

УДК 616.71-089.28:621.9.04

DOI: 10.20535/2026.2(22).360096

МЕТОДОЛОГІЧНІ ЗАСАДИ ВИБОРУ ТА ЦИФРОВОГО ПРОЄКТУВАННЯ БІОМІМЕТИЧНИХ ГРАТЧАСТИХ СТРУКТУР ДЛЯ 3D-ДРУКУ ОСТЕОЗАМІЩУВАЛЬНИХ СКАФФОЛДІВ

Ліпартія Давід Нугзарович

d.lipartia-fbmi26@ill.kpi.ua

Калашнікова Лариса Євгенівна

doc_hom2000@yahoo.com

Національний технічний університет України

«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

м. Київ, Україна

Анотація – Дана стаття присвячена систематизації та аналізу сучасних науково-методологічних підходів до вибору та цифрового проєктування біоміметичних гратчастих структур, призначених для виготовлення остеозаміщувальних скаффолдів методами адитивного виробництва. У роботі розглянуто актуальну проблему біомеханічного дисонансу між монолітними імплантатами та кістковою тканиною, що призводить до феномену «екранування напружень» (та подальшої резорбції кістки. Авторами обґрунтовано переваги використання пористих архітектур, що дозволяють адаптувати модуль пружності конструкції до показників кортикальної та трабекулярної кісток.

Проведено ґрунтовний порівняльний аналіз морфологічних особливостей традиційних балкових решіток (Body-Centered Cubic, Simple Cubic) та триплексно-періодичних мінімальних поверхонь (Triply Periodic Minimal Surfaces, TPMS), таких як Gyroid, Diamond та Schwarz-P. Визначено, що TPMS-структури мають значну перевагу завдяки безперервній кривизні, відсутності концентраторів напружень та високому співвідношенню площі поверхні до об'єму, що критично важливо для клітинної адгезії, проліферації та ефективною васкуляризації новоутворених тканин.

Окрему увагу приділено методології цифрового проєктування, де проаналізовано перехід від традиційного граничного представлення геометрії (B-rep) до неявного моделювання. Висвітлено технічні можливості сучасного програмного забезпечення (nTopology, Ansys Discovery, Rhino+Grasshopper) та підкреслено ефективність використання знакових функцій відстані для створення надскладних біоміметичних структур без значного навантаження на обчислювальні ресурси.

Стаття також містить узагальнені рекомендації щодо параметрів мікроархітектури скаффолдів (пористості та розміру пор) для різних анатомічних локалізацій, зокрема для стегнової кістки, нижньої щелепи та хребців. Результати дослідження підтверджують, що інтеграція методів неявного моделювання з біомеханічним та гідродинамічним аналізом є необхідною умовою для створення функціональних імплантатів нового покоління, здатних забезпечити довготривалу остеointegraцію.

Ключові слова: адитивне виробництво, біоміметика, гратчасті структури, TPMS, остеointegraція, nTopology, Ansys Discover

I. ВСТУП

Сучасна регенеративна медицина розглядає кістку не лише як інертну опору, а як динамічне біологічне середовище, здатне до адаптивної перебудови у відповідь на зовнішні біомеханічні чинники. Однією з головних проблем сучасної остеології та щелепно-лицевої хірургії є біомеханічний дисонанс між металевими конструкціями та кістковою тканиною.

Традиційні монолітні імплантати з титанових сплавів (наприклад, Ti_6Al_4V) мають модуль Юнга близько 110 ГПа, тоді як показники кортикальної кістки становлять 10–30 ГПа, а трабекулярної — від 0,1 до 2

ГПа, що зумовлює виникнення феномену «екранування напружень» (*stress shielding*). За таких обставин надмірна жорсткість імплантату призводить до незбалансованого розподілу механічних сил, при цьому жорсткий імплантат приймає на себе основне навантаження, позбавляючи таким чином навколишню кістку необхідної механічної стимуляції.

Згідно із законом Вольфа, тривале розвантаження кісткової тканини стимулює процеси резорбції, що призводить до асептичного розкитування імплантату, втрати кісткової тканини та, зрештою, до

необхідності проведення повторної операції [1].

Сучасні дослідження в цій галузі зосереджуються на використанні високотехнологічних термопластів, таких як поліетеретеркетон (*Polyetheretherketone, PEEK*), та на розробці складних сітчастих структур, виготовлених за допомогою технологій адитивного виробництва. *PEEK* має внутрішній модуль пружності близько 3–4 ГПа, що набагато ближче до властивостей кісткової тканини, ніж у будь-який іншого біоматеріалу.

Однак чистий *PEEK* є біологічно інертним і гідрофобним, що ускладнює його пряму інтеграцію з тканинами реципієнта. Саме тому питання цифрового проектування пористих структур стає дедалі важливішим; ці структури не тільки зменшують жорсткість металевих імплантатів, а й створюють сприятливе середовище для клітинної проліферації та ангіогенезу всередині полімерних матриць [2].

Використання адитивного виробництва, зокрема процесу лазерного сплавлення металевого порошку для титану та моделювання методом пошарового наплавлення для *PEEK*, дозволяє втілювати складні біоінспіровані концепції. Дизайн цих структур запозичує принципи мікробудови природних об'єктів: від панцирів морських їжаків до трабекулярної архітектури людської кістки.

Математичним фундаментом для створення остеозаміщувальних скаффолдів нового покоління стали триплексно-періодичні мінімальні поверхні (*Triply*

Periodic Minimal Surfaces, TPMS). Завдяки їх здатності забезпечувати безперервну пористість та надзвичайно високе співвідношення площі поверхні до об'єму, *TPMS*-структури створюють ідеальні умови для проростання кісткової тканини та стабільної інтеграції імплантату в організм [3, 4].

II. МЕТА

Метою роботи є систематизація існуючих підходів до проектування кісткових скаффолдів та виявлення закономірностей між мікроархітектонікою *TPMS*-структур і їхньою біомеханічною відповіддю. Дослідження спрямоване на формування цілісної методологічної бази для вибору параметрів цифрових моделей на основі неявних функцій, що забезпечать ефективну регенерацію тканин у різних клінічних умовах.

III. МОРФОЛОГІЯ БІОМІМЕТИЧНИХ ТОПОЛОГІЙ

Вибір топології елементарної комірки має вирішальне значення для кореляції біомеханічної відповіді скаффолда з його здатністю до провідності тканин (остеокондуктивності).

Протягом останніх десятиліть у галузі інженерії кісткових тканин переважають балкові структури (див. рис. 1), такі як *Body-Centered Cubic (BCC)*, *Simple Cubic (SC)* та *Octet-truss* [5]. Геометрія цих структур базується на дискретних елементах — стрижнях або балках, що з'єднуються у вузлах, утворюючи кристалографічні решітки.

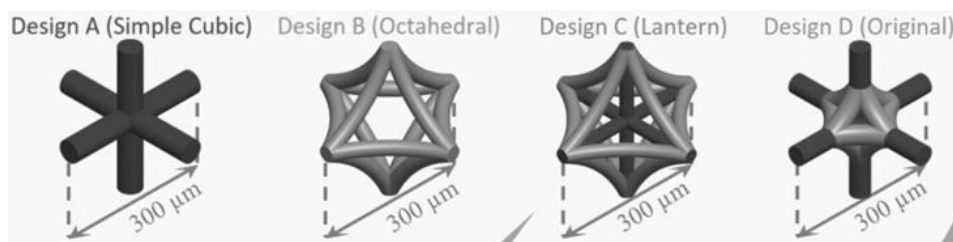


Рисунок 1 – Схематичне зображення типів геометрії елементарних комірок балкових структур [6]

Однак поява та вдосконалення технологій адитивного виробництва

відкрили шлях до реалізації більш складних топологій на основі неявних функцій. Неявні

поверхні *TPMS* — це математично визначені структури, середня кривизна яких дорівнює нулю в усіх точках. Вони поділяють простір на два або більше взаємопроникних лабіринтних об'єми [7].

Основна відмінність між балковими та *TPMS* архітектурами полягає в характері їх топологічної безперервності та плавності переходів. У балкових ґратках з'єднання між вузлами утворюють геометричні розриви, які не тільки ускладнюють процес 3D-друку через необхідність різких змін траєкторії лазера, а й виступають природними концентраторами механічних напружень, що неминуче призводить до появи мікротріщин під впливом циклічного навантаження [8].

Натомість *TPMS* структури, такі як *Gyroid*, *Diamond* та *Schwarz-P*, забезпечують безперервну кривизну. Зокрема, *Schwarz Primitive* вирізняється найбільшими відкритими отворами при заданій пористості, що сприяє інтенсивній васкуляризації; *Gyroid* має складну гвинтоподібну архітектуру з мережею вигнутих каналів, що забезпечує рівномірну дифузію поживних речовин без утворення застійних зон; а *Diamond* базується на топології, подібній до кристалічної решітки алмазу, що гарантує конструкції найвищу жорсткість та механічну міцність. Така геометрична організація дозволяє уникнути концентраторів напружень, притаманних балковим решіткам, що наочно представлено на схемі нижче (див. рис. 2).

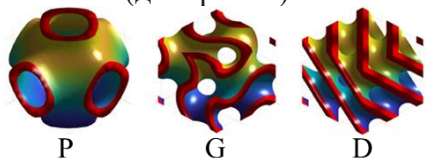


Рисунок 2 – Візуалізація елементарних комірок триплексно-періодичних мінімальних поверхонь (*TPMS*): *P* (*Primitive*), *G* (*Gyroid*) та *D* (*Diamond*) [7]

Більш детально механічні властивості, специфіка деформаційної поведінки, а також гідродинамічна проникність та особливості пристінкових напружень зсуву цих архітектур будуть розглянуті нижче у відповідних підрозділах дослідження.

TPMS структури описуються неявними функціями вигляду $f(x, y, z) = c$, де параметр c (константа поверхні) дозволяє точно регулювати відносну щільність і пористість структури, що у сукупності гарантує рівномірний розподіл навантаження по всій поверхні та її ідеальну гладкість [9].

З позицій біоміметики плавність кривизни *TPMS*-структур виступає важливим параметром. Результати морфологічного аналізу пористої кістки показують, що природна тканина не має гострих кутів або прямих відрізків; вона має вигляд складної мережі з листоподібних та пористих елементів із плавними переходами, що свідчить про високий рівень структурної подібності до архітектур *Gyroid* та *Diamond*. Ця геометрична подібність дозволяє каркасам на основі *TPMS* ефективно відтворювати механізми природного розподілу напруги та забезпечувати безперервність каналів для процесу васкуляризації новоутворених тканин [10].

Кількісний аналіз морфологічних параметрів

Важливим параметром для порівняння вищевказаних топологій є відношення «поверхня/об'єм» (S/V). Це відношення визначає кількість простору, доступного для клітинної адгезії та подальшої секреції позаклітинного матриксу. Завдяки своїй оболонковій природі, *TPMS* структури зазвичай мають значно вищі значення S/V порівняно з балковими ґратками з такою самою пористістю. Більша площа поверхні сприяє інтенсивному заселенню скаффолда остеобластами на початкових етапах остеінтеграції, що безпосередньо впливає на швидкість остеогенезу [11].

Виготовити такі структури також простіше. При використанні технологій *Selective Laser Melting (SLM)* або *Direct Metal Laser Sintering (DMLS)* відсутність гострих кутів в архітектурі *TPMS* нівелює явища термоіндукованого напруження під час кристалізації матеріалу.

Крім того, самопідтримувальна геометрія *TPMS* дозволяє уникнути використання внутрішніх підтримок при кутах нахилу, що перевищують критичні значення, що є неможливим для багатьох решітчастих структур. Це дозволяє отримати вищу точність відтворення геометрії та кращу якість внутрішньої поверхні каналів [12-14].

Аналіз наведених даних показує, що для досягнення цільової пористості приблизно 70% (що є ідеальним для губчастої кістки) структури на основі *TPMS* потребують значно більшої товщини стінок (1100–1250 мікрометрів), ніж балкові мережі. Це зумовлює зростання матеріаломісткості окремих сегментів *TPMS*-структур, що позитивно впливає на загальну стійкість структури до локальних дефектів друку. Крім того, слід також враховувати хімічний склад використовуваних матеріалів, оскільки він впливає на точність відтворення геометричних параметрів [8, 13].

Механічна адаптивність та деформаційна поведінка

Механічні характеристики пористих структур (див. табл. 1) зумовлені не стільки

властивостями базового матеріалу, скільки їхньою специфічною архітектонікою та просторовою організацією елементів. У біомедичних застосуваннях основними параметрами є ефективний модуль Юнга (E) та межа міцності на розтяг (σ). Головною метою проектування є уникнення "екранування напружень" [4].

При однаковій пористості різні топології демонструють значні відмінності у механічних властивостях. Для стрижневих архітектур типу *BCC* притаманний режим деформації, де основним механізмом виступає згин елементів.. Згідно з моделями Гібсона–Ешбі, для таких структур модуль пружності та міцність зменшуються за степеневим законом із вищим показником ступені, що робить їх менш ефективними при високих рівнях пористості.

Натомість більшість *TPMS*-архітектур, зокрема *Diamond* та *Gyroid*, демонструють поведінку, що характеризується переважно розтягом/стисканням або гібридним характером деформації, що забезпечує значно вищу жорсткість та міцність при тій самій масі [4, 13, 15, 16].

Таблиця 1. Коефіцієнти Гібсона-Ешбі, отримані на основі експериментальних результатів дослідження [4]

Топологія решітки	Відносна щільність (ρ)		E , ($\times 10^{-3}$)	Коеф. жорсткості, C_1	σ , ($\times 10^{-3}$)	Коеф. міцності, C_5
	Теоретична	Виміряна				
<i>FCC</i>	0,25	0,282	36,3	0,4563	194,7	1,3006
<i>BCC</i>		0,256	36,6	0,5589	151,1	1,1674
<i>Primitive</i>		0,326	44,9	0,1376	319,1	0,9790
<i>Diamond</i>		0,340	56,8	0,1669	419,1	1,2323
<i>Gyroid</i>		0,385	53,0	0,1377	390,4	1,0145

Розподіл напруги за Фон Мізесом у балкових структурах вказує на критичні зони — відомі як «критичні точки» — у місцях з'єднання балок. Така концентрація напружень призводить до передчасних руйнувань під статичним навантаженням і скорочує термін служби від втоми. У конструкціях *TPMS*, завдяки безперервній

зміні кривизни поверхні та відсутності різких переходів, напруження розподіляються рівномірно по поверхні (див. рис. 3). Це не тільки підвищує загальну міцність, але й дозволяє краще передбачити поведінку імплантату під дією складних фізіологічних навантажень [13].

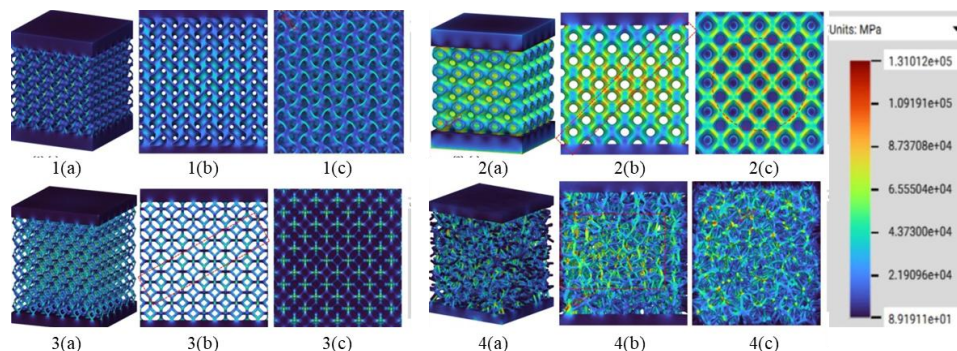


Рисунок 3 – Візуалізація напружено-деформованого стану скаффолдів із різною топологією ґратчастих структур. Представлені дані ілюструють розподіл напружень за фон Мізесом, де тривимірна реконструкція (a) відображає загальну механічну стійкість конструкції до зовнішніх впливів. Аналіз карт напружень у поздовжньому (b) та поперечному (c) перерізах дозволяє ідентифікувати шляхи передачі механічних зусиль, зони їх критичної концентрації, а також оцінити ефективність перерозподілу навантаження всередині математично згенерованих моделей [14]

Дослідження, наведені в роботі [4] показують, що топологія *Diamond* часто демонструє найвищі значення міцності та жорсткості серед структур *TPMS* (структурна конфігурація *Diamond* демонструє більш ніж двократну перевагу за показниками міцності порівняно з *BCC* [17]), що визначає її як оптимальне рішення для заміщення сегментів скелета, які піддаються інтенсивним механічним навантаженням, тоді як топологія *Gyroid* забезпечує виняткову здатність до поглинання енергії ($180,2 \text{ МДж/м}^3$ порівняно з $84,2 \text{ МДж/м}^3$ у *BCC*), що дозволяє ефективно нівелювати динамічні навантаження та забезпечувати цілісність прилеглих кісткових структур.

Важливо зазначити, що процес адитивного виробництва зумовлює певну девіацію фактичних параметрів скаффолда від його теоретично заданої геометричної моделі (див. рис. 4). Дослідження за допомогою комп'ютерної мікротомографії ($\mu\text{-CT}$) показали, що реальні структури часто мають нижчу пористість і більшу товщину стінок через налипання нерозплавленого порошку. Дане явище спричиняє підвищення фактичної жорсткості конструкції відносно її теоретичної моделі. Зокрема, скаффолди з номінальною пористістю 70–75 % експериментально демонстрували зниження цього показника до діапазону 59–70 %, що супроводжувалося збільшенням відношення S/V з $25\text{--}35 \text{ см}^{-1}$ до $33\text{--}42 \text{ см}^{-1}$ [17]. Такі відхилення слід враховувати на етапі

проектування, щоб забезпечити точне дотримання біомеханічних вимог.

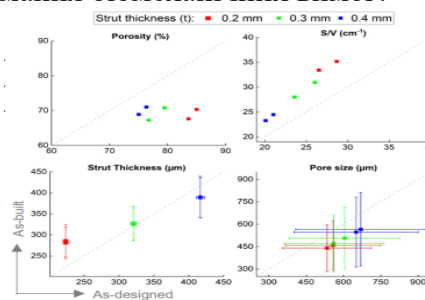


Рисунок 4 – Оцінка точності відтворення морфологічних параметрів (пористості, S/V , товщини балок та розміру пор) відносно проєктних значень [18]

Гідродинамічна проникність та пристінкові напруження зсуву

Успіх остеointegraції залежить не тільки від механічної стабільності, а й від ефективності транспорту речовин усередині пористої структури. Конструкція скаффолда покликана відтворювати судинну архітектуру кісткової тканини, що є необхідною умовою для дифузії газів, транспорту нутрієнтів та підтримки метаболічного гомеостазу. Гідродинамічна проникність (k) — це фундаментальна властивість, що описує здатність пористого середовища пропускати потоки рідини під дією градієнта тиску [7]

TPMS структури мають значну перевагу в цьому аспекті завдяки своїм взаємопов'язаним і повністю відкритим каналам. На відміну від балкових ґраток, де потік рідини постійно направляє до

вузлів, створюючи турбулентні вири та зони застою, гладка топологія стінок *TPMS*-каналів сприяє ламінаризації потоку середовища, що суттєво знижує гідродинамічний опір системи. Це особливо важливо для стимулювання проростання капілярів у глибину імплантату.

З механіко-біологічної точки зору, потік рідини крізь скафолд створює дотичні напруження зсуву на стінках (*Wall Shear Stress, WSS*). Це напруження сприймається клітинами за допомогою механорецепторів, розташованих на їхній цитоплазматичній мембрані (зокрема інтегринів, механочутливих іонних каналів та первинних війок), що запускає складний

ланцюжок біохімічних реакцій — механотрансдукцію. Дослідження [19] підтверджує, що оптимальні рівні *WSS* стимулюють диференціацію стовбурових клітин в остеобласти. Однак надмірно високі значення *WSS* можуть пошкодити клітинну мембрану або ускладнити початкову клітинну адгезію.

Архітектури *TPMS* забезпечують більш рівномірний розподіл *WSS* порівняно з їх балковими аналогами (див. рис. 5). У балкових структурах найвищі значення *WSS* спостерігаються на кінцях балки, тоді як у центрі пор утворюються області з нульовою швидкістю потоку.

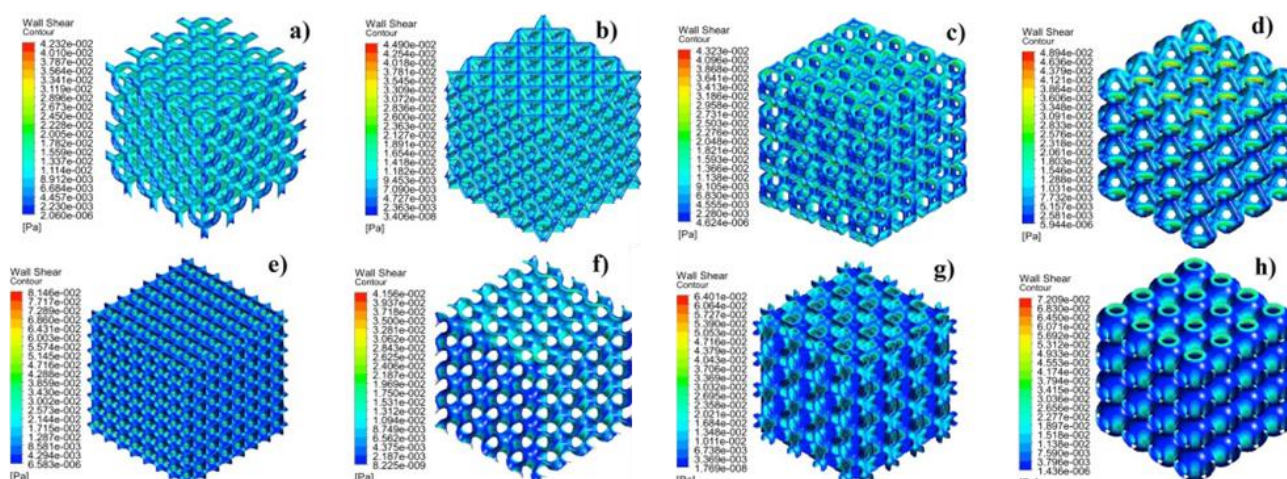


Рисунок 5 – Карти розподілу пристінкових напружень зсуву (*WSS*) у структурах скафолдів з різною топологією елементарних комірок [19]

У загальному плані комплексний аналіз морфології, біомеханіки та гідродинаміки підтверджує перевагу топологій *TPMS* над традиційними балковими структурами. Здатність *TPMS* забезпечувати рівномірний розподіл напруги, велику питому поверхню та контрольоване гідродинамічне середовище робить їх золотим стандартом у розробці інтелектуальних біоміметичних імплантатів.

Майбутні дослідження багатофункціональних градієнтів та застосування біорозкладних композитів мають значний науково-практичний потенціал для максимально точного

відтворення властивостей кісткової тканини в штучних структурах.

IV. МЕТОДОЛОГІЯ ЦИФРОВОГО ПРОЄКТУВАННЯ

Зміна парадигми моделювання від геометрії *B-rep* до *Implicit* структур

Сучасний стан адитивного виробництва в біомедичній інженерії вимагає переходу від інтуїтивного моделювання до суворої алгоритмізації процесів проєктування. Створення біоміметичних скафолдів, здатних замінити пошкоджену кісткову тканину, є міждисциплінарним завданням, що поєднує обчислювальну геометрію, механобіологію та матеріалознавство.

Історично склалося, що системи автоматизованого проєктування базувалися на методі представлення контурів (*Boundary representation, B-rep*). Цей підхід ґрунтується на описі геометрії за допомогою її контурів: вершин, ребер і поверхонь. Хоча цей метод є ідеальним для опису деталей з чітко визначеними геометричними формами, такими як вали, шестерні або деталі корпусів, він має серйозні обмеження при моделюванні структур з градієнтною пористістю та складною мікроструктурою, де кількість окремих елементів перевищує десятки тисяч [20].

Головним обмеженням *B-rep* при роботі з пористими структурами є обчислювальна складність булевих операцій. Спроба інтеграції розгалуженої решітчастої структури, що налічує 100 000 одиничних балок, у геометрію кістки зі складною анатомічною конфігурацією часто призводить до збою геометричного ядра системи. Це явище відоме як «числова крихкість», коли мікроскопічні похибки в

обчисленні перетинів поверхонь створюють негерметичні ребра, що робить модель непридатною для аналізу методом скінченних елементів (*Finite Element Analysis, FEA*) або 3D-друку. Крім того, системам *B-rep* бракує внутрішніх механізмів для представлення просторово-змінної інформації про матеріал, що є обов'язковою умовою для проєктування функціонально-градієнтних матеріалів [21].

Методом подолання цього обмеження стало впровадження неявного моделювання. У цій парадигмі геометрія визначається не межами, а математичною функцією поля $f(x, y, z) = c$. Найпоширеніший підхід полягає у використанні знакових функцій відстані (*Signed Distance Functions, SDF*), де значення функції в будь-якій точці простору представляє відстань до поверхні об'єкта, а її знак вказує, чи знаходиться ця точка всередині об'єму. Процес поетапної побудови такої моделі на основі геометричних примітивів наочно продемонстровано на рис. 6.

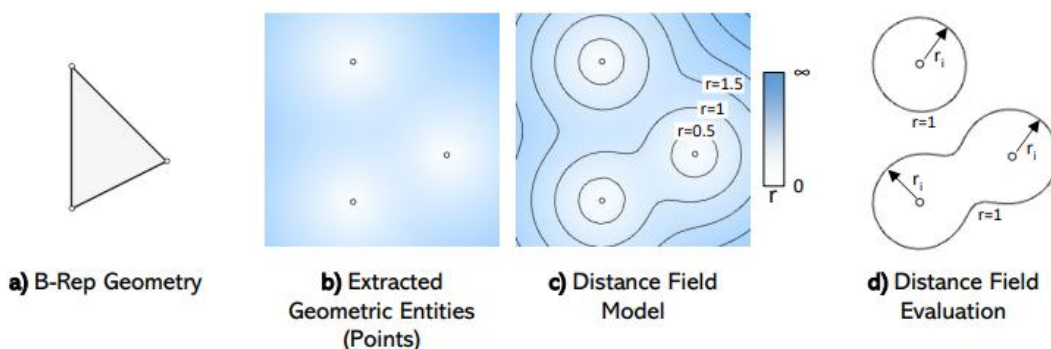


Рисунок 6 – Поетапна візуалізація методу побудови об'ємної моделі на основі базових геометричних примітивів а) *B-Rep* геометрія; б) виділення точок; в) модель поля відстаней; г) оцінювання поля відстаней [22]

Цей підхід дозволяє створювати складні структури, такі як *TPMS*, використовуючи прості тригонометричні рівняння.

У неявних системах складність моделі більше не залежить від кількості елементів, що дозволяє інженерам працювати з

мільярдами полігонів без значного навантаження на оперативну пам'ять [20, 21].

Нижче представлено порівняльну характеристику ключових програмних рішень, призначених для моделювання та проєктування спеціалізованих імплантаційних конструкцій (див. табл. 2).

Таблиця 2. Порівняльний аналіз технічних можливостей сучасного ПЗ для проектування складних імплантаційних конструкцій [20, 22, 24]

Характеристика	<i>nTopology (nTop)</i>	<i>Rhino + Grasshopper</i>	<i>Ansys Discovery</i>
Геометричне ядро	<i>Implicit (Field-driven design)</i>	<i>NURBS (B-rep) + Sub-D</i>	<i>Parasolid + Implicit</i>
Метод моделювання	Процедурне моделювання на основі полів	Параметричне вузлове моделювання	Пряме моделювання та <i>FEA</i> -керований дизайн
Обробка <i>TPMS</i>	Вбудована підтримка, миттєва генерація	Через сторонні плагіни (<i>Dendro, Intralattice</i>)	Інтегрована через <i>Topological Optimization</i>
Обчислювальна стабільність	Висока; стабільна при роботі з $>10^6$ осередків	Обмежена; часті збої при великих навантаженнях на <i>RAM</i>	Висока; підтримка <i>GPU</i> -прискорення
Специфічні інструменти	Інтеграція з <i>Autodesk Fusion 360</i>	Розширення для продуктів-платформ <i>Grasshopper</i>	Автоматичне детектування <i>sweep-геометрій</i>
<i>FEA</i> -інтеграція	Вбудовані статичні, теплові та модальні модулі	Потрібна експортация або плагіни (<i>Karamba3D</i>)	Пряма безшовна інтеграція з екосистемою <i>Ansys</i>
Підготовка до друку	Прямий експорт у <i>3MF</i> та імпліцитний слайсинг	Експорт <i>STL/3MF</i> з ручним контролем сітки	Експорт компенсації спотворень у нативному <i>CAD</i>
Тип архітектури	<i>Field-driven</i> (градієнти будь-якої складності)	Алгоритмічна (вимагає написання скриптів)	<i>Simulation-driven</i> (на основі навантажень)

Аналіз технічних характеристик показує, що *nTopology* є найсучаснішим рішенням для неявного моделювання, оскільки воно повністю усуває етап логічних операцій, замінивши його на змішування полів. Тим часом *Ansys Discovery* робить значний крок уперед, впроваджуючи *GPU*-прискорене мешування та автоматичне виявлення геометрій, що підлягають витягуванню, що скорочує час підготовки моделі до симуляції в 10–100 разів. *Rhino* з *Grasshopper* залишається неперевершеним інструментом для швидкого прототипування алгоритмів, але його обмеження в управлінні пам'яттю часто стають перешкодою при фіналізації виготовлення моделей імплантатів [24].

Повний цикл інтегрованого цифрового проектування

Процес проектування скаффолда не обмежується лише створенням пористої структури, а являє собою комплексну цифрову стратегію, яка починається від аналізу вихідних клінічних даних до безпосереднього виготовлення виробу (див. рис. 7). Успіх остеоінтеграції залежить від здатності цифрового потоку даних зберегти

характеристики природної тканини пацієнта. Процес проектування можна представити у вигляді наступного ланцюга з етапів:

1. Відправною точкою є дані комп'ютерної томографії (КТ) або мікро-КТ. Важливою інновацією стало безпосереднє використання мапування одиниць Хаунсфілда безпосередньо на параметри еластичності решітки. Кожній точці об'єму присвоюється значення щільності, що дозволяє алгоритму автоматично присвоювати меншу пористість у зонах з більшим напруженням.

2. Після виділення дефекту застосовується техніка симетричного дзеркального відображення для реконструкції анатомічної форми на основі здорової кістки пацієнта. У результаті отримується замкнутий об'єм, який виконує роль оболонки для *TPMS* структури [24].

3. Обирається тип комірки (наприклад, *Gyroid, Diamond* або *Schwarz P*). Параметри функції налаштовуються для створення градієнта товщини стінки. У 2025 році *API Python* активно використовуються для автоматизації цього процесу, що дозволяє

інтегрувати складні математичні переходи між різними типами комірок [21].

4. Створена модель піддається віртуальним випробуванням на стиск та згин. Використання *Ansys* дозволяє проводити симуляцію безпосередньо на імпліцитній

моделі, уникаючи проміжних *STL*-файлів, що підвищує точність результатів.

5. Кінцева модель перетворюється на полігональну сітку або передається як імпліцитне поле у форматі *3MF*.

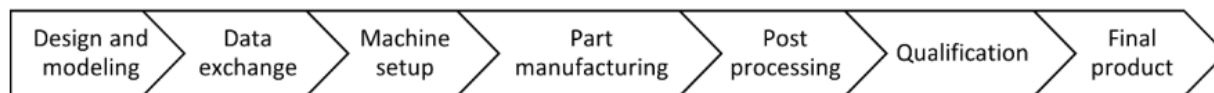


Рисунок 7 – Структура повного циклу адитивного виробництва: від проектування до отримання кінцевого продукту [22]

Оптимізація *mesh*-параметрів та точність відтворення *TPMS*

При переході від математичної моделі до фізичного об'єкта етап створення сітки має вирішальне значення. Оскільки система *TPMS* складається з криволінійних поверхонь, її апроксимація за допомогою

плоских трикутників у форматі *STL* неминуче призводить до виникнення похибок (див. табл. 3). Дослідження [21, 22] показують, що при недостатній роздільній здатності сітки ефективна площа поверхні скаффолда може зменшитися на 10–15%, що негативно впливає на адгезію клітин.

Таблиця 3. Вплив параметрів експорту на точність відтворення *TPMS*-геометрії [22, 25]

Параметр	Рекомендоване значення	Вплив на результат та точність
Розмір елемента	0.4–0.6 мм	При 0.6 мм відхилення навантаження < 5%. Зменшення до 0.4 мм забезпечує кращу конвергенцію результатів <i>FEA</i> .
Максимальна відстань від ребра до поверхні	< 0.01 мм	Визначає гладкість криволінійних переходів. Вищі значення призводять до візуальної "ступінчастості" поверхні.
Мінімальна початкова кількість чотирикутників	16	Забезпечує стабільність сітки на ділянках з низькою кривизною, запобігаючи виникненню "вироджених" трикутників.
Щільність	0.0–1.0 (Детальний контроль)	Використання детального контролю дозволяє уникнути геометричних помилок та розривів у тонких стінках <i>TPMS</i> -структур.
Формат файлу	<i>3MF</i>	На відміну від <i>STL</i> , зберігає інформацію про топологію та дозволяє передавати складні градієнтні структури без створення надмірно великих файлів.

Слід зазначити, що у 2025 році формат *STL* було визнано застарілим для застосування у складній біомедичній інженерії. Перехід на формат *3MF* не тільки зменшує розмір файлів, але й запобігає помилкам інтерпретації в інтерфейсі принтера, оскільки *3MF* передає інформацію про об'єм об'єкта як єдине ціле, а не як сукупність трикутників. Завдяки новим можливостям *Ansys 2025 R2*, параметри компенсації спотворень тепер можуть бути експортовані в *CAD*-середовищі, що

дозволяє враховувати виробничі похибки безпосередньо в імпліцитних моделях [23].

Алгоритмізація багатокритеріального вибору внутрішньої топології

Вибір архітектури скаффолда є багатокритеріальним завданням, яке вимагає балансу між пористістю, механічною жорсткістю, проникністю та простотою виготовлення. Ці вимоги значно різняться залежно від анатомічного розташування.

Наприклад, опорна структура для стегнової кістки повинна витримувати високі циклічні навантаження, тоді як для

щелепи пріоритет надається васкуляризації та відповідності естетичним лініям (див. рис. 8).

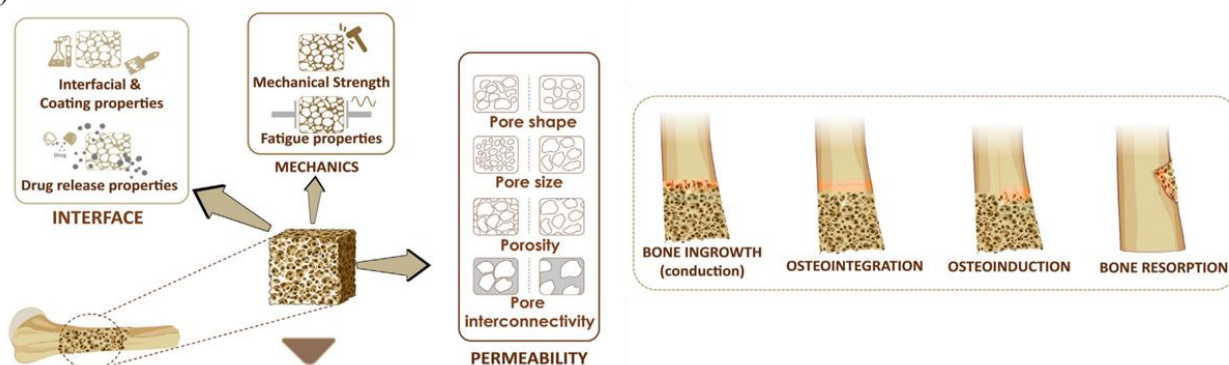


Рисунок 8 – Взаємозв’язок параметрів проектування кісткових скафолдів з процесами остеоінтеграції та регенерації тканин [24]

Модель вибору базується на механізмах руйнування та біомеханічній пропорційності:

1. *Diamond* структура має найбільшу міцність серед *TPMS* з однаковою пористістю, що робить її ідеальною для заміщення кортикальної кістки. Однак вона схильна до крихкого руйнування під кутом 45 градусів [24].

2. *Gyroid* структура характеризується механізмом прогресивного руйнування та високим рівнем поглинання енергії. Ця

структура, завдяки відсутності застійних зон у каналах, забезпечує кращу дифузію поживних речовин і рекомендується для використання з губчастою кісткою.

3. *Schwarz Primitive* структура має найбільші отвори при заданій пористості, що сприяє швидкому вrostанню судин, однак її механічні властивості є анізотропними, що обмежує її застосування в несучих конструкціях [26].

Типи даних елементарних комірок наведено нижче, на рис. 9.

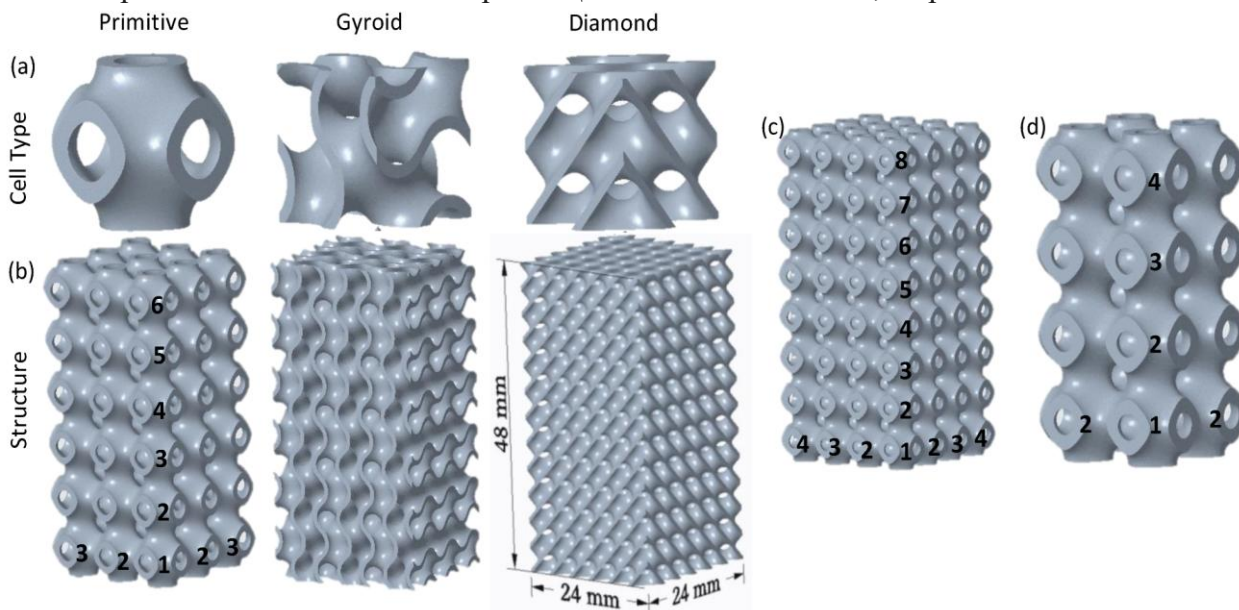


Рисунок 9 – Типи елементарних комірок та відповідні їм макроструктури *TPMS*-скафолдів: (a) типи елементарних комірок, (b) ґратчасті структури та їхні розміри, (c) структура *Primitive* з розміром комірки 6 мм ($4 \times 4 \times 8$ комірок) та (g) структура *Primitive* з розміром комірки 12 мм ($2 \times 2 \times 4$ комірки). Числа на моделях позначають кількість елементарних комірок у відповідній конструкції вздовж осей *x*, *y* та *z* [26]

Клінічні дослідження [23-27], проведені у період з 2020 по 2026 рік, дозволили визначити точні діапазони параметрів для успішної регенерації. Наприклад, було доведено, що розмір пор у 450 мікрметрів є оптимальним для остеогенезу в титанових

конструкціях; цей висновок був підтверджений 12-місячним клінічним спостереженням. У випадку титанового сплаву (Ti_6Al_4V) пористість 70% вважається найбільш сприятливою для проліферації остеобластів (див. табл. 4).

Таблиця 4. Рекомендовані параметри мікроархітектури скаффолду для різних анатомічних локалізацій [23-27]

Анатомічна локалізація	Рекомендована пористість (P, %)	Оптимальний розмір пор (мкм)	Матеріал та особливості
Діафіз стегна (<i>Femur</i>)	60–75%	450–600 мкм	Тантал/Титан. Висока жорсткість, <i>Diamond</i> решітка.
Тіло нижньої щелепи (<i>Mandible</i>)	70–85%	600 мкм	Титан. Пріоритет — васкуляризація та остеointegraція.
Альвеолярна кістка щелепи	70–90%	700–1200 мкм	Біокераміка/Полімери. Максимальний простір для нарощування кістки.
Хребці (<i>Vertebrae</i>)	75–90%	300–500 мкм	Тантал. <i>Gyroid</i> решітка для імітації губчастої кістки.
Черепна коробка (<i>Calvaria</i>)	65–80%	100–300 мкм	Колагенові пептиди/Полімери. Менші пори для спрямованої регенерації.
Загальні рекомендації (<i>Bone Ingrowth</i>)	70–90%	300–500 мкм	Універсальний діапазон для стимулювання ангиогенезу.

Як уже було зазначено, запобігання ефекту «екранування напружень» є фундаментальною умовою тривалого функціонування імплантату. Значне перевищення модуля пружності протеза відносно показників кістки стає причиною прогресуючої атрофії прилеглих тканин. Саме з цієї причини використання *TPMS* з високою пористістю (>70%) дозволяє зменшити модуль Юнга титанових сплавів зі 110 ГПа до необхідних 0,5–20 ГПа, що відповідає діапазону модуля людської кістки. Водночас пористість є домінуючим фактором, що впливає на механічні властивості, тоді як геометрія пор відіграє другорядну роль у розподілі локальних напружень [28, 29].

Резюмуючи, можна прийти до висновку, що методологія цифрового проектування дозволяє інженерам перейти від імітації біологічних форм до функціонального синтезу структур, де кожен архітектурний параметр математично обґрунтований клінічними вимогами. Використання неявного моделювання в поєднанні з *GPU*-прискореним аналізом стає стандартом у

галузі, забезпечуючи високу швидкість ітерації та надійність кінцевих медичних пристроїв.

V. ВИСНОВКИ

Результати цього дослідження дозволили систематизувати та всебічно проаналізувати наукові та методологічні основи вибору та проектування біоміметичних гратчастих структур, призначених для заміщення кісткової тканини.

Було проаналізовано фундаментальну проблему біомеханічної несумісності між традиційними моноблоковими імплантатами та кісткою, що призводить до явища «екранування напружень» та подальшої резорбції кісткової тканини. Було продемонстровано, що використання пористої архітектури на основі *TPMS* у поєднанні з біосумісними матеріалами дозволяє ефективно регулювати модуль пружності імплантату відповідно до показників кортикальної та губчастої кісток.

Порівняльний морфологічний аналіз виявив значні переваги структур *TPMS* (*Gyroid*, *Diamond*, *Primitive*) порівняно з

традиційними балковими конструкціями. Було встановлено, що, на відміну від балкових конструкцій, де вузлові з'єднання виступають точками концентрації напружень та зонами порушення потоку рідини, архітектура *TPMS* забезпечує безперервну кривизну поверхні, рівномірний розподіл механічних сил та ламінарні умови потоку середовищ. Завдяки високому співвідношенню площі поверхні до об'єму такі структури створюють сприятливе середовище для клітинної адгезії, інтенсивної проліферації остеобластів та васкуляризації новоутворених тканин.

Оцінено стан сучасного інструментарію цифрового моделювання, де обґрунтовано необхідність переходу від методу представлення контурів до неявного моделювання на основі знакових функцій відстані. Аналіз програмних комплексів *nTopology*, *Ansys Discovery* та *Rhino+Grasshopper* підтвердив, що неявний підхід усуває проблему цифрового навантаження, що спричинене використанням булевих операцій, і дозволяє ефективно працювати з надскладними градієнтними структурами. Також визначено доцільність використання формату *3MF* для збереження топологічної цілісності моделей та запобігання помилкам при підготовці до адитивного виробництва.

Сформована методологія інтегрованого цифрового робочого процесу дозволяє перейти від простої імітації біологічних форм до функціонального синтезу структур, що відкриває нові можливості для створення високоефективних індивідуалізованих імплантатів.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі автори, які мають відношення до рукопису, дали згоду на публікацію цієї наукової праці.

ORCID ID та внесок авторів.

0009-0006-9841-7526 (A,B,C) David

Lipartia

0000-0001-5816-134X (D, E) Larysa
Kalashnikova

A – Концепція роботи та дизайн дослідження; B – Аналіз даних; C – Написання статті; D – Критичний огляд; E – Остаточне схвалення статті

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Stress shielding and bone resorption of press-fit polyether-ether-ketone (PEEK) hip prosthesis: a sawbone model study / S. A. Naghavi et al. *Polymers*. 2022. Vol. 14, no. 21. P. 4600.
URL: <https://doi.org/10.3390/polym14214600>
2. 3D printed biomimetic metamaterials with graded porosity and tapering topology for improved cell seeding and bone regeneration / L. Zhang et al. *Bioactive materials*. 2022.
URL: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.07.009>
3. Performance of 3D printed porous polyetheretherketone composite scaffolds combined with nano-hydroxyapatite/carbon fiber in bone tissue engineering: a biological evaluation / L. Mi et al. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*. 2024. Vol. 12.
URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1343294>
4. Understanding the relationship between pore structure and properties of triply periodic minimal surface bone scaffolds / Y. Sun et al. *Journal of materials science: materials in medicine*. 2025. Vol. 36, no. 1.
URL: <https://doi.org/10.1007/s10856-024-06856-1>
5. Sokollu B., Gulcan O., Konukseven E. I. Mechanical properties comparison of strut-based and triply periodic minimal surface lattice structures produced by electron beam melting. *Additive manufacturing*. 2022. P. 103199.
URL: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103199>
6. Saadi O. W., Cantwell W., Khan K. A. Harnessing nature's design: enhancing buckling strength in lattice structures inspired by *Lychniscosida* sponge. *Virtual and physical prototyping*. 2025. Vol. 20, no. 1.
URL: <https://doi.org/10.1080/17452759.2025.2551081>
7. Design and performance study of biomimetic bone scaffolds based on the fusion of triply periodic minimal surfaces / Y. Sun et al. *BMC musculoskeletal disorders*. 2025. URL: <https://doi.org/10.1186/s12891-025-09360-x>
8. TpmS-based scaffolds for bone tissue engineering: a mechanical, in vitro and in vivo study / E. Maevskaia et al. *Tissue engineering part A*. 2023.
URL: <https://doi.org/10.1089/ten.tea.2023.0033>
9. Abou-Ali A. M., Lee W., Abu Al-Rub R. K. On the effect of lattice topology on mechanical properties of SLS additively manufactured sheet-, ligament-, and strut-based polymeric metamaterials. *Polymers*. 2022. Vol. 14, no. 21. P. 4583.
URL: <https://doi.org/10.3390/polym14214583>
10. Double-Level energy absorption of 3D printed TPMS cellular structures via wall thickness gradient design / M. Zhong et al. *Materials*. 2021. Vol. 14, no. 21. P. 6262. URL: <https://doi.org/10.3390/ma14216262>
11. Recent developments in novel TPMS lattice materials: design optimization, performance control, and applications in biomimetic scaffolds / S. Z. Ahmad et

al. Materials. 2025. Vol. 18, no. 22. P. 5209. URL: <https://doi.org/10.3390/ma18225209>

12. Pugliese R., Graziosi S. Biomimetic scaffolds using triply periodic minimal surface-based porous structures for biomedical applications. SLAS technology. 2023. URL: <https://doi.org/10.1016/j.slast.2023.04.004>

13. Mechanical performance, fatigue behaviour, and biointegration of additively manufactured architected lattices / R. Gandhi et al. Virtual and physical prototyping. 2025. Vol. 20, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1080/17452759.2025.2530733>

14. Mechanical and fatigue performance of multidirectional functionally graded Ti₆Al₄V scaffolds produced via laser powder bed fusion for orthopedic implants / R. Gandhi et al. Materials & design. 2025. P. 113725. URL: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2025.113725>

15. Design and analysis of biomedical scaffolds using tpms-based porous structures inspired from additive manufacturing / R. Verma et al. Coatings. 2022. Vol. 12, no. 6. P. 839. URL: <https://doi.org/10.3390/coatings12060839>

16. Design of novel triply periodic minimal surface (TPMS) bone scaffold with multi-functional pores: lower stress shielding and higher mass transport capacity / J. Jiang et al. Frontiers in bioengineering and biotechnology. 2024. Vol. 12. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1401899>

17. Simulation and physical validation of metal triply periodic minimal surfaces-based scaffolds for bioengineering applications / M. Khalil et al. Engineering modelling, analysis and simulation. 2024. Vol. 2, no. 1. URL: <https://doi.org/10.59972/fn8161af>

18. Design and analysis of mechanical and permeability properties of stochastic scaffolds for biomedical applications. Transactions on additive manufacturing meets medicine trans. 2025. Vol. 7, no. 1. P. 10. URL: <https://doi.org/10.18416/AMMM.2025.25062086>

19. Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis / D. Ali et al. European journal of mechanics - b/fluids. 2020. Vol. 79. P. 376–385. URL: <https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2019.09.015>

20. Enhancing 3d-cnn-based geometric feature recognition for adaptive additive manufacturing: A SDF data approach / A. Hilbig et al. Journal of computational design and engineering. 2023. URL: <https://doi.org/10.1093/jcde/qwad027>

21. Wade C., Beck D., MacCurdy R. Implicit modeling for 3d-printed multi-material computational object design via python. SCF '25: ACM symposium on computational fabrication, Cambridge MA USA. New York, NY, USA, 2025. P. 1–16. URL: <https://doi.org/10.1145/3745778.3766659>

22. Bio-inspired volumetric design methods for additive manufacturing. Padua Research Archive. URL: https://www.research.unipd.it/retrieve/b2cddb41-6168-4522-909b-359d3729be41/Tesi_Grigolato.pdf?_cf_chl_tk=,mqqSI9uiPmM1En4sBWvQey5OYtxF.UqBxEwMWu6MIU-1776700834-1.0.1.1-ILT6rJSLB7Xm3HXQhgkKJWspms_USNLrvZBUUp3ukWjA

23. Geyer S., Hölzl C. Comparison of CAD software for designing cellular structures for additive manufacturing. Applied sciences. 2024. Vol. 14, no. 8. P. 3306. URL: <https://doi.org/10.3390/app14083306>

24. Additively manufactured porous scaffolds by design for treatment of bone defects / S. Toosi et al. Frontiers in bioengineering and biotechnology. 2024. Vol. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1252636>

25. 3D-Printed gradient TPMS sandwich structures: a study on bending performance / S. Yao et al. Applied sciences. 2026. Vol. 16, no. 4. P. 2129. URL: <https://doi.org/10.3390/app16042129>

26. Compression performance and failure analysis of 3d-printed carbon fiber/pla composite TPMS lattice structures / M. Saleh et al. Polymers. 2022. Vol. 14, no. 21. P. 4595. URL: <https://doi.org/10.3390/polym14214595>

27. Precision pore structure optimization of additive manufacturing porous tantalum scaffolds for bone regeneration : a proof-of-concept study / J. Jin et al. Biomaterials. 2024. P. 122756. URL: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2024.122756>

28. Effect of pore size on the physicochemical properties and osteogenesis of Ti₆Al₄V porous scaffolds with bionic structure / C. Wang et al. ACS omega. 2020. Vol. 5, no. 44. P. 28684–28692. URL: <https://doi.org/10.1021/acsomega.0c03824>

29. Influence of porosity on osteogenesis, bone growth and osteointegration in trabecular tantalum scaffolds fabricated by additive manufacturing / J. Jiao et al. Frontiers in bioengineering and biotechnology. 2023. Vol. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1117954>

REFERENCES

1. S. A. Naghavi et al., “Stress shielding and bone resorption of press-fit polyether–ether–ketone (PEEK) hip prosthesis: A sawbone model study,” Polymers, vol. 14, no. 21, p. 4600, Oct. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym14214600>
2. L. Zhang et al., “3D printed biomimetic metamaterials with graded porosity and tapering topology for improved cell seeding and bone regeneration,” Bioact. Mater., Jul. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2022.07.009>
3. L. Mi et al., “Performance of 3D printed porous polyetheretherketone composite scaffolds combined with nano-hydroxyapatite/carbon fiber in bone tissue engineering: A biological evaluation,” Frontiers Bioeng. Biotechnol., vol. 12, Jan. 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1343294>
4. Y. Sun et al., “Understanding the relationship between pore structure and properties of triply periodic minimal surface bone scaffolds,” J. Mater. Sci.: Mater. Medicine, vol. 36, no. 1, Jan. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1007/s10856-024-06856-1>
5. B. Sokollu, O. Gulcan, and E. I. Konukseven, “Mechanical properties comparison of strut-based and triply periodic minimal surface lattice structures produced by electron beam melting,” Additive Manuf., p. 103199,

- Oct. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103199>
6. O. W. Saadi, W. Cantwell, and K. A. Khan, "Harnessing nature's design: Enhancing buckling strength in lattice structures inspired by *Lychniscosida* sponge," *Virtual Phys. Prototyp.*, vol. 20, no. 1, Aug. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/17452759.2025.2551081>
7. Y. Sun, Y. Wang, C. Ji, Y. Li, and J. Ma, "Design and performance study of biomimetic bone scaffolds based on the fusion of triply periodic minimal surfaces," *BMC Musculoskelet. Disord.*, Dec. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1186/s12891-025-09360-x>
8. E. Maevskaia, J. Guerrero, C. Ghayor, I. Bhattacharya, and F. E. Weber, "Tpms-based scaffolds for bone tissue engineering: A mechanical, in vitro and in vivo study," *Tissue Eng. Part A*, May 2023. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1089/ten.tea.2023.0033>
- a. M. Abou-Ali, D.-W. Lee, and R. K. Abu Al-Rub, "On the effect of lattice topology on mechanical properties of SLS additively manufactured sheet-, ligament-, and strut-based polymeric metamaterials," *Polymers*, vol. 14, no. 21, p. 4583, Oct. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym14214583>
9. M. Zhong, W. Zhou, H. Xi, Y. Liang, and Z. Wu, "Double-Level energy absorption of 3D printed TPMS cellular structures via wall thickness gradient design," *Materials*, vol. 14, no. 21, p. 6262, Oct. 2021. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/ma14216262>
10. S. Z. Ahmad, M. H. Masood, M. U. Khattab, S. S. Ahmad, S. A. A. Zaidi, and S. Z. Khan, "Recent developments in novel TPMS lattice materials: Design optimization, performance control, and applications in biomimetic scaffolds," *Materials*, vol. 18, no. 22, p. 5209, Nov. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/ma18225209>
11. R. Pugliese and S. Graziosi, "Biomimetic scaffolds using triply periodic minimal surface-based porous structures for biomedical applications," *SLAS Technol.*, Apr. 2023. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.slant.2023.04.004>
12. R. Gandhi, M. Salmi, B. Roy, L. Pagliari, and F. Concli, "Mechanical performance, fatigue behaviour, and biointegration of additively manufactured architected lattices," *Virtual Phys. Prototyp.*, vol. 20, no. 1, Jul. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1080/17452759.2025.2530733>
13. R. Gandhi, M. Salmi, B. Roy, L. Pauli, L. Pagliari, and F. Concli, "Mechanical and fatigue performance of multidirectional functionally graded Ti₆Al₄V scaffolds produced via laser powder bed fusion for orthopedic implants," *Mater. & Des.*, p. 113725, Feb. 2025. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2025.113725>
14. R. Verma, J. Kumar, N. K. Singh, S. K. Rai, K. K. Saxena, and J. Xu, "Design and analysis of biomedical scaffolds using tpms-based porous structures inspired from additive manufacturing," *Coatings*, vol. 12, no. 6, p. 839, Jun. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/coatings12060839>
15. J. Jiang, Y. Huo, X. Peng, C. Wu, H. Zhu, and Y. Lyu, "Design of novel triply periodic minimal surface (TPMS) bone scaffold with multi-functional pores: Lower stress shielding and higher mass transport capacity," *Frontiers Bioeng. Biotechnol.*, vol. 12, Jun. 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1401899>
16. M. Khalil, M. Burton, S. Hickinbotham, P. P. Conway, and C. Torres-Sanchez, "Simulation and physical validation of metal triply periodic minimal surfaces-based scaffolds for bioengineering applications," *Eng. Modelling, Anal. Simul.*, vol. 2, no. 1, 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.59972/fn8161af>
17. "Design and analysis of mechanical and permeability properties of stochastic scaffolds for biomedical applications," *Trans. Additive Manuf. Meets Medicine Trans.*, vol. 7, no. 1, p. 10, 2025. [Online]. Available: <https://doi.org/10.18416/AMMM.2025.25062086>
18. D. Ali, M. Ozalp, S. B. G. Blanquer, and S. Onel, "Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis," *Eur. J. Mechanics - B/Fluids*, vol. 79, pp. 376–385, Jan. 2020. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.euromechflu.2019.09.015>
- a. Hilbig, L. Vogt, S. Holtzhausen, and K. Paetzold, "Enhancing 3d-cnn-based geometric feature recognition for adaptive additive manufacturing: A SDF data approach," *J. Comput. Des. Eng.*, Apr. 2023. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1093/jcde/qwad027>
- b. Wade, D. Beck, and R. MacCurdy, "Implicit modeling for 3d-printed multi-material computational object design via python," in *SCF '25: ACM Symp. Comput. Fabr.*, Cambridge MA USA. New York, NY, USA: ACM, 2025, pp. 1–16. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1145/3745778.3766659>
19. "Bio-inspired volumetric design methods for additive manufacturing." Padua Research Archive. [Online]. Available: https://www.research.unipd.it/retrieve/b2cddb41-6168-4522-909b-359d3729be41/Tesi_Grigolato.pdf?cf_chl_tk=.mqqS19uiPmM1En4sBWvQey5OYtxF.UqBxEwMWu6M1U-1776700834-1.0.1.1-ILT6rJSLB7Xm3HXQhgkKJWspms_USNLrvZBUp3ukWjA
20. S. Geyer and C. Hölzl, "Comparison of CAD software for designing cellular structures for additive manufacturing," *Appl. Sci.*, vol. 14, no. 8, p. 3306, Apr. 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/app14083306>
21. S. Toosi, M. J. Javid-Naderi, A. Tamayol, M. H. Ebrahimzadeh, S. Yaghoobian, and S. A. Mousavi Shaegh, "Additively manufactured porous scaffolds by design for treatment of bone defects," *Frontiers Bioeng. Biotechnol.*, vol. 11, Jan. 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1252636>
22. S. Yao et al., "3D-Printed gradient TPMS sandwich structures: A study on bending

performance,” *Appl. Sci.*, vol. 16, no. 4, p. 2129, Feb. 2026. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/app16042129>

23. M. Saleh, S. Anwar, A. M. Al-Ahmari, and A. Alfaify, “Compression performance and failure analysis of 3d-printed carbon fiber/pla composite TPMS lattice structures,” *Polymers*, vol. 14, no. 21, p. 4595, Oct. 2022. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/polym14214595>

24. J. Jin et al., “Precision pore structure optimization of additive manufacturing porous tantalum scaffolds for bone regeneration : A proof-of-concept study,” *Biomaterials*, p. 122756, Aug. 2024. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2024.122756>

25. C. Wang et al., “Effect of pore size on the physicochemical properties and osteogenesis of Ti₆Al₄V porous scaffolds with bionic structure,” *ACS*, vol. 5, no. 44, pp. 28684–28692, Oct. 2020. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1021/acsomega.0c03824>

26. J. Jiao et al., “Influence of porosity on osteogenesis, bone growth and osteointegration in trabecular tantalum scaffolds fabricated by additive manufacturing,” *Frontiers Bioeng. Biotechnol.*, vol. 11, Jan. 2023. Accessed: Apr. 20, 2026. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1117954>

UDC 616.71-089.28:621.9.04

METHODOLOGICAL PRINCIPLES FOR THE SELECTION AND DIGITAL DESIGN OF BIOMIMETIC LATTICE STRUCTURES FOR 3D PRINTING OF BONE-REPLACEMENT SCAFFOLDS

David Lipartiia

d.lipartiia-fbmi26@lil.kpi.ua

Larysa Kalashnikova

doc_hom2000@yahoo.com

National Technical University of Ukraine

“Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute”, Kyiv, Ukraine

Abstract – This article is devoted to the systematisation and analysis of contemporary scientific and methodological approaches to the selection and digital design of biomimetic lattice structures intended for the manufacture of bone-replacement scaffolds using additive manufacturing techniques. The paper examines the pressing issue of biomechanical mismatch between monolithic implants and bone tissue, which leads to the phenomenon of ‘stress shielding’ and subsequent bone resorption. The authors justify the advantages of using porous architectures, which allow the elastic modulus of the structure to be adapted to the properties of cortical and trabecular bone. A thorough comparative analysis was conducted of the morphological features of traditional beam lattices (BCC, SC) and triplex periodic minimal surfaces (TPMS), such as Gyroid, Diamond and Schwarz-P. It was determined that TPMS structures have a significant advantage due to their continuous curvature, absence of stress concentrators, and high surface-to-volume ratio, which is critically important for cell adhesion, proliferation, and effective vascularisation of newly formed tissues.

Particular attention is paid to the methodology of digital design, analysing the transition from traditional boundary representation (B-rep) to implicit modelling. The technical capabilities of modern software (nTopology, Ansys Discovery, Rhino+Grasshopper) are highlighted, and the effectiveness of using signed distance functions (SDFs) to create highly complex biomimetic structures without placing a significant load on computational resources is emphasised.

The article also contains generalised recommendations regarding the microarchitectural parameters of scaffolds (porosity and pore size) for various anatomical locations, in particular for the femur, mandible and vertebrae. The research results confirm that the integration of implicit modelling methods with biomechanical and hydrodynamic analysis is a prerequisite for the creation of a new generation of functional implants capable of ensuring long-term osseointegration.

Keywords: additive manufacturing, biomimetics, lattice structures, TPMS, osseointegration, nTopology, Ansys Discover