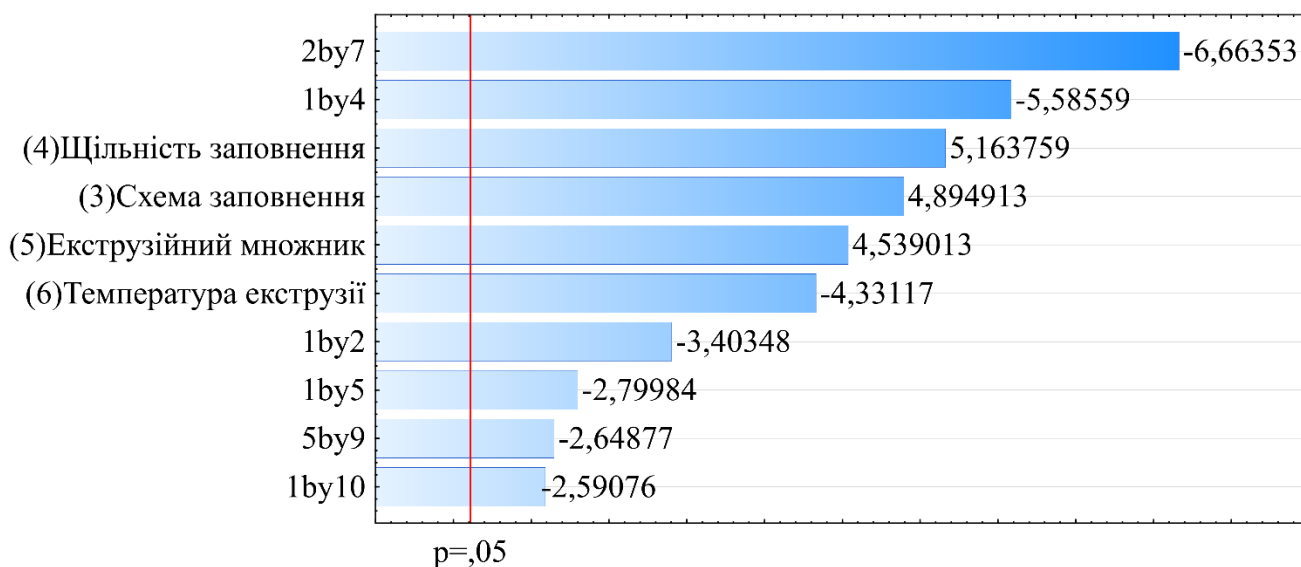


Рисунок 3.4 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на шорсткість поверхні

Результати дослідження підтверджують, що як основні параметри процесу FDM, так і включені до моделі ефекти парних взаємодій мають статистично значущий вплив на шорсткість поверхні. Це дозволяє розглядати побудовану регресійну модель як адекватний опис залежності параметра Ra від параметрів процесу FDM (табл. 3.5).

Таблиця 3.5 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	6,77	27,75	6,26	7,29
(3) Схема заповнення	1,19	4,90	0,68	1,71
(4) Щільність заповнення	1,26	5,16	0,75	1,77
(5) Екструзійний множник	1,11	4,54	0,59	1,62
(6) Температура екструзії	-1,03	-4,33	-1,54	-0,53

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
1 by 2	-0,81	-3,40	-1,32	-0,31
1 by 4	-1,36	-5,58	-1,88	-0,84
1 by 5	-0,68	-2,80	-1,19	-0,16
1 by 10	-0,62	-2,59	-1,12	-0,11
2 by 7	-1,63	-6,66	-2,14	-1,11
5 by 9	-0,65	-2,65	-1,16	-0,13

Отримана регресійна модель дозволяє з достатнім рівнем точності прогнозувати значення шорсткості поверхні Ra залежно від параметрів процесу FDM. Це підтверджується відносно вузькими довірчими інтервалами для всіх коефіцієнтів моделі при рівні довіри 95%.

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,89, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра. Розрахункове значення критерію Фішера для моделі перевищує табличне при рівні значущості 0,05, що дозволяє вважати модель статистично значущою.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 17 ступенях свободи дорівнює 2,11 [92]. Згідно з таблицею 3.5, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на шорсткість в натуральному масштабі має вигляд:

$$Ra = -65,84 + 178,77 \cdot LH + 1,02 \cdot PS + 0,14 \cdot ID + 50,98 \cdot EM - 0,21 \cdot ET + 0,49 \cdot BT + 6,47 \cdot NS + 1,86 \cdot NTB - 0,54 \cdot LH \cdot PS - 0,48 \cdot LH \cdot ID - 91,13 \cdot LH \cdot EM - 8,26 \cdot LH \cdot NTB - 6,47 \cdot EM \cdot NS - 0,01 \cdot BT \cdot PS \quad (3.2)$$

Коректність регресійної моделі та виконання її основних припущень було перевірено шляхом побудови та аналізу графіків залишків (рис. 3.5).

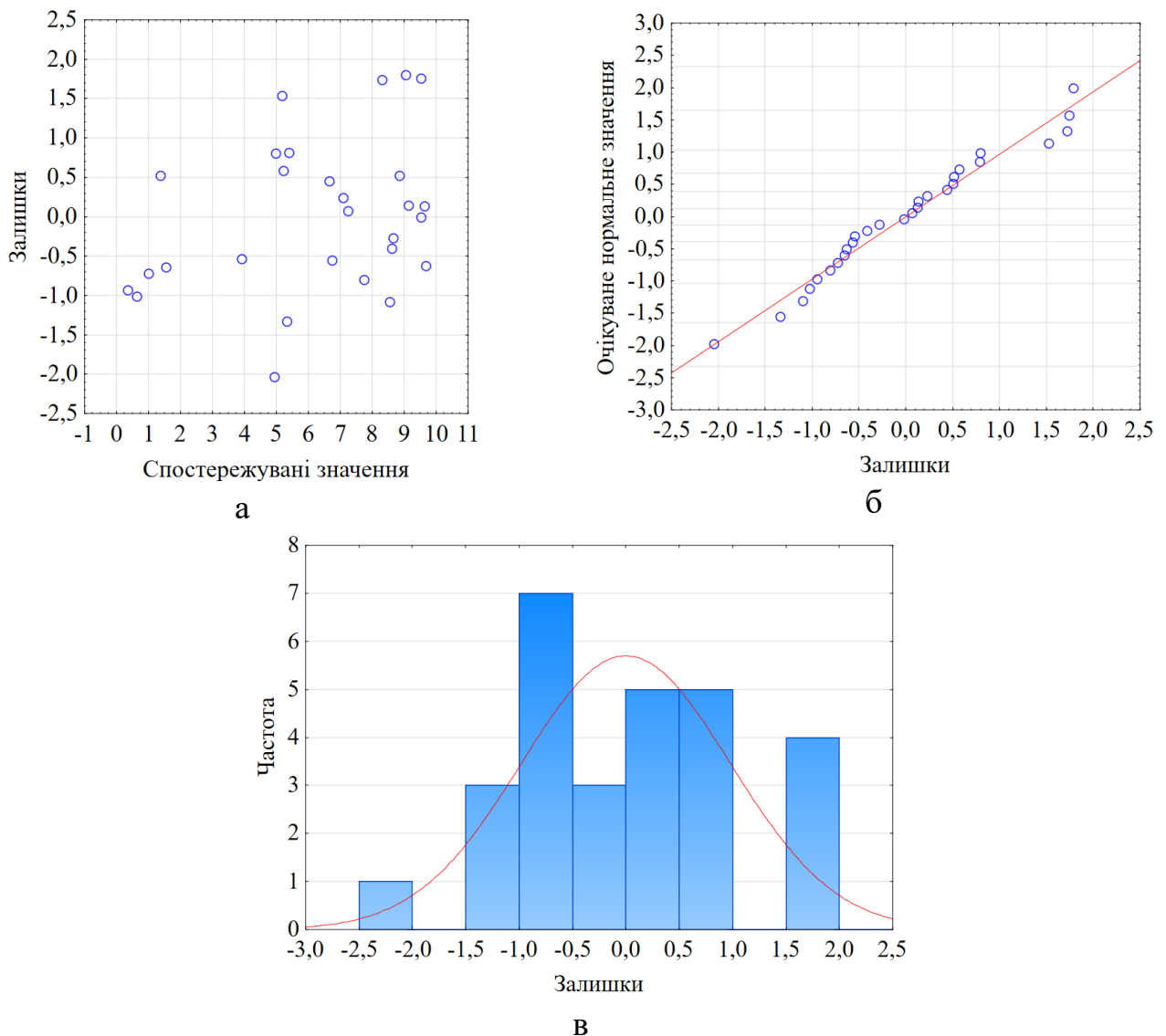


Рисунок 3.5 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень; (б) квантильний графік нормального розподілу залишків; (в) гістограма залишків

Графік, що відображає залишки моделі у співвідношенні зі спостереженими значеннями (рис. 3.5 а), дозволяє зробити висновок, що залишки розташовані хаотично, що свідчить про відсутність явної нелінійності або неврахованих систематичних впливів. Перевірка припущення нормальності розподілу залишків була здійснена за допомогою квантильного графіку нормального розподілу залишків (рис. 3.5 б). Аналіз отриманого графіка показує, що більшість точок розташовані вздовж діагональної лінії, що підтверджує наближену нормальність розподілу залишків. Однак у крайніх точках графіка помітні деякі відхилення, які можуть свідчити про наявність окремих викидів або незначну асиметрію розподілу. Це підтверджується гістограмою залишків (рис. 3.5 в), яка демонструє форму розподілу, що наближена до нормальної, проте містить певні відхилення у вигляді асиметрії та можливих екстремальних значень.

Графік співвідношення спостережених і прогнозованих значень (рис.3.6) демонструє високу прогностичну здатність моделі, про що свідчить близьке розташування більшості точок до лінії ідеального прогнозу. Незначне відхилення в нижньому діапазоні значень вказує на можливу тенденцію моделі до недооцінювання мінімальних значень залежної змінної.

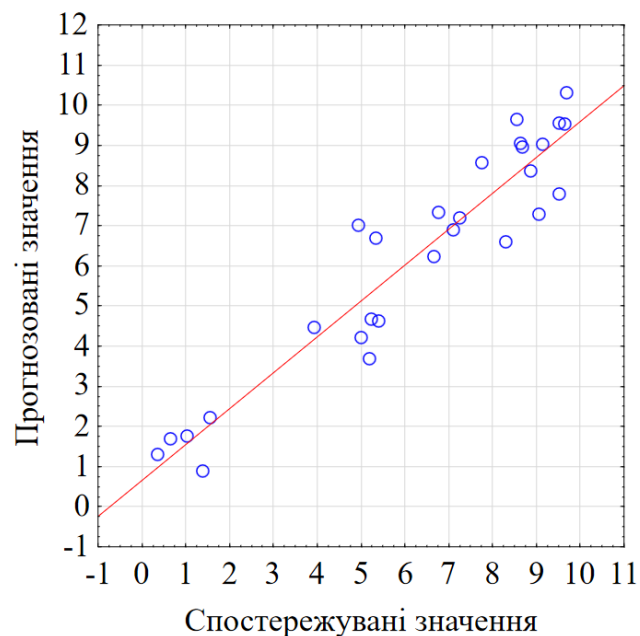


Рисунок 3.6 – Графік співвідношення спостережуваних і прогнозованих значень

Аналіз графіків середніх значень шорсткості поверхні (R_a) дозволяє оцінити вплив параметрів процесу на шорсткість поверхні виробів, виготовлених методом FDM.

Спостерігається суттєве збільшення шорсткості поверхні при переході від прямолінійної до концентричної схеми заповнення (рис. 3.7 а). Така тенденція може бути зумовлена особливостями траєкторій руху сопла: при концентричному заповненні екструдер виконує більше коротких радіальних переміщень із частими змінами напрямку, що призводить до формування менш однорідного шару матеріалу та локальних нашарувань.

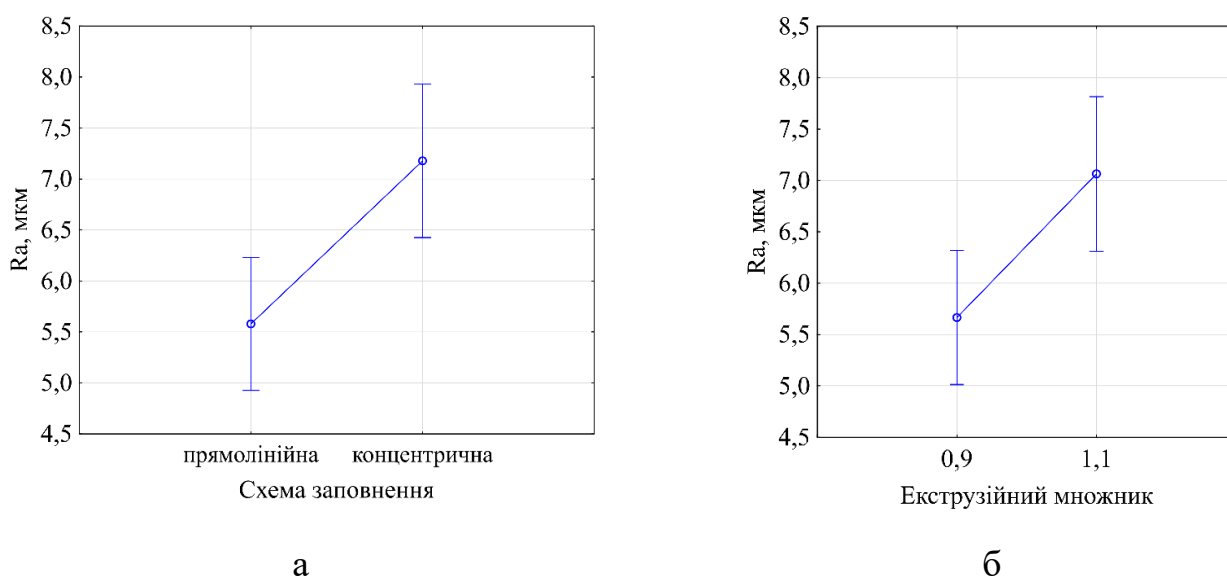


Рисунок 3.7 – Залежність шорсткості поверхні від (а) схеми заповнення та (б) екструзійного множника

Зі збільшенням множника з 0,9 до 1,1 спостерігається помітне зростання середнього значення R_a (рис. 3.7 б). Це свідчить про те, що надлишкове подавання матеріалу спричиняє надлишкове перекривання сусідніх екструдованих ниток та утворення мікронерівностей. Натомість зменшене екструдкування може призводити до меншого

об'єму нанесеного матеріалу, що потенційно зменшує висоту виступів між шарами, однак за надмірного зниження може виникати ефект неповного заповнення.

Зі збільшенням щільності заповнення з 25 % до 100 % спостерігається помітне зростання середнього значення параметра Ra (рис. 3.8 а). Така тенденція може бути зумовлена збільшенням кількості екструдованих ниток усередині об'єму моделі, які щільно прилягають один до одного, що підвищує ймовірність накладання та надлишкових нашарувань матеріалу. Крім того, за повного заповнення поверхня верхнього шару формується не тільки контурними лініями, а й внутрішніми структурами, що можуть мати нерівномірну висоту внаслідок технологічних похибок.

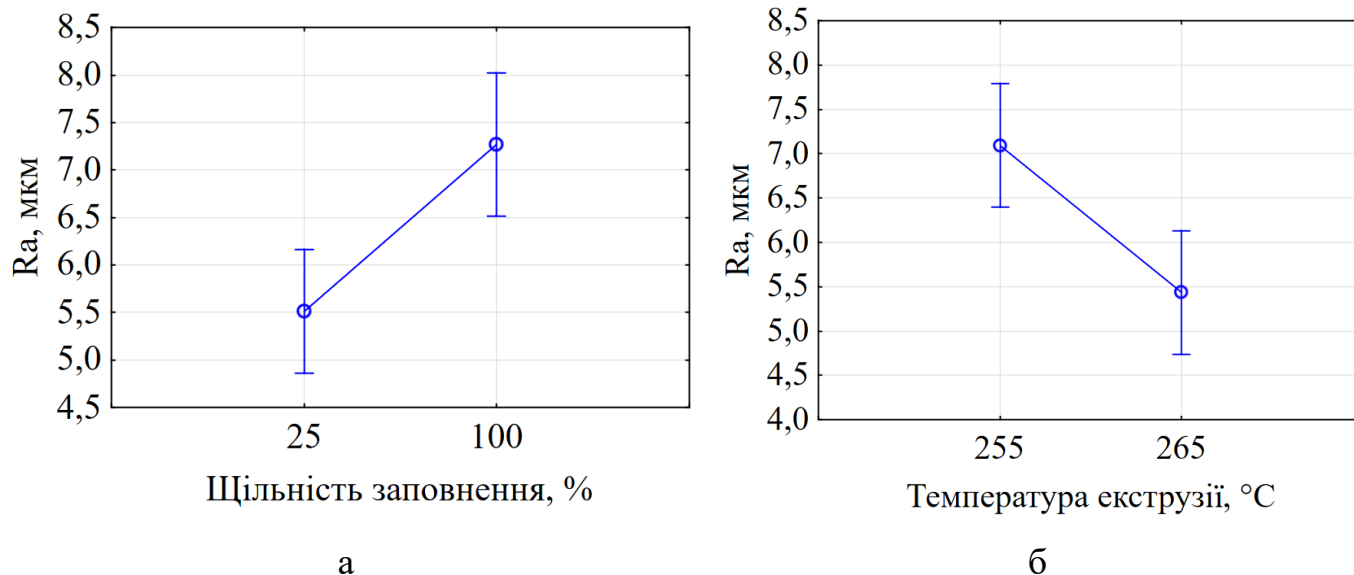


Рисунок 3.8 – Залежність шорсткості поверхні від (а) щільності заповнення та (б) температури екструзії

Підвищення температури екструзії з 255 °C до 265 °C супроводжується зниженням шорсткості поверхні (рис. 3.8 б). Це може бути пов'язано з покращенням реологічних властивостей матеріалу: при вищій температурі зменшується в'язкість матеріалу, що забезпечує рівномірніше розтікання нитки та ефективніше злиття між шарами. Унаслідок цього зменшується висота мікронерівностей, зумовлених переривчастістю екструзії або нерівномірністю руху сопла. Зниження шорсткості свідчить про позитивний

ефект помірного підвищення температури екструзії на якість поверхні за умови відсутності перегріву або термодеструкції матеріалу.

Залежність шорсткості поверхні від комбінацій параметрів процесу FDM наведено на рис. 3.9. Спостерігається зростання параметра R_a зі збільшенням щільності заповнення з 25 % до 100 % при висоті шару 0,15 мм. Це може бути пов'язано з тим, що тонкі шари більш чутливі до неоднорідностей внутрішнього заповнення, які при повному заповненні стають виразнішими, формуючи мікронерівності на поверхні.

Зі збільшенням екструзійного множника з 0,9 до 1,1 спостерігається зростання шорсткості для обох висот шару, що підтверджує тенденцію до погіршення якості поверхні внаслідок надлишкового наплавлення. При цьому шорсткість для шару 0,30 мм залишається вищою в усьому діапазоні значень множника, що свідчить про нижчу здатність товстіших шарів до самозгладжування. Тонкий шар (0,15 мм), особливо при множителі 0,9, демонструє найнижчі значення R_a , що можна пояснити точнішим нанесенням матеріалу та стабільнішим формуванням поверхні.

Для шару 0,15 мм фіксується незначне підвищення R_a з переходом від 2 до 4 суцільних шарів. У випадку шару 0,30 мм збільшення кількості суцільних шарів супроводжується зменшенням R_a , що свідчить про покращення перекриття внутрішнього заповнення та вирівнювання верхньої поверхні.

Збільшення кількості стінок із 2 до 4 призводить до зростання R_a для обох рівнів екструзійного множника, причому ефект виразніший при множителі 1,1. Це, ймовірно, зумовлено надлишком матеріалу в периферійній зоні моделі, що сприяє накопиченню локальних геометричних похибок і формуванню нерівностей.

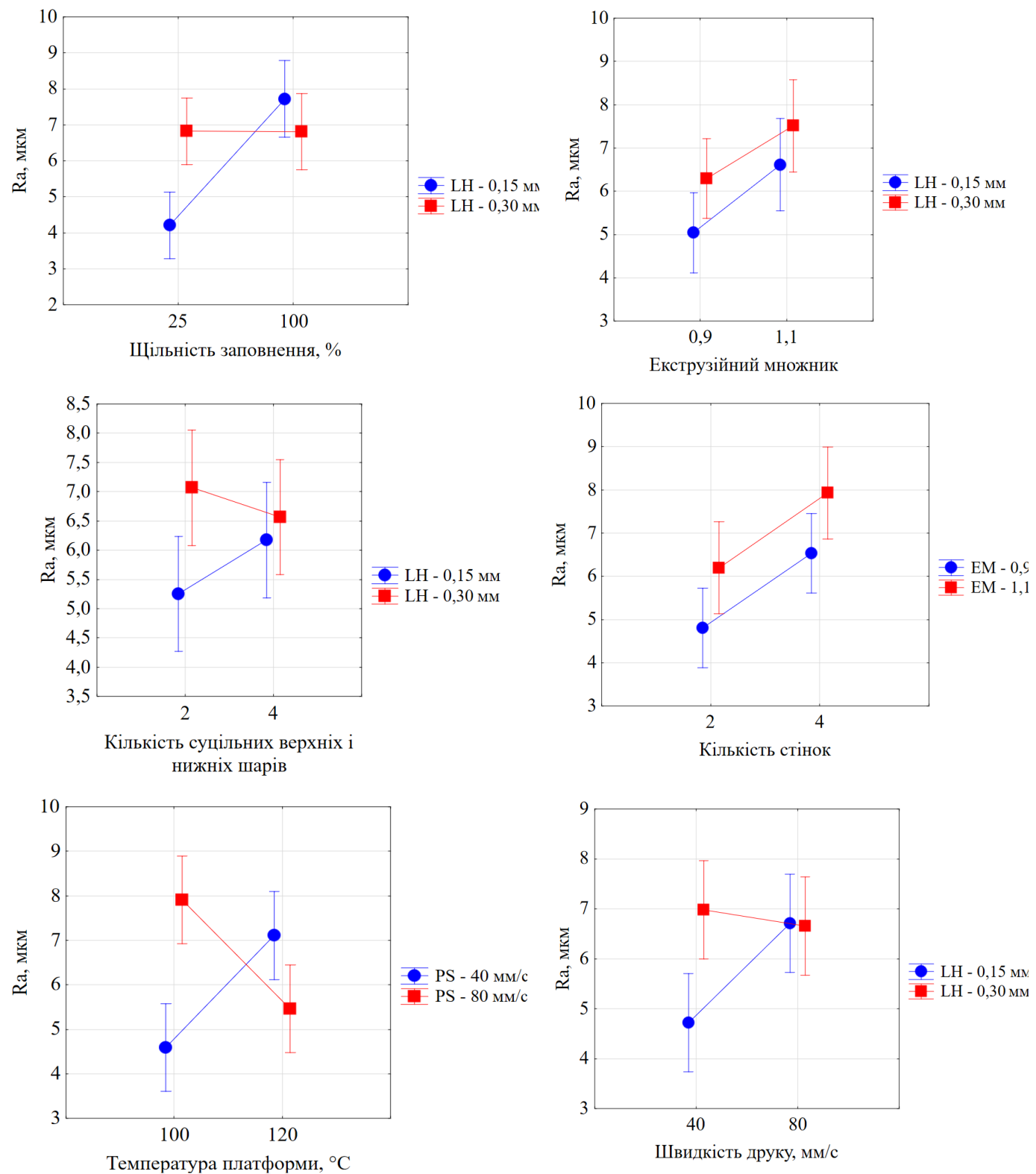


Рисунок 3.9 – Залежність шорсткості поверхні від комбінацій параметрів процесу FDM

Спостерігається зниження параметра Ra зі збільшенням температури платформи з 100 °C до 120 °C при швидкості друку 80 мм/с. Це може бути пов'язано з покращенням адгезії між шарами, що сприяє формуванню гладшої поверхні. Водночас при меншій швидкості (40 мм/с) збільшення температури платформи призводить до зростання шорсткості, що, ймовірно, зумовлено надмірним локальним прогрівом нижніх шарів і формуванням деформацій у верхній частині моделі. Така різноспрямована динаміка вказує на виражений ефект взаємодії між температурою платформи та швидкістю друку.

Для шару 0,15 мм спостерігається зростання Ra при підвищенні швидкості з 40 мм/с до 80 мм/с, натомість для шару 0,30 мм зміна Ra є незначною, що свідчить про нижчу чутливість товстих шарів до швидкості друку. Таким чином, підвищення швидкості друку негативно впливає на шорсткість поверхні переважно при використанні тонких шарів, тоді як при збільшеній висоті шару цей ефект згладжується.

Узагальнюючи, можна зробити висновок, що найвпливовішими факторами є температура екструзії, схема та щільність заповнення та екструзійний множник, а також їх взаємодії з висотою шару, швидкістю друку і кількістю стінок. Отримана регресійна модель може бути використана для подальшої оптимізації параметрів процесу виготовлення анатомічних моделей з метою покращення якості поверхні виробів.

3.1.3 Вплив параметрів процесу FDM на точність виробів

3.1.3.1 Точність в напрямку осі «Y»

Аналіз результатів дисперсійного аналізу (табл. 3.6) свідчить про статистично значущий вплив як основних параметрів процесу FDM, так і низки їх парних взаємодій на відносне відхилення в напрямку осі «Y».

Таблиця 3.6 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхи- лень (SS)	Середній квадрат відхи- лень (MS)	Критерій Фішера (F)
(2)Швидкість друку	0,83	0,83	81,50
(3)Схема заповнення	0,23	0,23	22,82
(4)Щільність заповнення	0,83	0,83	81,50
(5)Екструзійний множник	1,66	1,66	164,40
(6)Температура екструзії	0,07	0,07	7,12
(7)Температура платформи	0,08	0,08	8,70
(9)Кількість стінок	0,44	0,44	43,61
1 by 2	0,51	0,51	50,85
1 by 3	0,13	0,13	13,34
1 by 4	0,09	0,09	9,77
1 by 5	0,09	0,09	9,34
1 by 8	0,11	0,11	11,13
1 by 9	0,05	0,05	5,70
2 by 4	0,36	0,36	36,50
2 by 5	0,07	0,07	7,12
3 by 6	0,25	0,25	25,58
4 by 5	1,23	1,23	121,66
Похибка	0,14	0,01	
Загальна дисперсія	7,23		

Найбільший внесок у загальну дисперсію має екструзійний множник. Значущий вплив також спостерігається для швидкості друку та щільності заповнення.

Серед значущих парних взаємодій слід виокремити поєднання щільності заповнення з екструзійним множником (4 by 5), яке демонструє одне з найвищих значень критерію Фішера, а також взаємодію висоту шару зі швидкістю друку (1 by 2) та швидкості друку з щільністю заповнення (2 by 4).

Інші статистично значущі комбінації включають: висота шару зі схемою заповнення (1 by 3), з щільністю заповнення (1 by 4), з екструзійним множником (1 by 5), з шириною укладання нитки (1 by 8), а також поєднання схеми заповнення з температурою екструзії (3 by 6) та швидкості друку з екструзійним множником (2 by 5). Усі

зазначені параметри та їх взаємодії мають значення F-критерію, що перевищують табличне критичне значення ($F_{кр} = 4,60$), що підтверджує їхню статистичну значущість [92].

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.10 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

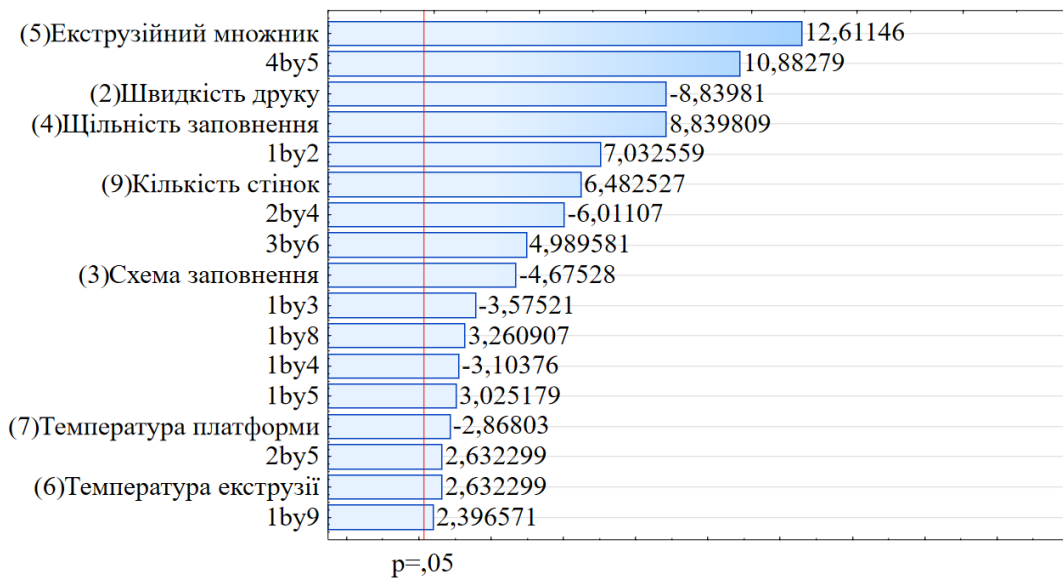


Рисунок 3.10 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру в напрямку осі «Y»

Таким чином, результати дисперсійного аналізу свідчать про наявність комплексного впливу як окремих параметрів процесу, так і їх взаємодій на відносне відхилення розміру в напрямку осі «Y», що є підставою для подальшої побудови регресійної моделі та оптимізації процесу.

Аналіз отриманих результатів регресійного аналізу (табл. 3.7) свідчить, що отримана регресійна модель дозволяє з достатнім рівнем точності прогнозувати значення відносного відхилення розміру в напрямку осі «Y» залежно від параметрів процесу

FDM. Це підтверджується відносно вузькими довірчими інтервалами для всіх коефіцієнтів моделі при рівні довіри 95%.

Таблиця 3.7 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	-0,59	-33,65	-0,63	-0,56
(2)Швидкість друку	-0,16	-9,02	-0,19	-0,12
(3)Схема заповнення	-0,08	-4,77	-0,12	-0,05
(4)Щільність заповнення	0,16	9,02	0,12	0,19
(5)Екструзійний множник	0,22	12,82	0,18	0,26
(6)Температура екструзії	0,04	2,66	0,01	0,08
(7)Температура платформи	-0,05	-2,95	-0,09	-0,01
(9)Кількість стінок	0,11	6,60	0,07	0,15
1 by 2	0,12	7,13	0,08	0,16
1 by 3	-0,06	-3,65	-0,10	-0,03
1 by 4	-0,05	-3,12	-0,09	-0,02
1 by 5	0,05	3,05	0,02	0,09
1 by 8	0,05	3,33	0,02	0,09
1 by 9	0,04	2,38	0,01	0,08
2 by 4	-0,10	-6,04	-0,14	-0,06
2 by 5	0,04	2,66	0,01	0,08
3 by 6	0,09	5,05	0,05	0,12
4 by 5	0,19	11,03	0,15	0,23

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,98, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра. Розрахункове значення критерію Фішера для моделі перевищує табличне при рівні значущості 0,05, що дозволяє вважати модель статистично значущою.

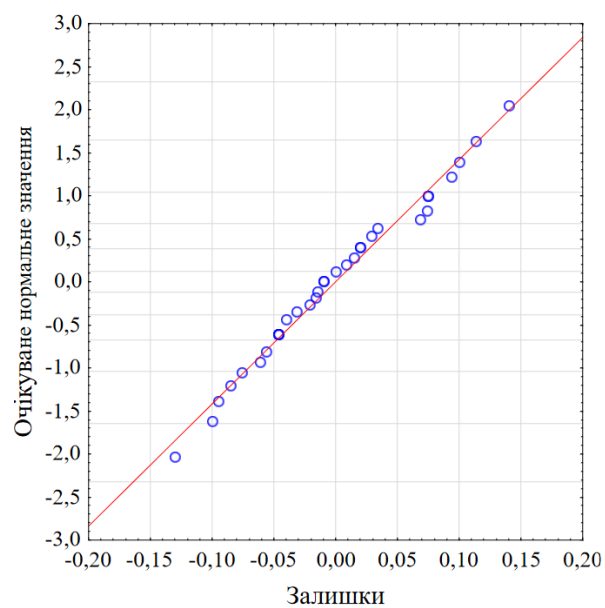
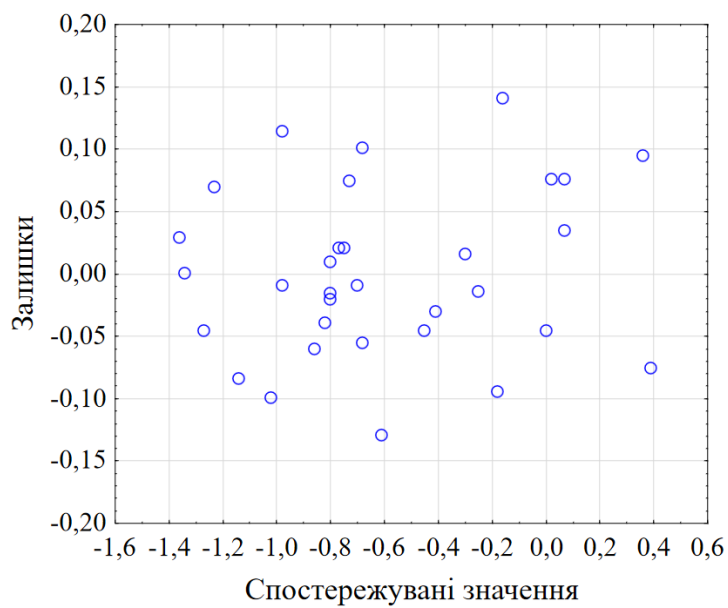
Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 14 ступенях свободи дорівнює 2,14 [92]. Згідно з таблицею 3.7, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З урахуванням статистично значущих коефіцієнтів регресійна модель, що описує вплив параметрів процесу FDM на відносне відхилення в напрямку осі «Y» в натуральному масштабі, має наступний вигляд:

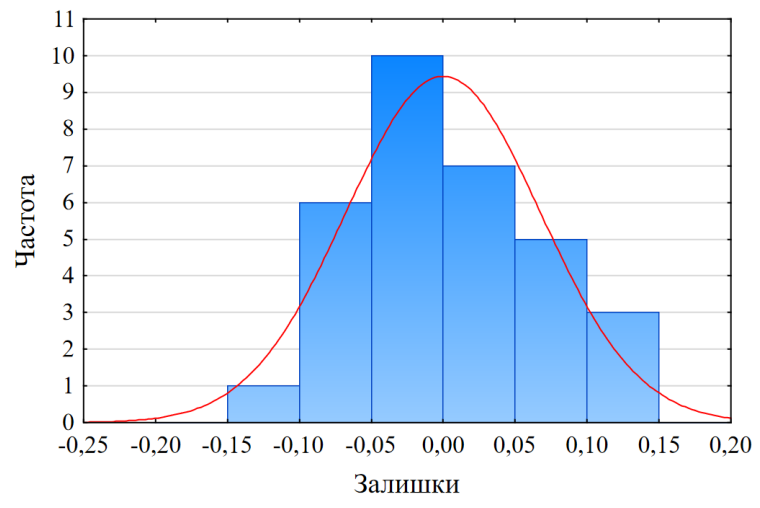
$$\begin{aligned} \delta a = & 4,98 - 39,07 \cdot LH - 0,04 \cdot PS + 0,01 \cdot ID - 1,03 \cdot EM - 0,01 \cdot BT + \\ & 0,01 \cdot ET - 4,56 \cdot IP - 12,0 \cdot DSW + 0,09 \cdot LH \cdot PS - 0,93 \cdot LH \cdot IP - 0,02 \cdot LH \cdot ID + \\ & 6,67 \cdot LH \cdot EM + 53,33 \cdot LH \cdot DSW + 0,53 \cdot LH \cdot NS - 0,00015 \cdot PS \cdot ID + \\ & 0,03 \cdot PS \cdot EM + 0,02 \cdot ET \cdot IP + 0,01 \cdot EM \cdot ID \end{aligned} \quad (3.3)$$

Для підтвердження коректності моделі та перевірки виконання її основних припущень були побудовані відповідні діаграми залишків (рис. 3.11). На графіку залишків відносно спостережених значень не виявлено чіткої структури, що вказує на відсутність гетероскедастичності (рис 3.11 а). Відповідно до квантильного графіку нормального розподілу (рис 3.11 б) залишки мають нормальний розподіл, що також підтверджується гістограмою розподілу залишків (рис 3.11 в).



а

б



в

Рисунок 3.11 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень; (б) квантильний графік нормального розподілу залишків; (в) гістограма залишків

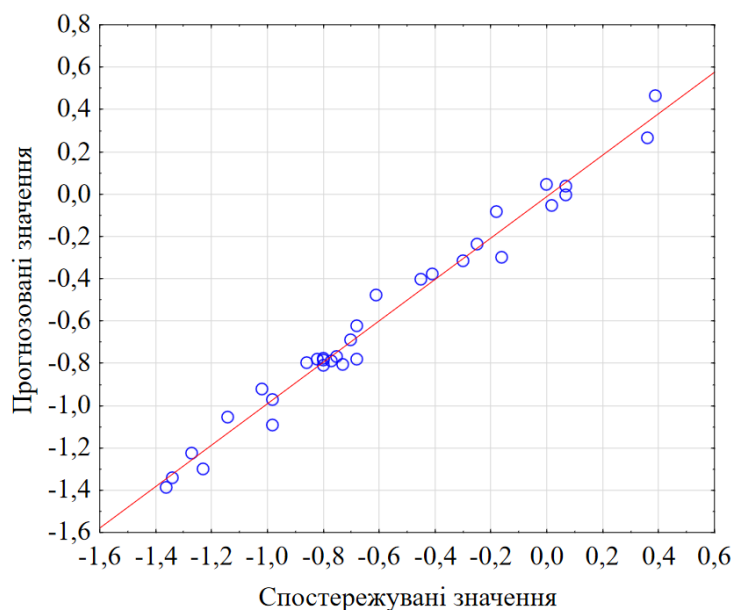


Рисунок 3.12 – Графік співвідношення спостережуваних і прогнозованих значень

Графік залежності спостережених значень від прогнозованих демонструє сильну кореляцію між ними. Більшість точок розташовані вздовж діагональної лінії, що свідчить про високу якість прогнозування моделі (рис 3.12).

Характер самостійного впливу параметрів процесу FDM на точність у напрямку осі «У» наведено на графіках середніх значень (рис. 3.13).

Із підвищенням екструзійного множника з 0,9 до 1,1 спостерігається зменшення абсолютного значення відносного відхилення розміру «а». Така залежність може бути зумовлена тим, що при недостатньому поданні матеріалу формуються неповні нитки, які не забезпечують повного заповнення внутрішнього об'єму моделі, що призводить до зниження фактичних розмірів. В даному випадку зі збільшенням множника до 1,1 забезпечується повніше укладання ниток і стабільніше формування геометрії шарів.

Зі збільшенням швидкості друку з 40 до 80 мм/с спостерігається погіршення точності у напрямку осі «Y», що може бути пов'язано зі скороченням часу на стабільне укладання матеріалу та його адгезію до попередніх шарів, унаслідок чого зростає розмірне відхилення.

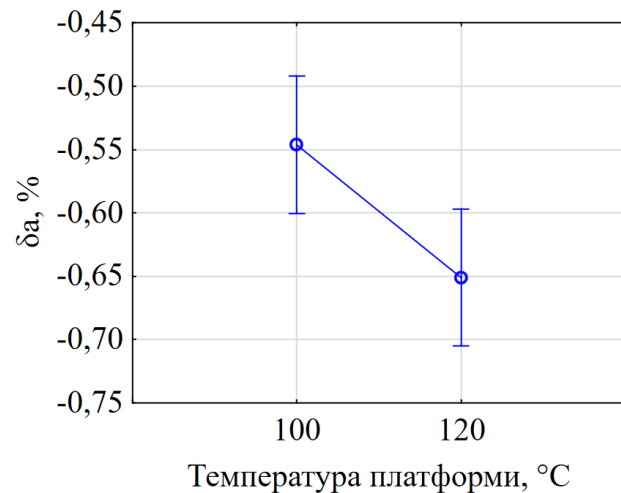
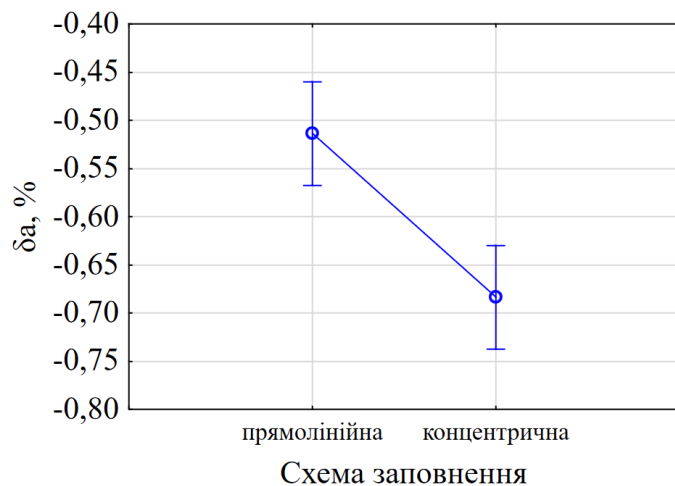
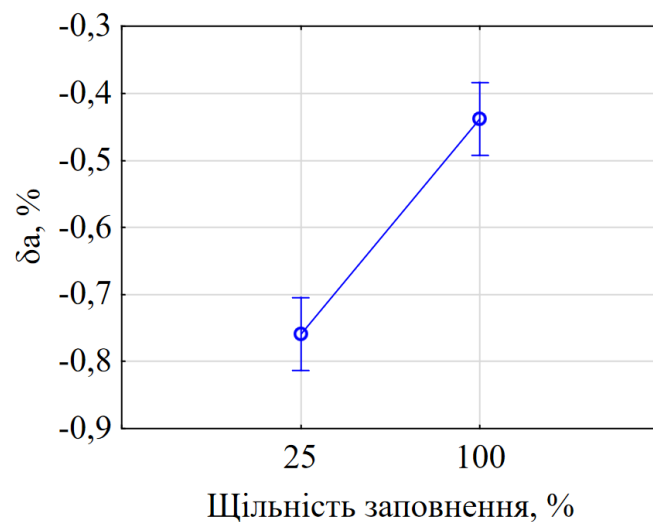
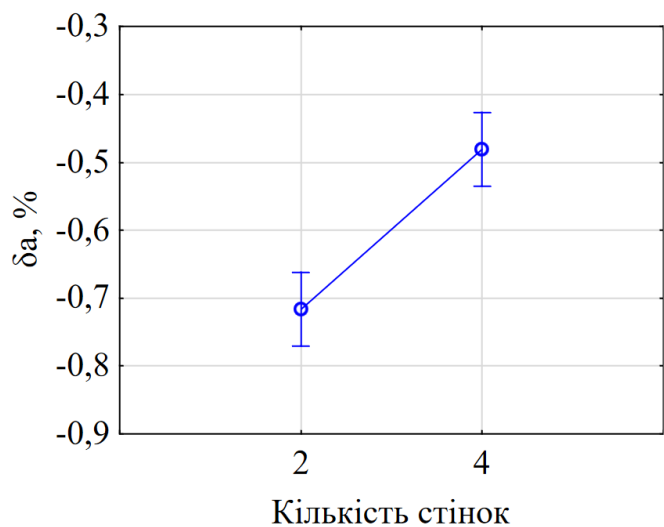
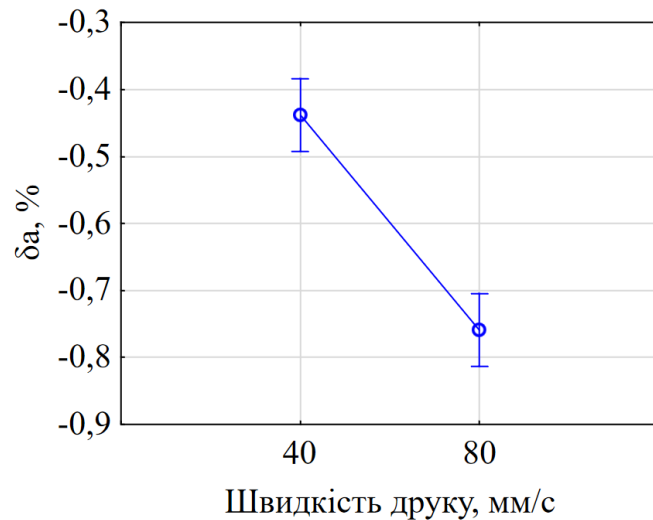
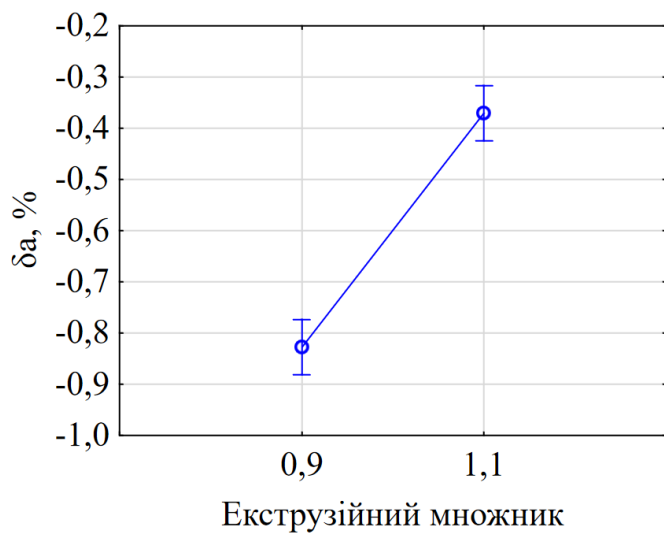


Рисунок 3.13 – Залежність точності у напрямку осі «Y» від параметрів процесу FDM

Зі зростанням щільності заповнення з 25 % до 100 % також відзначається підвищення точності у напрямку осі «Y». Ймовірно, при низькому рівні заповнення внутрішня структура моделі є менш стабільною, що спричиняє деформації зовнішніх контурів. Збільшення щільності забезпечує кращу підтримку геометрії, що знижує відхилення.

Аналогічна тенденція спостерігається при збільшенні кількості стінок з 2 до 4, що також супроводжується зменшенням відносного відхилення розміру «а». Імовірно, додаткові зовнішні стінки підвищують жорсткість оболонки, покращують термостабільність під час охолодження та знижують крайові деформації.

Натомість перехід від прямолінійної до концентричної схеми заповнення супроводжується погіршенням точності. Це може бути зумовлено складнішою геометрією укладання, що спричиняє нерівномірне охолодження та локальні зсуви контуру моделі.

Подібне погіршення точності спостерігається зі зростанням температури платформи з 100 до 120 °C. Імовірно, підвищена температура спричиняє надмірне розм'якшення нижніх шарів, що призводить до вертикальних деформацій і зниження геометричної стабільності моделі.

Залежність відносного відхилення розміру «а» від висоти шару та швидкості друку (рис. 3.14 а) свідчить, що при 40 мм/с збільшення шару з 0,15 до 0,30 мм погіршує точність, тоді як при 80 мм/с точність навпаки покращується. Це можна пояснити меншою тривалістю теплового впливу при високій швидкості. Загалом, менша швидкість друку забезпечує стабільнішу екструзію та нижчі похибки.

Вплив схеми заповнення та висоти шару (рис. 3.14 б) показує, що при 0,15 мм зміна схеми майже не впливає на відносне відхилення розміру «а», тоді як при 0,30 мм концентрична схема значно погіршує точність, ймовірно через накопичення напружень у замкнених траєкторіях.

Аналіз впливу швидкості друку та щільності заповнення (рис. 3.15 а) показує, що при низькій щільності відхилення відносне відхилення розміру «а» залишається стабільним зі збільшенням швидкості, тоді як при повному заповненні точність помітно

знижується. Це можна пояснити накопиченням напружень і недостатнім охолодженням при високій швидкості.

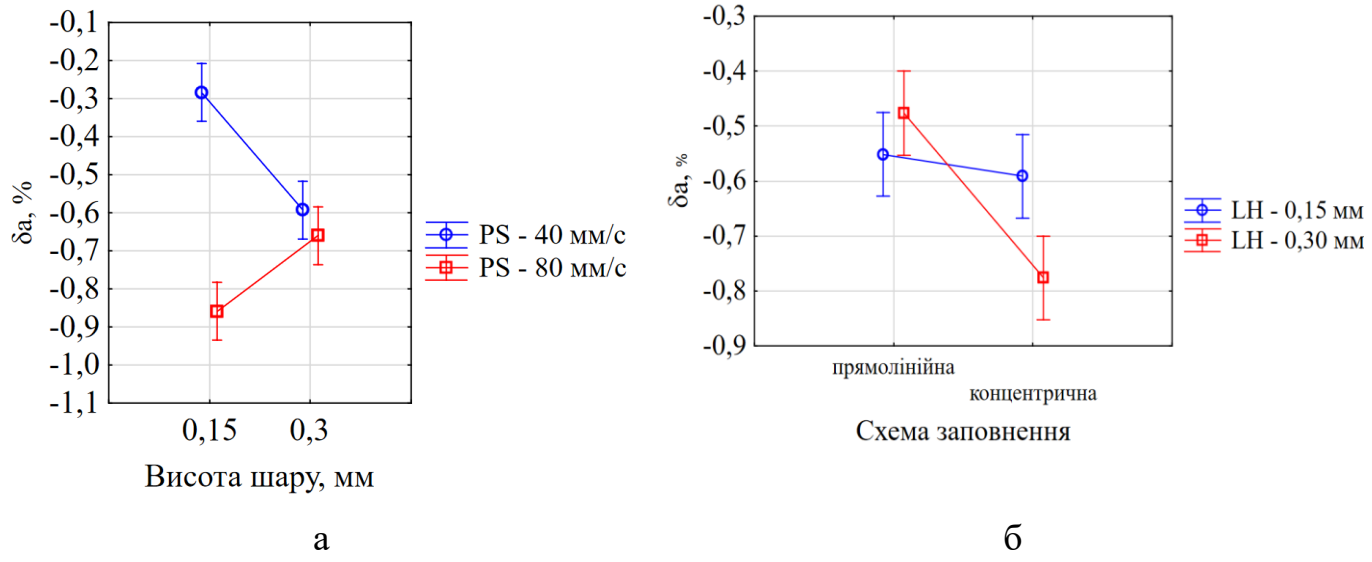


Рисунок 3.14 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від (а) висоти шару та швидкості друку; (б) схеми заповнення та висоти шару

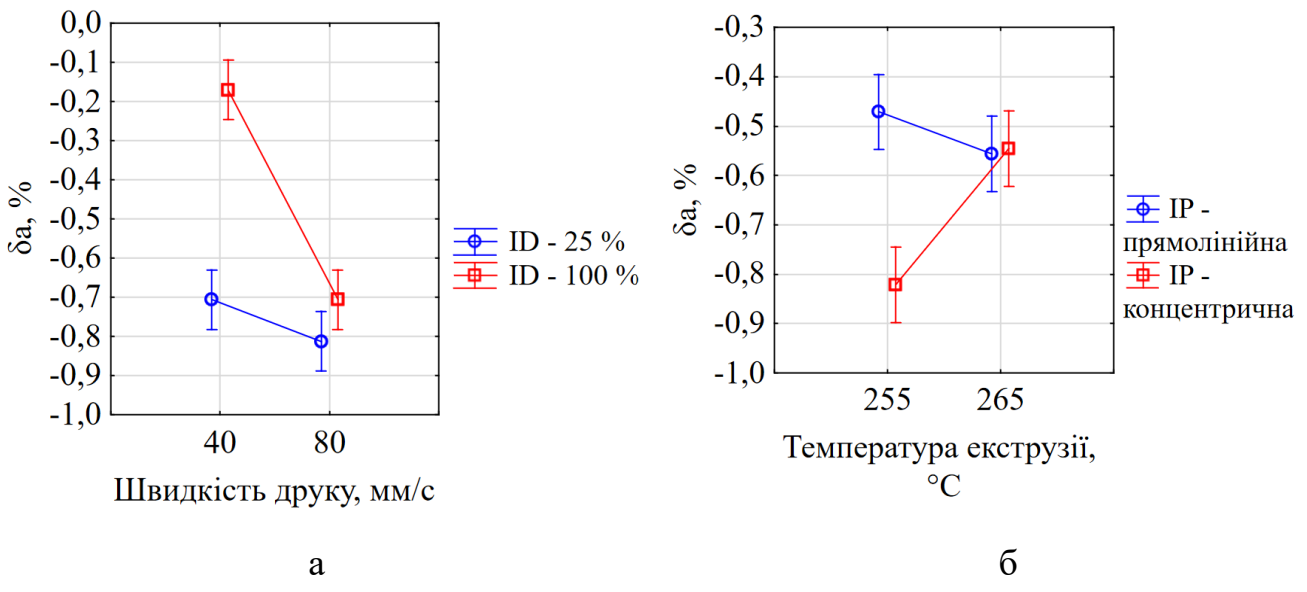


Рисунок 3.15 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від (а) швидкості друку та щільності заповнення; (б) температури екструзії та схеми заповнення

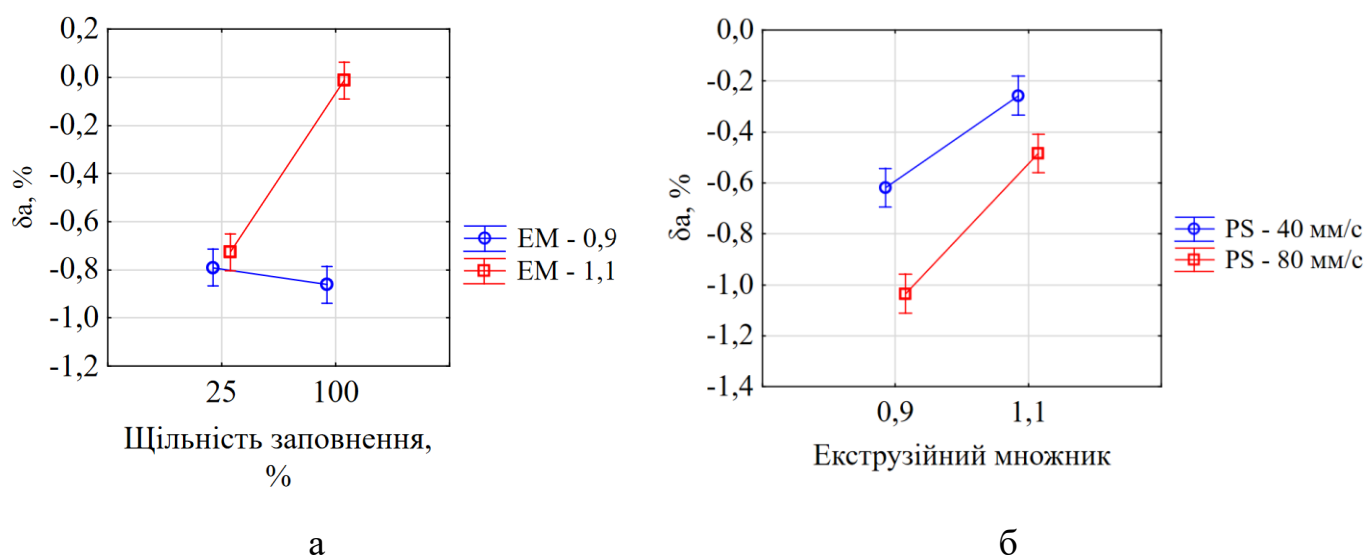


Рисунок 3.16 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від (а) щільності заповнення та екструзійного множника; (б) екструзійного множника та швидкості друку

Залежність відносного відхилення розміру «а» від температури екструзії й схеми заповнення (рис. 3.15 б) свідчить, що для прямолінійної траєкторії відхилення майже не змінюється, тоді як для концентричної схеми вища температура покращує точність за рахунок кращого зчеплення шарів.

При аналізі впливу екструзійного множника та щільності заповнення (рис. 3.16 а) встановлено, що при значенні 1,1 точність суттєво покращується за умови 100 % заповнення, що свідчить про ефективне ущільнення матеріалу. Також за підвищення екструзійного множника точність зростає для обох швидкостей, особливо при високій, що зменшує ефект недостатньої екструзії (рис. 3.16 б).

Аналіз впливу ширини укладання нитки при різних висотах шару (рис. 3.17 а) показує, що при висоті 0,15 мм збільшення ширини призводить до зростання відносного відхилення розміру «а». Це може бути пов'язано з надлишковим об'ємом матеріалу, що викликає деформації траєкторії укладання при тонкому шарі. Натомість при висоті 0,30 мм ширша нитка, навпаки, сприяє зменшенню відносного відхилення розміру «а», що вказує на стабільніший розподіл матеріалу та зменшення геометричних похибок.

Графік залежності відносного відхилення розміру «а» від щільності заповнення та висоти шару (рис.3.17 б) демонструє покращення точності зі збільшенням заповнення з 25 % до 100 % для обох рівнів висоти шару, особливо для шару 0,15 мм. Це може бути зумовлено рівномірнішим розподілом внутрішнього матеріалу, який зменшує деформації траєкторії зовнішніх контурів під час друку в напрямку осі Y.

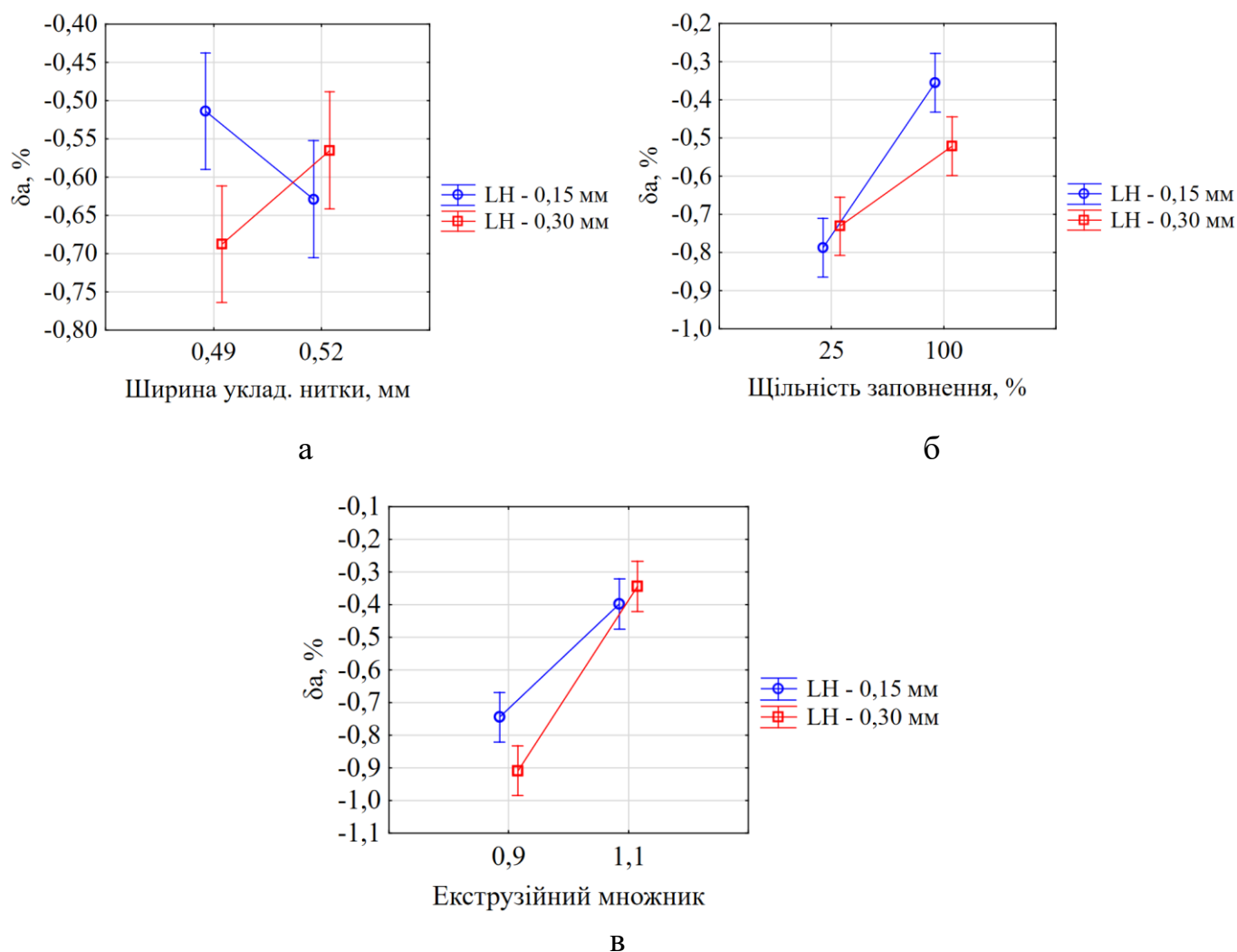


Рисунок 3.17 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від (а) ширини укладення нитки та висоти шару; (б) щільності заповнення та висоти шару; (в) екструзійного множника та висоти шару

Аналіз впливу екструзійного множника при різних висотах шару (рис.3.17 в) показує, що збільшення множника з 0,9 до 1,1 призводить до зменшення відхилення відносного відхилення розміру «а», тобто до покращення точності в напрямку осі Y для обох значень висоти шару. Це можна пояснити тим, що підвищений об'єм екструзії сприяє повнішому заповненню траєкторій і зменшує недостатню екструзію, яка зазвичай є причиною недобору розміру по ширині.

3.1.3.2 Точність в напрямку осі «X»

Аналіз результатів дисперсійного аналізу (табл. 3.8) свідчить про статистично значущий вплив окремих параметрів процесу FDM та їх взаємодій на точність моделі в напрямку осі «X». Найбільший внесок у загальну дисперсію має екструзійний множник, що підтверджується найвищими значеннями суми квадратів відхилень. Значущий вплив також встановлено для щільності заповнення, а також взаємодій: швидкість друку та щільність заповнення (2 by 4), щільність заповнення та екструзійний множник (4 by 5) і висота шару та щільність заповнення (1 by 4). Усі зазначені параметри та їх взаємодії мають значення F-критерію, що перевищують табличне критичне значення ($F_{кр} = 4,23$), що підтверджує їхню статистичну значущість [92].

Таблиця 3.8 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(4)Щільність заповнення	5,04	5,04	16,49
(5)Екструзійний множник	19,84	19,84	64,92
1 by 4	1,90	1,90	6,22
2 by 4	5,36	5,36	17,54
4 by 5	4,88	4,88	15,97
Похибка	7,94	0,30	
Загальна дисперсія	44,97		

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.18 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

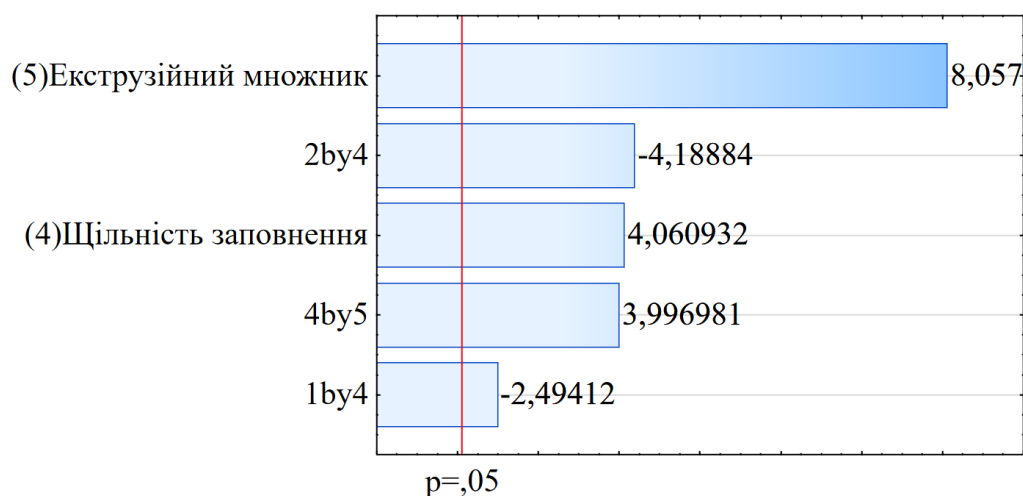


Рисунок 3.18 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру в напрямку осі «X»

Таким чином, результати дисперсійного аналізу свідчать про наявність комплексного впливу як окремих параметрів процесу, так і їх взаємодій на відносне відхилення розміру в напрямку осі «X», що є підставою для подальшої побудови регресійної моделі та оптимізації процесу.

Аналіз отриманих результатів регресійного аналізу (табл. 3.9) свідчить, що отримана регресійна модель дозволяє з достатнім рівнем точності прогнозувати значення відносного відхилення розміру в напрямку осі «X» залежно від параметрів процесу FDM. Це підтверджується відносно вузькими довірчими інтервалами для всіх коефіцієнтів моделі при рівні довіри 95%.

Таблиця 3.9 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	0,83	8,50	0,63	1,03
(4)Щільність заповнення	0,39	4,06	0,19	0,59
(5)Екструзійний множник	0,78	8,05	0,58	0,98
1 by 4	-0,24	-2,49	-0,44	-0,04
2 by 4	-0,40	-4,18	-0,61	-0,20
4 by 5	0,39	3,99	0,18	0,59

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,82, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра. Розрахункове значення критерію Фішера для моделі перевищує табличне при рівні значущості 0,05, що дозволяє вважати модель статистично значущою.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 26 ступенях свободи дорівнює 2,05 [92]. Згідно з таблицею 3.8, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З урахуванням статистично значущих коефіцієнтів регресійна модель, що описує вплив параметрів процесу FDM на відносне відхилення в напрямку осі «Y» в натуральному масштабі, має наступний вигляд:

$$\delta b = -4,47 - 0,04 \cdot ID + 1,4 \cdot EM + 5,33 \cdot LH + 0,03 \cdot PS + 0,10 \cdot ID \cdot EM - 0,08 \cdot LH \cdot ID - 0,001 \cdot PS \cdot ID \quad (3.4)$$

Для підтвердження коректності моделі та перевірки виконання її основних припущень були побудовані відповідні діаграми залишків (рис. 3.19).

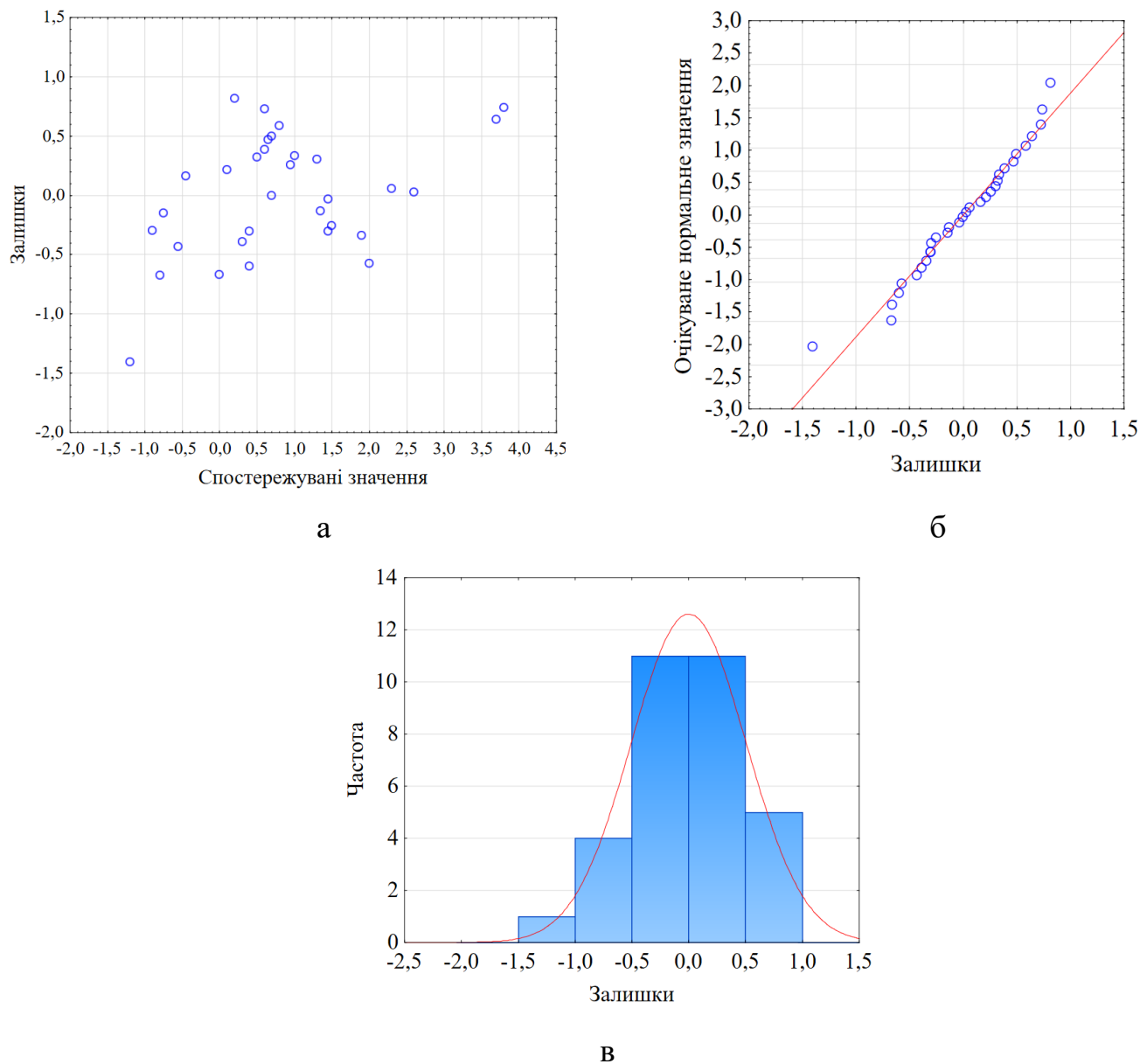


Рисунок 3.19 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень; (б) квантильний графік нормального розподілу залишків; (в) гістограма залишків

На графіку залишків відносно спостережених значень не виявлено чіткої структури, що вказує на відсутність гетероскедастичності (рис 3.19 а). Відповідно до квантильного графіку нормального розподілу (рис 3.19 б) залишки мають нормальний розподіл, що також підтверджується гістограмою розподілу залишків (рис 3.19 в).

Загалом, модель є адекватною, оскільки вона пояснює значну частку варіації залежної змінної, має значущі фактори, а залишки підпорядковуються нормальному розподілу.

Результати дослідження показали, що зі збільшенням екструзійного множника від 0,9 до 1,1 відносне відхилення розміру «b» зростає (рис. 3.20 а), що можна пояснити надмірним екструдуванням матеріалу, що спричиняє збільшення розмірів в напрямку осі «X» внаслідок нерівномірного розтікання матеріалу. Крім того, аналіз впливу щільності заповнення виявив тенденцію до збільшення відносного відхилення розміру «b» (рис.3.20 б) при підвищенні цього параметра з 25% до 100%. Дане явище може бути спричинене зміною внутрішнього розподілу напружень у виробі, що призводить до нерівномірного термічного усадження.

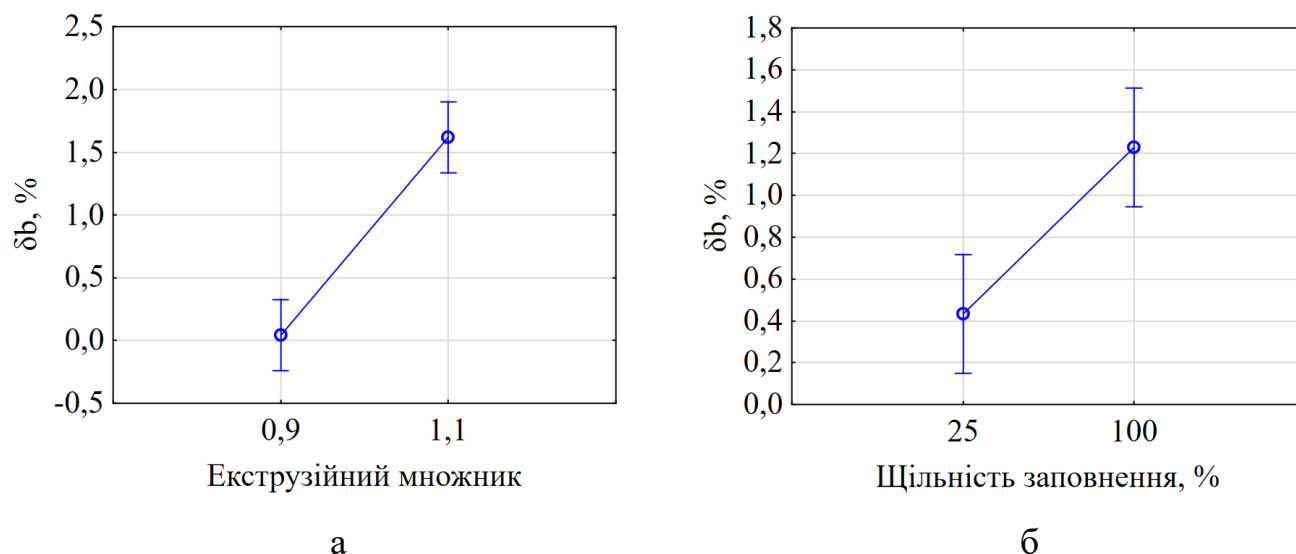


Рисунок 3.20 – Вплив (а) екструзійного множника та (б) щільності заповнення на відносне відхилення розміру «b»

Аналіз впливу щільності заповнення та екструзійного множника на відносне відхилення розміру «b» (рис. 3.21 а) показує, що при екструзійному множнику 0,9 зміна щільності практично не впливає на δb – значення залишаються близькими до нуля. Натомість при збільшенні множника до 1,1 спостерігається суттєве зростання δb зі збільшенням щільності заповнення, що свідчить про надлишкову екструзію в умовах повного заповнення, яка призводить до розширення моделі в напрямку осі «X».

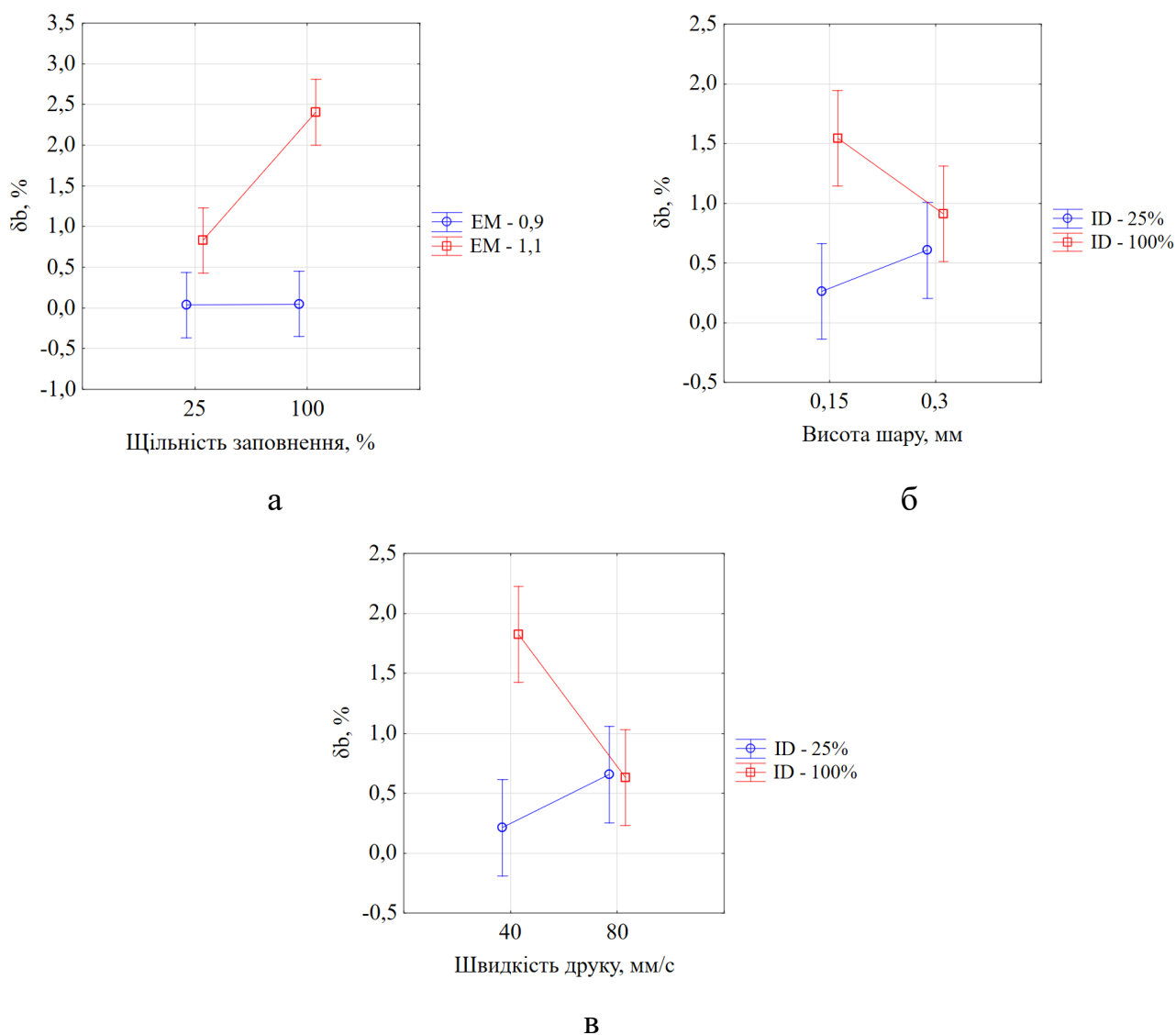


Рисунок 3.21 – Залежність відносного відхилення розміру «b» від: (а) щільності заповнення та екструзійного множника; (б) висоти шару та щільності заповнення; (в) швидкості друку та щільності заповнення

Графік залежності відносного відхилення розміру «b» від висоти шару при різних рівнях щільності заповнення (рис. 3.21 б) демонструє, що при заповненні 25 % точність залишається стабільною, а відхилення незначні. У випадку повного заповнення δb є вищим, особливо при меншій висоті шару (0,15 мм), що може бути зумовлено впливом термічних напружень та більш щільною упаковкою матеріалу при високій щільності.

Аналіз впливу швидкості друку та щільності заповнення на відносне відхилення розміру «b» (рис. 3.21 в) показує, що при заповненні 25 % підвищення швидкості зумовлює незначне збільшення δb . Натомість при повному заповненні δb є значно вищим на нижчій швидкості (40 мм/с) і зменшується при збільшенні швидкості до 80 мм/с. Це свідчить про те, що при високій щільності заповнення нижча швидкість сприяє накопиченню надлишкового матеріалу та деформаціям у напрямку осі «X», тоді як збільшення швидкості зменшує теплове навантаження й покращує стабільність геометрії.

3.1.3.3 Точність в напрямку осі «Z»

Аналіз результатів дисперсійного аналізу (табл. 3.10) свідчить про статистично значущий вплив окремих параметрів процесу FDM та їх взаємодій на точність моделі в напрямку осі «Z». Найбільший внесок у загальну дисперсію має екструзійний множник. Значущий вплив також встановлено для висоти шару та щільності заповнення, а також взаємодій: щільність заповнення та екструзійний множник (4 by 5) і схема заповнення та температура платформи (3 by 7). Усі зазначені параметри та їх взаємодії мають значення F-критерію, що перевищують табличне критичне значення ($F_{кр} = 4,23$), що підтверджує їхню статистичну значущість [92].

Таблиця 3.10 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1)Висота шару	124,82	124,82	42,02
(4)Щільність заповнення	120,12	120,12	40,44
(5)Екструзійний множник	310,01	310,01	104,36
3 by 7	16,82	16,82	5,66
4 by 5	79,38	79,38	26,72
Похибка	77,23	2,97	
Загальна дисперсія	728,38		

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.22 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

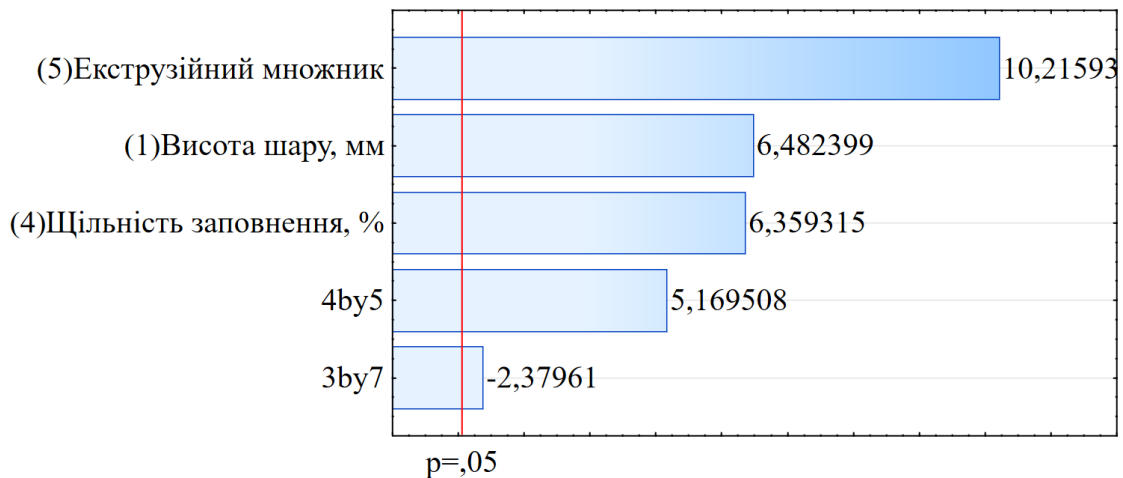


Рисунок 3.22 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру в напрямку осі «Z»

Таким чином, результати дисперсійного аналізу свідчать про наявність комплексного впливу як окремих параметрів процесу, так і їх взаємодій на відносне відхилення

розміру в напрямку осі «Z», що є підставою для подальшої побудови регресійної моделі та оптимізації процесу.

Аналіз отриманих результатів регресійного аналізу (табл. 3.11) свідчить, що отримана регресійна модель дозволяє з достатнім рівнем точності прогнозувати значення відносного відхилення розміру в напрямку осі «Z» залежно від параметрів процесу FDM. Це підтверджується відносно вузькими довірчими інтервалами для всіх коефіцієнтів моделі при рівні довіри 95%.

Таблиця 3.11 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	2,02	6,64	1,39	2,65
(1)Висота шару	1,97	6,48	1,34	2,60
(4)Щільність заповнення	1,93	6,35	1,31	2,56
(5)Екструзійний множник	3,11	10,21	2,48	3,73
3 by 7	-0,72	-2,37	-1,35	-0,09
4 by 5	1,57	5,16	0,94	2,20

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,89, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра. Розрахункове значення критерію Фішера для моделі перевищує табличне при рівні значущості 0,05, що дозволяє вважати модель статистично значущою.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 26 ступенях свободи дорівнює 2,05 [92]. Згідно з таблицею 3.11, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З урахуванням статистично значущих коефіцієнтів регресійна модель, що описує вплив параметрів процесу FDM на відносне відхилення в напрямку осі «Z» в натуральному масштабі, має наступний вигляд:

$$\delta c = -11,91 - 0,07 \cdot BT \cdot IP + 0,42 \cdot EM \cdot ID + 4,77 \cdot EM - 0,37 \cdot ID + 8,03 \cdot IP + 26,4 \cdot LH \quad (3.5)$$

Для підтвердження коректності моделі та перевірки виконання її основних припущень були побудовані відповідні діаграми залишків (рис. 3.23).

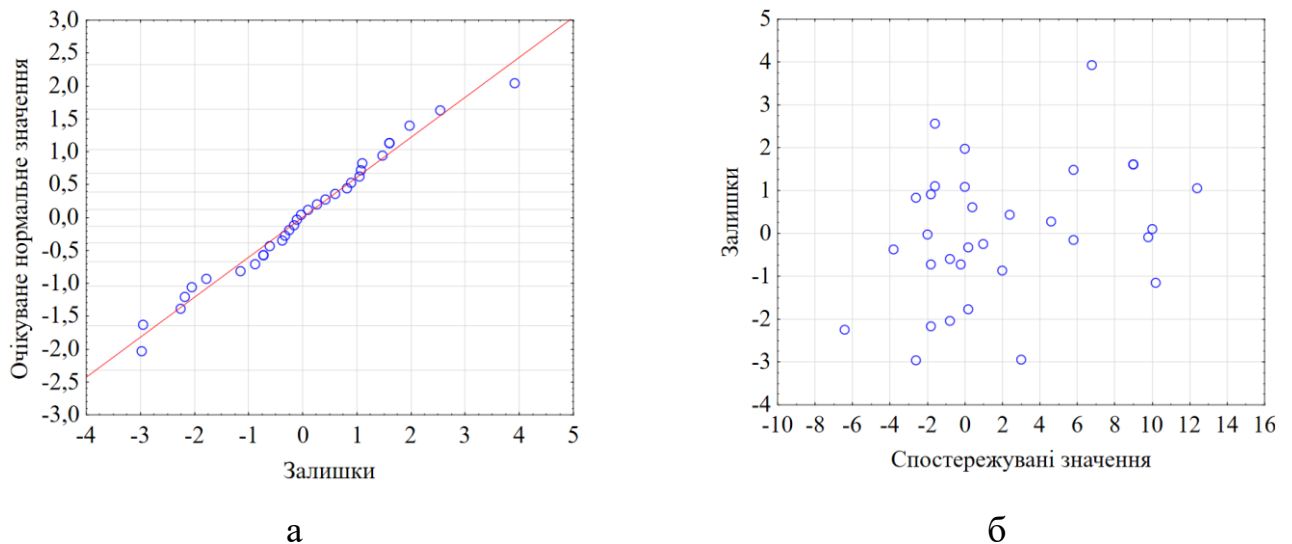


Рисунок 3.23 – Графіки залишків: (а) квантильний графік нормального розподілу залишків; (б) розподіл залишків відносно спостережуваних значень

Перевірка нормальності розподілу залишків (рис. 3.23 а) показала, що залишки мають розподіл, близький до нормального, оскільки точки на графіку досить щільно розташовані біля прямої лінії без істотних систематичних відхилень. Перевірка

гомоскедастичності (рис. 3.23 б) підтвердила, що дисперсія залишків не залежить від спостережуваних значень, про що свідчить рівномірний розподіл залишків навколо нуля без виражених тенденцій.

Графік залежності спостережених значень від прогнозованих демонструє сильну кореляцію між ними. Більшість точок розташовані вздовж діагональної лінії, що свідчить про високу якість прогнозування моделі (рис. 3.24).

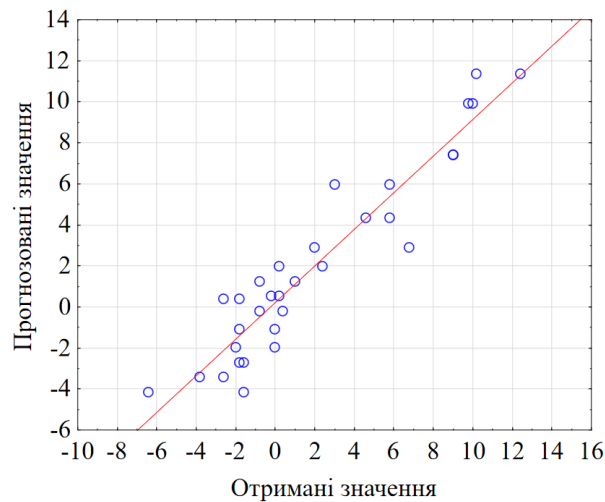


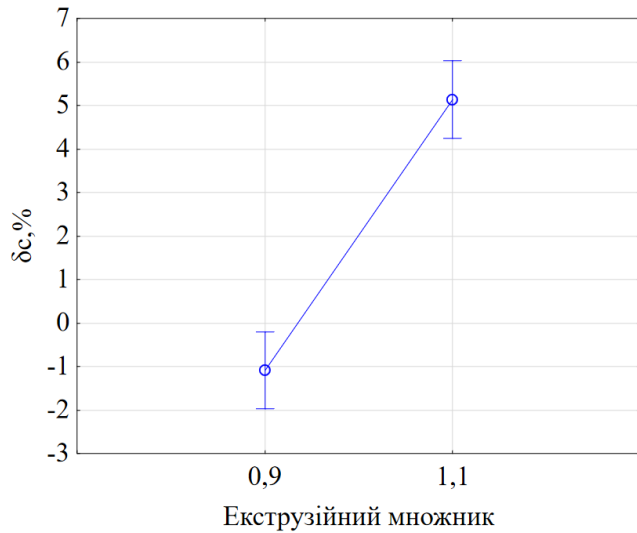
Рисунок 3.24 – Графік співвідношення спостережуваних і прогнозованих значень

Таким чином, на підставі всіх виконаних оцінок можна зробити висновок, що отримана регресійна модель є статистично значущою, адекватною та придатною для використання в практичних цілях, зокрема для прогнозування та оптимізації досліджуваного процесу.

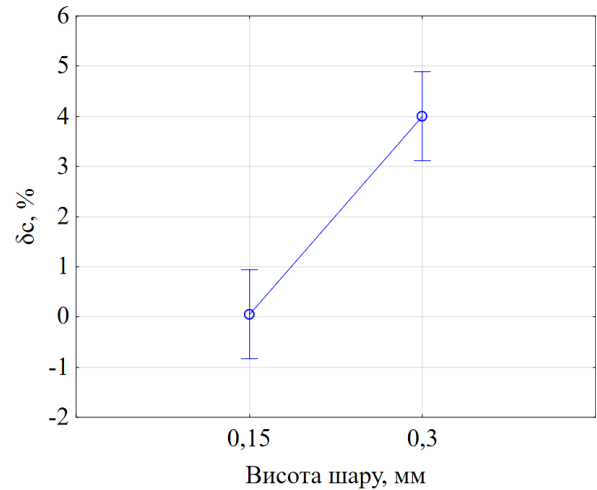
Характер самостійного впливу параметрів процесу FDM на точність у напрямку осі «Z» наведено на графіках середніх значень (рис. 3.25).

Аналіз впливу екструзійного множника на відносне відхилення розміру «с» (рис. 3.25 а) свідчить про суттєве зростання δ_s при збільшенні множника з 0,9 до 1,1. Така тенденція вказує на надлишкову подачу матеріалу, яка спричиняє значне розширення моделі в напрямку осі «Z». Негативне значення δ_s при множнику 0,9 свідчить про недостатню екструзію, що може призводити до недостатнього формування шарів і зменшення висоти.

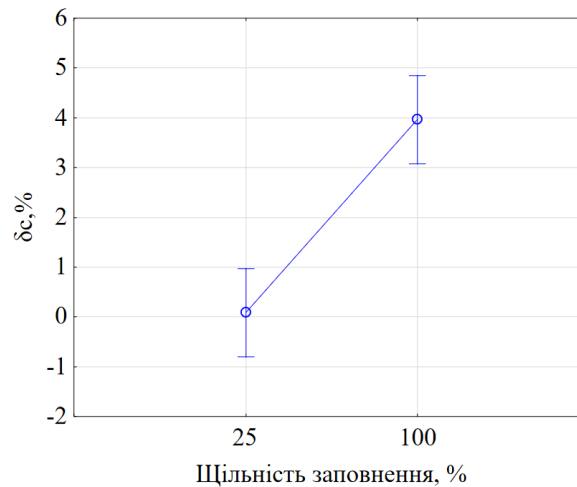
Залежність δ_c від висоти шару демонструє подібну тенденцію: зі збільшенням висоти з 0,15 до 0,30 мм спостерігається різке зростання відхилення (рис. 3.25 б). Це може бути зумовлено тим, що при товстих шарах точність позиціонування по висоті зменшується, а накопичення геометричних похибок із кожним наступним шаром посилюється.



а



б



в

Рисунок 3.25 – Вплив (а) екструзійного множника, (б) висоти шару та (в) щільності заповнення на відносне відхилення розміру «с»

Аналіз впливу щільності заповнення на відносне відхилення розміру «с» (рис.3.25 в) свідчить про чітку тенденцію до зростання δ_s зі збільшенням заповнення з 25 % до 100 %. При низькому заповненні δ_s наближається до нуля або має від'ємне значення, в той час як повне заповнення, навпаки, призводить до значного розширення моделі в напрямку висоти, що може бути наслідком внутрішнього тиску розплаву та накопичення матеріалу.

Аналіз впливу екструзійного множника та щільності заповнення на відносне відхилення розміру «с» (рис. 3.26 а) показує, що при 25 % заповненні δ_s зростає помірно зі збільшенням екструзійного множника, тоді як при 100 % заповненні відхилення стрімка зростає, перевищуючи 8 %. Це свідчить про значну чутливість повного заповнення до надлишку матеріалу, що призводить до накопичення деформацій по висоті моделі.

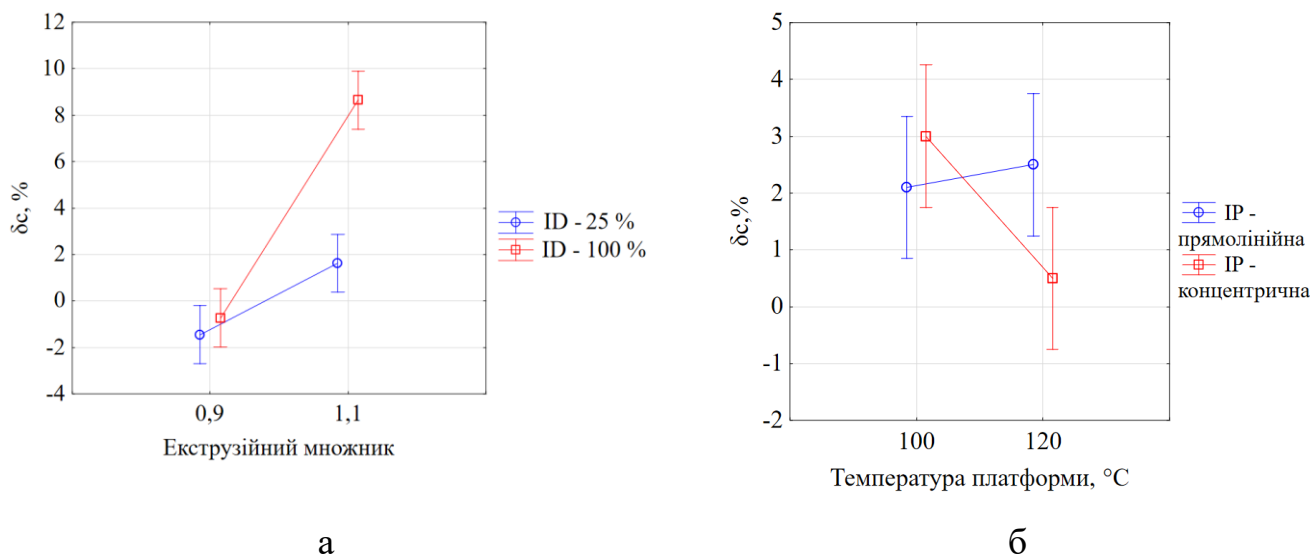


Рисунок 3.26 – Залежність відносного відхилення розміру «с» від (а) екструзійного множника та щільності заповнення ; (б) температури платформи та схеми заповнення

На графіку залежності δ_s від температури платформи та схеми заповнення (рис. 3.26 б) видно, що вплив є менш вираженим. Для прямолінійної схеми δ_s залишається стабільним у межах 2–3 % при зміні температури з 100 °C до 120 °C. Натомість при

концентричній схемі спостерігається зниження δc зі збільшенням температури платформи, що може свідчити про кращу термостабільність та зменшення викривлень у замкнених траєкторіях.

Отримані результати свідчать про комплексний і різноспрямований вплив параметрів процесу FDM на відхилення геометричних розмірів, зокрема залежно від комбінацій один і той самий параметр може як покращувати, так і погіршувати точність. Це підкреслює необхідність подальшої оптимізації параметрів процесу із урахуванням взаємодій для досягнення стабільної якості виготовлення анатомічних моделей.

3.2 Закономірності формування якості виробів з CoPET

Оскільки повнофакторне моделювання при 10 змінних факторах потребує 59 049 дослідів, що є неприйнятним з практичної точки зору, на першому етапі для CoPET застосовано стратегічне скорочення обсягу досліджень. Для попереднього визначення ключових факторів використано наднасичений дрібнофакторний план типу $2^{(10-5)}$, що дозволив обмежити кількість експериментів до 32 без дублювання.

Як функції відгуку вибрано залежні змінні: шорсткість (Ra), відносне відхилення в напрямку основних осей (δa , δb , δc). Дворівневий факторний план експерименту та результати вимірювань функцій відгуку впливу наведені в Додатку Б.

3.2.1 Вплив параметрів процесу FDM на точність виробів

3.2.1.1 Точність в напрямку осі «Y»

За результатами аналізу побудованої діаграми Парето (рис. 3.27) встановлено, що чотири фактори мають статистично значущий вплив на відхилення розміру «а», оскільки їх величини ефектів перевищують границю критичного значення при рівні значущості 0,05. Зокрема, найвагоміший вплив на відносне відхилення розміру «а» справляє щільність заповнення, за нею – екструзійний множник, висота шару та схема

заповнення. Решта досліджуваних факторів виявилися статистично незначущими в межах даного плану і можуть бути вилучені з подальшого аналізу. Таким чином, кількість факторів, які доцільно враховувати на етапі уточнення моделі, було зменшено з десяти до чотирьох.

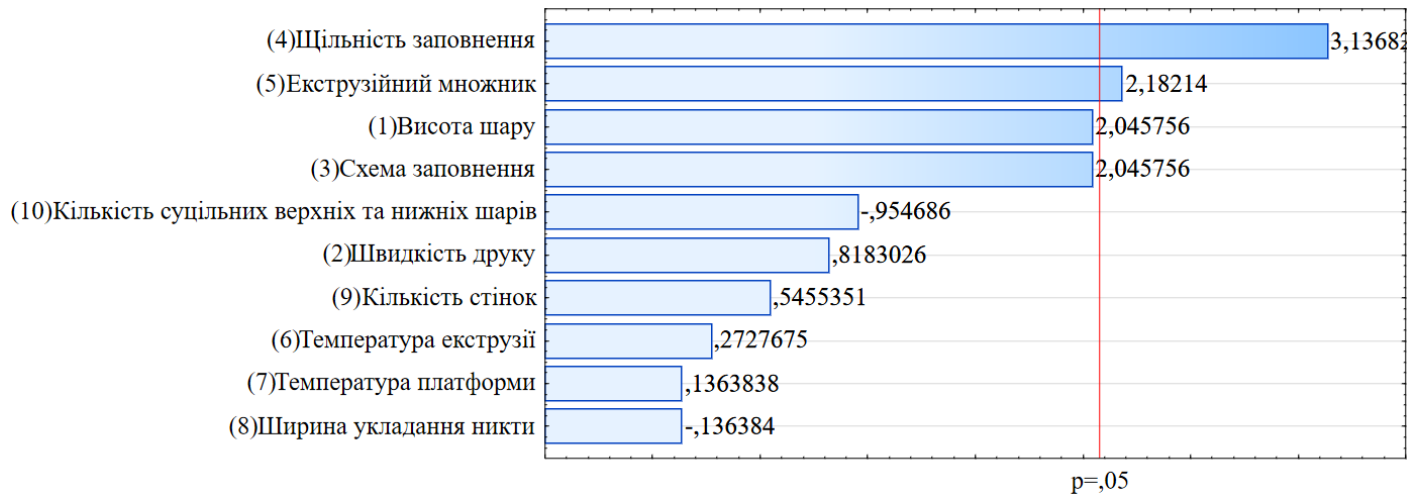


Рисунок 3.27 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «а»

Для подальшого дослідження впливу відібраних факторів на вихідний параметр та побудови адекватної математичної моделі другого порядку запропоновано використати план експерименту Бокса-Бенкена. Застосування такого плану для чотирьох факторів з трьома рівнями варіювання (табл. 3.12) забезпечило достатню точність наближення функції відгуку при збереженні раціонального обсягу експериментальної роботи, що є критично важливим за умов обмежених ресурсів або технічних можливостей для проведення фізичних експериментів.

Таблиця 3.12 – Параметри процесу та їх рівні варіювання

Параметр процесу FDM		Рівні варіювання		
		-1	0	+1
1	Схема заповнення (IP)	Прямолінійна	Крива Гілберта	Концентрична
2	Висота шару, мм (LH)	0,1	0,2	0,3
3	Щільність заповнення, % (ID)	20	60	100
4	Екструзійний множник (EM)	0,9	1	1,1

План експерименту із відповідними значеннями функції відгуку наведено в Додатку В. З метою оцінювання статистичної значущості впливу окремих параметрів процесу FDM та їх взаємодій на відносне відхилення розміру «а» було проведено дисперсійний аналіз отриманих експериментальних даних (табл. 3.13).

Таблиця 3.13 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1)Висота шару(L)	1,08	1,08	429,57
Висота шару (Q)	0,04	0,04	17,39
(2)Схема заповнення(L)	0,73	0,73	289,20
(3)Щільність заповнення(L)	1,51	1,51	598,16
Щільність заповнення (Q)	0,04	0,04	15,86
(4)Екструзійний множник(L)	2,14	2,14	845,15
Екструзійний множник (Q)	0,16	0,16	64,99
2L by 4L	0,26	0,26	105,78
3L by 4L	0,07	0,07	28,31
Похибка	0,04	0,002	
Загальна дисперсія	6,05		

Аналіз результатів дисперсійного аналізу свідчить про те, що всі досліджувані параметри процесу FDM мають статистично значущий вплив на відносне відхилення розміру «а». Зокрема, істотним чинником виявилася висота шару, лінійний ефект якої характеризується високим значенням критерію Фішера. Разом з тим, квадратичний ефект цього параметра є також статистично значущим, що підтверджує нелінійний

характер його впливу. Значний вплив має також схема заповнення, що підтверджується значенням для лінійного ефекту. Важливу роль у формуванні відгуку відіграє щільність заповнення. Лінійний ефект цього параметра свідчить про суттєвий вплив на функцію відгуку. Квадратичний ефект додатково вказує на наявність оптимального діапазону значень щільності, за межами якого точність в напрямку осі «Y» знижується. Найвпливовішим фактором серед досліджуваних виявився екструзійний множник.

Окрім основних ефектів, модель враховує дві взаємодії між факторами, які також виявилися статистично значущими. Перша з них – взаємодія між схемою заповнення та екструзійним множником. Друга значуща взаємодія – між щільністю заповнення та екструзійним множником.

Отже, результати дисперсійного аналізу підтверджують, що процес FDM характеризується складними нелінійними залежностями між параметрами та їхнім спільним впливом на відгук.

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.28 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

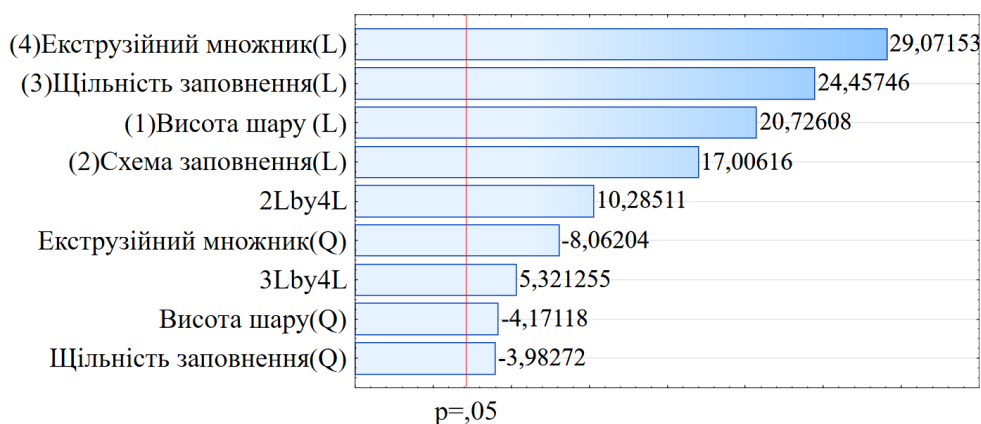


Рисунок 3.28 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «а»

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та ефекти їх парної взаємодії є статистично значущими і можуть бути використані для побудови адекватної регресійної моделі (табл. 3.14), яка описує вплив параметрів процесу на відносне відхилення розміру «а».

Таблиця 3.14 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (-+95,%)
Незалежний член	0,02	1,31	-0,01	0,07
(1)Висота шару (L)	0,30	20,72	0,27	0,33
Висота шару (Q)	0,08	4,17	0,04	0,12
(2)Схема заповнення(L)	0,24	17,01	0,21	0,27
(3)Щільність заповнення(L)	0,35	24,45	0,32	0,38
Щільність заповнення (Q)	0,08	3,98	0,03	0,12
(4)Екструзійний множник(L)	0,42	29,07	0,39	0,45
Екструзійний множник (Q)	0,16	8,06	0,12	0,20
2L by 4L	0,25	10,28	0,20	0,31
3L by 4L	0,13	5,32	0,08	0,18

Згідно з результатами регресійного аналізу (табл. 3.14), незалежний член моделі виявився статистично незначимим. Це свідчить про те, що середнє значення відгуку у центральній точці дизайну (при середніх рівнях усіх факторів) статистично не відрізняється від нуля. Незважаючи на незначущість, незалежний член залишено в моделі з міркувань коректності інтерпретації решти коефіцієнтів, оскільки його виключення може призвести до зміщення оцінок впливів факторів та взаємодій.

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,99, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації

досліджуваного параметра. Розрахункове значення критерію Фішера для моделі перевищує табличне при рівні значущості 0,05, що дозволяє вважати модель статистично значущою.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 17 ступенях свободи дорівнює 2,11 [92]. Згідно з таблицею 3.14, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З урахуванням статистично значущих коефіцієнтів, отримана регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «а» у натуральному масштабі має такий вигляд:

$$\delta_a = 5,12 \cdot 10^{-5} \cdot ID^2 + 0,03 \cdot ID \cdot EM - 0,03 \cdot ID + 16,49 \cdot EM^2 + 2,59 \cdot EM \cdot IP - 30,76 \cdot EM + 8,58 \cdot LH^2 - 0,42 \cdot LH - 2,34 \cdot IP + 13,69 \quad (3.6)$$

Для перевірки коректності статистичної моделі, побудованої на основі експериментальних даних, було здійснено аналіз залишків (рис. 3.29). На гістограмі залишків (рис. 3.29 а) спостерігається приблизно симетричний розподіл залишків відносно нуля. Накладена крива нормального розподілу майже відповідає емпіричному розподілу, що дозволяє припустити нормальність залишків. На квантильному графіку нормального розподілу залишків (рис. 3.29 б) залишки розташовані переважно вздовж прямої, що підтверджує близькість їхнього розподілу до нормального. На графіку залишків відносно спостережуваних значень (рис. 3.29 в) точки розташовані без помітної структури, що свідчить про відсутність залежності залишків від значення відгуку.

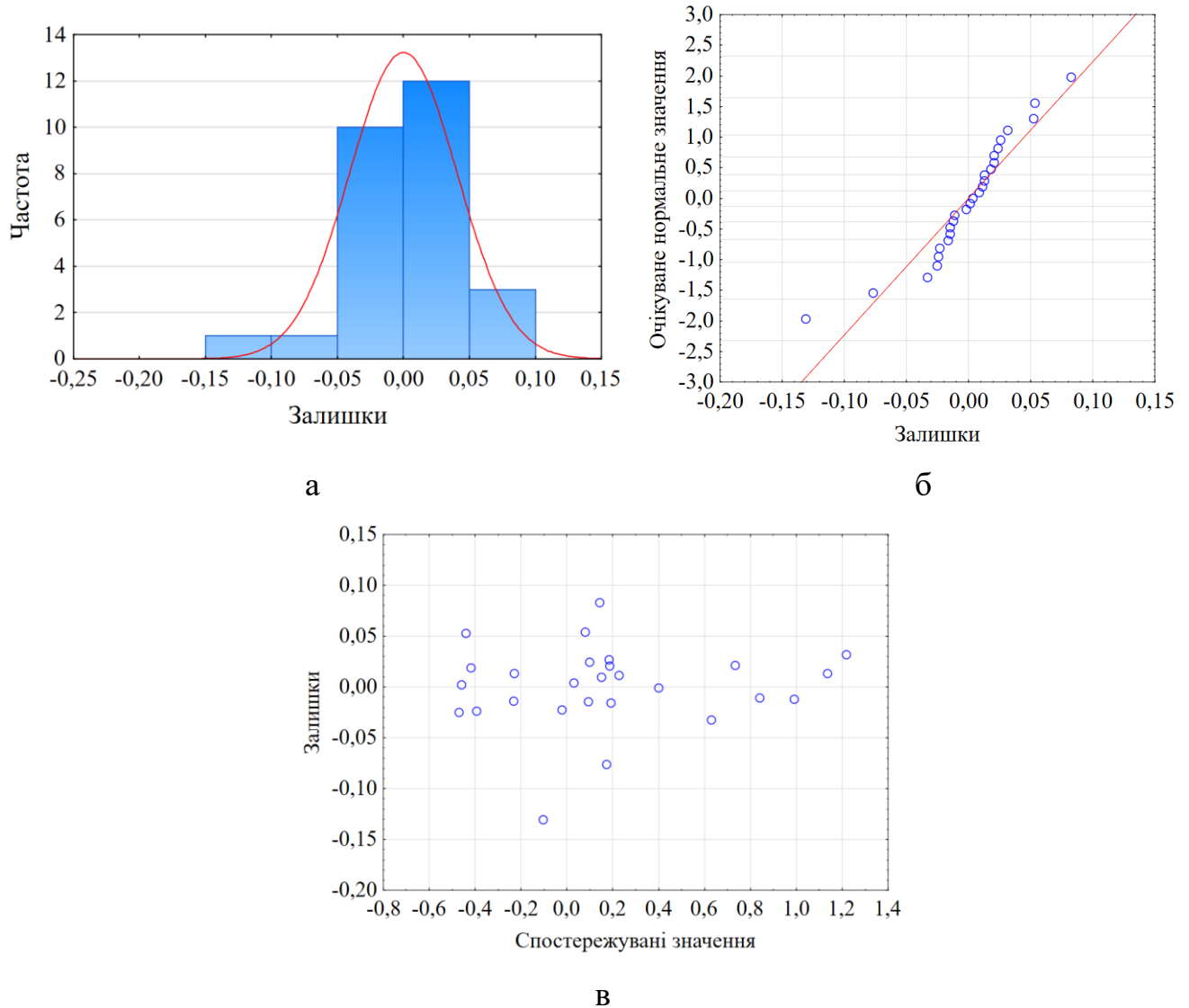


Рисунок 3.29 – Графіки залишків: (а) гістограма залишків, (б) квантильний графік нормального розподілу залишків та (в) розподіл залишків відносно спостережуваних значень

З метою встановлення закономірностей впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «а» проведено аналіз головних ефектів і взаємодій між факторами.

На рис. 3.30 а продемонстровано взаємозв'язок між висотою шару та схемою заповнення на відносне відхилення розміру «а». Результати свідчать про монотонне зростання величини да зі збільшенням висоти шару в інтервалі від 0,1 до 0,3 мм для

всіх схем заповнення. Найменші значення відхилень спостерігаються при застосуванні прямолінійної траєкторії, у той час як концентричне заповнення призводить до максимальних похибок. Це може бути пояснено підвищеною складністю траєкторії переміщення сопла та нерівномірністю охолодження матеріалу, що зумовлює локальні деформації та зміщення шарів.

Ефект взаємодії між висотою шару та щільністю заповнення на відносне відхилення розміру a показано на рис. 3.30 б. Збільшення щільності заповнення призводить до зростання відносного відхилення розміру « a ». Найбільш виражений ефект спостерігається при максимальній висоті шару, що свідчить про посилення негативного впливу внутрішнього наповнення на геометричну стабільність моделі. При високій щільності зростає кількість внутрішніх траєкторій, що провокує накопичення теплового навантаження, внутрішніх напружень i , відповідно, геометричних похибок.

Збільшення висоти шару супроводжується підвищенням δ а незалежно від значення екструзійного множника (рис. 3.31 а). Проте величина відхилення істотно залежить від рівня подачі матеріалу: при екструзійному множнику 1,1 спостерігається максимальне перевищення розмірів. Це може бути наслідком перенасичення шарів матеріалом, що спричиняє формування напливів та деформацій по периметру моделі.

Взаємодія між схемою заповнення та щільністю характеризується посиленням впливу щільності заповнення при переході до складніших схем траєкторії (рис 3.31 б). Концентрична схема демонструє найбільшу чутливість до варіації щільності, що обумовлено складністю контурного заповнення, нерівномірним розподілом тепла та підвищеною ймовірністю появи локальних напружень.

Графік взаємодії між схемою заповнення та екструзійним множником (рис. 3.32 а) підтверджує статистично значущий вплив поєднання складної траєкторії з надлишковим об'ємом екструзування. У таких умовах утворюються суттєві геометричні деформації внаслідок взаємодії підвищеного об'єму матеріалу та нерівномірного розподілу шару. Прямолінійна схема, навпаки, є найменш чутливою до

змін подачі матеріалу, що вказує на її перевагу в умовах варіативності налаштувань екструзії.

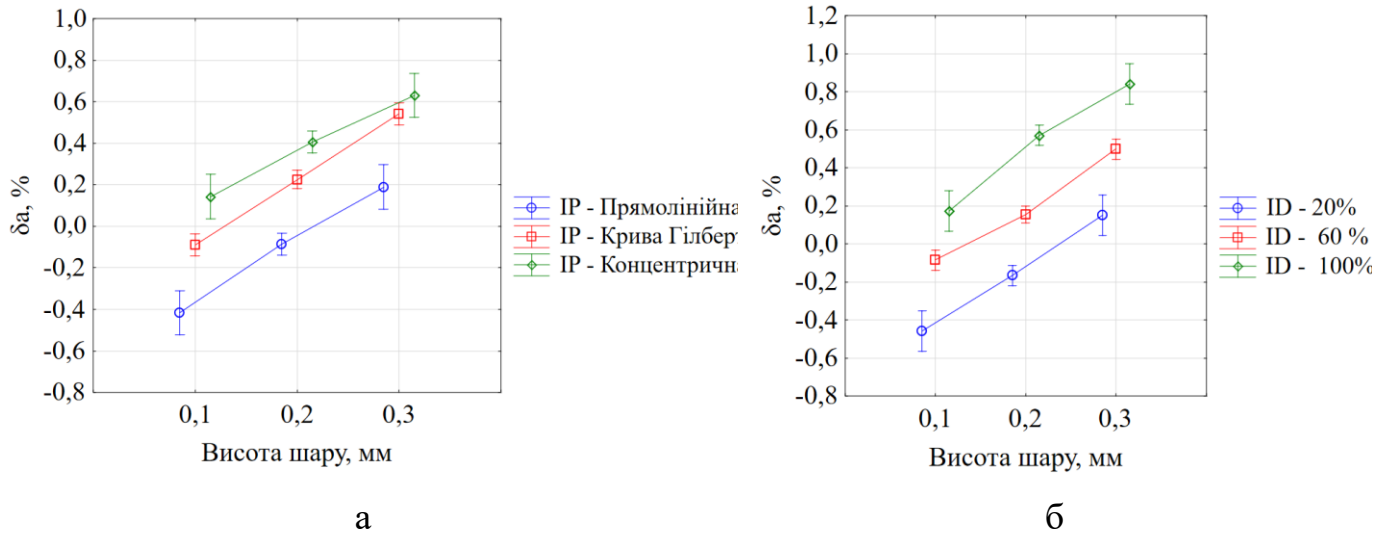


Рисунок 3.30 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від: (а) висоти шару та схеми заповнення; (б) висоти шару та щільності заповнення

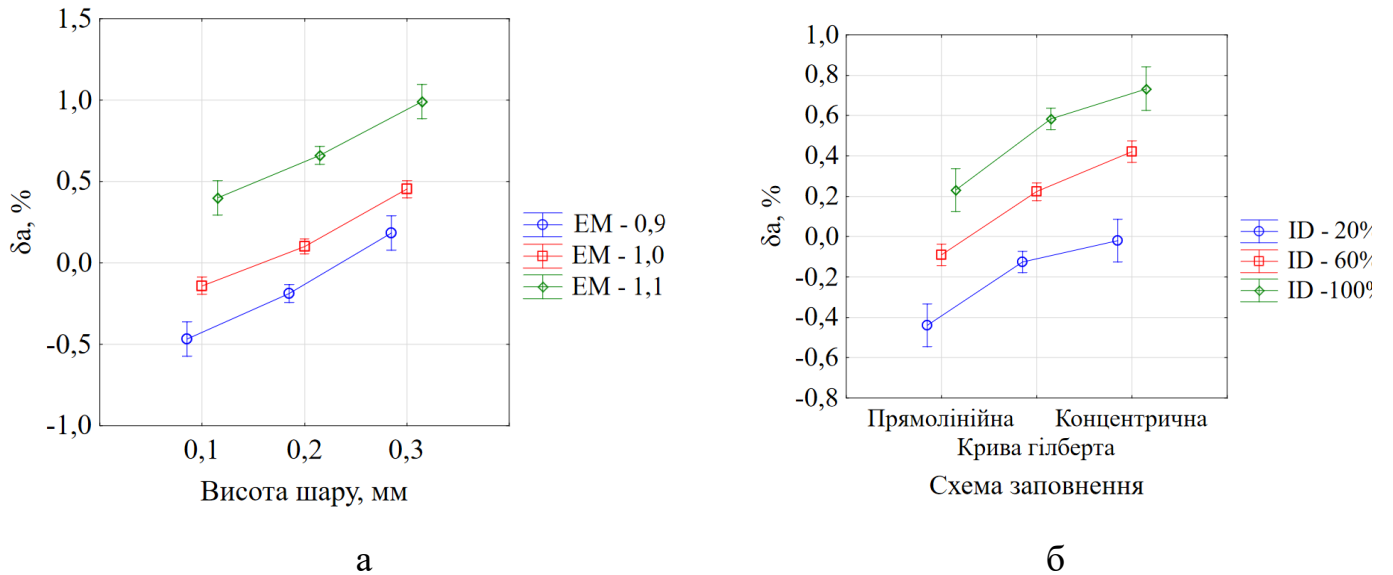


Рисунок 3.31 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від: (а) висоти шару та екструзійного множника; (б) схеми заповнення та щільності заповнення

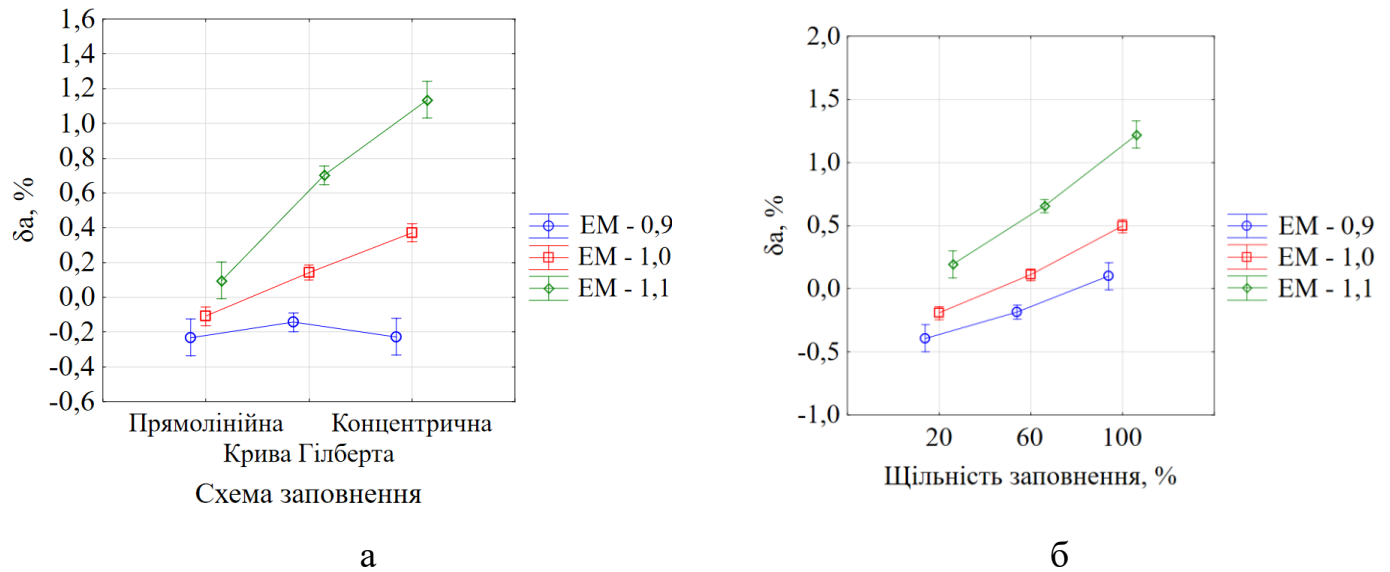


Рисунок 3.32 – Залежність відносного відхилення розміру «а» від: (а) схеми заповнення та екструзійного множника; (б) щільності заповнення та екструзійного множника

Поєднання високої щільності заповнення з підвищеним екструзійним множником призводить до найбільших значень відносного відхилення розміру «а» (рис. 3.32 б). Це пояснюється надмірним ущільненням внутрішньої структури моделі та виникненням додаткового тиску при екструзії, що в комплексі провокує викривлення контурів.

Аналіз головних ефектів та двофакторних взаємодій свідчить про комплексний характер впливу параметрів процесу FDM на точність виготовлення в напрямку осі «Y». Отримані результати свідчать про необхідність комплексної оптимізації параметрів процесу з урахуванням синергії їх дії для мінімізації відносного відхилення розміру «а».

3.2.1.2 Точність в напрямку осі «X»

За результатами аналізу побудованої діаграми Парето (рис. 3.34) визначено 5 найбільш значущих параметрів для точності в напрямку осі «X». Аналіз результатів

реалізації чисельних експериментів вказує на те, що на відносне відхилення розміру «b» значимий вплив виявляють екструзійний множник, кількість стінок, схема заповнення та комбінація швидкості друку з температурою екструзії. Таким чином, кількість факторів, які доцільно враховувати на етапі уточнення моделі, було зменшено з десяти до п'яти.

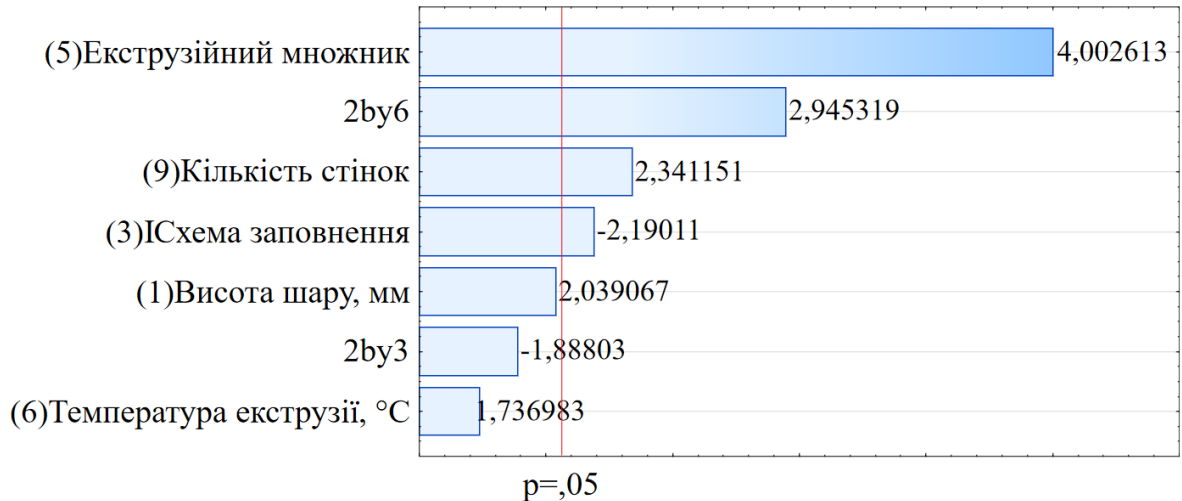


Рисунок 3.34 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «b»

Для побудови адекватної квадратичної моделі відгуку було обрано планування експерименту Бокса-Бенкена (Додаток Г). До плану включено 6 центр-точок, що дає змогу забезпечити оцінку експериментальної похибки та підвищити достовірність статистичної перевірки моделі. Параметри процесу та їх рівні варіювання наведено в таблиці 3.15.

Таблиця 3.15 – Параметри процесу та їх рівні варіювання

Параметр процесу FDM		Рівні варіювання		
		-1	0	+1
1	Схема заповнення	Прямолінійна	Крива Гілберта	Концентрична
2	Швидкість друку, мм/с	30	60	90
3	Кількість стінок	2	4	6
4	Екструзійний множник	0,9	1	1,1
5	Температура екструзії, °C	245	255	265

Результати дисперсійного аналізу (табл. 3.16) демонструють, що визначені параметри процесу FDM мають статистично значущий вплив на відносне відхилення розміру «b». Найбільш виражений ефект спостерігається від температури екструзії. Високу значущість також має кількість стінок, а третє місце за впливом посідає екструзійний множник. Суттєвий внесок у формування точності в напрямку осі «X» також роблять схема заповнення та швидкість друку. Хоча взаємодії між факторами (схема заповнення та екструзійний множник; швидкість друку та екструзійний множник) мають менший вплив, вони залишаються статистично значущими.

Таблиця 3.16 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1)Схема заповнення L+Q	2,63	1,31	253,90
(2)Швидкість друку L	1,22	1,22	235,93
(3)Кількість стінок L	3,31	3,31	637,15
(4)Екструзійний множник L	2,56	2,56	492,42
(5)Темпераутра екструзії L	3,47	3,47	669,05
1 by 4	0,03	0,03	7,31
2 by 4	0,02	0,02	4,62
Похибка	0,19	0,01	
Загальна дисперсія	13,47		

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.35 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

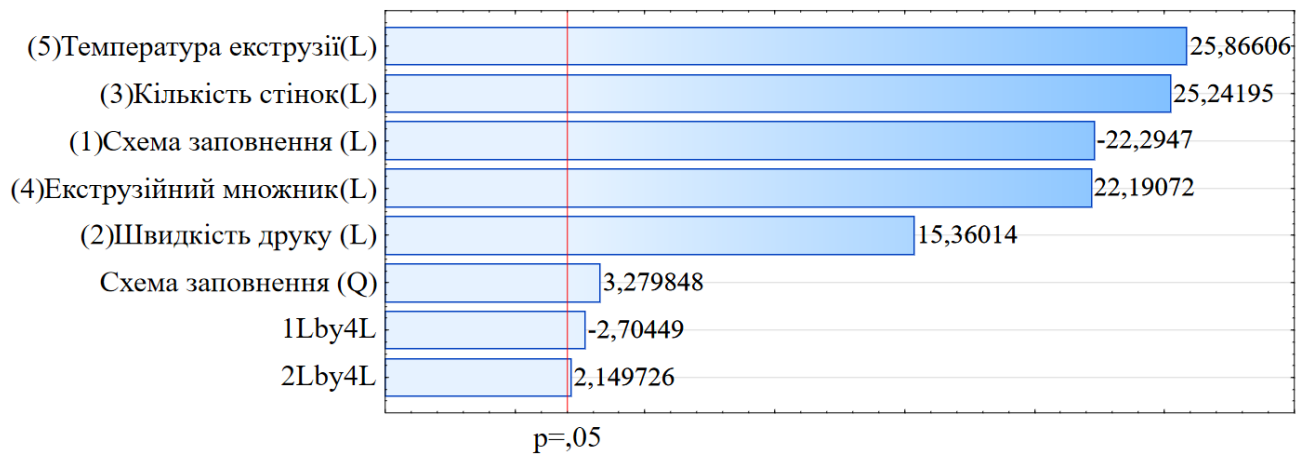


Рисунок 3.35 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «b»

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та ефекти їх парної взаємодії є статистично значущими і можуть бути використані для побудови адекватної регресійної моделі (табл. 3.17), яка описує вплив параметрів процесу на відносне відхилення розміру «b».

Таблиця 3.17 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	0,69	52,89	0,66	0,72
(1)Схема заповнення (L)	-0,40	-22,29	-0,43	-0,36

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Схема заповнення (Q)	-0,07	-3,27	-0,11	-0,02
(2)Швидкість друку (L)	0,27	15,36	0,24	0,31
(3)Кількість стінок (L)	0,45	25,24	0,41	0,49
(4)Екструзійний множник (L)	0,40	22,19	0,36	0,43
(5)Температура екструзії (L)	0,46	25,86	0,42	0,50
1L by 4L	-0,09	-2,70	-0,17	-0,02
2L by 4L	0,07	2,14	0,01	0,15

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,98, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 37 ступенях свободи дорівнює 2,01 [92]. Згідно з таблицею 3.17, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

Для перевірки однорідності дисперсій у повтореннях центру було використано шість експериментів, виконаних при однакових рівнях усіх п'яти факторів (середній рівень). Перевірка адекватності моделі виконана шляхом порівняння дисперсії у центрі плану з залишковою дисперсією моделі. Умова (2.5) виконувалась, тобто модель є адекватною та апроксимує експериментальні дані з допустимою точністю.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «b» в натуральному масштабі має вигляд:

$$\delta b = 0,03 \cdot PS \cdot EM - 0,97 \cdot IP \cdot EM + 2,45 \cdot EM + 0,23 \cdot NS + 0,05 \cdot ET - 0,02 \cdot PS - 0,07 \cdot IP^2 + 0,57 \cdot IP - 15,11 \quad (3.7)$$

Для перевірки коректності статистичної моделі, побудованої на основі експериментальних даних, було здійснено аналіз залишків (рис. 3.36).

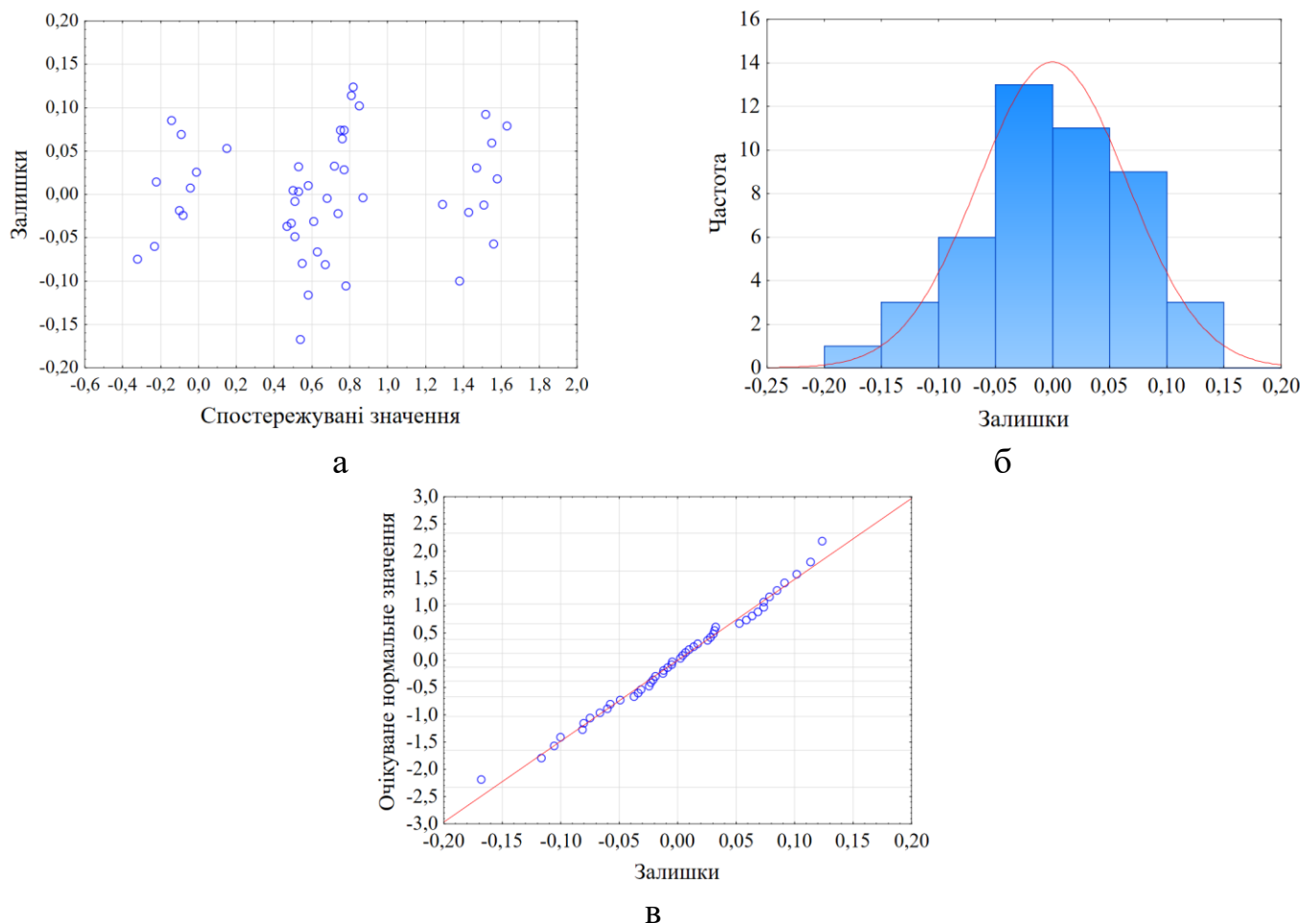


Рисунок 3.36 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень, (б) гістограма залишків та (в) квантильний графік нормального розподілу залишків

Графік залишків відносно спостережених значень (рис. 3.36 а) не виявляє трендів або структур, залишки розподілені випадково, що підтверджує гомоскедастичність моделі. Гістограма залишків (рис. 3.36 б) демонструє симетричний, майже нормальний розподіл без перекосів, що вказує на відсутність систематичної помилки. На квантильному графіку нормального розподілу (рис. 3.36 в) залишки розміщуються вздовж прямої, що відповідає нормальному розподілу, за винятком незначних крайових відхилень. Загалом, залишки не виявляють ознак автокореляції чи структурних порушень, що підтверджує адекватність моделі для подальшого використання.

З метою встановлення закономірностей впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «b» проведено аналіз головних ефектів і взаємодій між факторами.

На графіку впливу швидкості друку для трьох рівнів екструзійного множника спостерігається чітка тенденція до зростання δb зі збільшенням швидкості (рис. 3.37 а). Це свідчить про взаємодію між швидкістю друку та екструзійним множником: при перевищенні оптимального співвідношення між подачею та швидкістю надмірне накопичення матеріалу призводить до збільшення відносного відхилення.

На графіку впливу схеми заповнення (рис. 3.37 б) видно, що δb зменшується в напрямку від прямолінійної до концентричної, причому незалежно від рівня екструзії. Найменше відхилення спостерігається при концентричному заповненні та екструзійному множнику 0,9, що узгоджується з уявленням про рівномірніше розподілення матеріалу вздовж замкнених контурів.

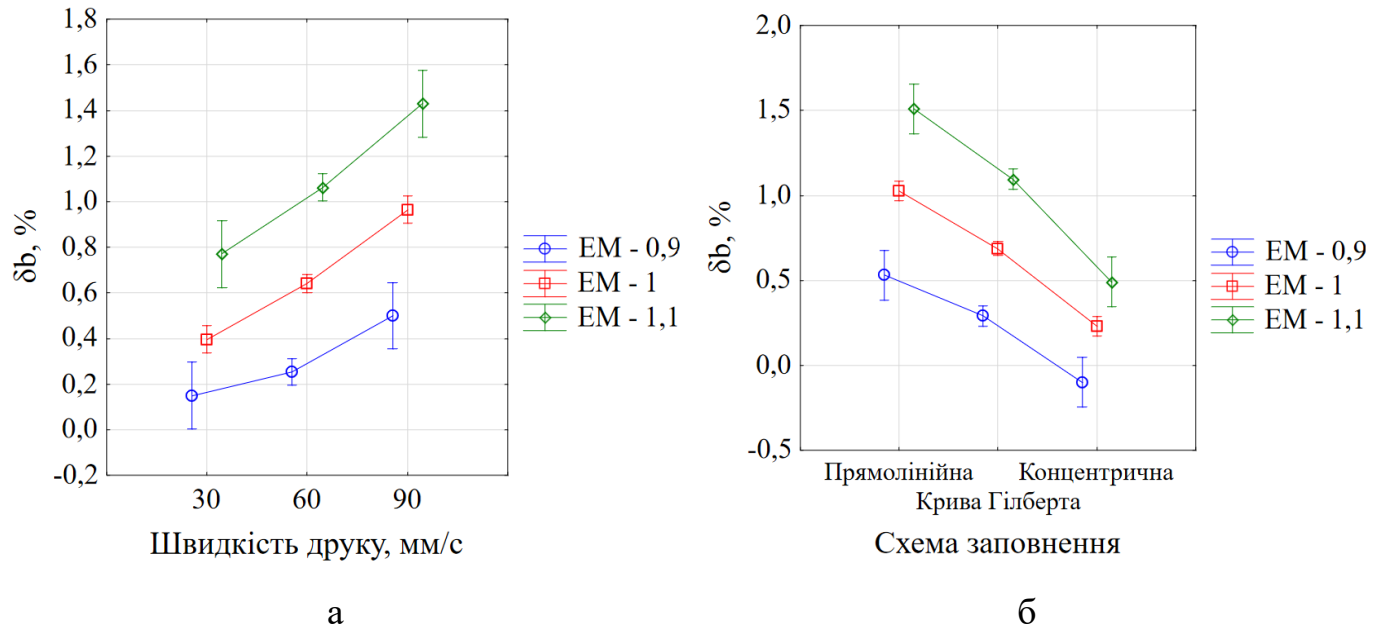


Рисунок 3.37 – Залежність відносного відхилення розміру «b» від: (а) швидкості друку та екструзійного множника; (б) схеми заповнення та екструзійного множника

Вплив температури екструзії є монотонним – зі зростанням температури спостерігається пропорційне збільшення δb (рис. 3.38 а). Це пов'язано зі зниженням в'язкості матеріалу на високих температурах, що спричиняє його більшу плинність і неконтрольоване розтікання, особливо на поворотах траєкторії. Графік впливу екструзійного множника (рис. 3.38 б) підтверджує лінійне зростання відносного відхилення при збільшенні коефіцієнта від 0,9 до 1,1. При значенні 0,9 відбувається недостатня екструзія, яка зменшує ширину траєкторії, наближуючи її до номінального розміру, тоді як при 1,1 – надлишок матеріалу спричиняє «розпливання» меж.

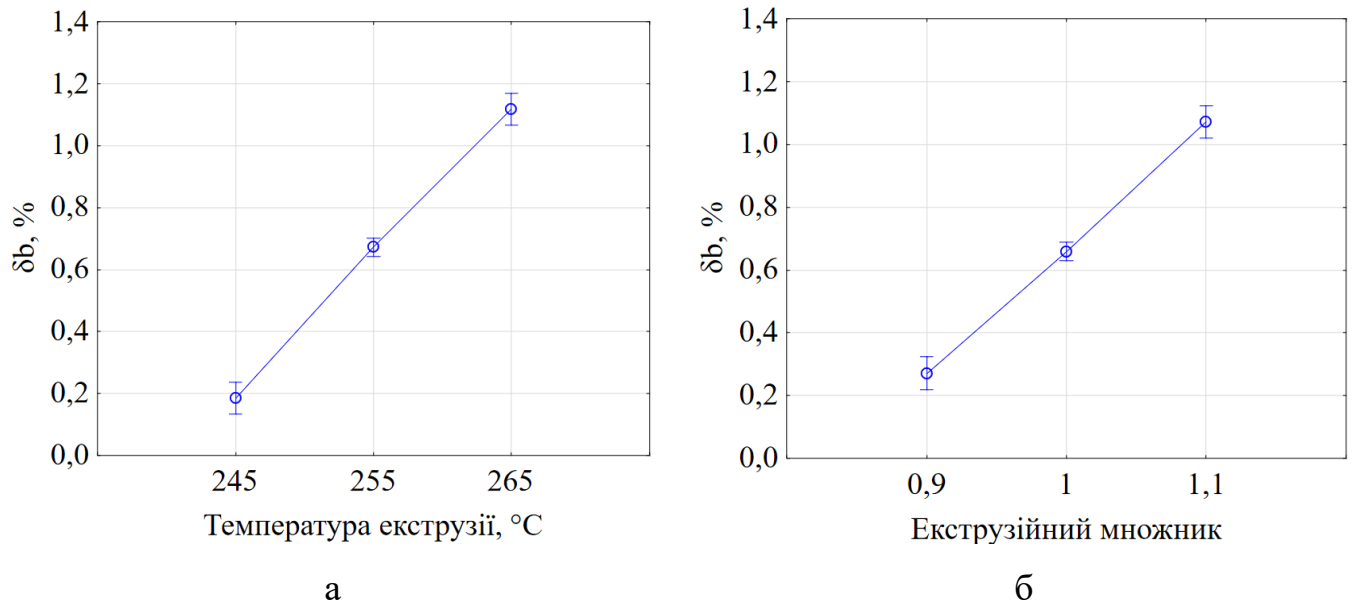


Рисунок 3.38 – Залежність відносного відхилення розміру «b» від (а) температури екструзії; (б) екструзійного множника

Залежність від кількості стінок також є лінійною: при збільшенні їх кількості від 2 до 6 відносне відхилення розміру «b» зростає майже вдвічі (рис. 3.39 а). Це пояснюється накопиченням похибки позиціонування при кожному проході сопла та ширшим сукупним периметром, що впливає на зовнішні розміри виробу.

Аналіз графіка залежності відносного відхилення розміру «b» від швидкості друку (рис. 3.39 б) свідчить про чітку монотонну тенденцію: зі збільшенням швидкості з 30 до 90 мм/с δb зростає, що вказує на погіршення точності в напрямку осі «X». Така поведінка може бути зумовлена інерційними ефектами переміщення друкуючої головки та зменшенням точності подачі матеріалу на високих швидкостях.

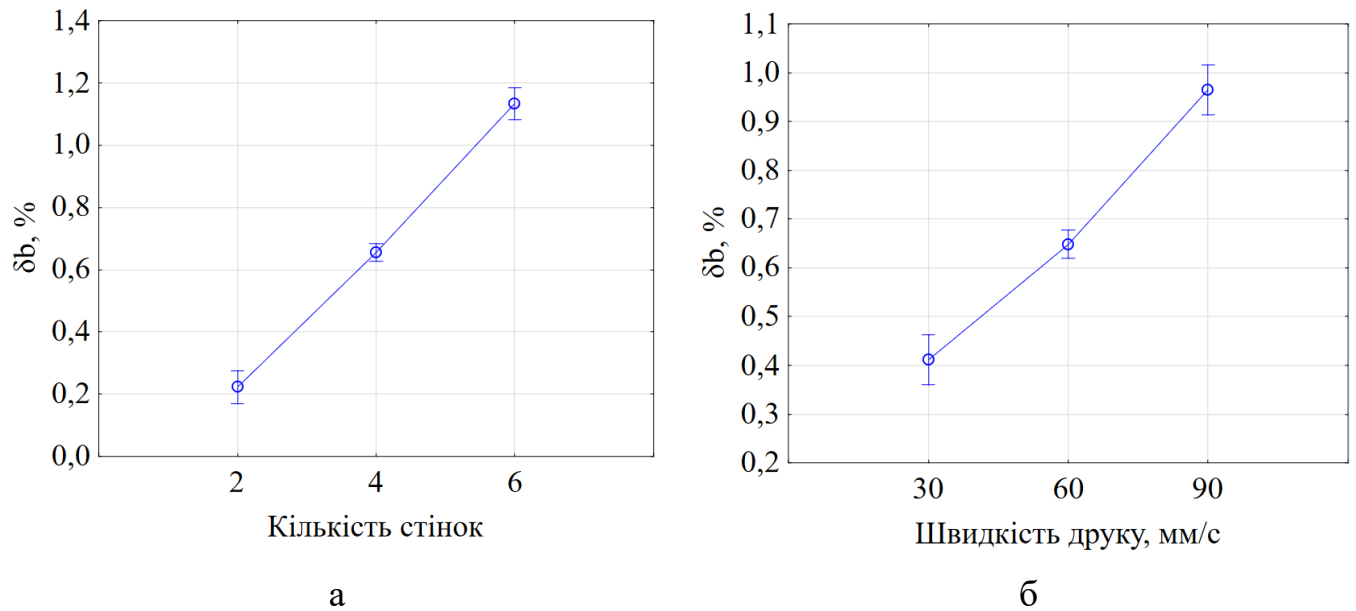


Рисунок 3.39 – Залежність відносного відхилення розміру «b» від (а) кількості стінок; (б) швидкості друку

Аналіз головних ефектів та ефектів взаємодій свідчить про складний і взаємозалежний вплив параметрів процесу FDM на точність виготовлення в напрямку осі «X». Отримані результати підкреслюють доцільність комплексної оптимізації параметрів процесу з урахуванням комбінованої дії факторів для мінімізації відносного відхилення розміру «b».

3.2.1.3 Точність в напрямку осі «Z»

На основі результатів попереднього дробнофакторного експерименту було виявлено, що найбільший вплив на відхилення розміру «с» мають три параметри: висота шару, щільність заповнення та екструзійний множник (рис. 3.40). Інші параметри не продемонстрували статистично значущого впливу в межах реалізованого плану експерименту.



Рисунок 3.40 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «с»

Для дослідження впливу трьох ключових параметрів процесу FDM (висоти шару, щільності заповнення та екструзійного множника) на точність виготовлення в напрямку осі «Z» було застосовано план Бокса-Бенкена для трьох факторів на трьох рівнях (табл. 3.18).

Таблиця 3.18 – Параметри процесу та їх рівні варіювання

Параметр процесу	Рівень -1	Рівень 0	Рівень +1
Висота шару, мм	0,10	0,20	0,30
Щільність заповнення, %	20	60	100
Екструзійний множник	0,9	1,0	1,1

План Бокса-Бенкена на 3 фактори передбачає 15 експериментів (табл. 3.19), з яких 3 є центральними точками для оцінки дисперсії відтворюваності та перевірки адекватності моделі.

Таблиця 3.19 – Трьохрівневий план Бокса–Бенкена та значення функції відгуку

№	Висота шару, мм	Щільність заповнення,%	Екструзійний множник	δc , %
1	0,1	20	1	-3,57
2	0,3	20	1	0,37
3	0,1	100	1	-0,22
4	0,3	100	1	6,31
5	0,1	60	0,9	-3,58
6	0,3	60	0,9	0,29
7	0,1	60	1,1	-0,16
8	0,3	60	1,1	6,13
9	0,2	20	0,9	-3,42
10	0,2	100	0,9	0,3
11	0,2	20	1,1	-0,17
12	0,2	100	1,1	5,16
13	0,2	60	1	0,6
14	0,2	60	1	-0,04
15	0,2	60	1	0,01

Результати дисперсійного аналізу (табл. 3.20) демонструють статистично значущий вплив основних параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «с». Найбільший ефект спостерігається з боку висоти шару, яка зумовлює найбільшу варіацію функції відгуку. Значущим також є вплив щільності заповнення та екструзійного множника, що свідчить про комплексну природу формування похибок по висоті під час накладання шарів матеріалу.

Важливим результатом є виявлення взаємодій між факторами, зокрема, комбінація висоти шару та щільності заповнення (1by2) чинить найбільший вплив серед взаємодій. Взаємодії висоти шару з екструзійним множником (1by3) та щільності заповнення з множником (2by3) також виявились статистично значущими.

Таблиця 3.20 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1)Висота шару L	53,19	53,19	414,51
(2)Щільність заповнення L	42,04	42,04	327,59
(3)Екструзійний множник L	37,71	37,71	293,86
1 by 2	1,67	1,67	13,06
1 by 3	1,46	1,46	11,40
2 by 3	0,64	0,64	5,04
Похибка	1,02	0,12	
Загальна дисперсія	137,77		

Діаграма Парето (рис. 3.41) ілюструє стандартизовані ефекти факторів та їх взаємодій на відхилення розміру «с», де найбільший вплив мають висота шару, щільність заповнення та екструзійний множник. Взаємодії між цими параметрами також перевищують поріг статистичної значущості, що свідчить про доцільність їх включення до регресійної моделі. Взаємодія між щільністю заповнення та екструзійним множником (2by3) у моделі має р-значення 0,0548, що трохи перевищує фіксований поріг статистичної значущості 0,05. Такий результат зазвичай класифікують як маргінально значущий, тобто такий, що не дає однозначного рішення щодо включення або виключення ефекту з моделі лише на основі статистики.

Однак, у контексті FDM така взаємодія є технологічно обґрунтованою і практично значущою. При високій щільності заповнення (наприклад, 100%) внутрішній об'єм моделі майже повністю заповнений матеріалом. У такому випадку навіть незначне збільшення екструзійного множника призводить до надлишкового накопичення матеріалу в шарі. Це, у свою чергу, спричиняє перевищення номінального розміру деталі у напрямку осі «Z», що проявляється як позитивне відхилення δ_s . Навпаки, при низькій

щільності заповнення (наприклад, 25%) об'єм простору між стінками значно більший, і незначні зміни подачі матеріалу (екструзійного множника) мають менший вплив на геометрію. Таким чином, вплив екструзійного множника на δc є умовним – залежить від рівня заповнення, тобто існує взаємодія між цими факторами.

Саме тому, навіть попри граничне р-значення, було прийнято рішення залишити взаємодію 2by3 у моделі, щоб зберегти її технологічну адекватність та здатність відображати складну поведінку процесу FDM.

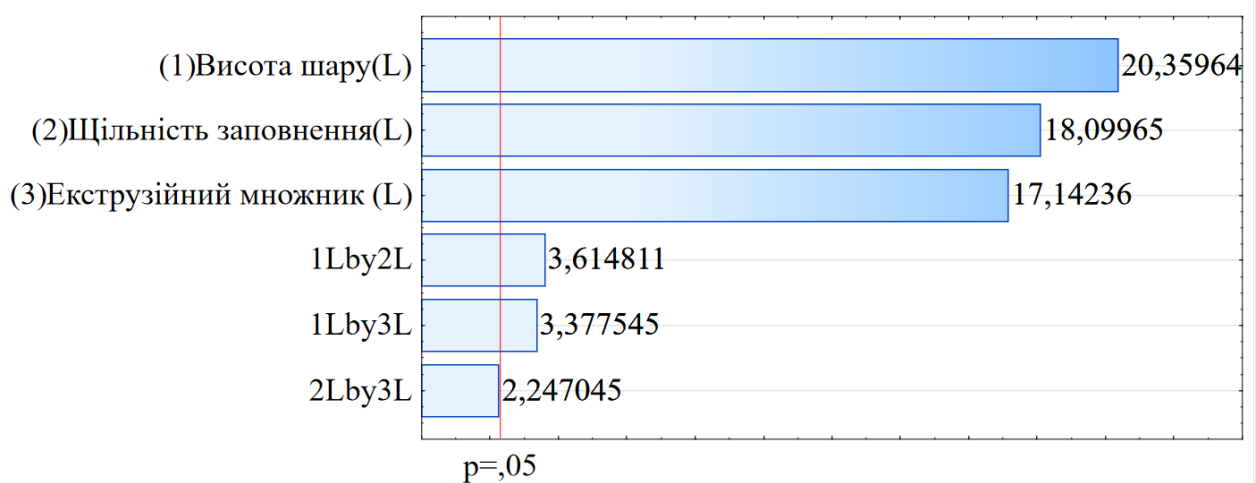


Рисунок 3.41 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів друку на відносне відхилення розміру «с»

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та ефекти їх парної взаємодії є статистично значущими і можуть бути використані для побудови адекватної регресійної моделі (табл. 3.21), яка описує вплив параметрів процесу на відносне відхилення розміру «с».

Таблиця 3.21 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	0,53	5,77	0,32	0,74
(1)Висота шару (L)	2,57	20,35	2,28	2,87
(2)Щільність заповнення (L)	2,29	18,09	2,00	2,58
(3)Екструзійний множник (L)	2,17	17,14	1,87	2,46
1L by 2L	0,64	3,61	0,23	1,06
1L by 3L	0,60	3,37	0,19	1,01
2L by 3L	0,40	2,24	-0,01	0,81

Варто зазначити, що під час побудови регресійної моделі квадратичні ефекти були виключені, оскільки відповідні коефіцієнти не виявили статистичної значущості, а їх включення не забезпечувало суттєвого покращення моделі за критеріями R^2 та MS Error. Це свідчить про лінійно-доміновану природу впливу факторів у заданому діапазоні значень, що дозволило спростити рівняння без втрати інформативності.

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,98, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 8 ступенях свободи дорівнює 2,31 [92]. Згідно з таблицею 3.21, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «с» в натуральному масштабі має вигляд:

$$\delta c = 0,10 \cdot ID \cdot EM + 0,16 \cdot ID \cdot LH + 60,5 \cdot EM \cdot LH + 3,57 \cdot EM - 44,42 \cdot LH - 0,07 \cdot ID - 9,69 \quad (3.8)$$

Для перевірки коректності статистичної моделі, побудованої на основі експериментальних даних, було здійснено аналіз залишків (рис. 3.42).

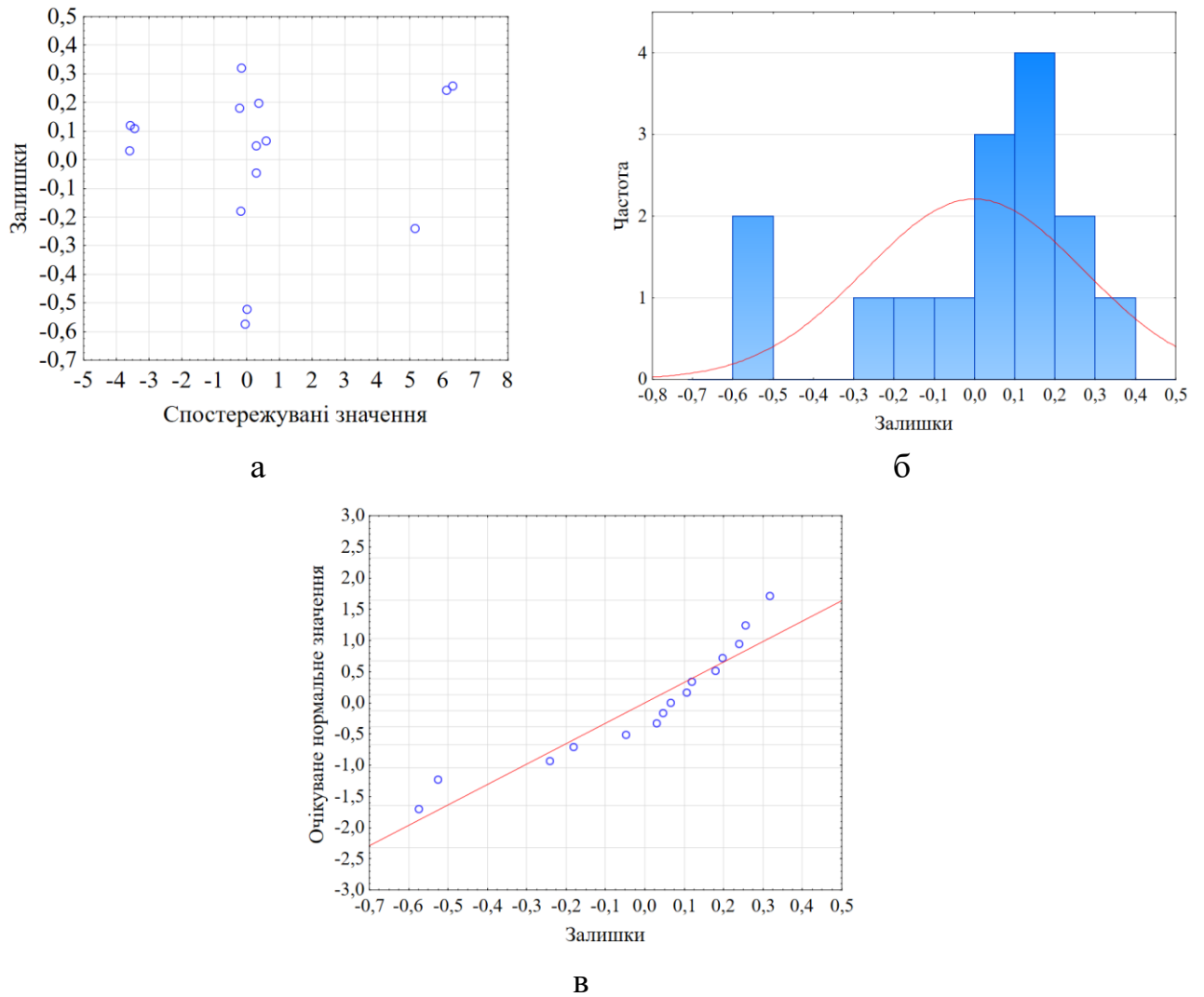


Рисунок 3.42 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень, (б) гістограма залишків та (в) квантильний графік нормального розподілу залишків

Графік залишків відносно спостережених значень (рис. 3.42 а) свідчить про відсутність систематичних відхилень залишків: точки розташовані хаотично без чітко вираженої структури. Це підтверджує лінійність моделі та сталість дисперсії. Гістограма залишків (рис. 3.42 б) підтверджує нормальний розподіл залишкових значень, хоча й зі слабко вираженою асиметрією в лівий бік. На квантильному графіку нормального розподілу (рис. 3.42 в) залишки переважно розміщені вздовж прямої, що вказує на відповідність розподілу залишків нормальному.

Для глибшого аналізу впливу основних параметрів процесу FDM на відносне відхилення розміру «с», побудовано графіки залежностей з урахуванням взаємодій між факторами: щільністю заповнення, висотою шару та екструзійним множником (рис. 3.43).

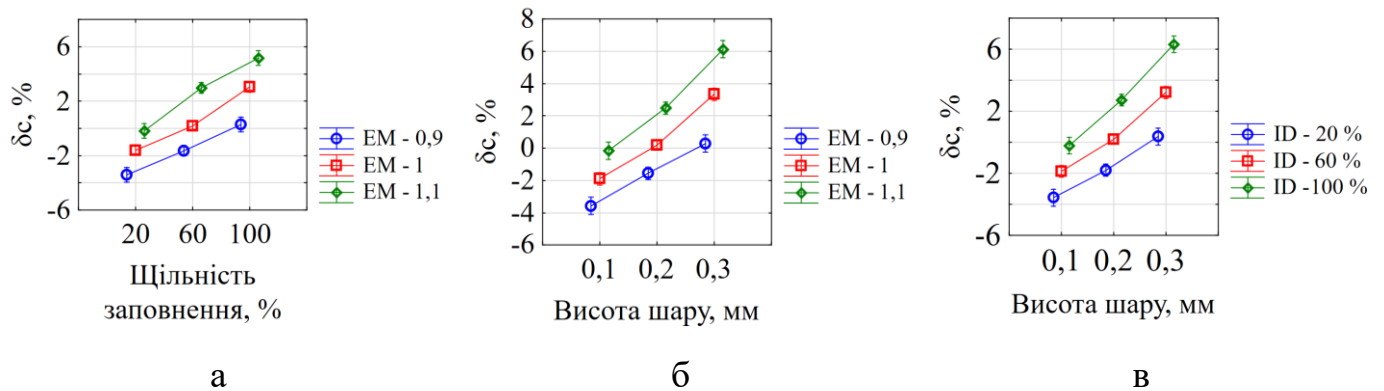


Рисунок 3.43 – Залежність відносного відхилення розміру «с» від (а) щільності заповнення та екструзійного множника; (б) висоти шару та екструзійного множника; (в) висоти шару та щільності заповнення

Аналіз графіка залежності відносного відхилення розміру «с» від щільності заповнення та екструзійного множника (рис. 3.43 а) свідчить про монотонне зростання відносного відхилення розміру «с» зі збільшенням щільності заповнення для всіх рівнів екструзійного множника. Найвищі значення δ_c спостерігаються при множителі 1,1, що вказує на підсилення впливу надлишкової екструзії за умов повного заповнення.

Аналогічну тенденцію демонструє залежність δs від висоти шару: для всіх комбінацій параметрів збільшення висоти шару супроводжується зростанням відхилення, найінтенсивніше – при екструзійному множнику 1,1 (рис. 3.43 б). Окремо проаналізовано вплив висоти шару за різних рівнів щільності (рис. 3.43 в): максимальні значення δs фіксуються при 100 % заповненні та висоті шару – 0,3 мм. Це підтверджує взаємозалежний характер впливу параметрів на формування точності у напрямку осі «Z».

3.2.2 Вплив параметрів процесу FDM на шорсткість поверхонь виробів

За результатами аналізу діаграми Парето встановлено (рис. 3.44), що найбільші стандартизовані ефекти на величину шорсткості поверхні спостерігались для температури екструзії, ширини укладання нитки та температури платформи. Ці фактори мали вищі значення впливу порівняно з іншими досліджуваними параметрами, однак жоден із них не перевищив порогове значення критичної статистичної значущості, що вказує на недостатню статистичну підтвердженість ефектів у межах проведеного дробнофакторного експерименту.

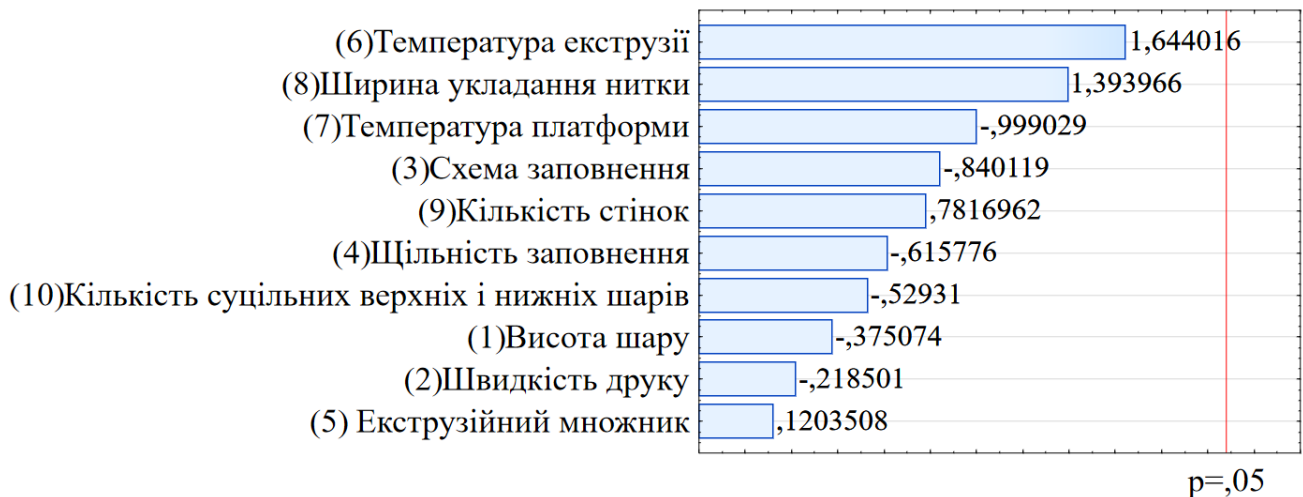


Рисунок 3.44 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на шорсткість

У зв'язку з недостатньою статистичною визначеністю впливу факторів у рамках дробнофакторного експерименту, а також з огляду на перевагу впливу трьох факторів – температури екструзії, ширини укладання нитки та температури платформи, доцільним є проведення подальшого цілеспрямованого дослідження за планом Бокса-Бенкена з трьома факторами, які варіюються на трьох рівнях (табл. 3.22).

Таблиця 3.22 – Параметри процесу та їх рівні варіювання

Параметр процесу	Рівень -1	Рівень 0	Рівень +1
Температура екструзії, С	245	255	265
Температура платформи, С	65	75	85
Ширина укладання нитки, мм	0,45	0,5	0,55

План Бокса-Бенкена на 3 фактори передбачає 15 експериментів (табл. 3.23), з яких 3 є центральними точками для оцінки дисперсії відтворюваності та перевірки адекватності моделі.

Таблиця 3.23 – Трьохрівневий план Бокса-Бенкена та значення функції відгуку

№	Температура екструзії, °С	Температура платформи, °С	Ширина нитки, мм	Ra, мкм
1	245	65	0,5	7,93
2	265	65	0,5	6,95
3	245	85	0,5	5,44
4	265	85	0,5	10,28
5	245	75	0,45	5,01
6	265	75	0,45	8,68
7	245	75	0,55	8,36
8	265	75	0,55	8,56
9	255	65	0,45	6,49
10	255	85	0,45	7,20
11	255	65	0,55	8,40
12	255	85	0,55	8,52
13	255	75	0,5	7,65
14	255	75	0,5	7,35
15	255	75	0,5	7,58

Як свідчать дані дисперсійного аналізу (табл. 3.24), найбільший внесок у загальну варіацію показника Ra мають температури екструзії та ширина укладання нитки, які є статистично значущими як у лінійному (L), так і у поєднаному лінійному та квадратичному (L+Q) вигляді. Температура платформи продемонструвала нижчий, але також статистично значущий вплив.

Варто зазначити, що ефекти взаємодії між факторами також виявилися значущими. Зокрема, взаємодія між температурою екструзії та температурою платформи (1by2) має найбільшу дисперсійну частку, що свідчить про сильну комбіновану дію цих факторів. Взаємодія між температурою екструзії та шириною нитки (1by3) і температурою платформи та шириною укладання нитки (2by3) також є статистично значущими.

Таблиця 3.24 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(1)Температура екструзії L+Q	7,48	3,74	379,72
(2)Температура платформи L+Q	0,35	0,17	18,15
(3)Ширина укладання нитки L+Q	5,24	2,62	265,96
1 by 2	8,45	8,45	857,93
1 by 3	3,01	3,01	306,38
2 by 3	0,08	0,08	8,88
Похибка	0,04	0,01	
Загальна дисперсія	24,68		

На діаграмі Парето (рис. 3.45) чітко відображено, що найбільшими за абсолютним значенням стандартизованими ефектами володіють взаємодії 1Lby2L та 1Lby3L, а також головні лінійні ефекти температури екструзії та ширини укладання нитки. Вплив температури платформи поступається за значущістю, але перевищує поріг 0,05, що підтверджує її участь у формуванні шорсткості Ra.

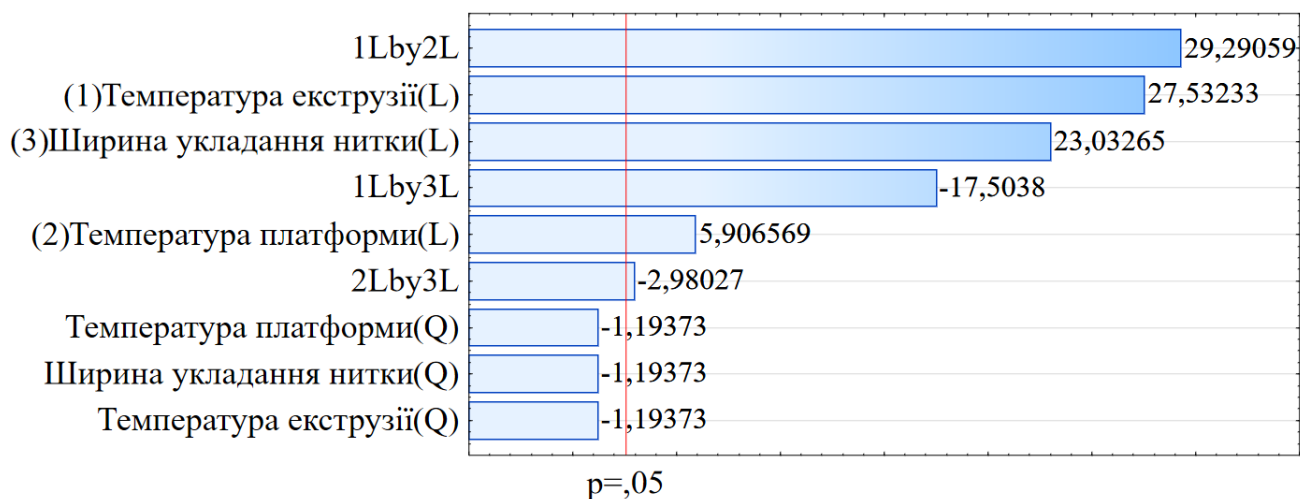


Рисунок 3.45 – Діаграма Парето для моделі впливу параметрів процесу FDM на шорсткість

У той же час жоден із квадратичних ефектів (Q) – температури екструзії, температури платформи та ширини нитки – не досяг статистичної значущості. Це свідчить про лінійний характер впливу цих параметрів у межах обраного експериментального діапазону та відсутність суттєвої кривизни функції відгуку.

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та ефекти їх парної взаємодії є статистично значущими і можуть бути використані для побудови адекватної регресійної моделі (табл. 3.25), яка описує вплив параметрів процесу на параметр Ra.

Таблиця 3.25 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	7,62	285,18	7,56	7,68
(1) Температура екструзії (L)	0,96	26,39	0,88	1,05
(2) Температура платформи (L)	0,20	5,66	0,12	0,29

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стюдента	нижня границя довірчого інтер- валу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
(3)Ширина укладання нитки (L)	0,80	22,08	0,72	0,89
1L by 2L	1,45	28,07	1,33	1,57
1L by 3L	-0,86	-16,78	-0,98	-0,74
2L by 3L	-0,14	-2,85	-0,26	-0,02

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,99, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра.

Критичне значення t-критерію Стюдента при рівні значущості 0,05 і 8 ступенях свободи дорівнює 2,31 [92]. Згідно з таблицею 3.25, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

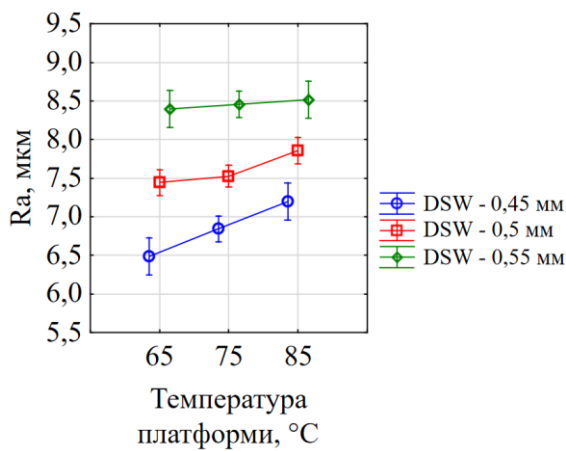
Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на шорсткість в натуральному масштабі має вигляд:

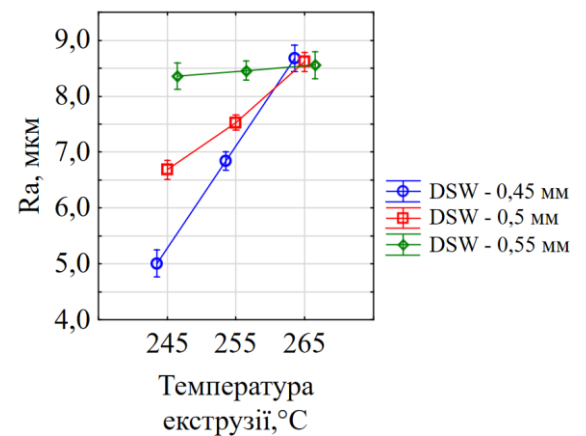
$$Ra = 0,01 \cdot ET \cdot BT - 1,73 \cdot ET \cdot DSW - 0,12 \cdot ET - 0,29 \cdot BT \cdot DSW - 3,53 \cdot BT + 481,41 \cdot DSW + 18,75 \quad (3.9)$$

Для глибшого аналізу впливу основних параметрів процесу FDM на шорсткість поверхні, побудовано графіки залежностей з урахуванням взаємодій між факторами (рис. 3.46). Збільшення температури платформи з 65 °C до 85 °C супроводжується зростанням показника Ra для всіх рівнів ширини нитки (рис. 3.46 а). Найнижчі значення

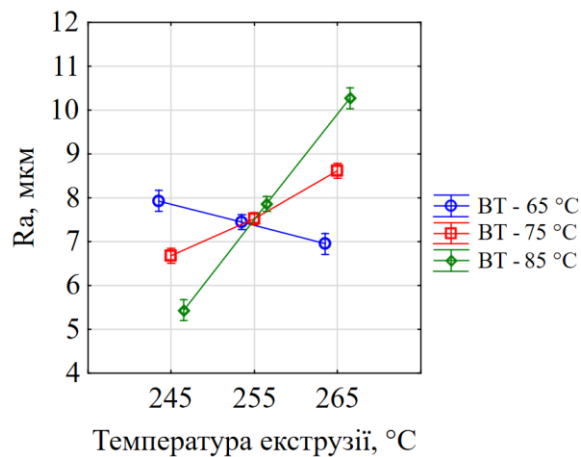
шорсткості спостерігаються при ширині укладання 0,45 мм, тоді як найбільші – при ширині 0,55 мм, що підтверджує позитивний вплив зменшення ширини нитки на зниження Ra. Враховуючи, що вимірювання проводилось саме на верхній площині виробу, таке зростання Ra, ймовірно, пов'язане з впливом температури платформи на терморегуляцію всього зразка. Вища температура основи призводить до загального підвищення температури тіла виробу, що може уповільнювати охолодження верхнього шару й сприяти формуванню нерівностей через залишкову пластичність матеріалу.



а



б



в

Рисунок 3.46 – Залежність шорсткості поверхні від (а) температури платформи та ширини укладання нитки; (б) температури екструзії та ширини укладання нитки; (в) температури екструзії та температури платформи

Графік (рис. 3.46 б) відображає зміну шорсткості R_a у залежності від температури екструзії при різних рівнях ширини укладання нитки. Отримані криві свідчать про сильний вплив температури екструзії на шорсткість: при ширині нитки 0,45 мм спостерігається найбільш виражене зростання шорсткості при підвищенні температури з 245 °C до 265 °C. Для ширини 0,5 мм спостерігається схожий тренд, але з меншою крутизою, тоді як при ширині 0,55 мм рівень шорсткості залишається майже стабільним. Це дозволяє припустити, що підвищення температури екструзії сприяє активнішому витіканню розплаву, утворенню більш опуклих слідів нитки та, відповідно, збільшенню мікронерівностей поверхні. Разом з тим, при ширшій нитці (0,55 мм), ймовірно, відбувається краще заповнення міжниткових порожнин, що компенсує вплив температури. Таким чином, температура екструзії є визначальним фактором, що контролює стан поверхні друкованого виробу, причому надлишкове нагрівання призводить до погіршення її якості.

На графіку (рис. 3.46 в) проілюстровано взаємодію між температурою екструзії та температурою платформи. Тут простежується диференційований характер залежності шорсткості від температури екструзії для різних температур платформи. Зі зростанням температури екструзії при мінімальній температурі платформи (65 °C) спостерігається незначне зниження R_a , що може свідчити про покращення плавлення та заповнення верхнього шару. Проте при підвищенні температури платформи до 85 °C спостерігається зворотна тенденція – різке зростання R_a із підвищенням температури екструзії. Така взаємодія пояснюється надмірним тепловим навантаженням на зразок: підвищена температура платформи сповільнює тепловідвід з виробу, а висока температура екструзії підсилює текучість матеріалу, що в сукупності спричиняє мимовільне деформування ще теплого верхнього шару. У результаті замість згладжування утворюються хвилясті або опуклі дефекти, які підвищують шорсткість.

Таким чином, виявлені взаємодії між параметрами підкреслюють необхідність комплексної оптимізації процесу FDM для забезпечення високої якості поверхні друкованих виробів.

3.3 Вплив параметрів процесу FDM на пористість виробів

Пористість є важливою характеристикою виробів, виготовлених методом пошарового наплавлення, оскільки вона безпосередньо впливає на однорідність структури, механічну міцність і зовнішній вигляд моделей. Для анатомічних моделей, що використовуються у передопераційному плануванні, навчанні та демонстраційних цілях, наявність внутрішніх порожнин може зумовлювати зниження точності відтворення анатомії пацієнта, погіршення оброблюваності, зменшення міцності при механічному навантаженні та ускладнення постдрукерської обробки. Особливо важливо враховувати пористість при виготовленні моделей, які піддаються свердлінню, фіксації або імітації операційних втручань. Хоча цей показник не був включений як цільова функція в процес оптимізації, його дослідження дозволяє поглибити розуміння впливу параметрів процесу FDM на структурну цілісність і функціональність моделей, що є суттєвим для забезпечення їхньої відповідності практичним вимогам.

Для визначення комплексного впливу параметрів процесу FDM на пористість виробів реалізовано дробнофакторний експеримент 3^{9-5} . Для кожного параметра процесу було використано три рівні варіації (табл. 3.26). Як функцію відгуку вибрано залежну змінну: пористість зразка.

Після друку зразків відповідно до плану експерименту, було проведено зважування та розраховано за формулами значення пористості по кожному зразку. Пористість зразків варіювалася від 4,40% до 7,65%.

Таблиця 3.26 – Параметри процесу та їх рівні варіювання

Параметр процесу FDM		Рівень варіювання		
		-1	0	+1
1	Висота шару, мм	0,1	0,2	0,3
2	Швидкість друку, мм/с	30	60	90
3	Схема заповнення	прямолінійна	концентрична	крива Гілберта
4	Температура платформи, °C	90	100	110
5	Ширина укладення нитки, мм	0,4	0,5	0,6
6	Кількість стінок	2	4	6
7	Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів	2	4	6
8	Температура екструзії, °C	225	235	245
9	Екструзійний множник	0,8	0,9	1

Як свідчать дані дисперсійного аналізу (табл. 3.27), найбільший внесок у загальну варіацію пористості має екструзійний множник, який є статистично значущим як у поєднаному лінійному та квадратичному (L+Q) вигляді. Також вплив демонструє схема заповнення та кількість суцільних верхніх і нижніх шарів.

Таблиця 3.27 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
(5)Екструзійний множник(L)	22,46	22,46	502,24
Екструзійний множник (Q)	46,01	46,01	1028,52
(6)Схема заповнення(L)	0,39	0,39	8,83
(9)Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів (L)	0,15	0,15	3,43
1Q by 2Q	0,17	0,17	3,99
1Q by 9L	0,29	0,29	6,51
2L by 3L	0,20	0,20	4,59
2L by 7L	0,30	0,30	6,84
3L by 5L	0,19	0,19	4,39
3L by 6L	0,25	0,25	5,66
Похибка	3,13	0,04	
Загальна дисперсія	73,58		

Варто зазначити, що взаємодії між окремими параметрами також виявилися значущими. Зокрема, найбільший комбінований ефект має взаємодія між швидкістю друку та шириною укладання нитки (2Lby7L), а також взаємодії між висотою шару та кількістю суцільних верхніх та нижніх шарів (1Qby9L) та температурою екструзії та схемою заповнення (3Lby6L). Взаємодії між висотою шару та швидкістю друку (1Qby2Q), швидкістю друку та схемою заповнення (2Lby3L), а також схемою заповнення та екструзійним множником (3Lby5L) є менш вираженими за величиною ефекту, проте демонструють статистичну значущість, що свідчить про наявність впливу їх комбінованої дії на формування пористості.

Продовжуючи попередній аналіз, на рисунку 3.47 подано діаграму Парето, яка відображає стандартизовані оцінки ефектів факторів та їх взаємодій у моделі. Як видно, розподіл значущості ефектів повністю узгоджується з результатами дисперсійного аналізу. Значення ефектів, що перевищують критичну границю, підтверджують їхню статистичну значущість і доцільність включення до моделі.

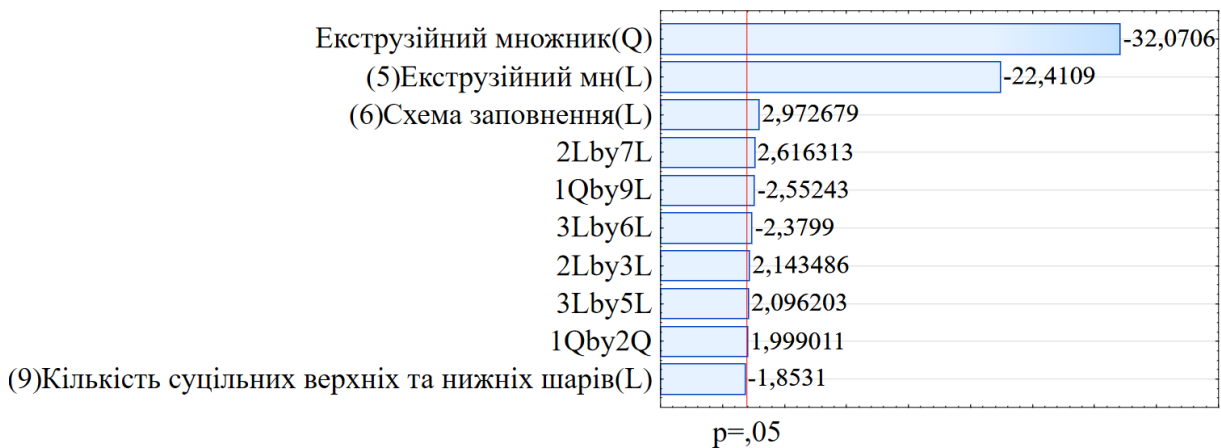


Рисунок 3.47 – Діаграма Парето впливу параметрів процесу FDM на пористість зразків

Результати дослідження дозволили встановити, що обрані фактори та ефекти їх парної взаємодії є статистично значущими і можуть бути використані для побудови

адекватної регресійної моделі (табл. 3.28), яка описує вплив параметрів процесу на пористість.

Таблиця 3.28 – Параметри регресійної моделі та їх статистичні оцінки

Фактори та їх поєднання	Коефіцієнт рівняння регресії	t-критерій Стьюдента	нижня границя довірчого інтервалу (-95,%)	верхня границя довірчого інтервалу (+95,%)
Незалежний член	4,82	109,37	4,73	4,91
(5)Екструзійний множник(L)	-0,64	-23,26	-0,70	-0,58
Екструзійний множник (Q)	1,59	33,28	1,50	1,69
(6)Схема заповнення(L)	0,08	3,08	0,03	0,14
(9) Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів (L)	-0,15	-3,27	-0,25	-0,06
1Q by 2Q	0,14	3,11	0,05	0,23
1Q by 9L	0,15	2,64	0,03	0,27
2L by 3L	0,07	2,22	0,01	0,14
2L by 7L	0,09	2,71	0,02	0,15
3L by 5L	0,07	2,17	0,01	0,14
3L by 6L	-0,08	-2,47	-0,15	-0,01

Аналіз статистичних характеристик моделі демонструє її високу якість: коефіцієнт детермінації становить 0,96, що свідчить про високу ступінь пояснення варіації досліджуваного параметра.

Критичне значення t-критерію Стьюдента при рівні значущості 0,05 і 70 ступенях свободи дорівнює 1,96 [92]. Згідно з таблицею 3.28, усі коефіцієнти моделі мають t-критерії, що перевищують це значення за абсолютною величиною. Отже, всі включені до моделі фактори та їх взаємодії є статистично значущими.

Аналіз довірчих інтервалів для регресійних коефіцієнтів показує, що жоден із них не містить нуль у межах 95 % довірчого інтервалу, що додатково підтверджує статистичну значущість відповідних факторів і взаємодій у моделі.

З врахуванням установлених статистично значимих коефіцієнтів регресійна модель впливу параметрів процесу FDM на пористість в натуральному масштабі має вигляд:

$$\begin{aligned}
 \text{Porosity} = & 160 \cdot EM^2 + 0,07 \cdot EM \cdot ET - 310,95 \cdot EM + 0,03 \cdot DSW \cdot PS - \\
 & 1,8 \cdot DSW + 0,0003 \cdot ET \cdot PS - 0,008 \cdot ET \cdot IP - 0,081 \cdot ET + 1,97 \cdot IP + 0,02 \cdot \\
 & LH^2 \cdot PS^2 - 1,87 \cdot LH^2 \cdot PS + 24,0 \cdot LH^2 + 8,0 \cdot LH^2 \cdot NTB - 3,2 \cdot LH \cdot NTB - \\
 & 0,01 \cdot LH \cdot PS^2 + 0,75 \cdot LH \cdot PS - 9,6 \cdot LH + 0,0006 \cdot PS^2 - 0,16 \cdot PS + 0,24 \cdot \\
 & NTB + 161,49
 \end{aligned}
 \tag{3.10}$$

Для перевірки коректності побудованої регресійної моделі було здійснено аналіз залишків (рис. 3.48). Графік залишків відносно спостережених значень (рис. 3.48 а) свідчить про відсутність систематичних відхилень залишків: точки розташовані хаотично без чітко вираженої структури. Квантильний графік нормального розподілу залишків (рис. 3.48 б) демонструє, що залишки здебільшого розміщуються вздовж прямої, що відповідає нормальному розподілу. Незначні відхилення на краях графіка не є критичними і не свідчать про суттєве порушення припущення нормальності. Гістограма залишків (рис. 3.48 в) має майже симетричну форму з легким згущенням у центральній частині та плавним спадом частот по обидва боки. Накладена крива щільності підтверджує наближеність до нормального розподілу.

У сукупності результати аналізу залишків свідчать про задовільну коректність моделі. Виявлені незначні відхилення не є критичними та не знижують довіру до отриманих статистичних висновків.

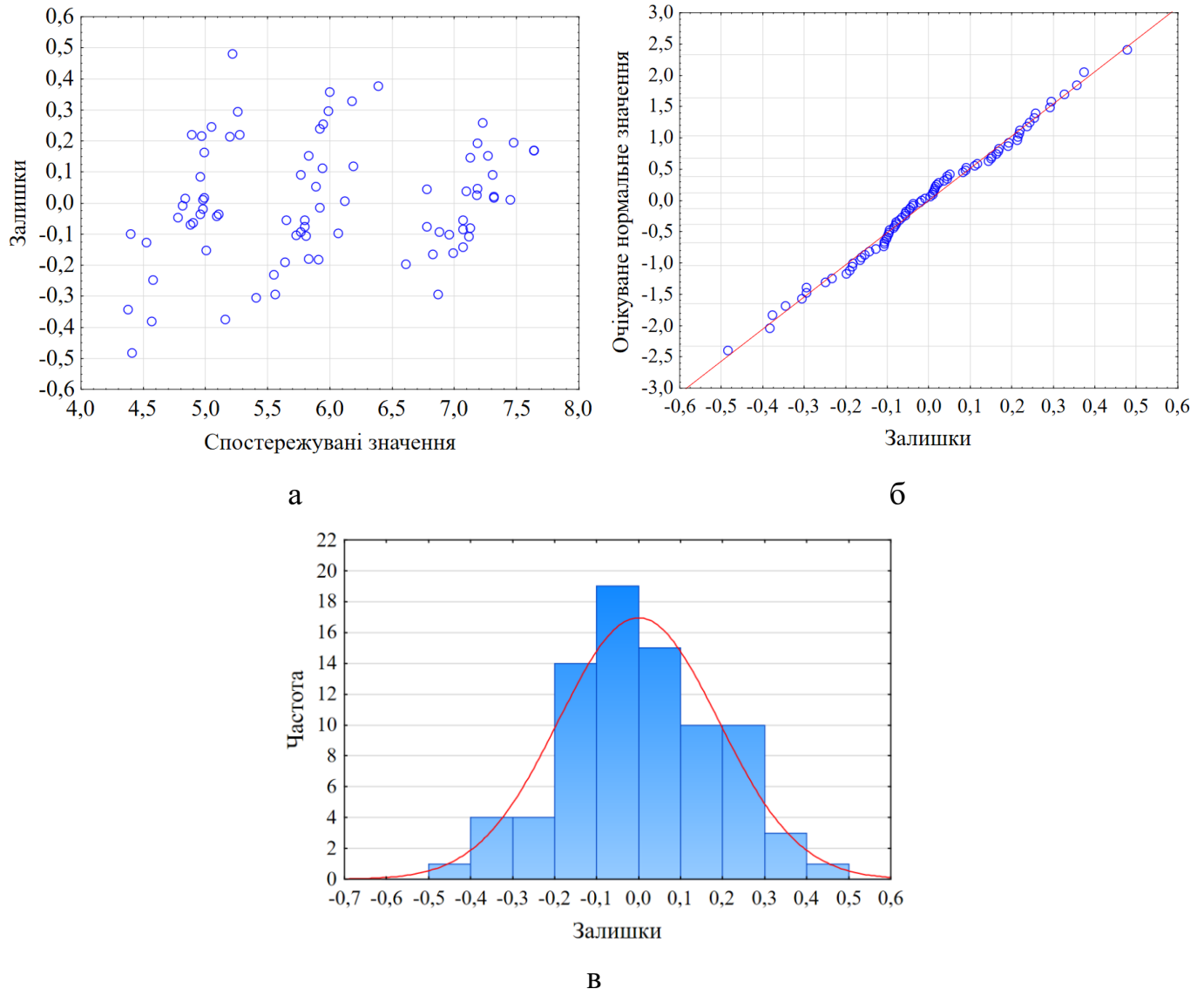


Рисунок 3.48 – Графіки залишків: (а) розподіл залишків відносно спостережуваних значень, (б) квантильний графік нормального розподілу залишків та (в) гістограма залишків

З метою встановлення закономірностей впливу параметрів процесу FDM на пористість проведено аналіз головних ефектів і взаємодій між факторами.

Параметр екструзійний множник або швидкість потоку впливає на кількість матеріалу, видавленого в одиницю довжини пройденого екструдером із заданою швидкістю. Однак швидкість потоку, може бути досить різною через різну реологічну поведінку різних матеріалів. Якщо встановити цей показник вище 1, це дозволить зменшити

пористість деталей та створювати більш щільні зразки (рис. 3.49), але занадто високі значення можуть спричинити переповнення матеріалу визначеної форми друкованого елемента, що призводить до зниження точності розмірів. У протилежному випадку, при екструзійному множнику <1 , отриманий зразок створюється з меншою, ніж оптимальною кількістю нитки, що призводить до меншої поверхні контакту між сусідніми нитками та погіршення склеювання шарів, через що пористість зразків зростає.

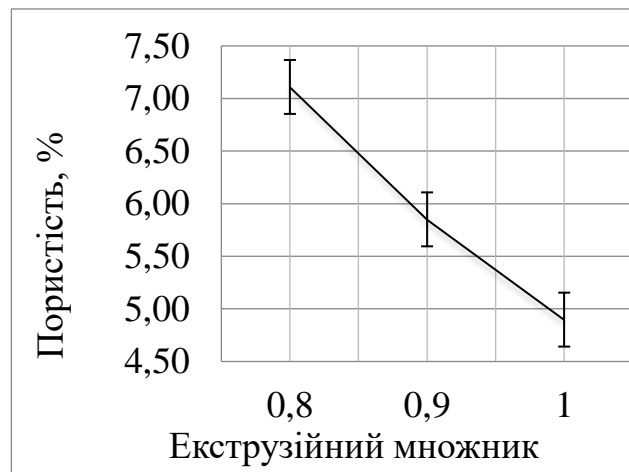


Рисунок 3.49 – Залежність пористості від екструзійного множника

Зі зменшенням множника від 1,5 до 0,7 товщина зразка поступово зменшується (рис. 3.50). Найбільше значення товщини фіксується при множителі 1,5, що пов'язано з надлишковою подачею матеріалу, тоді як при множителі 0,7 зразок є найтоншим внаслідок недостатньої екструзії. Це підтверджує, що екструзійний множник є критичним параметром, який безпосередньо впливає на пористість та відносні відхилення розмірів.

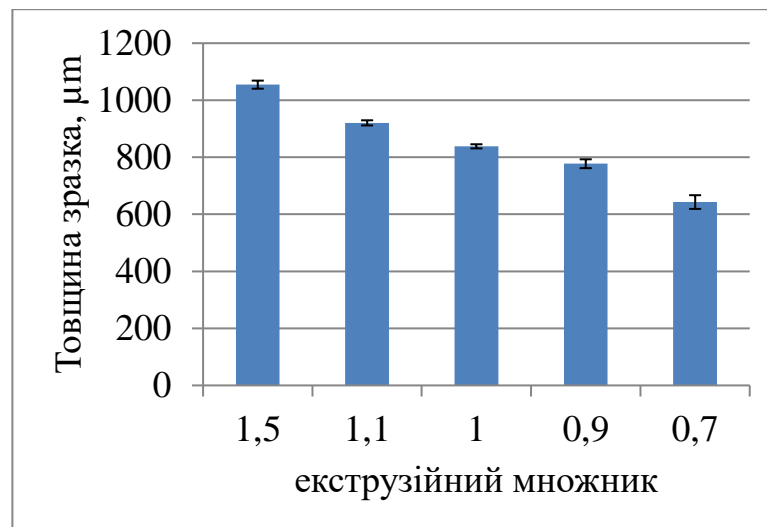


Рисунок 3.50 – Товщина стінки при різних ЕМ

Профілі поперечного перерізу (рис. 3.51) демонструють, що порожнечі при ЕМ 1,5 майже зникають. Цей зразок має щільну структуру і менший відсоток пористості, але він завищує ширину стінки. Деякі особливості можна побачити при ЕМ 0.7. Пізніше нанесені шари не торкаються один одного в багатьох положеннях.

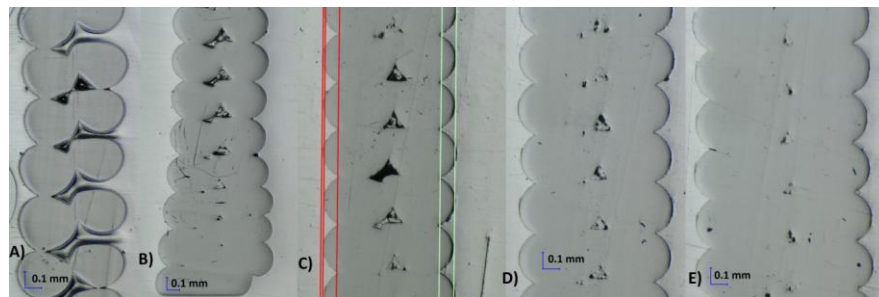


Рисунок 3.51 – Профілі поперечного перерізу при: (а) ЕМ - 0,7; (б) ЕМ - 0,9; (в) ЕМ - 1; (г) ЕМ - 1,1; (д) ЕМ - 1,5

Згідно графіка залежності пористості від схеми заповнення (рис. 3.52 а), можна зробити висновок, що чим складнішою є схема, тим більша пористість зразків отримана. Це пояснюється тим, що, наприклад, при використанні схеми «крива Гілберта», збільшується імовірність появи вібрації, через складну траєкторію руху друкуючої голівки, та виникнення помилок в процесі друку, що призводить до збільшення

пористості. Тому, для мінімізації пористості деталей, встановлено, що доцільним буде використання прямолінійної схеми заповнення.

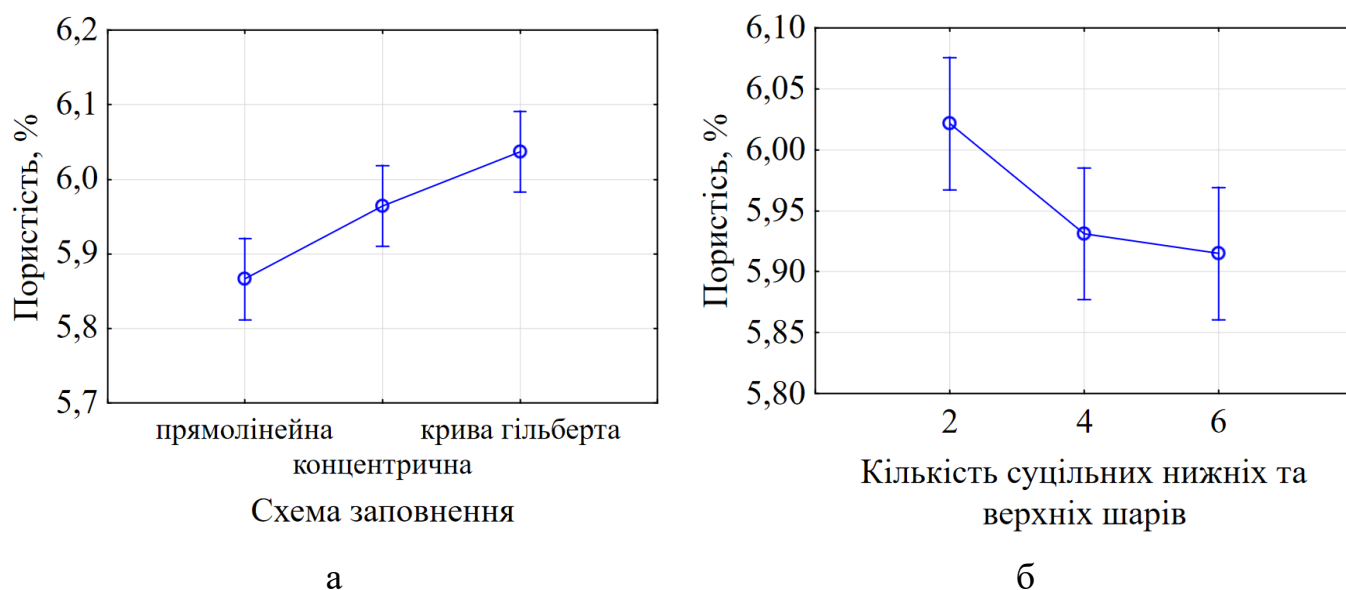
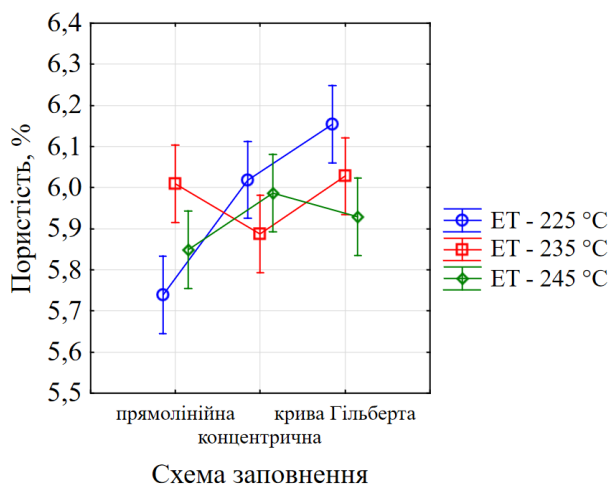


Рисунок 3.52 – Залежність пористості від (а) схеми заповнення та (б) кількості суцільних нижніх і верхніх шарів

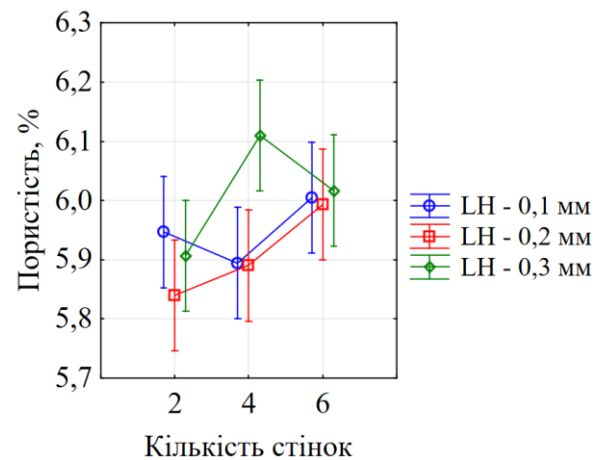
Підвищення кількості суцільних верхніх та нижніх шарів призводить до мінімізації відсотка пористості зразків (рис. 3.52 б). Слід зазначити, що суцільні шари в цьому експерименті друкувались прямолінійною схемою заповнення, яка, як зазначалось вище (рис. 3.52 а), забезпечує меншу пористість зразків. Саме тому, чим більше таких шарів присутні в зразках, тим меншу пористість буде досягнуто.

Встановлено, що зі зміною схеми заповнення спостерігається загальна тенденція до зростання пористості (рис. 3.53 а). Зокрема, для всіх температур екструзії (225 °С, 235 °С та 245 °С) найнижча пористість досягається при використанні прямолінійної схеми, тоді як крива Гілберта забезпечує вищі значення пористості, що пов'язано з особливостями накладання шарів у більш складних траєкторіях, що сприяє утворенню мікропорожнин на стиках ниток.

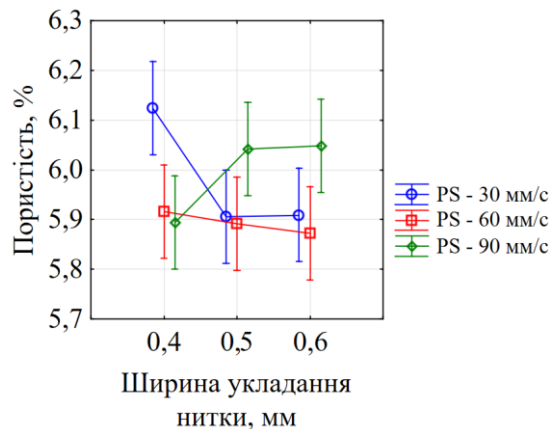
Графік залежності пористості від кількості стінок та висоти шару (рис. 3.53 б) демонструє, що збільшення кількості стінок загалом супроводжується зростанням пористості. Найменші значення спостерігаються при висоті шару 0,2 мм незалежно від кількості стінок, тоді як при висотах 0,1 мм та 0,3 мм результати більш варіативні. Така поведінка може бути зумовлена неоднорідним ущільненням матеріалу на межі між зовнішніми та внутрішніми периметрами, а також недостатньою якістю з'єднання при великих висотах шару.



а



б



в

Рисунок 3.53 – Залежність пористості від взаємодій: (а) схеми заповнення та температури екструзії; (б) кількості стінок та висоти шару; (в) ширини укладання нитки та швидкості друку

На графіку залежності пористості від ширини укладання нитки та швидкості друку (рис. 3.53 в) простежується зменшення пористості при збільшенні ширини нитки з 0,4 до 0,6 мм, особливо для швидкості друку 30 та 60 мм/с. Найменші значення пористості зафіксовано при ширині нитки 0,5 мм та швидкості 60 мм/с. При високій швидкості (90 мм/с) ефект стабілізації пористості слабший, що може бути пов'язано з недостатнім розігрівом та зв'язуванням шарів на високих швидкостях.

3.4 Вплив термічної обробки на механічні властивості виробів з поліаміду-6

Термічна обробка є важливим інструментом керування властивостями виробів, виготовлених з поліаміду-6 методом пошарового наплавлення, зокрема в аспекті забезпечення необхідного балансу між міцністю на розрив та пластичністю. Внаслідок специфіки процесу FDM, зокрема наявності сегментованої структури та обмеженої міжшарової адгезії, вироби можуть демонструвати знижені механічні характеристики, що ускладнює їх практичне застосування. Термічна обробка сприяє зменшенню залишкових напружень, активізації процесів перекристалізації та поліпшенню міжшарової адгезії, що, у свою чергу, впливає на підвищення міцності на розрив і пластичності виробів. У межах цього підрозділу досліджено вплив режимів термічної обробки на механічні властивості поліамідних зразків з метою визначення оптимальних умов для стабілізації структури та покращення експлуатаційних характеристик анатомічних моделей.

Для проведення дослідження впливу термічної обробки на механічні властивості виробів з поліаміду-6 обрано повнофакторний експеримент 3^3 . Матриця планування та значення функції відгуку наведені в Додатку Д. Як фактори варіювання обрані: температура, час витримки та метод охолодження. Термічна обробка передбачає зміну структури матеріалу. Структурні зміни в термопластичних полімерах відбуваються в діапазоні між температурами плавлення та склування. Для поліаміду-6, температура

плавлення становить 250°C, температура склування 53°C. Відповідно до цих значень були обрані температури термообробки 90°C, 110°C, 130°C. У ролі цільових функцій вибрано міцність на розрив та відносне подовження при розриві.

За даними дисперсійного аналізу (табл. 3.29) та діаграми Парето (рис. 3.54) встановлено, що найбільший вплив на ступінь міцності на розрив має температура термічної обробки, час витримки в печі та парна взаємодія зазначених факторів.

Таблиця 3.29 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
Температура (L)	86,98	86,98	41,35
Температура (Q)	15,64	15,64	7,43
Час витримки (L)	58,75	58,75	27,92
Час витримки (Q)	9,67	9,67	4,60
1L by 2L	72,96	72,96	34,68
1L by 2Q	20,385	20,38	9,69
1L by 3L	11,40	11,40	5,42
1Q by 3Q	10,64	10,64	5,05
Похибка	37,86	2,10	
Загальна дисперсія	324,32		

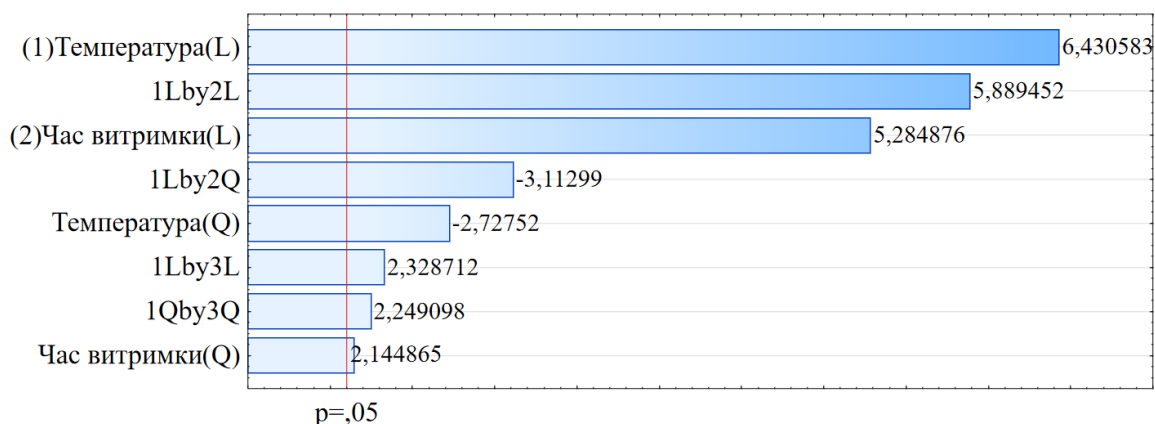


Рисунок 3.54 – Діаграма Парето впливу параметрів термічної обробки на міцність зразків

Передбачувані значення (рис. 3.55) не мають високої розбіжності зі значеннями отриманими експериментально, відповідно отримана модель з точки зору статистичної обробки має достатню адекватність та її можна використовувати для прогнозування величини ступені міцності на розрив залежно від того чи іншого поєднання параметрів термічної обробки.

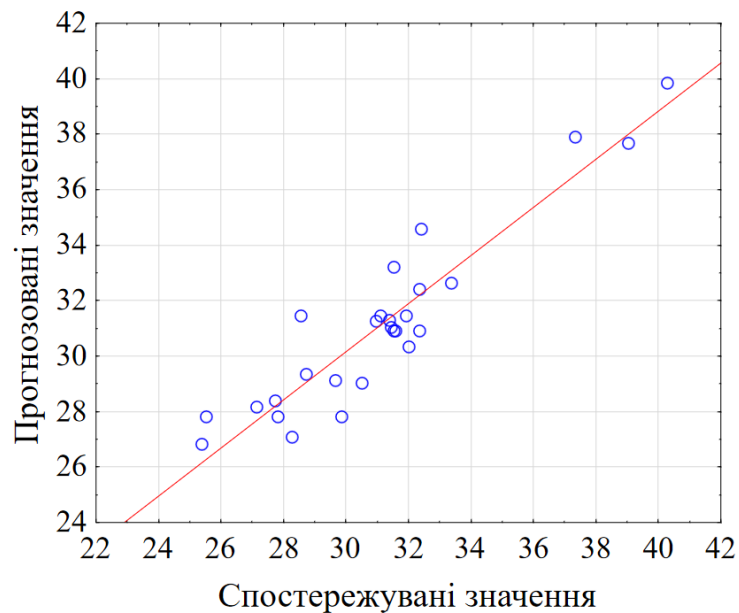


Рисунок 3.55 – Відповідність передбачуваних значень спостережуваним значенням

На основі даних експериментальних досліджень та їх статистичної обробки побудовані графічні залежності, які показують самостійний вплив значимих параметрів термообробки на формування міцності на розрив зразків (рис. 3.56).

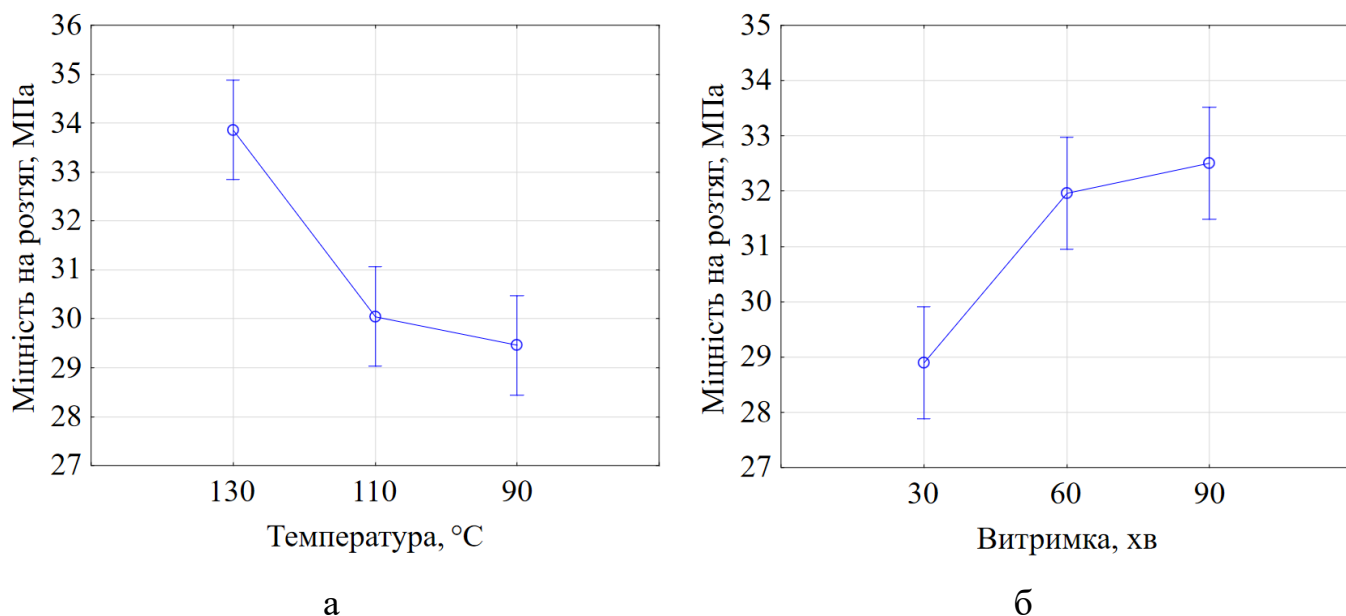


Рисунок 3.56 – Залежність міцності на розрив від (а) температури термічної обробки та (б) часу витримки в печі

Встановлено, що максимальні значення міцності на розрив досягаються при температурі 130 °C (рис. 3.56 а). Це, імовірно, зумовлено оптимальним співвідношенням аморфної та кристалічної фаз, що забезпечує збільшення міжмолекулярних взаємодій і релаксацію залишкових внутрішніх напружень, які виникають під час друку. За нижчих температур процеси рекристалізації є недостатніми для формування стабільної структури, що може зменшувати міцність.

Крім температурного режиму, важливим параметром термообробки є час витримки матеріалу в печі. Встановлено, що максимальні значення міцності на розрив спостерігаються після витримки 90 хвилин (рис. 3.56 б). Це пов'язано з поступовою стабілізацією кристалічної структури, усуненням залишкових внутрішніх напружень і оптимізацією міжмолекулярних взаємодій. Скорочення часу витримки також сприяє підвищенню міцності порівняно з необробленими зразками, однак цей ефект не є таким вираженим, оскільки структурні процеси ще не завершені.

Контурна діаграма (рис. 3.57) демонструє залежність міцності на розрив від температури термообробки та часу витримки зразка в печі, показуючи, що зі збільшенням

цих параметрів значення відгуку зростає, досягаючи максимуму в області високих температур і тривалого часу витримки, тоді як мінімальні значення спостерігаються при низьких температурах і короткому часі.

Отже, температура термічної обробки 130°C та час витримки 90 хвилин є оптимальним для досягнення максимальних значень міцності виробів отриманих методом FDM з поліаміду-6. Попри те, що фактор «тип охолодження» статистично не виявив значного впливу на міцність на розрив зразків, рекомендується здійснювати поступове охолодження зразків з поліаміду-6 в печі для уникнення утворення повторних залишкових напружень та деформацій виробів, спричинених температурними градієнтами.

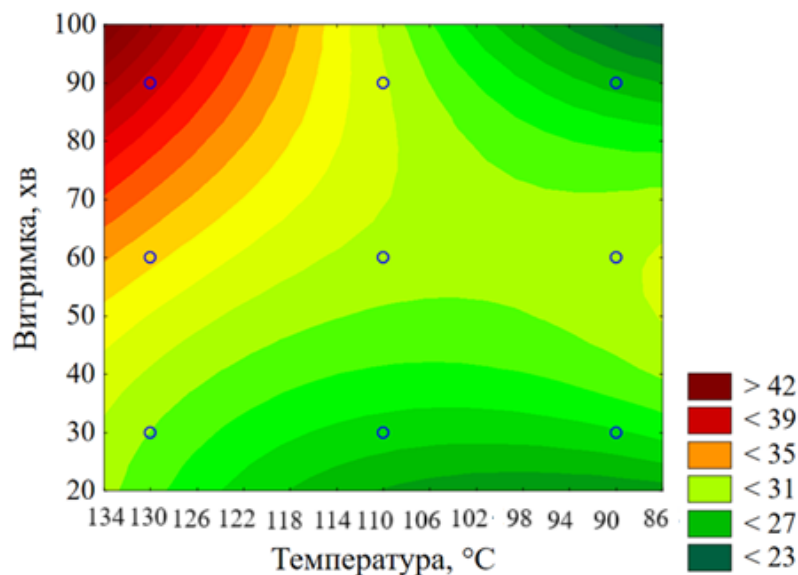


Рисунок 3.57 – Залежність міцності на розрив від температури термообробки та часу витримки зразка в печі

Таким чином, зразки № 12 та 16 продемонстрували найвищу міцність на розрив після термообробки 39,06 МПа та 40,29 МПа відповідно, що показує збільшення значення міцності на розрив на 56,80 % та 61,74 %, відповідно, в порівнянні зі значення міцності не термообробленого зразка (Додаток Д).

За даними дисперсійного аналізу (табл. 3.30) та діаграми Парето (рис. 3.58) встановлено, що найбільший вплив на ступінь відносного подовження при розриві, як самостійний фактор впливу, має час витримки. Також помітний вплив на відносне подовження мають наступні парні взаємодії: час витримки з типом охолодження та температура з типом охолодження.

Таблиця 3.30 – Результати дисперсійного аналізу

Фактори та їх поєднання	Сума квадратів відхилень (SS)	Середній квадрат відхилень (MS)	Критерій Фішера (F)
Температура (Q)	72,31	72,31	2,53
Час витримки (L)	138,50	138,50	4,84
Час витримки (Q)	376,83	376,83	13,19
1L by 3L	345,61	345,61	12,09
1L by 3Q	64,69	64,69	2,26
1Q by 3L	58,21	58,21	2,03
1Q by 3Q	208,66	208,66	7,30
2L by 3L	146,44	146,44	5,12
2Q by 3Q	101,85	101,85	3,56
Похибка	485,60	28,56	
Загальна дисперсія	1998,73		

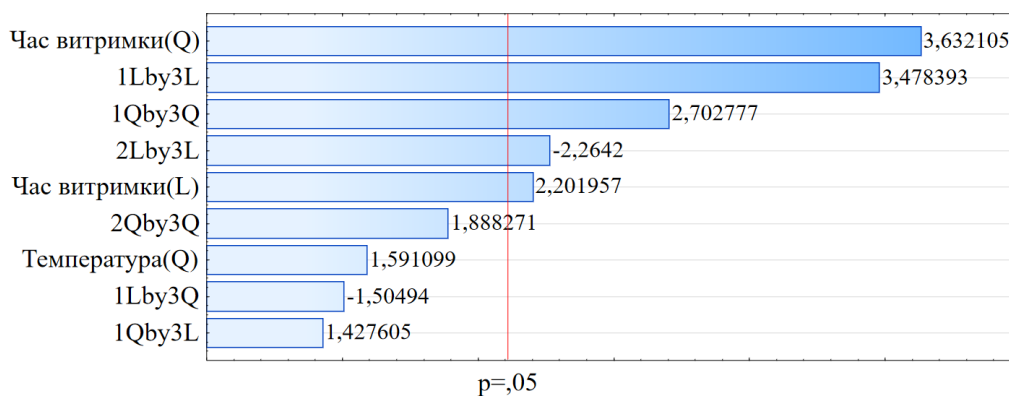


Рисунок 3.58 – Діаграма Парето впливу параметрів термообробки на відносне подовження зразків

За графіком залежності відносного подовження від часу витримки в печі встановлено, що найбільші значення відсотку відносного подовження були отримані при часі витримки в печі - 60 хвилин, найменші - при 30 хвилинах витримки в печі (рис. 3.59).

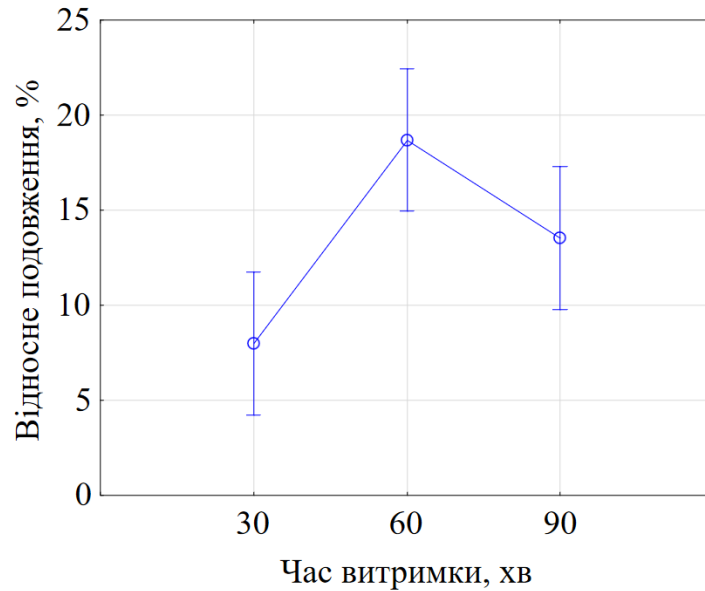


Рисунок 3.59. – Залежність відносного подовження від часу витримки в печі

Візуалізація впливу комбінацій параметрів термічної обробки на формування відносного подовження зразків показано на рис. 3.60. Тип охолодження (рис. 3.60): 1 - при кімнатній температурі, 2 - в печі до половини від температури термообробки, 3 - в печі до 20 °С.

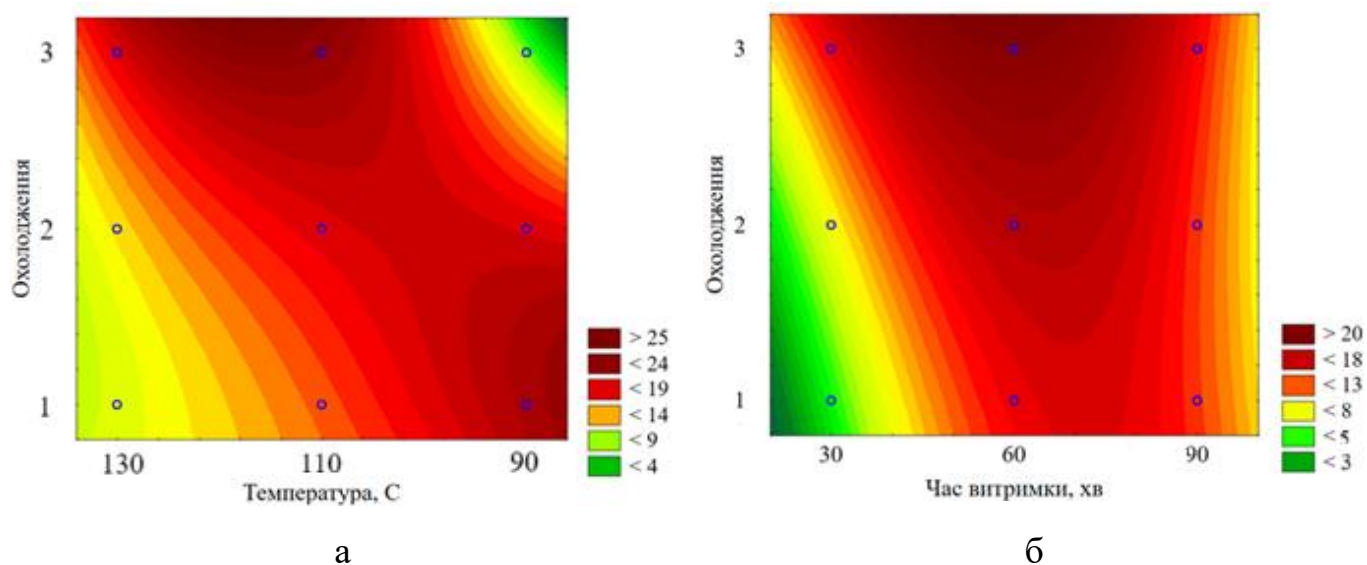


Рисунок 3.60 – Залежність відносного подовження від (а) температури термообробки та типу охолодження; (б) часу витримки та типу охолодження

Максимальне значення відсотку відносного подовження було досягнуто при поєднанні температури термообробки, яка дорівнює 110 °С та охолодження - «в печі до 20 °С» (рис. 3.60 а), що пояснюється тим, що зразок потребує поступового охолодження в печі, щоб уникнути створення нових внутрішніх напружень та деформації геометрії деталі. Згідно графіка залежності відсотка відносного подовження від часу витримки та типу охолодження (рис. 3.60 б), максимальне значення отримано при 60 хвилинах витримки та охолодження - «в печі до 20 °С».

На основі даних експериментальних досліджень та їх статистичної обробки щодо впливу параметрів термічної обробки на відсоток відносного подовження встановлено, що оптимальними параметрами термічної обробки виробів з поліаміду-6, отриманих за допомогою FDM, для підвищення пластичності виробів будуть параметри: температура -110 °С, час витримки - 60 хв, охолодження - «в печі до 20 °С».

Таким чином, міцність виробів з поліаміду досягає максимуму при більш високих температурах термообробки і більш тривалому часі витримки, забезпечуючи структурну стабільність. І навпаки, пластичність збільшується при менших температурах і контрольованому охолодженні, підвищуючи здатність матеріалу до деформації.

Висока температура 130°C підвищує міцність на розрив, але знижує пластичність через надмірну кристалізацію. Оптимальний баланс між міцністю і пластичністю може бути досягнутий в діапазоні температур 110-130°C, з витримкою 60-90 хвилин і поступовим охолодженням. Таким чином, оптимізація параметрів термообробки дозволяє впливати на механічні властивості поліаміду-6 відповідно до конкретних вимог застосування. Якщо пріоритетом є висока міцність, рекомендується температура 130°C з 90-хвилинною витримкою, тоді як поліпшення пластичності найкраще досягається при 110°C з 60-хвилинною витримкою і поступовим охолодженням.

3.5 Висновки до розділу 3

Представлені у розділі дослідження поглиблюють розуміння взаємозв'язків між параметрами процесу FDM та якістю анатомічних моделей з термопластичних матеріалів. Застосування статистичних методів дозволило виявити ключові фактори, що впливають на точність, шорсткість та час виготовлення моделей. Встановлено як вплив окремих параметрів, так і їх парних взаємодій. Отримані математичні моделі забезпечують можливість прогнозування результатів якості отриманих виробів та проведення оптимізації параметрів процесу відповідно до вимог клінічного застосування.

1. Встановлено комплексний вплив параметрів процесу FDM на якість анатомічних моделей із поліаміду-6 та CoPET, та їх взаємозв'язок з точністю, шорсткістю та часом виготовлення виробів. Найбільш значущими факторами впливу на час друку виявились висота шару, швидкість друку та щільність заповнення. Отримані результати підтверджують доцільність оптимізації параметрів з урахуванням їх взаємодії, для досягнення балансу між продуктивністю та якістю виробів.

2. Доведено, що на шорсткість поверхні поліамідних моделей найбільш суттєво впливають схема заповнення, щільність заповнення, екструзійний множник та температура екструзії, а також їх взаємодії з висотою шару, швидкістю друку і кількістю стінок.

3. Визначено, що точність відтворення виробів з поліаміду-6 в процесі FDM у напрямках осей «X», «Y» та «Z» суттєво залежить від параметрів процесу FDM та їх взаємодій. Для розміру «a» (вісь «Y») встановлено, що підвищення екструзійного множника і щільності заповнення зменшує відхилення, тоді як збільшення швидкості друку та застосування концентричної схеми погіршують точність. У напрямку осі «X» (розмір «b») найбільш значущими факторами є екструзійний множник, щільність заповнення та їх взаємодія, що впливають на стабільність формування контурів. Для осі «Z» (розмір «c») точність знижується зі збільшенням висоти шару, щільності заповнення та екструзійного множника. Таким чином, залежно від поєднання параметрів один і той самий фактор може впливати як позитивно, так і негативно на точність, що підкреслює необхідність комплексної оптимізації параметрів процесу з урахуванням особливостей кожного просторового напрямку.

4. Для матеріалу CoPET встановлено, що на відносне відхилення розміру в напрямку осі «Y» найбільше впливають екструзійний множник, щільність заповнення, висота шару та схема заповнення. На відносне відхилення розміру в напрямку осі «X» найбільший вплив мають температура екструзії, швидкість друку, кількість стінок, схема заповнення та екструзійний множник. Для розмірної точності в напрямку осі «Z» ключовими факторами є висота шару, щільність заповнення та екструзійний множник.

5. Встановлено, що для забезпечення мінімальної шорсткості поверхні виробів з CoPET доцільно застосовувати знижену температуру екструзії, меншу ширину укладання нитки та нижчу температуру платформи.

6. Розроблені математичні моделі забезпечують можливість прогнозування та оптимізації параметрів процесу FDM відповідно до конкретних вимог медичного застосування, дозволяючи досягти оптимального балансу між точністю, якістю поверхні та часом виготовлення анатомічних моделей.

7. Встановлено, що пористість зразків, виготовлених методом FDM, формується під впливом комплексу параметрів процесу, серед яких найсуттєвіший внесок має екструзійний множник. Пористість зразків за результатами експерименту

варіювалася в межах від 4,40 % до 7,65 %. Зниження пористості досягається за умов збалансованої подачі матеріалу: надмірне екструдювання викликає переповнення, а недостатнє – утворення порожнин. Прямолінійна схема заповнення є найефективнішою для зменшення пористості порівняно зі складними траєкторіями. Збільшення кількості суцільних шарів також покращує щільність структури. Оптимальними параметрами для мінімізації пористості виявилися: ширина нитки 0,5 мм, швидкість друку 60 мм/с і висота шару 0,2 мм.

8. Проведені дослідження підтверджують, що параметри термічної обробки мають визначальний вплив на механічні властивості виробів із поліаміду, виготовлених методом FDM. Максимальна міцність на розрив досягається при температурі 130 °C та витримці 90 хвилин, що зумовлено релаксацією внутрішніх напружень і стабілізацією кристалічної фази. Водночас найбільше відносне подовження спостерігається при температурі 110 °C, 60-хвилинній витримці та поступовому охолодженні в печі, що забезпечує збереження пластичності. Таким чином, оптимізація режимів термообробки дозволяє цілеспрямовано регулювати баланс між міцністю та пластичністю залежно від експлуатаційних вимог до виробу.

РОЗДІЛ 4 ОПТИМІЗАЦІЯ ПАРАМЕТРІВ ПРОЦЕСУ FDM ДЛЯ ВИГОТОВЛЕННЯ АНАТОМІЧНИХ МОДЕЛЕЙ

На підставі результатів дослідження впливу параметрів процесу FDM на характеристики виробів з термопластичних матеріалів доцільним є перехід до етапу оптимізації цих параметрів для виготовлення анатомічних моделей. У попередньому розділі були побудовані регресійні рівняння, що описують залежності ключових показників якості – точності, шорсткості поверхні та тривалості виготовлення – від параметрів процесу. Ці моделі стали основою для реалізації оптимізаційного підходу, спрямованого на узгодження вимог до функціональних характеристик анатомічних моделей та ефективності їх виготовлення.

У межах даного дослідження проведено оптимізацію параметрів процесу FDM для виготовлення анатомічних моделей із термопластів – поліаміду-6 та CoPET. Специфічні особливості цих матеріалів, зокрема схильність поліаміду до вологопоглинання та необхідність точного контролю температурного режиму для CoPET, вимагають комплексного підходу до налаштування параметрів процесу. Оптимізація виконувалась окремо для кожного з критеріїв – мінімізації часу виготовлення або мінімізації відносних відхилень розмірів – з використанням побудованих моделей як об'єктивних функцій.

Представлений підхід дозволяє обґрунтовано визначити параметри процесу FDM, які забезпечують показники якості анатомічних моделей

4.1 Оптимізація параметрів процесу FDM за критерієм часу 3D-друку

У процесі оптимізації параметрів процесу FDM важливим аспектом є визначення допустимих меж для кожного з факторів, що досліджуються. Такі обмеження ґрунтуються на поєднанні технологічних вимог, конструктивних особливостей обладнання та

фізичних та механічних характеристик матеріалу. Їх урахування дозволяє забезпечити реалістичність моделювання та досягти оптимальних умов 3D-друку без ризику порушення стабільності процесу.

Швидкість друку обирається в межах 20–100 мм/с, що визначається можливостями подачі матеріалу екструдером та умовами теплопередачі. Схема заповнення встановлюється як концентрична, крива Гілберта або прямолінійна, оскільки ці варіанти є найбільш поширеними та забезпечують передбачувану поведінку при 3D-друці. Щільність заповнення змінюється в межах 40–100%, що дозволяє контролювати витрати матеріалу та міцність виробів без ризику структурних дефектів.

Екструзійний множник встановлюється в діапазоні 0,9–1,1 на основі попередніх досліджень, що дозволяє враховувати похибки у подачі матеріалу та забезпечити стабільний потік. Температура екструзії регламентується допустимими межами, визначеними для кожного матеріалу відповідно до рекомендацій виробника, оскільки перевищення або зниження цих значень може призвести до некоректного плавлення або термічної деградації матеріалу. Температура платформи також підтримується в межах, адаптованих до конкретного матеріалу, з огляду на те, що занижкі значення можуть викликати недостатню адгезію першого шару до робочої поверхні, тоді як надмірне підвищення температури спричиняє ризик деформацій внаслідок нерівномірного теплового розширення.

Кількість стінок варіюється від 2 до 6, оскільки менше значення може бути недостатнім для формування коректної геометрії, а більше – необґрунтовано збільшує час 3D-друку. Висота шару встановлена в межах 0,1–0,3 мм, що узгоджується з діаметром сопла 0,4 мм, оскільки менші значення потребують надмірної точності та часу, а більші можуть спричинити недостатню адгезію між шарами. Ширина укладання нитки обирається в діапазоні 0,45–0,6 мм, оскільки це відповідає технологічним можливостям сопла 0,4 мм і забезпечує передбачуваний розподіл матеріалу. Кількість суцільних верхніх та нижніх шарів встановлена від 2 до 6, оскільки менше значення може призвести до недостатнього перекриття внутрішнього заповнення, а більше – збільшити витрати

матеріалу без значного покращення структури. Визначені діапазони для кожного параметра наведено в табл. 4.1.

Таблиця 4.1 – Визначені діапазони параметрів процесу FDM, використані в оптимізації

Параметр		Діапазон значень
Швидкість друку (PS), мм/с		20–100
Схема заповнення (IP)		(-1) прямолінійна, крива Гілберта (0) або концентрична (+1)
Щільність заповнення (ID), %		40-100
Екструзійний множник (EM)		0,9-1,1
Температура екструзії (ET), °C	поліамід-6	250-265
	CoPET	245-265
Температура платформи (BT), °C	поліамід-6	100-120
	CoPET	65-85
Кількість стінок (NS)		2-6
Висота шару (LH), мм		0,1-0,3
Ширина укладання нитки (DSW), мм		0,45-0,6
Верхні та нижні суцільні шари (NTB)		2-6

Оптимізацію параметрів процесу FDM здійснено на основі побудованих регресійних рівнянь, що описують залежності часу виготовлення, шорсткості поверхні та відносних відхилень розмірів (δ_a , δ_b , δ_c) анатомічних моделей від ключових параметрів процесу.

Основною метою оптимізації за часом 3D-друку є його мінімізація за умови дотримання встановлених обмежень на показники якості, зокрема параметрів шорсткості ($1,6 \leq Ra \leq 6,3$ мкм) та припустимих діапазонів відносних відхилень розмірів ($-1 \leq \delta_a, \delta_b, \delta_c \leq 1$). Цільова функція формалізована у вигляді регресійного рівняння часу 3D-друку від параметрів процесу FDM, яке враховує як основні ефекти (висоту шару,

швидкість друку, щільність заповнення, кількість оболонок тощо), так і їх взаємодії, що дозволяє враховувати складний вплив параметрів на загальну тривалість процесу виготовлення.

Зазначені обмеження при оптимізації методом локального детермінованого пошуку (SLSQP) реалізовувались у вигляді нелінійних обмежень.

Для реалізації локальної оптимізації методом послідовного квадратичного програмування були встановлені наступні параметри: в якості вихідного наближення використано середні значення нормалізованих змінних, що забезпечує збалансований стартовий пункт пошуку. Максимальна кількість ітерацій алгоритму обмежена 1000 для гарантування збіжності розв'язку в межах прийняттого обчислювального ресурсу. Критерієм зупинки обрано допуск $\epsilon = 10^{-6}$, що відповідає високій точності при досягненні оптимального розв'язку. Усі обмеження на показники якості були задані у вигляді словників з типом «ineq», що дозволяє безпосередньо контролювати дотримання заданих меж для параметра шорсткості поверхні (R_a) та відносних відхилень розмірів (δ_a , δ_b , δ_c) протягом усього процесу оптимізації.

Для забезпечення підвищеної точності та узагальненості результатів оптимізації параметрів процесу FDM, окрім локального пошуку, застосовано глобальний еволюційний підхід – алгоритм диференційної еволюції (Differential Evolution). Як і у попередньому підході, за основу було прийнято регресійну модель тривалості виготовлення виробів методом FDM та прийняті ті самі обмеження на показники якості.

Обмеження реалізовані через об'єкти типу «NonlinearConstraint» в середовищі Python (бібліотека SciPy), що забезпечило обчислювальну стабільність та точне дотримання встановлених допусків.

Для проведення глобальної оптимізації за допомогою еволюційного алгоритму диференційної еволюції було встановлено такі параметри алгоритму: розмір популяції визначено як 15-кратне значення кількості оптимізованих змінних ($n = 10$), що забезпечує належне покриття простору рішень. Обрано стратегію мутації best/1/bin, яка передбачає комбінацію найкращого індивіда з одним різницеvim вектором та бінарну

схему кросоверу. Значення коефіцієнта мутації встановлено на рівні 0,7, а коефіцієнта кросоверу – 0,9, що відповідає типовим налаштуванням для забезпечення балансу між пошуком і експлуатацією. Процес зупиняється при досягненні заданої точності ($\epsilon < 10^{-6}$) або після 1000 генерацій. Для забезпечення відтворюваності обчислень зафіксовано випадкове зерно генератора псевдовипадкових чисел ($seed = 42$).

У результаті оптимізації двома методами було знайдено наступні комбінації параметрів (табл. 4.2), що забезпечує мінімальний час 3D-друку при дотриманні усіх обмежень для матеріалів CoPET та поліамід-6.

Таблиця 4.2 – Оптимальні значення параметрів процесу FDM для матеріалів CoPET і поліамід-6 за критерієм часу 3D-друку

Параметр	CoPET		Поліамід-6	
	SLSQP	Differential Evolution	SLSQP	Differential Evolution
Висота шару (LH), мм	0,3	0,3	0,30	0,30
Швидкість друку (PS), мм/с	100	99,99	100,0	100,0
Щільність заповнення (ID), %	40	40	40,0	40,0
Екструзійний множник (EM)	0,97	0,94	0,90	0,91
Температура екструзії (ET), °C	250	245	257	261
Температура платформи (BT), °C	75	82	110,0	107,8
Кількість стінок (NS)	2	2	2	2
Схема заповнення (IP)	Крива Гілберта	Концентрична	Прямолінійна	Прямолінійна
Ширина нитки (DSW), мм	0,45	0,47	0,57	0,56
Кількість суцільних шарів (NTB)	4	4	4	2
Час друку (t), хв	5,99	6,00	5,99	5,99

Результати обох методів засвідчили схожі значення часу 3D-друку, який залишається у межах 5,99–6,00 хв для обох матеріалів. Водночас були виявлені розбіжності в оптимізованих значеннях температури екструзії і платформи, екструзійного множника, ширини нитки та схеми заповнення. Ці розбіжності зумовлені не особливостями

регресійної моделі часу 3D-друку, а впливом накладених обмежень на допустимі рівні шорсткості поверхні (R_a) та відносних розмірних відхилень (δa , δb , δc).

Для підтвердження достовірності отриманих рішень за методами локальної та глобальної оптимізації було проведено розрахунок вихідних характеристик якості: середньоарифметичної шорсткості поверхні (R_a) та відносних відхилень розмірів у напрямках координатних осей (δa , δb , δc). Розрахунок здійснювався на основі відповідних регресійних рівнянь, побудованих за результатами експериментального планування. Отримані значення наведено в таблиці 4.3. Усі результати відповідають встановленим допускам.

Таблиця 4.3 – Результати верифікації параметрів оптимізації

Метод	R_a , мкм	δa , %	δb , %	δc , %
SLSQP (CoPET)	5,98	0,18	0,26	0,97
SLSQP (Поліамід-6)	4,49	0,88	0,68	0,67
DE (CoPET)	5,18	0,17	-0,34	0,19
DE (Поліамід-6)	5,52	-0,78	0,73	0,81

Результати верифікації засвідчили, що для CoPET метод диференційної еволюції продемонстрував вищу ефективність, забезпечивши менше значення шорсткості поверхні ($R_a = 5,18$ мкм порівняно з $5,98$ мкм у SLSQP) та нижчі абсолютні значення відхилень розмірів ($\delta a = 0,17$ %, $\delta b = -0,34$ %, $\delta c = 0,19$ %). Для поліамід-6, навпаки, локальний метод SLSQP дав кращий показник шорсткості ($R_a = 4,49$ мкм проти $5,52$ мкм у DE), однак супроводжувався вищими або подібними значеннями відхилень розмірів ($\delta a = 0,88$ %, $\delta b = 0,68$ %, $\delta c = 0,67$ %). Водночас метод DE продемонстрував більш збалансовану розмірну точність ($\delta a = -0,78$ %, $\delta b = 0,73$ %, $\delta c = 0,81$ %), хоч і з дещо гіршою якістю поверхні.

Аналіз отриманих даних показує, що обидва методи здатні знаходити допустимі конфігурації параметрів процесу, які задовольняють критеріям часу та якості. Проте

підхід на основі диференційної еволюції забезпечує більш гнучкий глобальний пошук і дозволяє ефективніше узгоджувати суперечливі критерії, особливо за складних обмежень на якість.

4.2 Оптимізація параметрів процесу FDM за критерієм точності

З огляду на те, що навіть незначні розмірні відхилення можуть критично впливати на клінічну ефективність анатомічних моделей, особливо в контексті їх використання у передопераційному плануванні та імітаційному навчанні, оптимізація параметрів процесу FDM була спрямована на мінімізацію відносних відхилень розмірів у трьох основних координатних напрямках.

На відміну від попереднього етапу, де головною метою була мінімізація часу виготовлення, подальша оптимізація передбачала досягнення високої розмірної точності за умови збереження технологічної доцільності процесу. У цьому контексті цільова функція була сформульована як сума квадратів відносних відхилень розмірів:

$$\min(\delta_a^2 + \delta_b^2 + \delta_c^2)$$

Використання саме квадратичної форми пояснюється кількома факторами. По-перше, такий підхід гарантує невід’ємність усіх доданків, що дозволяє однозначно інтерпретувати мінімум. По-друге, квадрати відхилень посилюють покарання за великі розмірні похибки, які є найбільш критичними у випадку виготовлення моделей для хірургічного планування. Це забезпечує пріоритетне зменшення найбільших відхилень, що є принципово важливим при роботі з анатомічними структурами.

Крім того, оптимізація здійснювалася з урахуванням додаткових обмежень, що забезпечують відповідність якості поверхні та продуктивності технологічного процесу. Зокрема, середньоарифметична шорсткість поверхні повинна задовольняти умову: $1,6 \leq Ra \leq 6,3$ мкм, а час виготовлення – бути не більшим за 60 хвилин. Такий підхід

дозволяє одночасно забезпечити розмірну точність і технологічну доцільність процесу, що є критичним для виготовлення функціональних анатомічних моделей.

У результаті проведених розрахунків було отримано оптимальні значення параметрів (табл. 4.4), що забезпечили зниження розмірних відхилень до нульових значень за всіма напрямками. Це свідчить про можливість точного відтворення анатомічних контурів при дотриманні заданих умов 3D-друку.

Таблиця 4.4 – Оптимальні значення параметрів процесу FDM для матеріалів CoPET і поліамід-6 за критерієм точності

Параметр	CoPET		Поліамід-6	
	SLSQP	Differential Evolution	SLSQP	Differential Evolution
Висота шару (LH), мм	0,19	0,2	0,29	0,27
Швидкість друку (PS), мм/с	60	33	57	22
Щільність заповнення (ID), %	70	86	70	57
Екструзійний множник (EM)	0,96	0,92	0,9	0,9
Температура екструзії (ET), °C	250	245	259	264
Температура платформи (BT), °C	71	66	100,0	103,0
Кількість стінок (NS)	3	6	5	5
Схема заповнення (IP)	Крива Гілберта	Крива Гілберта	Прямолінійна	Прямолінійна
Ширина нитки (DSW), мм	0,46	0,45	0,59	0,6
Кількість суцільних шарів (NTB)	4	4	6	5

Верифікація знайдених рішень підтвердила відповідність усіх показників встановленим критеріям якості та часу (табл. 4.5).

Таблиця 4.5 – Результати верифікації оптимізованих параметрів

Метод оптимізації	Ra, мкм	δa , %	δb , %	δc , %	t, хв
SLSQP (CoPET)	6,23	0,0	0,0	0,0	20,75
SLSQP (поліамід-6)	6,3	0,0	0,01	0,0	15,99
DE (CoPET)	6,16	0,0	0,0	0,0	30,26
DE (поліамід-6)	4,59	0,0	0,0	0,0	22,35

Метод DE виявився більш точним саме для поліаміду-6, де, порівняно з SLSQP, було досягнуто суттєвого зниження шорсткості поверхні ($Ra = 4,59$ мкм проти $6,3$ мкм), при незначному збільшенні часу друку ($22,35$ хв проти $15,99$ хв). Для CoPET обидва методи забезпечили практично однакові результати за критеріями точності та шорсткості, однак локальна оптимізація (SLSQP) мала перевагу у швидкості виготовлення ($20,75$ хв проти $30,26$ хв у DE).

Аналіз отриманих параметрів засвідчує, що обидва методи обирають різні підходи до забезпечення якості. Зокрема, DE, як глобальний алгоритм, схиляється до використання нижчих швидкостей друку та збільшення кількості стінок, що дозволяє покращити стабільність формування геометрії, особливо у випадку поліаміду-6. У той час як SLSQP демонструє більшу «агресивність» щодо мінімізації часу 3D-друку, жертвуючи частково якістю поверхні.

Загалом, результати оптимізації підтверджують доцільність використання методів математичної оптимізації для забезпечення розмірної відповідності анатомічних моделей. Вони також демонструють важливість адаптації параметрів до конкретного матеріалу, з урахуванням його властивостей.

4.3 Технологічні рекомендації щодо вибору параметрів процесу FDM

На основі проведених досліджень та оптимізації параметрів процесу FDM анатомічних моделей із термопластів (Поліамід-6 та CoPET) розроблені технологічні рекомендації, які дозволяють забезпечити виготовлення виробів з урахуванням специфічних клінічних вимог щодо точності, якості поверхні та ефективності процесу.

Для виготовлення анатомічних моделей рекомендовано використовувати наступні режими друку залежно від клінічних випадків (пріоритетних критеріїв):

1. Мінімальний час виготовлення (рекомендується вибирати ці параметри для екстрених оперативних втручань, пов'язаних із бойовими або побутовими травмами, коли першочерговим завданням є швидке отримання моделей з прийнятною точністю та якістю для апробації застосування медичних систем):

Висота шару: 0,3 мм.

Швидкість друку: 100 мм/с.

Щільність заповнення: 40%.

Екструзійний множник: CoPET – 0,94; Поліамід-6 – 0,91.

Температура екструзії: CoPET – 245 °С; Поліамід-6 – 261 °С.

Температура платформи: CoPET – 82 °С; Поліамід-6 – 108 °С.

Кількість стінок: 2.

Схема заповнення: CoPET – концентрична; Поліамід-6 – прямолінійна.

Ширина укладання нитки: CoPET – 0,47 мм; Поліамід-6 – 0,56 мм.

Кількість суцільних шарів: 2–4.

2. Максимальна розмірна точність (дані параметри є оптимальними для планових оперативних втручань, що супроводжуються високоякісною комп'ютерною томографією та достатнім часом на передопераційну підготовку):

- Висота шару: CoPET – 0,20 мм; Поліамід-6 – 0,27 мм.

- Швидкість друку: CoPET – 33 мм/с; Поліамід-6 – 22 мм/с.

- Щільність заповнення: CoPET – 86%; Поліамід-6 – 57 %.

- Екструзійний множник: СоРЕТ – 0,92; Поліамід-6 – 0,9.
- Температура екструзії: СоРЕТ – 245 °С; Поліамід-6 – 264 °С.
- Температура платформи: СоРЕТ – 66 °С; Поліамід-6 – 103 °С.
- Кількість стінок: СоРЕТ – 6; Поліамід-6 – 5.
- Схема заповнення: СоРЕТ – крива Гілберта; Поліамід-6 – прямолінійна.
- Ширина нитки: СоРЕТ – 0,45 мм; Поліамід-6 – 0,60 мм.
- Кількість суцільних шарів: 4–5.

Запропоновані оптимальні параметри забезпечують дотримання встановлених вимог щодо шорсткості поверхні ($R_a = 1,6\text{--}6,3$ мкм) та розмірної точності моделей (відхилення δ_a , δ_b , δ_c в межах $\pm 1\%$).

У процесі виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії вибір матеріалу має ґрунтуватися на специфіці клінічної ситуації, рівні терміновості оперативного втручання, а також на вимогах до функціональності, точності та стабільності готового виробу. У випадках планових хірургічних операцій, де передбачена наявність часу для ретельної передопераційної підготовки, доцільним є використання поліаміду-6, який, завдяки своїм конструкційним властивостям, забезпечує достатні механічні властивості і придатний до додаткової термічної обробки. Такі моделі слугують для випробувань навантажених компонентів імплантаційних систем, що використовуються у практиці реконструктивної хірургії.

Натомість у клінічних сценаріях, що потребують оперативного виготовлення моделей у стислі терміни, наприклад, під час екстрених оперативних втручань, доцільно обирати матеріали з високою геометричною стабільністю і мінімальними вимогами до постдрукарської обробки. У таких випадках оптимальним вибором є СоРЕТ, який після 3D-друку зберігає точність геометрії без суттєвих деформацій, а також не потребує тривалої додаткової обробки. У разі необхідності, наприклад, при підготовці моделей до клінічного тестування, допускається легке шліфування або полірування окремих функціональних поверхонь. Це забезпечує достатній рівень гладкості та відтворюваність виробів без значного впливу на часові витрати. Саме завдяки стабільним

розмірам і прогнозованій поведінці у процесі 3D-друку CoPET виявляється особливо ефективним у критичних ситуаціях, де кожна година підготовки має вирішальне значення для ефективності клінічного рішення.

Таким чином, вибір між поліамідом-6 і CoPET повинен здійснюватися не лише з огляду на технічні характеристики матеріалів, а й у тісному зв'язку з контекстом клінічного застосування моделі, що дозволяє максимально ефективно поєднувати вимоги до терміновості, функціональності та якості анатомічної моделі.

Вибір остаточного режиму 3D-друку рекомендується здійснювати відповідно до клінічних потреб конкретного випадку та пріоритетних критеріїв ефективності процесу. Також доцільно враховувати особливості конкретного обладнання, оскільки технічні можливості 3D-принтера можуть вносити корективи у зазначені параметри. У разі потреби додаткового уточнення параметрів рекомендовано проведення тестових зразків перед виготовленням кінцевих виробів.

4.4 Валідація регресійних моделей на прикладі виготовлення анатомічної моделі хребця L4

Для перевірки ефективності застосованого підходу до оптимізації параметрів процесу FDM було виготовлено три фізичні зразки анатомічної моделі хребця L4 з використанням різних налаштувань параметрів процесу: оптимізованих під мінімальний час 3D-друку, оптимізованих під максимальну точність та з випадковими (неоптимізованими) параметрами. Такий підхід дозволив здійснити об'єктивну валідацію побудованих регресійних моделей та адекватність вибраних критеріїв оптимізації в контексті реальних умов 3D-друку. Номінальні розміри, які слугували основою для оцінки точності, наведено на рисунку 4.1.

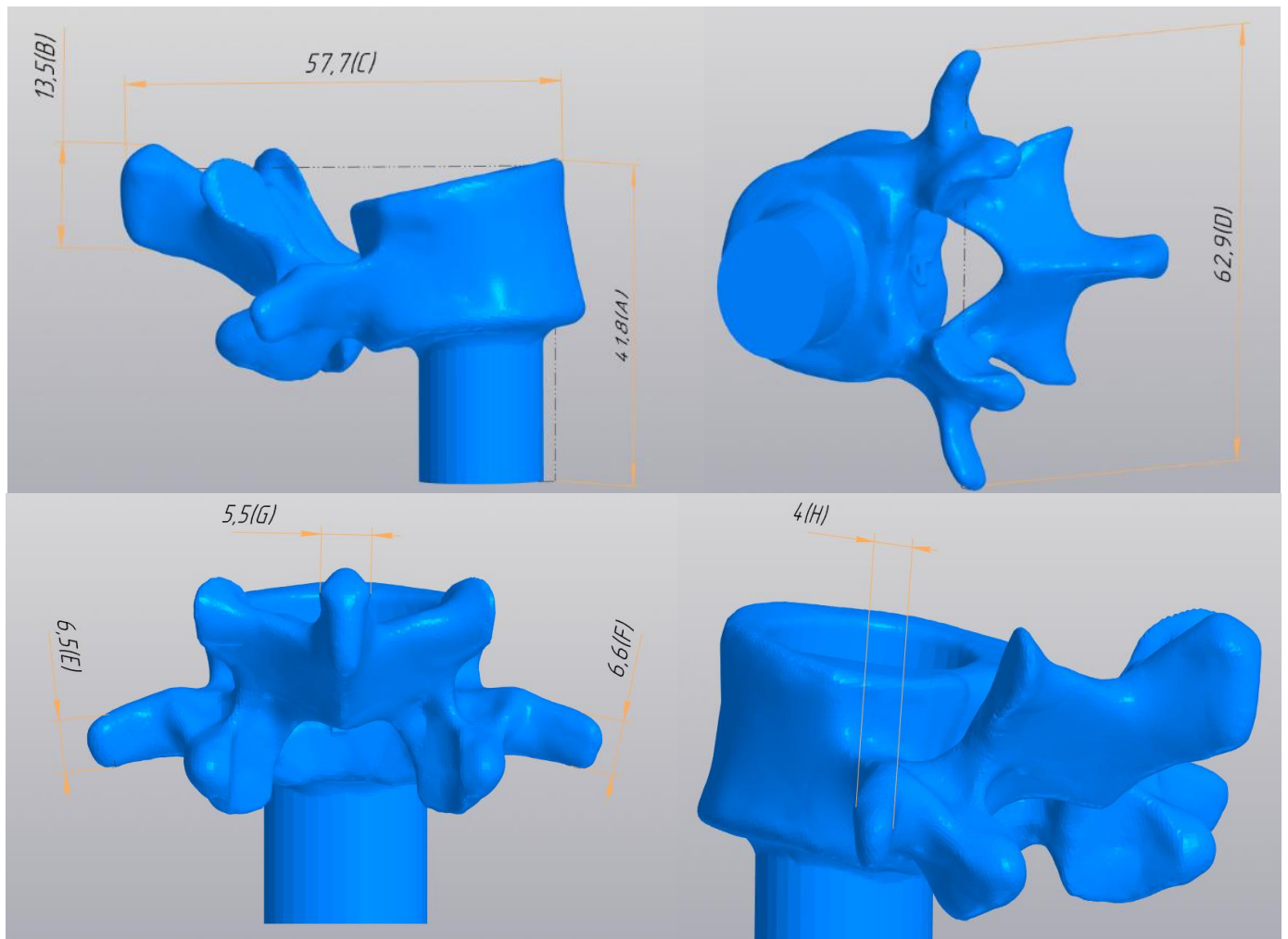


Рисунок 4.1 – Номінальні розміри 3D-моделі хребця L4

Результати експериментальних вимірювань основних характеристик надрукованих моделей (табл. 4.6) – тривалості виготовлення, шорсткості поверхні та відносних відхилень геометричних розмірів – свідчать про те, що використання оптимізованих параметрів процесу дозволяє досягти значно кращих результатів порівняно з неоптимізованим варіантом. Модель, надрукована з метою мінімізації часу 3D-друку, характеризується найменшим часом 3D-друку серед оптимізованих варіантів – 71 хвилина, при цьому забезпечується прийнятний рівень точності (відхилення розмірів у межах $\pm 1,5\%$) та шорсткості ($R_a = 4,4$ мкм).

Таблиця 4.6 – Виміряні значення відносних відхилень розмірів, шорсткості, часу виготовлення

	t, хв	Ra, мкм	Відносне відхилення розмірів, %							
			A	B	C	D	E	F	G	H
Модель хребця 1 (мінімальний час)	71	4,4	0,2	0,7	0,3	-0,2	-1,5	-1,5	0	0
Модель хребця 2 (максимальна точність)	187	3,2	-0,2	0	-0,1	-0,2	-1,5	-1,5	-1,0	0
Модель хребця 3 (неоптимізовані параметри)	55	5,3	-0,7	0,7	0,3	-0,3	-4,8	-6,4	-3,7	-2,5

З іншого боку, модель, виготовлена з метою досягнення максимальної точності, продемонструвала покращені показники розмірної відповідності, а значення параметра шорсткості знижено до 3,2 мкм. Однак, покращення точності досягається за рахунок збільшення тривалості 3D-друку – до 187 хвилин. Водночас слід зазначити, що для окремих дрібних елементів зі складною геометрією та необхідністю формування опор не вдалося повністю мінімізувати розмірні відхилення. Зокрема, розміри E та F мають відхилення $-1,5\%$, однак залишаються в межах прийнятних значень.

Попри те, що модель хребця L4 не є великогабаритною, різниця в часі виготовлення між параметрами з пріоритетом точності (187 хв) та швидкості (71 хв) становить майже 2,5 рази. Для одного об'єкта така різниця може здаватися не критичною, однак при виготовленні повномасштабних моделей хребетного стовпа або інших складних анатомічних структур (таз, стегнова кістка, суглобові комплекси) це призводить до суттєвого впливу на загальну тривалість виробництва. Отже, вибір оптимальних параметрів процесу з урахуванням специфіки клінічного завдання є доцільним.

У порівнянні з цими зразками, модель, виготовлена без урахування оптимізаційних підходів (із випадковим набором параметрів), має найгірші показники. Значення відносних відхилень сягають $-6,4\%$, що вказує на значні геометричні неточності, а шорсткість поверхні становить 5,3 мкм. Хоча час виготовлення цього зразка є найменшим (55 хвилин), такий компроміс за рахунок точності й якості поверхні є недоцільним.

Крім числових даних, візуальна оцінка виготовлених зразків (рис. 4.2) підтверджує переваги оптимізованих параметрів процесу. У моделях, надрукованих з урахуванням оптимізації, спостерігається рівномірне заповнення внутрішніх структур, відсутність видимих дефектів шарування та краща деталізація анатомічних елементів. Водночас зразок, виготовлений за неоптимізованими параметрами, має виражені дефекти контурів, нерівномірність укладання нитки та знижену візуальну чіткість.



Рисунок 4.2 – Фото надрукованих хребців L4: а – мінімальний час; б – максимальна точність; в – неоптимізовані параметри

Таким чином, результати виготовлення й аналізу моделей хребця L4 підтверджують валідність розроблених регресійних моделей та підходів до оптимізації. Запропоновані рекомендації з налаштування параметрів процесу FDM дозволяють гнучко обирати режим залежно від вимог до швидкості виготовлення, точності та якості поверхні, що є особливо важливим для медичних застосувань, де співвідношення між функціональністю, точністю та витратами має принципове значення.

4.5 Висновки до розділу 4

У результаті проведеного дослідження було здійснено комплексну оптимізацію параметрів процесу FDM для виготовлення анатомічних моделей із термопластів (поліамід-6 та CoPET), що враховує критерії якості та часу виготовлення, визначені клінічними потребами.

1. Застосовано методи локальної та глобальної оптимізації (SLSQP і Differential Evolution), що дозволило врахувати як особливості регресійних моделей, так і нелінійні обмеження. Встановлено, що метод диференційної еволюції забезпечує більшу гнучкість у знаходженні рішень зі збалансованою якістю та точністю, тоді як метод SLSQP є ефективним за умов заданого початкового наближення.

2. Отримано оптимальні значення параметрів процесу FDM для кожного матеріалу залежно від цільової функції (мінімальний час або максимальна точність), які підтверджено шляхом верифікації з використанням побудованих регресійних моделей. Усі варіанти забезпечили дотримання встановлених меж шорсткості ($R_a = 1,6\text{--}6,3$ мкм) та геометричних відхилень ($\delta_a, \delta_b, \delta_c \in [-1\%; +1\%]$).

3. Розроблено технологічні рекомендації щодо вибору параметрів процесу для CoPET та поліаміду-6 залежно від клінічного сценарію. Показано доцільність використання CoPET для екстрених випадків, де критичним є час друку, і поліаміду-6 – для планових втручань, де пріоритетом є точність і механічні властивості.

4. Валідація результатів на прикладі виготовлення анатомічних моделей хребця L4 засвідчила ефективність розробленого підходу. Застосування оптимізованих параметрів процесу FDM дозволило забезпечити як скорочення часу виготовлення за збереження прийнятної точності та шорсткості, так і досягнення високої точності з відповідною втратою у тривалості процесу. Отримані результати підтверджують валідність побудованих регресійних моделей та методів оптимізації, що дозволяє адаптувати параметри процесу FDM до конкретних клінічних або виробничих вимог.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено науково-прикладну задачу щодо забезпечення належної якості анатомічних моделей для ортопедичної хірургії шляхом оптимізації параметрів процесу пошарового наплавлення та умов термічної обробки на основі встановлення закономірностей їх впливу на характеристики моделей і розробки відповідних технологічних рекомендацій з урахуванням клінічних вимог.

На основі проведених теоретичних і експериментальних досліджень отримано такі основні наукові та практичні результати:

1. Визначено сучасні вимоги до анатомічних моделей, які залучаються до хірургічного планування, навчання та інтраопераційного супроводу. Сформульовано вимоги до якості анатомічних моделей для клінічного застосування, відповідно до яких відносне відхилення розмірів не повинно перевищувати 1,5 %, шорсткість поверхні – Ra 1,6–6,3 мкм, а час виготовлення моделі залежить від клінічного сценарію: до 12 год для екстрених і до 48 год для планових операцій.

2. Проведено системний аналіз технологій адитивного виробництва, що застосовуються для створення анатомічних моделей, і обґрунтовано доцільність використання FDM як найбільш доступної, адаптивної та економічно виправданої технології для виготовлення моделей у хірургічній ортопедії.

3. Експериментально досліджено вплив ключових параметрів процесу на характеристики анатомічних моделей. Встановлено, що варіювання параметрів, зокрема висоти шару, швидкості друку, щільності заповнення, екструзійного множника та температурних умов, суттєво впливає на точність виготовлення, шорсткість поверхні, час друку та пористість моделей.

4. Побудовано регресійні залежності, які описують взаємозв'язки між параметрами процесу FDM та характеристиками анатомічних моделей. Вони враховують квадратичні ефекти й значущі взаємодії між факторами, характеризуються високим рівнем

адекватності, а їх верифікація за експериментальними даними підтверджує доцільність практичного використання для інженерного прогнозування.

5. Досліджено вплив режимів термічної обробки на механічні властивості поліаміду-6. Встановлено, що оптимальний баланс між міцністю та пластичністю досягається за температури 110–130 °С з витримкою 60–90 хв і контрольованим охолодженням.

6. Застосовано оптимізацію параметрів процесу FDM з використанням методів SLSQP і диференційної еволюції. Запропоновано двоступеневу стратегію оптимізації, яка враховує специфіку клінічного застосування моделей (планова або екстрена операція), а також обмеження на точність, шорсткість і час виготовлення. Отримано оптимальні параметри процесу FDM для кожного матеріалу залежно від цільової функції – мінімального часу виготовлення або максимальної точності. Усі варіанти забезпечили відповідність встановленим межах шорсткості ($R_a = 1,6\text{--}6,3$ мкм) та геометричних відхилень ($\delta_a, \delta_b, \delta_c \in [-1\%; +1\%]$).

7. Сформульовано технологічні рекомендації з вибору матеріалів, параметрів процесу FDM та постдрукарської обробки відповідно до вимог клінічних сценаріїв, зокрема для екстрених втручань, де пріоритетом є швидкість виготовлення, та для планових операцій – із фокусом на точність і якість поверхні.

Таким чином, результати дисертаційного дослідження становлять основу для вдосконалення технології виготовлення анатомічних моделей методом пошарового наплавлення, спрямованої на задоволення актуальних потреб ортопедичної хірургії та покращення якості хірургічного планування.

ДЖЕРЕЈА

1. Weinstock P., Rehder R., Prabhu S.P., Forbes P.W., Roussin C.J., Cohen A.R. Creation of a novel simulator for minimally invasive neurosurgery: Fusion of 3D printing and special effects. *Journal of Neurosurgery: Pediatrics*. 2017. Vol. 20. PP. 1–9. doi: 10.3171/2017.1.PEDS16568.
2. Witowski J.S., Pedziwiatr M., Major P., Budzyński A. Cost-effective, personalized, 3D-printed liver model for preoperative planning before laparoscopic liver hemihepatectomy for colorectal cancer metastases. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 2017. Vol. 12. PP. 2047–2054. doi: 10.1007/s11548-017-1527-3.
3. Torres I.O., de Luccia N. A simulator for training in endovascular aneurysm repair: The use of three dimensional printers. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2017. Vol. 54. PP. 247–253. doi: 10.1016/j.ejvs.2017.05.011.
4. Zukowska M., Rad M.A., Górski F. Additive Manufacturing of 3D Anatomical Models—Review of Processes, Materials and Applications. *Materials*. 2023. Vol. 16, № 2. PP. 880. doi:10.3390/ma16020880.
5. Clifton W., Nottmeier E., Edwards S., Damon A., Dove C., Refaey K., Pichelmann M. Development of a novel 3D printed phantom for teaching neurosurgical trainees the freehand technique of C2 laminar screw placement. *World Neurosurgery*. 2019. Vol. 129. PP. e812–e820. DOI: 10.1016/j.wneu.2019.06.038.
6. Ahmed A.K., Pennington Z., Molina C.A., Xia Y., Goodwin C.R., Sciubba D.M. Multidisciplinary surgical planning for en bloc resection of malignant primary cervical spine tumors involving 3D-printed models and neoadjuvant therapies: Report of 2 cases. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2019. Vol. 30. PP. 424–431. DOI: 10.3171/2018.9.SPINE18607.
7. Baskaran V., Štrkalj G., Štrkalj M., Di Ieva A. Current applications and future perspectives of the use of 3D printing in anatomical training and neurosurgery. *Frontiers in Neuroanatomy*. 2016. Vol. 10. PP. 69. doi: 10.3389/fnana.2016.00069.

8. Goel A., Jankharia B., Shah A., Sathe P. Three-dimensional models: An emerging investigational revolution for craniovertebral junction surgery. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2016. Vol. 25. PP. 740–744. DOI: 10.3171/2016.4.SPINE151268.
9. Pertsch N.J., Leary O.P., Camara-Quintana J.Q., Liu D.D., Niu T., Woo A.S., et al. A modern multidisciplinary approach to a large cervicothoracic chordoma using staged en bloc resection with intraoperative image-guided navigation and 3D-printed modeling: Illustrative case. *Journal of Neurosurgery: Case Lessons*. 2021. Vol. 1. PP. Case2023. doi:10.3171/CASE2020.
10. Wang Y.T., Yang X.J., Yan B., Zeng T.H., Qiu Y.Y., Chen S.J. Clinical application of three-dimensional printing in the personalized treatment of complex spinal disorders. *Chinese Journal of Traumatology*. 2016. Vol. 19. PP. 31–34. doi: 10.1016/j.cjtee.2015.09.009.
11. Izatt M.T., Thorpe P.L., Thompson R.G., D’Urso P.S., Adam C.J., Earwaker J.W., et al. The use of physical biomodelling in complex spinal surgery. *European Spine Journal*. 2007. Vol. 16. PP. 1507–1518. doi: 10.1007/s00586-006-0289-3.
12. Öztürk A.M., Süer O., Govsa F., Özer M.A., Akçalı Ö. Patient-specific three-dimensional printing spine model for surgical planning in AO spine type-C fracture posterior long-segment fixation. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*. 2022. Vol. 56. PP. 138–146. DOI: 10.5152/j.aott.2021.21332.
13. Xu Y., Li X., Chang Y., Wang Y., Che L., Shi G., et al. Design of personalized cervical fixation orthosis based on 3D printing technology. *Applied Bionics and Biomechanics*. 2022. Vol. 2022. Article ID: 8243128. <https://doi.org/10.1155/2022/8243128>.
14. Karlin L., Weinstock P., Hedequist D., Prabhu S.P. The surgical treatment of spinal deformity in children with myelomeningocele: the role of personalized three-dimensional printed models. *Journal of Pediatric Orthopaedics Part B*. 2017. Vol. 26. PP. 375–382. doi: 10.1097/BPB.0000000000000411.
15. Bernhard J.-C., Isotani S., Matsugasumi T., Duddalwar V., Hung A.J., Suer E., Baco E., Satkunasivam R., Djaladat H., Metcalfe C., et al. Personalized 3D printed model of

kidney and tumor anatomy: A useful tool for patient education. *World Journal of Urology*. 2016. Vol. 34. PP. 337–345. doi: 10.1007/s00345-015-1632-2.

16. Górski F., Wichniarek R., Kuczko W., Banaszewski J., Pabiszczak M. Application of low-cost 3D printing for production of CT-based individual surgery supplies. In: Lhotska L., Sukupova L., Lacković I., Ibbott G. (eds.) *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Singapore: Springer, 2018. Vol. 68/1. PP. 249–253. doi:10.1007/978-981-10-9035-6_45.

17. Spetzger U., Frasca M., König S.A. Surgical planning, manufacturing and implantation of an individualized cervical fusion titanium cage using patient-specific data. *European Spine Journal*. 2016. Vol. 25. PP. 2239–2246. doi: 10.1007/s00586-016-4473-9.

18. Garg B., Mehta N. Current status of 3D printing in spine surgery. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2018. Vol. 9. PP. 218–225. doi: 10.1016/j.jcot.2018.08.006.

19. Sorenson C., Drummond M., Bhuiyan Khan B. Medical technology as a key driver of rising health expenditure: Disentangling the relationship. *ClinicoEconomics and Outcomes Research*. 2013. Vol. 5. PP. 223–234. doi: 10.2147/CEOR.S39634.

20. Pijpker P.A., Kuijlen J.M., Kraeima J., Groen R.J., Faber C. A comparison of drill guiding and screw guiding 3D-printing techniques for intra- and extrapedicular screw insertion. *Spine (Philadelphia, Pa. 1976)*. 2022. Vol. 47. PP. E434–E441. doi: 10.1097/BRS.0000000000004147.

21. Sugawara T., Higashiyama N., Kaneyama S., Takabatake M., Watanabe N., Uchida F., et al. Multistep pedicle screw insertion procedure with patient-specific lamina fit-and-lock templates for the thoracic spine: Clinical article. *Journal of Neurosurgery: Spine*. 2013. Vol. 19. PP. 185–190. doi: 10.3171/2013.4.SPINE121059.

22. Peng S., Lin J., Su N., Meng H., Yang Y., Fei Q. 3-dimensional printing templates guiding versus free hand technique for cervical lateral mass screw fixation: A prospective study. *Journal of Clinical Neuroscience*. 2020. Vol. 78. PP. 252–258. doi: 10.1016/j.jocn.2020.04.008.

23. Wendo K., Behets C., Barbier O., Herman B., Schubert T., Raucent B., Olszewski R. Dimensional accuracy assessment of medical anatomical models produced by hospital-based fused deposition modeling 3D printer. *Journal of Imaging*. 2025. Vol. 11. doi:10.3390/jimaging11020039.
24. Schulze M., Juergensen L., Rischen R., et al. Quality assurance of 3D-printed patient specific anatomical models: a systematic review. *3D Printing in Medicine*. 2024. Vol. 10. Article 9. doi:10.1186/s41205-024-00210-5.
25. Turek P., Snela S., Budzik G., Bazan A., Jabłoński J., Przeszłowski Ł., Wojnarowski R., Dziubek T., Petru J. Proposes geometric accuracy and surface roughness estimation of anatomical models of the pelvic area manufactured using a material extrusion additive technique. *Applied Sciences*. 2025. Vol. 15. Article 134. doi:10.3390/app15010134.
26. Nguyen P., Stanislaus I., McGahon C., Pattabathula K., Bryant S., Pinto N., Jenkins J., Meinert C. Quality assurance in 3D printing: A dimensional accuracy study of patient-specific 3D-printed vascular anatomical models. *Frontiers in Medical Technology*. 2023. Vol. 5. Article 1097850. doi:10.3389/fmedt.2023.1097850.
27. Mendonça C.J.A., Guimarães R.M.R., Pontim C.E., Gasoto S.C., Setti J.A.P., Soni J.F., Schneider B. Jr. An overview of 3D anatomical model printing in orthopedic trauma surgery. *Journal of Multidisciplinary Healthcare*. 2023. PP. 875–887. doi:10.2147/JMDH.S386406.
28. Wong T.M., Jin J., Lau T.W., et al. The use of three-dimensional printing technology in orthopaedic surgery. *Journal of Orthopaedic Surgery*. 2017. Vol. 25, № 1. Article: 2309499016684077. doi:10.1177/2309499016684077.
29. Giannetti S., Bizzotto N., Stancati A., Santucci A. Minimally invasive fixation in tibial plateau fractures using a pre-operative and intra-operative real size 3D printing. *Injury*. 2017. Vol. 48, № 3. PP. 784–788. doi:10.1016/j.injury.2016.11.015.
30. Yang P., Du D., Zhou Z., et al. 3D printing-assisted osteotomy treatment for the malunion of lateral tibial plateau fracture. *Injury – International Journal of the Care of the Injured*. 2016. Vol. 47. PP. 2816–2821. doi:10.1016/j.injury.2016.09.025.

31. Bagaria V., Chaudhary K. A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels. *Injury – International Journal of the Care of the Injured*. 2017. Vol. 48. PP. 2501–2508. doi:10.1016/j.injury.2017.08.058.
32. Mulford J.S., Babazadeh S., Mackay N. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: review of current and future applications. *ANZ Journal of Surgery*. 2016. Vol. 86, № 9. PP. 648–653. doi:10.1111/ans.13533.
33. Ng W.L., Chua C.K., Shen Y.F. Print me an organ! Why we are not there yet. *Progress in Polymer Science*. 2019. Vol. 97. Article 101145. doi:10.1016/j.progpolymsci.2019.101145/
34. Ashammakhi N., Ahadian S., Xu C., Montazerian H., Ko H., Nasiri R., Barros N., Khademhosseini A. Bioinks and bioprinting technologies to make heterogeneous and biomimetic tissue constructs. *Materials Today Bio*. 2019. Vol. 1. Article 100008. doi:10.1016/j.mtbio.2019.100008.
35. Tuomi J., Paloheimo K.-S., Vehviläinen J., Björkstrand R., Salmi M., Huutilainen E., Kontio R., Rouse S., Gibson I., Mäkitie A.A. A novel classification and online platform for planning and documentation of medical applications of additive manufacturing. *Surgical Innovation*. 2014. Vol. 21. PP. 553–559. doi:10.1177/1553350614524838
36. Ucheddu F., Carfagni M., Governi L., Furferi R., Volpe Y., Nocerino E. 3D printing of cardiac structures from medical images: An overview of methods and interactive tools. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*. 2018. Vol. 12. PP. 597–609. doi:10.1007/s12008-017-0415-y
37. Rasiya G., Shukla A., Saran K. Additive manufacturing – A review. *Materials Today: Proceedings*. 2021. Vol. 47, Part 19. PP. 6896–6901. doi:10.1016/j.matpr.2021.05.181.
38. Bose S., Vahabzadeh S., Bandyopadhyay A. Bone tissue engineering using 3D printing. *Materials Today*. 2013. Vol. 16. PP. 496–504. doi:10.1016/j.mattod.2013.11.017.

39. Sheoran A.J., Kumar H. Fused deposition modeling process parameters optimization and effect on mechanical properties and part quality: Review and reflection on present research. *Materials Today: Proceedings*. 2019. doi:10.1016/j.matpr.2019.11.296.
40. Acierno D., Patti A. Fused deposition modelling (FDM) of thermoplastic-based filaments: Process and rheological properties—An overview. *Materials*. 2023. Vol. 16. Article 7664. doi:10.3390/ma16247664.
41. Singh S., Singh G., Prakash C., Ramakrishna S. Current status and future directions of fused filament fabrication. *Journal of Manufacturing Processes*. 2020. Vol. 55. PP. 288–306. doi:10.1016/j.jmapro.2020.04.049.
42. Ahmad N.N., Wong Y.H., Ghazali N.N.N. A systematic review of fused deposition modeling process parameters. *Soft Science*. 2022. Vol. 2. Article 11. doi:10.20517/ss.2022.08.
43. Athira K. P., Naduthodi H. Optimization of scallops on curved surface of 3D printing. *International Journal of Engineering Research and Technology*. 2020. Vol. 9. Article IJERTV9IS070642. doi:10.17577/IJERTV9IS070642.
44. Buj-Corral I., Domínguez-Fernández A., Durán-Llucà R. Influence of print orientation on surface roughness in fused deposition modeling (FDM) processes. *Materials*. 2019. Vol. 12. Article 3834. doi:10.3390/ma12233834.
45. Pérez L.C.J. Analysis of the surface roughness and dimensional accuracy capability of fused deposition modelling processes. *International Journal of Production Research*. 2002. Vol. 40. PP. 2865–2881. doi:10.1080/00207540210146099
46. Alsoufi M.S., Elsayed A.E. How surface roughness performance of printed parts manufactured by desktop FDM 3D printer with PLA+ is influenced by measuring direction. *American Journal of Mechanical Engineering*. 2017. Vol. 5. PP. 211–222. doi:10.12691/ajme-5-5-4.
47. Galetto M., Verna E., Genta G. Effect of process parameters on parts quality and process efficiency of fused deposition modeling. *Computers & Industrial Engineering*. 2021. Vol. 156. Article 107238. doi:10.1016/j.cie.2021.107238.

48. Rahman H., John T.D., Sivadasan M., Singh N.K. Investigation on the scale factor applicable to ABS based FDM additive manufacturing. *Materials Today: Proceedings*. 2018. Vol. 5. PP. 1640–1648. doi:10.1016/j.matpr.2017.11.258.
49. Kitsakis K., Alabey P., Kechagias J., Vaxevanidis N. A study of the dimensional accuracy obtained by low cost 3D printing for possible application in medicine. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2016. Vol. 161. Article 012025. doi:10.1088/1757-899X/161/1/012025.
50. Sajan N., John T.D., Sivadasan M., Singh N.K. An investigation on circularity error of components processed on fused deposition modeling (FDM). *Materials Today: Proceedings*. 2018. Vol. 5. PP. 1327–1334. doi:10.1016/j.matpr.2017.11.218
51. Aslani K.-E., Chaidas D., Kechagias J., Kyratsis P., Salonitis K. Quality performance evaluation of thin-walled PLA 3D printed parts using the Taguchi method and grey relational analysis. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*. 2020. Vol. 4. Article 47. doi:10.3390/jmmp4020047.
52. Agarwal K.M., Shubham P., Bhatia D., Sharma P., Vaid H., Vajpeyi R. Analyzing the impact of print parameters on dimensional variation of ABS specimens printed using fused deposition modelling (FDM). *Sensors International*. 2022. Vol. 3. Article 100149. doi:10.1016/j.sintl.2021.100149.
53. Nathaphan S., Trutassanawin W. Effects of process parameters on compressive property of FDM with ABS. *Rapid Prototyping Journal*. 2021. Vol. 27. PP. 905–917. doi:10.1108/RPJ-12-2019-0309.
54. Padhi S.K., Sahu R.K., Mahapatra S.S., et al. Optimization of fused deposition modeling process parameters using a fuzzy inference system coupled with Taguchi philosophy. *Advanced Manufacturing*. 2017. Vol. 5. PP. 231–242. doi:10.1007/s40436-017-0187-4.
55. Pennington R.C., Hoekstra N.L., Newcomer J.L. Significant factors in the dimensional accuracy of fused deposition modelling. *Proceedings of the Institution of*

Mechanical Engineers, Part E: Journal of Process Mechanical Engineering. 2005. Vol. 219. PP. 89–92. doi: 10.1243/095440805X696.

56. Sai T., Pathak V.K., Srivastava A.K. Modeling and optimization of fused deposition modeling (FDM) process through printing PLA implants using adaptive neuro-fuzzy inference system (ANFIS) model and whale optimization algorithm. Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering. 2020. Vol. 42. Article 617. doi:10.1007/s40430-020-02699-3.

57. Tuan Rahim T.N.A., Md Akil H., Abdullah A., Mohamad D., Rajion Z. Optimization of the 3D printing parameters on dimensional accuracy and surface finishing for new polyamide 6 and its composite used in fused deposition modeling (FDM) process. Journal of Mechanical Engineering. 2017. PP. 75–90.

58. Patel M.G.C., Krishna P., Parappagoudar M.B. Squeeze casting process modeling by a conventional statistical regression analysis approach. Applied Mathematical Modelling. 2016. Vol. 40, № 15–16. PP. 6869–6888. doi:10.1016/j.apm.2016.02.029.

59. Petruse R.E., Simion C., Bondrea I. Geometrical and dimensional deviations of fused deposition modelling (FDM) additive-manufactured parts. Metrology. 2024. Vol. 4, № 3. PP. 411–429. doi:10.3390/metrology4030025.

60. Wei X., Zhang S., Sun L., Zhao X., Sun M., Yu R., Zhou X., Li Y. Geometric accuracy and dimensional precision in 3D printing-based gear manufacturing: A study on interchangeability and forming precision. Polymers. 2025. Vol. 17, № 3. Article 416. doi:10.3390/polym17030416.

61. Elsonbaty A., MRashad A., Abass O.Y., Abdelghany T.Y., Alfaiomy A.M. A survey of fused deposition modeling (FDM) technology in 3D printing. Journal of Engineering Research and Reports. 2024. Vol. 26. PP. 304–312. doi:10.9734/jerr/2024/v26i111332.

62. Kristiawan R., Imaduddin F., Ariawan D., Sabino U., Arifin Z. A review on the fused deposition modeling (FDM) 3D printing: Filament processing, materials, and printing parameters. Open Engineering. 2021. Vol. 11. PP. 639–649. doi:10.1515/eng-2021-0063.

63. Dey A., Yodo N. A systematic survey of FDM process parameter optimization and their influence on part characteristics. *Journal of Manufacturing and Materials Processing*. 2019. Vol. 3, № 3. Article 64. doi:10.3390/jmmp3030064.
64. Wang X., Zhao L., Fuh J.Y.H., Lee H.P. Effect of porosity on mechanical properties of 3D printed polymers: Experiments and micromechanical modeling based on X-ray computed tomography analysis. *Polymers*. 2019. Vol. 11, № 7. Article 1154. doi:10.3390/polym11071154.
65. Cardoso P.H.M., Coutinho R.R.T.P., Drummond F.R., Da Conceição M.D.N., Thiré R.M.D.S.M. Evaluation of printing parameters on porosity and mechanical properties of 3D printed PLA/PBAT blend parts. *Macromolecular Symposia*. 2020. Vol. 394, № 1. Article 2000157. doi:10.1002/masy.202000157.
66. Buj-Corral I., Bagheri A., Sivatte-Adroer M. Effect of printing parameters on dimensional error, surface roughness and porosity of FFF printed parts with grid structure. *Polymers*. 2021. Vol. 13, № 8. Article 1213. doi:10.3390/polym13081213.
67. Buj-Corral I., Bagheri A., Domínguez-Fernández A., Casado-López R. Influence of infill and nozzle diameter on porosity of FDM printed parts with rectilinear grid pattern. *Procedia Manufacturing*. 2019. Vol. 41. PP. 288–295. doi:10.1016/j.promfg.2019.09.011.
68. Chandrashekarappa M.P.G., et al. Analysis and optimization of dimensional accuracy and porosity of high impact polystyrene material printed by FDM process: PSO, JAYA, Rao, and Bald Eagle search algorithms. *Materials*. 2021. Vol. 14, № 23. Article 7479. doi:10.3390/ma14237479.
69. Abidin Z., et al. Optimization of FDM 3D printing process parameter for improving porosity accuracy of PLA scaffold. *Proceedings of the 3rd Asia Pacific Conference on Research in Industrial and Systems Engineering (APCoRISE 2021)*, Palembang, Indonesia. 2021. doi:10.2991/ahe.k.210205.028.

70. Nancharaiah T. Optimization of process parameters in FDM process using design of experiments. *International Journal of Emerging Technologies*. 2011. Vol. 2. PP. 100–102.
71. Kumar G.P., Regalla S.P. Optimization of support material and build time in fused deposition modeling (FDM). *Applied Mechanics and Materials*. 2012. Vol. 110–116. PP. 2245–2251. doi:10.4028/www.scientific.net/AMM.110-116.2245.
72. Rathee S., Srivastava M., Maheshwari S., Siddiquee A.N. Effect of varying spatial orientations on build time requirements for FDM process: A case study. *Defence Technology*. 2017. Vol. 13. PP. 92–100. doi:10.1016/j.dt.2016.11.006.
73. Wu J. Study on optimization of 3D printing parameters. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2018. Vol. 392. Article 062050. doi:10.1088/1757-899X/392/6/062050.
74. Golubović Z., Danilov I., Bojović B., Petrov L., Sedmak A., Mišković Ž., Mitrović N. A comprehensive mechanical examination of ABS and ABS-like polymers additively manufactured by material extrusion and vat photopolymerization processes. *Polymers*. 2023. Vol. 15, № 21. Article 4197. doi:10.3390/polym15214197.
75. Levesque J.N., Shah A., Ekhtiari S., Yan J.R., Thornley P., Williams D.S. Three-dimensional printing in orthopaedic surgery: a scoping review. *EFORT Open Reviews*. 2020. Vol. 5, № 7. PP. 430–441. doi:10.1302/2058-5241.5.190024.
76. Yan C., Kleiner C., Tabigue A., Shah V., Sacks G., Shah D., DeStefano V. PETG: Applications in modern medicine. *Engineered Regeneration*. 2024. Vol. 5, № 1. PP. 45–55. doi:10.1016/j.engreg.2023.11.001.
77. Arioli M., Puiggalí J., Franco L. Nylons with applications in energy generators, 3D printing and biomedicine. *Molecules*. 2024. Vol. 29, № 11. Article 2443. doi:10.3390/molecules2911244.
78. Wickramasinghe S., Do T., Tran P. FDM-based 3D printing of polymer and associated composite: A review on mechanical properties, defects and treatments. *Polymers*. 2020. Vol. 12, № 7. Article 1529. doi:10.3390/polym12071529.

79. Hambali R.H., Cheong K.M., Azizan N. Analysis of the influence of chemical treatment to the strength and surface roughness of FDM. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. 2017. Vol. 210. Article 012063. doi:10.1088/1757-899X/210/1/012063
80. Chen L., Zhang X., Wang Y., Osswald T.A. Laser polishing of Cu/PLA composite parts fabricated by fused deposition modeling: Analysis of surface finish and mechanical properties. *Polymer Composites*. 2020. Vol. 41. PP. 1356–1368. doi: 10.1002/pc.25459
81. Wu W., Jiang J., Jiang H., Liu W., Li G., Wang B., Tang M., Zhao J. Improving bending and dynamic mechanics performance of 3D printing through ultrasonic strengthening. *Materials Letters*. 2018. Vol. 220. PP. 317–320. doi:10.1016/j.matlet.2018.03.048.
82. Jayswal A., Adanur S. Additive manufacturing of interlaced fibrous structures. *Rapid Prototyping Journal*. 2021. Vol. 27. PP. 671–681. doi:10.1108/RPJ-05-2020-0095.
83. Singh S., Singh M., Prakash C., Gupta M.K., Mia M., Singh R. Optimization and reliability analysis to improve surface quality and mechanical characteristics of heat-treated fused filament fabricated parts. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2019. Vol. 102, № 5–8. PP. 1521–1536. doi:10.1007/s00170-018-03276-8.
84. Pagano C., Basile V., Modica F., Fassi I. Micro-FDM process capability and post-processing effects on mechanical properties. *AIP Conference Proceedings*. 2019. Vol. 2113. Article 190002. doi:10.1063/1.5121694.
85. De Avila E., Eo J., Kim J., Kim N.P. Heat treatment effect on mechanical properties of 3D printed polymers. *MATEC Web of Conferences*. 2019. Vol. 264. Article 02001. doi:10.1051/matecconf/201926402001.
86. Akhoundi B., Nabipour M., Hajami F., Shakoori D. An experimental study of nozzle temperature and heat treatment (annealing) effects on mechanical properties of high-temperature polylactic acid in fused deposition modeling. *Polymer Engineering & Science*. 2020. Vol. 60, № 5. PP. 979–987. doi:10.1002/pen.25353.
87. Yang C., Tian X., Li D., Cao Y., Zhao F., Shi C. Influence of thermal processing conditions in 3D printing on the crystallinity and mechanical properties of PEEK material.

Journal of Materials Processing Technology. 2017. Vol. 248. PP. 1–7. doi:10.1016/j.jmatprotec.2017.04.027.

88. Hong J.-H., Yu T., Chen Z., Park S.-J., Kim Y.-H. Improvement of flexural strength and compressive strength by heat treatment of PLA filament for 3D-printing. *Modern Physics Letters B*. 2019. Vol. 33, № 14–15. Article 1940025. doi:10.1142/S0217984919400256.

89. Rangisetty S., Peel L. D. The effect of infill patterns and annealing on mechanical properties of additively manufactured thermoplastic composites. *ASME 2017 Conference on Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems (SMASIS)*. 2017. Vol. 1. Article V001T08A017. doi:10.1115/SMASIS2017-4011.

90. Kumar Jain P.A., Sattar S., Mulqueen D., Pedrazzoli D., Kravchenko S.G., Kravchenko O.G. Role of annealing and isostatic compaction on mechanical properties of 3D printed short glass fiber nylon composites. *Additive Manufacturing*. 2022. Vol. 51. Article 102599. doi:10.1016/j.addma.2022.102599.

91. Ali Z., Yan Y., Mei H., Cheng L., Zhang L. Effect of infill density, build direction and heat treatment on the tensile mechanical properties of 3D-printed carbon-fiber nylon composites. *Composite Structures*. 2023. Vol. 304. Article 116370. doi:10.1016/j.compstruct.2022.116370.

92. Бідюк П. І., Данилов В. Я., Жиров О. Л. *Прикладна статистика: навч. посіб.* Київ: КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2023. 248 с. Нац. техн. ун-т України «КПІ ім. Ігоря Сікорського». Електронне мережне видання. Режим доступу: <https://ela.kpi.ua/handle/123456789/57653>.

**ДОДАТОК А ДВОРІВНЕВИЙ ФАКТОРНИЙ ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ 2^{10-5} І
ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЙ ВІДГУКУ**

№	Фактори (незалежні змінні)										Функції відгуку				
	LH	PS	IP	ID	EM	ET	BT	DSW	NS	NTB	Ra, мкм	$\delta a, \%$	$\delta b, \%$	$\delta c, \%$	t, хв
1	-1	-1	-1	-1	-1	1	1	1	1	1	1,56	-0,68	0,2	-1,60	24,43
2	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	1	5,01	-0,77	0,6	0,40	13,34
3	-1	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	1	-1	5,24	-0,75	0,7	-1,60	14,4
4	1	1	-1	-1	-1	1	1	1	-1	-1	1,03	-0,80	0,9	-0,80	7,7
5	-1	-1	1	-1	-1	-1	-1	1	-1	-1	1,40	-0,73	-0,4	-1,80	18,59
6	1	-1	1	-1	-1	1	1	-1	1	-1	9,69	-0,82	-0,8	-0,80	13,45
7	-1	1	1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	0,66	-0,98	-1,2	-6,40	13,11
8	1	1	1	-1	-1	-1	-1	1	1	1	9,65	-0,80	0,3	1,00	9,21
9	-1	-1	-1	1	-1	-1	1	-1	-1	-1	4,95	-0,30	0,4	-2,00	33,5
10	1	-1	-1	1	-1	1	-1	1	1	-1	3,93	-0,45	0,8	-0,20	18,12
11	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	9,54	-1,23	-0,5	-2,60	19,32
12	1	1	-1	1	-1	-1	1	-1	1	1	5,20	-1,02	-0,9	0,20	12,6
13	-1	-1	1	1	-1	1	-1	-1	1	1	8,32	0,07	0,7	0,00	34,45
14	1	-1	1	1	-1	-1	1	1	-1	1	8,56	-1,27	0,6	0,20	17,43
15	-1	1	1	1	-1	-1	1	1	1	-1	8,64	-1,36	0,2	-3,80	20,52
16	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	-1	7,26	-1,34	-0,7	2,40	11,58
17	-1	-1	-1	-1	1	1	-1	-1	-1	-1	0,36	-0,70	0,5	-1,80	19,13
18	1	-1	-1	-1	1	-1	1	1	1	-1	9,54	-0,41	1,0	4,60	13,7
19	-1	1	-1	-1	1	-1	1	1	-1	1	6,68	-0,98	0,4	-1,80	12,36
20	1	1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	1	5,42	-0,25	1,2	6,80	9,38
21	-1	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	1	8,68	-0,68	0,6	0,00	25,23
22	1	-1	1	-1	1	1	-1	1	-1	1	5,34	-0,86	0,0	5,80	13,12
23	-1	1	1	-1	1	1	-1	1	1	-1	9,07	-0,80	1,3	-2,60	14,14
24	1	1	1	-1	1	-1	1	-1	-1	-1	8,87	-1,14	1,4	2,00	7,25
25	-1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	1	1	7,76	0,39	3,8	5,80	32,59
26	1	-1	-1	1	1	1	1	-1	-1	1	6,77	-0,18	1,9	12,40	18,29
27	-1	1	-1	1	1	1	1	-1	1	-1	7,11	-0,16	2,2	9,00	21,2
28	1	1	-1	1	1	-1	-1	1	-1	-1	9,15	0,07	1,5	10,00	11,4
29	-1	-1	1	1	1	1	1	1	-1	-1		0,36	3,5	3,00	31,49
30	1	-1	1	1	1	-1	-1	-1	1	-1		0,02	2,6	10,20	19,24
31	-1	1	1	1	1	-1	-1	-1	-1	1		-0,61	1,9	9,00	21,6
32	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1		0,00	1,4	9,80	11,37

**ДОДАТОК Б ДВОРІВНЕВИЙ ФАКТОРНИЙ ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТИПУ
2¹⁰⁻⁵ І ФУНКЦІ ВІДГУКУ**

№	LH	PS	IP	ID	EM	ET	BT	DSW	NS	NTB	Ra, мкм	δa, %	δb, %	δc, %	t, хв
1	-1	-1	-1	-1	-1	1	1	1	1	1	8,6	-0,45	-1	-2	24,43
2	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	1	9,1	-0,23	0	0	13,34
3	-1	1	-1	-1	-1	-1	-1	-1	1	-1	9,8	-1,36	-1	-4	14,4
4	1	1	-1	-1	-1	1	1	1	-1	-1	9,79	-0,68	0	0	7,7
5	-1	-1	1	-1	-1	-1	-1	1	-1	-1	9,9	-0,45	-2	-4	18,59
6	1	-1	1	-1	-1	1	1	-1	1	-1	8,2	-0,45	0	0	13,45
7	-1	1	1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	7,4	-0,45	-1	-4	13,11
8	1	1	1	-1	-1	-1	-1	1	1	1	7,5	-0,23	-1	0	9,21
9	-1	-1	-1	1	-1	-1	1	-1	-1	-1	6,5	-0,68	0	-2	33,5
10	1	-1	-1	1	-1	1	-1	1	1	-1	9,6	0,00	0	0	18,12
11	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	6,7	-1,14	0	0	19,32
12	1	1	-1	1	-1	-1	1	-1	1	1	6,73	0,00	0	0	12,6
13	-1	-1	1	1	-1	1	-1	-1	1	1	9,5	0,00	0	-4	34,45
14	1	-1	1	1	-1	-1	1	1	-1	1	7,67	0,00	0	0	17,43
15	-1	1	1	1	-1	-1	1	1	1	-1	9,04	1,59	-2,5	0	20,52
16	1	1	1	1	-1	1	-1	-1	-1	-1	6,1	2,05	-0,5	0	11,58
17	-1	-1	-1	-1	1	1	-1	-1	-1	-1	8,8	0,00	0	-4	19,13
18	1	-1	-1	-1	1	-1	1	1	1	-1	4,8	0,00	0	0	13,7
19	-1	1	-1	-1	1	-1	1	1	-1	1	8,57	0,00	0	0	12,36
20	1	1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	1	9,8	0,00	2,5	2	9,38
21	-1	-1	1	-1	1	-1	1	-1	1	1	6,8	0,00	0	0	25,23
22	1	-1	1	-1	1	1	-1	1	-1	1	9	0,23	0	0	13,12
23	-1	1	1	-1	1	1	-1	1	1	-1	9,57	0,00	0	-2	14,14
24	1	1	1	-1	1	-1	1	-1	-1	-1	7,65	0,00	-1	0	7,25
25	-1	-1	-1	1	1	-1	-1	1	1	1	9,9	0,00	2,5	0	32,59
26	1	-1	-1	1	1	1	1	-1	-1	1	8,8	0,68	0	10	18,29
27	-1	1	-1	1	1	1	1	-1	1	-1	9,3	0,68	2,5	0	21,2
28	1	1	-1	1	1	-1	-1	1	-1	-1	9,45	0,91	1	8	11,4
29	-1	-1	1	1	1	1	1	1	-1	-1	9,04	0,00	0	10	31,49
30	1	-1	1	1	1	-1	-1	-1	1	-1	7,37	1,14	2,5	0	19,24
31	-1	1	1	1	1	-1	-1	-1	-1	1	4,83	0,00	0	0	21,6
32	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	9,48	1,14	2,5	2	11,37

ДОДАТОК В ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІ ВІДГУКУ

№	Висота шару, мм	Схема заповнення	Щільність заповнення, %	Екструзійний множник	да, %
1	0,1	-1	60	1	-0,42
2	0,3	-1	60	1	0,19
3	0,1	1	60	1	0,14
4	0,3	1	60	1	0,63
5	0,2	0	20	0,9	-0,39
6	0,2	0	100	0,9	0,10
7	0,2	0	20	1,1	0,19
8	0,2	0	100	1,1	1,22
9	0,2	0	60	1	0,03
10	0,1	0	60	0,9	-0,47
11	0,3	0	60	0,9	0,19
12	0,1	0	60	1,1	0,40
13	0,3	0	60	1,1	0,99
14	0,2	-1	20	1	-0,44
15	0,2	1	20	1	-0,02
16	0,2	-1	100	1	0,23
17	0,2	1	100	1	0,73
18	0,2	0	60	1	0,08
19	0,1	0	20	1	-0,46
20	0,3	0	20	1	0,15
21	0,1	0	100	1	0,17
22	0,3	0	100	1	0,84
23	0,2	-1	60	0,9	-0,23
24	0,2	1	60	0,9	-0,23
25	0,2	-1	60	1,1	0,10
26	0,2	1	60	1,1	1,14
27	0,2	0	60	1	-0,10

ДОДАТОК Г ПЛАН ЕКСПЕРИМЕНТУ ТА ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІ ВІДГУКУ

№	Схема заповнення	Швидкість друку, мм/с	Кількість стінок	Екструзійний множник	Температура екструзії, °С	δb, %
1	Прямолінійна	30	4	1	255	0,85
2	Прямолінійна	90	4	1	255	1,29
3	Концентрична	30	4	1	255	-0,08
4	Концентрична	90	4	1	255	0,53
5	Прямолінійна	60	2	1	255	0,58
6	Прямолінійна	60	6	1	255	1,38
7	Концентрична	60	2	1	255	-0,22
8	Концентрична	60	6	1	255	0,75
9	Прямолінійна	60	4	0,9	255	0,53
10	Прямолінійна	60	4	1,1	255	1,51
11	Концентрична	60	4	0,9	255	-0,1
12	Концентрична	60	4	1,1	255	0,49
13	Прямолінійна	60	4	1	245	0,51
14	Прямолінійна	60	4	1	265	1,55
15	Концентрична	60	4	1	245	-0,32
16	Концентрична	60	4	1	265	0,72
17	Крива Гілберта	30	2	1	255	-0,01
18	Крива Гілберта	30	6	1	255	0,87
19	Крива Гілберта	90	2	1	255	0,51
20	Крива Гілберта	90	6	1	255	1,52
21	Крива Гілберта	30	4	0,9	255	0,15
22	Крива Гілберта	30	4	1,1	255	0,77
23	Крива Гілберта	90	4	0,9	255	0,5
24	Крива Гілберта	90	4	1,1	255	1,43
25	Крива Гілберта	30	4	1	245	-0,04
26	Крива Гілберта	30	4	1	265	0,78
27	Крива Гілберта	90	4	1	245	0,47
28	Крива Гілберта	90	4	1	265	1,47
29	Крива Гілберта	60	2	0,9	255	-0,09
30	Крива Гілберта	60	2	1,1	255	0,61
31	Крива Гілберта	60	6	0,9	255	0,67
32	Крива Гілберта	60	6	1,1	255	1,63
33	Крива Гілберта	60	2	1	245	-0,14
34	Крива Гілберта	60	2	1	265	0,54
35	Крива Гілберта	60	6	1	245	0,68
36	Крива Гілберта	60	6	1	265	1,56
37	Крива Гілберта	60	4	0,9	245	-0,23
38	Крива Гілберта	60	4	0,9	265	0,74
39	Крива Гілберта	60	4	1,1	245	0,55
40	Крива Гілберта	60	4	1,1	265	1,58
41	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,76
42	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,81
43	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,63
44	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,77
45	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,82
46	Крива Гілберта	60	4	1	255	0,58

ДОДАТОК Д ПАРАМЕТРИ ТЕРМООБРОБКИ ТА ОТРИМАНІ ЗНАЧЕННЯ ФУНКЦІЙ ВІДГУКУ

№	Темп., °С	Час витримки, хв	Тип охолодження	Б, Мпа	Відносне подовження при розриві, %
0	-	-	-	24,91	9,71
1	130	60	відразу	33,38	15,22
2	110	90	від температури t/2	31,12	21,84
3	90	30	від температури t/2	27,15	5,45
4	110	90	відразу	31,93	20,48
5	130	60	від температури t/2	32,36	9,39
6	90	30	впаде до 20 °С	27,75	4,30
7	130	60	впаде до 20	32,42	22,32
8	90	30	відразу	32,03	11,06
9	110	90	впаде до 20 °С	28,56	9,96
10	90	60	впаде до 20 °С	30,99	7,14
11	90	60	відразу	31,54	21,38
12	130	90	від температури t/2	39,06	3,94
13	110	30	відразу	25,53	3,57
14	110	30	впаде до 20	27,84	9,21
15	110	30	від температури t/2	29,87	11,48
16	130	90	впаде до 20	40,29	12,24
17	90	60	від температури t/2	31,47	27,81
18	130	90	відразу	37,36	10,35
19	110	60	від температури t/2	32,38	30,76
20	110	60	відразу	31,60	5,44
21	90	90	впаде до 20	28,28	10,36
22	110	60	впаде до 20	31,56	28,79
23	130	30	від температури t/2	29,69	3,96
24	130	30	відразу	28,75	2,07
25	130	30	впаде до 20	31,4	20,86
26	90	90	від температури t/2	25,4	6,74
27	90	90	відразу	30,53	25,98

ДОДАТОК Е ЕКСПЕРТНИЙ ВИСНОВОК ЩОДО РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЙНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»
 Директор медико-санітарної частини
 АТ «Мотор Січ»
 Ірина СОЛОННІКОВА
 18 вересня 2025 р.

ЕКСПЕРТНИЙ ВИСНОВОК

щодо результатів дисертаційного дослідження
 Тумарченко Л.О. «Оптимізація процесу виготовлення анатомічних моделей
 для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення»

Дисертаційне дослідження присвячене удосконаленню процесу виготовлення анатомічних моделей з використанням технології пошарового наплавлення (FDM) для потреб ортопедичної хірургії. Актуальність роботи обумовлена зростаючими потребами сучасної ортопедичної практики у високоточних анатомічних моделях, які забезпечують ефективне планування складних хірургічних втручань, хірургічний тренінг та апробацію медичних технологій.

У роботі здійснено комплексну оптимізацію параметрів пошарового наплавлення з урахуванням специфічних вимог медичної практики. Аспіранткою проведено ґрунтовний аналіз впливу параметрів процесу FDM на точність та якість поверхонь анатомічних моделей, розроблено та валідовано математичні моделі, які описують взаємозв'язки між параметрами процесу та ключовими характеристиками моделей: розмірною точністю, шорсткістю поверхні, пористістю та тривалістю виготовлення.

Особливу наукову та практичну цінність становить узгодженість розроблених вимог до моделей з реальними умовами медичної практики. Дослідницею проведено детальний аналіз клінічних потреб ортопедичної хірургії та встановлено, що запропоновані технічні параметри моделей повністю відповідають вимогам різних типів хірургічних втручань. Зокрема, визначено диференційовані критерії точності для планових операцій та екстрених втручань, що узгоджується з допустимими межами похибок у реальній хірургічній практиці.

Клінічна релевантність результатів підтверджується тим, що розроблені моделі забезпечують:

- точність відтворення анатомічних структур на рівні, необхідному для планування імплантації та остеосинтезу;

- механічні властивості, що дозволяють проводити симуляцію хірургічних маніпуляцій;
- оптимальні терміни виготовлення (2-8 годин), які відповідають реальним клінічним потребам;
- стабільну якість поверхні, що забезпечує адекватну візуалізацію патологічних змін.

Встановлено режими термічної обробки, що дозволяють знизити внутрішні напруження та підвищити міцність моделей до рівня, достатнього для багаторазового використання в освітніх цілях. Запропоновано науково обґрунтований підхід до мінімізації часу друку при збереженні високої точності, що критично важливо для екстрених хірургічних ситуацій.

Практична значущість дослідження підтверджується розробкою комплексу технологічних рекомендацій, які можуть бути інтегровані в клінічні протоколи різних типів ортопедичних втручань. Створена система диференційованого вибору параметрів процесу FDM залежно від клінічного випадку забезпечує оптимальне співвідношення між якістю моделей, швидкістю їх виготовлення та економічною ефективністю.

Результати дослідження важливі для розвитку персоналізованої медицини, оскільки дозволяють виготовляти індивідуальні анатомічні моделі з урахуванням специфіки кожного пацієнта, що суттєво підвищує точність діагностики, ефективність планування операцій та якість хірургічного лікування.

Отже, результати дисертаційного дослідження мають високу наукову та практичну значущість і можуть бути ефективно застосовані в ортопедичній хірургії, медичній освіті та промисловому виготовленні анатомічних моделей для медичних потреб.

Завідувач відділенням
ортопедії та травматології
АТ «Мотор Січ»,
лікар-ортопед-травматолог,
докт. мед. наук, професор


Вадим ЧОРНИЙ

ДОДАТОК Є АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ В НАВЧАЛЬНИЙ ПРОЦЕС

ЗАТВЕРДЖУЮ
 Проректор з НР
 Національного університету
 «Запорізька політехніка»
 Вадим ШАЛОМЄЄВ
 2025 р.



**впровадження в навчальний процес результатів дисертаційної роботи
 аспіранта кафедри технології машинобудування
 Тумарченко Лариси Олександрівни
 «Оптимізація процесу виготовлення анатомічних моделей для
 ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення»**

Ми, що нижче підписались: зав. кафедри технологія машинобудування, к.т.н., доц. С.І. Дядя, декан машинобудівного факультету, к.т.н., доц. В.І. Глушко, зав. кафедри технології авіаційних двигунів д.т.н. проф. Д.В. Павленко, склали цей акт про те, що результати дисертаційної роботи Тумарченко Лариси Олександрівни на тему «Оптимізація процесу виготовлення анатомічних моделей для ортопедичної хірургії методом пошарового наплавлення», впроваджено в навчальний процес НУ «Запорізька політехніка» при підготовці фахівців освітнього ступеня «бакалавр» та «магістр» за спеціальністю 131 «Прикладна механіка» та 134 «Авіаційна та ракетно-космічна техніка» і використовується зокрема при викладанні освітніх компонентів «Теоретичні основи технології виготовлення деталей та складання машин» та «Методи та параметри формоутворення поверхонь деталей авіаційних двигунів».

Завдяки теоретичному матеріалу та практичній підготовки студенти набувають навичок технології пошарового наплавлення та забезпечення якості поверхневого шару деталей.

Зав. кафедри «Технологія
 машинобудування»
 НУ «Запорізька політехніка»
 доц., к.т.н.


 Сергій ДЯДЯ

Зав. кафедри «Технології
 авіаційних двигунів»
 НУ «Запорізька політехніка»
 д.т.н., проф.


 Дмитро ПАВЛЕНКО

Декан Машинобудівного факультету
 НУ «Запорізька політехніка»
 доц., к.т.н.


 Василь ГЛУШКО