

05

## Анализ эффективных упругих характеристик остеопластических скаффолдов с элементарной ячейкой на основе трижды периодической минимальной поверхности

© Ю.А. Новосад,<sup>1,2</sup> К.Н. Родионова,<sup>1,2</sup> Н.С. Кауров,<sup>1,3</sup> С.В. Виссарионов,<sup>1</sup> А.Н. Скворцов<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Национальный медицинский исследовательский центр детской травматологии и ортопедии им. Г.И. Турнера Министерства здравоохранения Российской Федерации, 196603 Пушкин, Санкт-Петербург, Россия

<sup>2</sup>Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого, 195251 Санкт-Петербург, Россия

<sup>3</sup>Ленинградский государственный университет им. А.С. Пушкина, 196603 Пушкин, Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: rkn0306@mail.ru

Поступило в Редакцию 7 октября 2025 г.

В окончательной редакции 22 января 2025 г.

Принято к публикации 29 января 2026 г.

Исследованы упругие характеристики скаффолдов, изготовленных из полилактида, с топологией трижды периодической минимальной поверхности, а именно Diamond, I-WP и Gyroid. С помощью моделирования напряженно-деформированного состояния в программном пакете Ansys получена теоретическая зависимость относительного модуля Юнга от относительной плотности образцов в соответствии с моделью Гибсона–Эшби. Рассчитанные константы  $C$  и  $n$  коррелируют с экспериментально полученными данными и указывают на то, что основной вклад в деформацию скаффолдов на основе полилактида вносит сжатие, а не изгиб.

**Ключевые слова:** остеопластические материалы, полилактид, модель Гибсона–Эшби, 3D-печать.

DOI: 10.61011/JTF.2026.06.62998.282-25

### Введение

Кость — специализированный орган, имеющий различные функции в организме человека, в том числе опорно-двигательную, защитную для внутренних органов, поддержание кальций-фосфатного гомеостаза, продуцирование клеток крови и депонирование триглицеридов. Костная ткань подвержена процессам ремоделирования, что позволяет ей самостоятельно восстанавливаться в случае повреждений и переломов [1].

Однако утрата фрагментов костной ткани приводит к нарушению процесса восстановления, требуя хирургического вмешательства, в том числе с применением трансплантатов и скаффолдов. Золотым стандартом в трансплантологии является аутокость, при этом объем забираемого материала зачастую недостаточен, что приводит к необходимости разработки новых типов имплантов. В качестве наиболее часто используемого материала выступают различные сплавы титана, которые тем не менее обладают рядом недостатков: они сложны в получении, а также, если оперативные вмешательства выполняются в детском возрасте, требуют повторных операций с целью ревизии и замены конструкции [2]. Также металлические конструкции обладают более высоким модулем упругости (100 GPa) [3], чем костная ткань (20 GPa) [4], что приводит к экранированию напряжения и разрушению костной ткани при имплантации [5]. Отдельно стоит отметить, что если упругие

характеристики материала незначительны (существенно ниже характеристик нативной костной ткани), то такой материал не сможет выполнять опорную функцию, что ведет к увеличению периода восстановления.

Одним из наиболее перспективных синтетических материалов является полимолочная кислота — полилактид (PLA). PLA находит активное применение в 3D-печати, что позволяет получать конструкции с разнообразной структурой. Кроме того, полилактид является биорезорбируемым материалом, что позволяет активно применять его в имплантации. Тем не менее упрощенные полилактидные конструкции имеют модуль упругости меньше, чем у нативной костной ткани, что приводит к проблемам, описанным ранее [6]. Данная проблема может быть решена получением конструкций с более сложной архитектурой пор. Пористые скаффолды, имитирующие свойства нативной костной структуры, могут быть использованы для восстановления утраченных фрагментов костной ткани. Кроме того, они могут обеспечивать остеоиндуктивные и остеокондуктивные свойства, а также соответствующий нативной структуре поток жидкости и газов, что обеспечивает более быстрое прорастание клеток и, как следствие, снижает срок реабилитации в постоперационном периоде [7,8].

Одним из направлений решения данной проблемы является создание моделей на основе ячеистой структуры, представленной трижды периодической минимальной поверхностью (ТПМП). Структуры с ТПМП типа

Gyroid, Dimond и I-WP обладают константной величиной пор, представляя собой наиболее упрощенную модель трабекулярной структуры. Конструкции типа Gyroid отличаются своей непрерывностью и „волнообразностью“ [9], в них отсутствуют вертикально ориентированные структурные единицы, в отличие от скаффолдов типа Diamond и I-WP. Наибольшим упругим откликом при фиксированном значении относительной плотности обладают скаффолды с топологией типа Diamond: уникальная элементарная ячейка данного скаффолда устроена таким образом, что эффективно перераспределяет нагрузку, прикладываемую к образцу [10]. Применение перечисленных ячеистых структур позволяет создать более прочную конструкцию, увеличив размер пор [11]. Стоит отметить, что такие скаффолды активно исследуются соотечественниками [12–15].

Перспективным направлением является моделирование структур на основе ТПМП, что позволило бы создавать скаффолды с заданными механическими характеристиками, а также ускорить цикл их производства. Актуальной задачей в данной области остается соотнесение данных, полученных в эксперименте и при моделировании деформации скаффолдов, с целью получения теоретических уравнений напряженно-деформированного состояния для последующего выбора оптимальных характеристик (топологии, величины пор, пористости) разрабатываемых структур.

Стоит отметить, что получение пористых структур с такой сложной топологией возможно исключительно методом 3D-печати, поскольку классические технологии производства, в том числе литье под давлением и механическая обработка, не позволяют произвести необходимую геометрию ячеек и внутреннюю архитектуру скаффолдов с требуемой точностью или повторяемостью. Тем не менее классические технологии активно используются в получении пористых скаффолдов с более простой архитектурой [16].

Таким образом, целью данного исследования стала сравнительная оценка упругих свойств скаффолдов с элементарной ячейкой типа Gyroid, Dimond и I-WP по результатам экспериментальных и симуляционных исследований. Данные ячеистые структуры были получены методом FDM-печати, после чего проведена оценка их пористости. Получены кривые напряжение-деформация при сжатии образцов, а также данные симуляционных исследований по моделированию напряженно-деформированного состояния. На основе экспериментальных данных построены модели Гибсона–Эшби.

## 1. Материалы и методы

### 1.1. Моделирование скаффолдов на основе ТПМП

С применением программного пакета Matlab 2019b (Mathworks, США) были получены скаффолды с тремя типами элементарной ячейки: Diamond, I-WP и

Gyroid [17]. ТПМП являются поверхностями с нулевой средней кривизной в точке, элементарная ячейка которых повторяется вдоль осей  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$ . Для построения элементарных ячеек в настоящей работе применялось тригонометрическое аппроксимирование ((1)–(3)):

$$\text{Gyroid: } \sin X \cos Y + \sin Y \cos Z + \sin Z \cos X = c, \quad (1)$$

$$\text{Diamond: } \cos X \cos Y \cos Z - \sin X \sin Y \sin Z = c, \quad (2)$$

$$\begin{aligned} \text{IWP: } & 2(\cos X \cos Y + \cos Y \cos Z + \cos Z \cos X) \\ & - (\cos 2X + \cos 2Y + \cos 2Z) = c, \quad (3) \end{aligned}$$

где  $X = 2\alpha\pi x$ ,  $Y = 2\beta\pi y$ ,  $Z = 2\gamma\pi z$ .  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $\gamma$  — константы, связанные с размером элементарной ячейки; в исследовании все константы были равны 0.125.

В настоящей работе было смоделировано 9 типов образцов: по три относительных плотности ( $RD = 20\%$ ,  $30\%$ ,  $40\%$ ) для каждого из трех типов ячеек. Для всех образцов были смоделированы скаффолды размером  $24 \times 24 \times 48 \text{ mm}$  с размером ячейки, равным  $8 \times 8 \times 8 \text{ mm}$ . Таким образом, вдоль осей  $XY$  помещалось 3 ячейки, а вдоль оси  $Z$  — 6 элементарных ячеек.

### 1.2. 3D-печать и определение пористости образцов

Для печати образцов использовали полилактидный филамент (PEMAI, Китай). 3D-печать образцов осуществляли методом послойного наплавления пластика (FDM — Fused Deposition Modeling). В настоящей работе использовали принтер CreatBot PEEK-300 (CreatBot, КНР). Применяли следующие параметры печати: температура экструзии  $210^\circ\text{C}$ , температура стола  $50^\circ\text{C}$ , скорость печати  $30 \text{ mm/s}$ , толщина слоя  $0.1 \text{ mm}$ , диаметр сопла  $0.4 \text{ mm}$ .

Применение компьютерного моделирования позволяет создать скаффолды с любыми размером и формой пор, что приближает разрабатываемые скаффолды по своим механическим характеристикам к нативной костной ткани. Однако в ходе печати происходит усадка и/или наплавление пластика, что сказывается на итоговой пористости. Для верификации пористости применяли расчетный метод, описанный в работе [18]. Пористость вычисляли по формулам (4) и (5):

$$p_{theor} = 1 - RD, \quad (4)$$

$$p_{pract} = 1 - V_{pla}/V_{scaf}, \quad (5)$$

где  $RD$ ,  $V_{pla}$ ,  $V_{scaf}$  — относительная плотность, объем PLA, объем скаффолда соответственно.

### 1.3. Моделирование деформированного состояния

Моделирование деформации производили в программном пакете ANSYS workbench (ANSYS 2023R1, США). Исследование проводили с применением модуля Static

Таблица 1. Характеристики PLA

Характеристика	Значение
Плотность пластика, $\text{g/cm}^3$	1.24
Коэффициент Пуассона ( $\mu$ )	0.323
Модуль Юнга ( $E$ ), МПа	2636

Structural. В качестве материала использовали PLA, значение характеристик материала приведено в табл. 1 согласно данным производителя [19,20]. Коэффициент Пуассона для используемого пластика приведен не был, поэтому использовалось значение, представленное в работе [21].

Файлы в формате STL, полученные при моделировании скаффолдов, были импортированы в Ansys SpaceClaim. Для увеличения скорости вычислений размеры моделей ( $24 \times 24 \times 48 \text{ mm}$ ) не были изменены, при этом число полигонов уменьшалось до 300 000 единиц. Формирование сетки конечных элементов и дальнейшая симуляция нагружения производились в пакете Mechanical (ANSYS 2023R1). Для исследования образца нижнюю грань считали неподвижной и жестко закрепленной. Силу равномерно распределяли по верхней грани образца. Для всех образцов прикладывали малое смещение, равное 0.2 mm, и фиксировали силовую реакцию. Малое смещение применяли, чтобы оставаться в упругой области кривой напряжения-деформации, в которой вычисляется эффективный модуль упругости (эффективный отклик, упругий отклик) скаффолда.

Эффективный модуль вычисляли по следующим каноническим формулам:

$$\sigma = F_y/S, \quad (6)$$

$$\varepsilon = \Delta L/L_0, \quad (7)$$

$$E = \sigma/\varepsilon, \quad (8)$$

где  $\sigma$ ,  $F_y$ ,  $S$ ,  $\varepsilon$ ,  $L$ ,  $L_0$ ,  $E$  — механическое напряжение, сила реакции неподвижной плоскости, площадь поперечного сечения скаффолда, относительная деформация, изменение длины, длина скаффолда, модуль Юнга соответственно.

#### 1.4. Исследование упругого отклика скаффолдов

Исследование упругого отклика скаффолдов производили при одноосном сжатии на установке СМАРТЕСТ модель ST-U110 (ООО „Интелтест“, Россия). Образец помещали между двумя жесткими параллельными поверхностями и сжимали со скоростью 2 mm/min. Концом испытания считали момент уплотнения материала, когда поры разрушались и начиналось сдавливание пластика (черная штриховая линия на рис. 1).

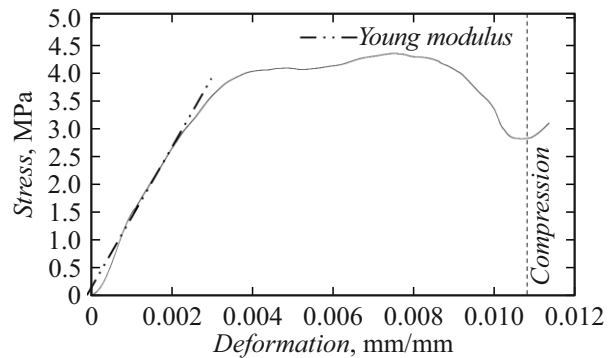


Рис. 1. Типичный вид кривой напряжение–деформация для исследуемых скаффолдов из полилактида.

Обработку данных проводили с применением библиотеки Pandas Python. Упругий отклик при сжатии оценивали как тангенс угла наклона регрессионной модели, построенной для линейной (эластической) части диаграммы напряжение-деформация.

#### 1.5. Модель Гибсона–Эшби

Модель Гибсона–Эшби находит активное применение в прогнозировании свойств ячеистых структур, в том числе с элементарной ячейкой в виде ТПМП [22].

Данная модель позволяет связать относительную плотность разрабатываемого скаффолда с механическими характеристиками, такими как прочность, напряжение и модуль Юнга (упругий отклик). Отношение механических характеристик сплошного и решетчатого материалов описываются уравнениями вида

$$E/E_s = C(RD)^n, \quad (9)$$

где  $E$ ,  $E_s$ ,  $RD$  — эффективный модуль упругости решетчатой структуры, модуль Юнга сплошного материала, относительная плотность.  $C$  и  $n$  — коэффициенты, которые зависят от того, какой тип деформации преобладает в исследуемой конструкции.

Как показано в работе [23], коэффициент  $n$  от 1.5 до 2 указывает на вклад деформации сжатия и изгиба. Превышение данного коэффициента указывает, что модель подвержена деформациям сжатия, а при значениях меньше 1.5 — деформациям изгиба. Коэффициенты вычисляются из диаграммы относительный эффективный отклик — относительная плотность.

## 2. Результаты

В настоящей работе были смоделированы и исследованы 9 скаффолдов с различным типом элементарной ячейки, а именно Gyroid, Dimond и I-WP с различной относительной плотностью, равной 20 %, 30 % и 40 % (рис. 2). Все скаффолды были получены методом FDM-печати.

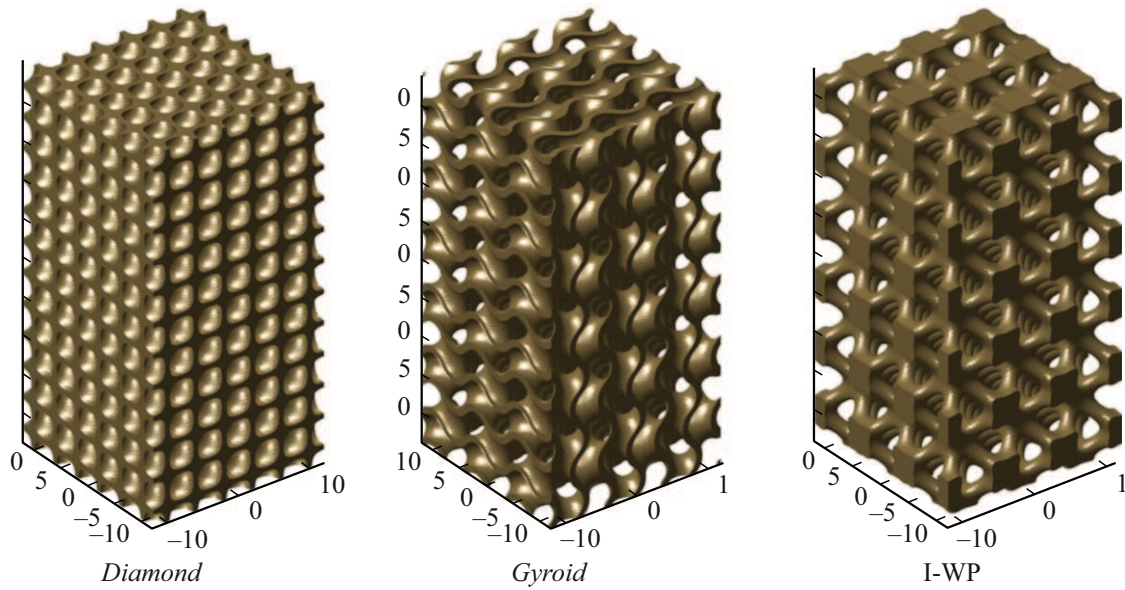


Рис. 2. Внешний вид моделей скаффолдов с различным типом элементарной ячейки при относительной плотности 30%.

Таблица 2. Теоретические и практические значения пористости

Теоретическое значение пористости, %	Практическое значение пористости, %					
	Gyroid	SD	Diamond	SD	I-WP	SD
60	62.9	0.3	62.2	0.5	62.4	0.5
70	72.3	0.3	71.7	0.6	73.8	0.4
80	81.4	0.2	78.7	0.3	80.1	0.4

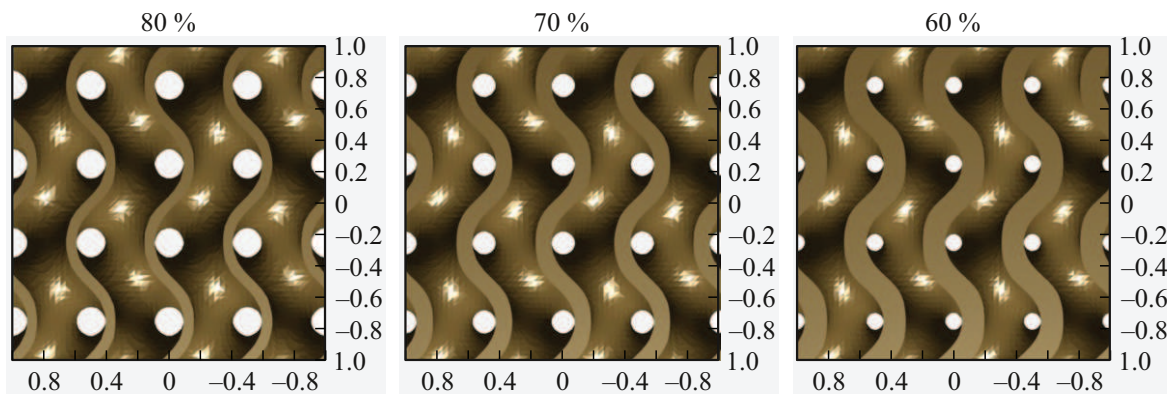


Рис. 3. Изменение толщины стенок скаффолда типа Gyroid при различной пористости.

Для всех образцов была вычислена практическая пористость (формула (5), табл. 2). В рамках настоящей работы количественное измерение размера пор не проводилось. Для каждой группы скаффолдов с одинаковым типом элементарной ячейки изменение пористости осуществлялось за счет варьирования толщины стенок при сохранении неизменной геометрии ячейки. В результате скаффолды с одним и тем же типом ячейки, но с различ-

ной пористостью, характеризуются различной толщиной стенок, что наглядно представлено на рис. 3.

Для каждого образца были получены диаграммы напряжение-деформация, из которых был вычислен эффективный отклик. Все представленные величины являются средними значениями,  $N = 10$ . Рис. 4 демонстрирует типичные диаграммы деформация-напряжение для каждого типа образца с различной относительной

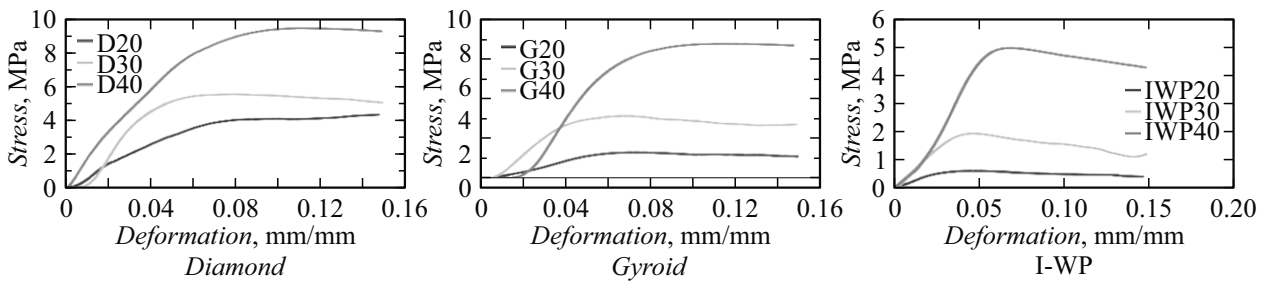


Рис. 4. Типичные кривые напряжение–деформация для различных типов элементарной ячейки с различными пористостями.

Таблица 3. Упругий отклик скаффолдов с различной RD

RD, %	Diamond		Gyroid		I-WP	
	Упругий отклик, МПа	SD	Упругий отклик, МПа	SD	Упругий отклик, МПа	SD
20	74	17	21	3	20	1
30	119	25	93	7	54	7
40	156	17	148	9	88	11

плотностью. Средние значения модуля Юнга возрастают с уменьшением пористости образцов для всех типов ячеек. Стоит заметить, что наименьшими характеристиками обладают скаффолды с элементарной ячейкой типа IWP, что согласуется с теоретическими значениями (табл. 2). Наибольшим упругим откликом обладают скаффолды с элементарной ячейкой типа Diamond и Gyroid (табл. 3).

Согласно литературным данным, модуль Юнга костной ткани человека варьируется в зависимости от типа костной ткани [24]. При этом для кортикальных костей модуль Юнга составляет около 17 GPa, а для губчатой — до 350 МПа [25]. Значительное отличие упругих характеристик костной ткани и скаффолда может приводить к возникновению экранирования напряжения и разрушению прилегающей костной ткани. Поэтому необходимым является создание скаффолдов с максимально приближенными механическими характеристиками к нативной кости. Как указано в [26], пористость костной ткани составляет от 40 % до 95 %, что позволяет изменять пористость скаффолдов в широком диапазоне и делать их более биомиметическими.

Для образцов с различным типом ячеек также отмечалось возрастание упругого отклика при увеличении относительной плотности скаффолдов (рис. 5). Аналогичные эффекты ожидаемо наблюдались и при других относительных плотностях для всех типов ячеек, представленных в настоящей работе, а также в ранее опубликованных работах [27–29].

При этом ТПМП типа Diamond в сравнении с Gyroid больше подвержен деформации изгиба (рис. 6). Образец типа Gyroid равномерно сжимался и терял прочность между слоями, а элементарная ячейка I-WP сжималась вдоль диагонали (рис. 6), что также соответствует результатам, полученным ранее [30]. Стоит отметить, что

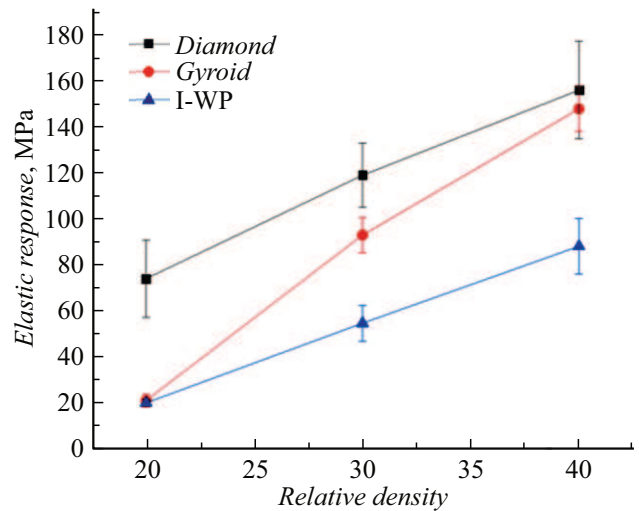
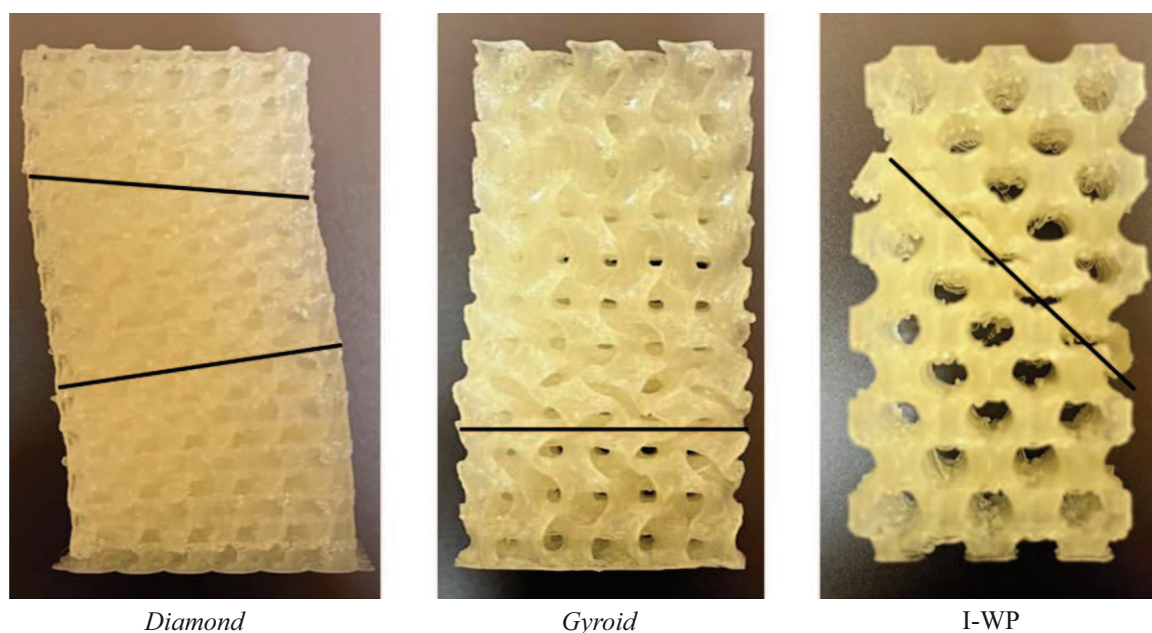


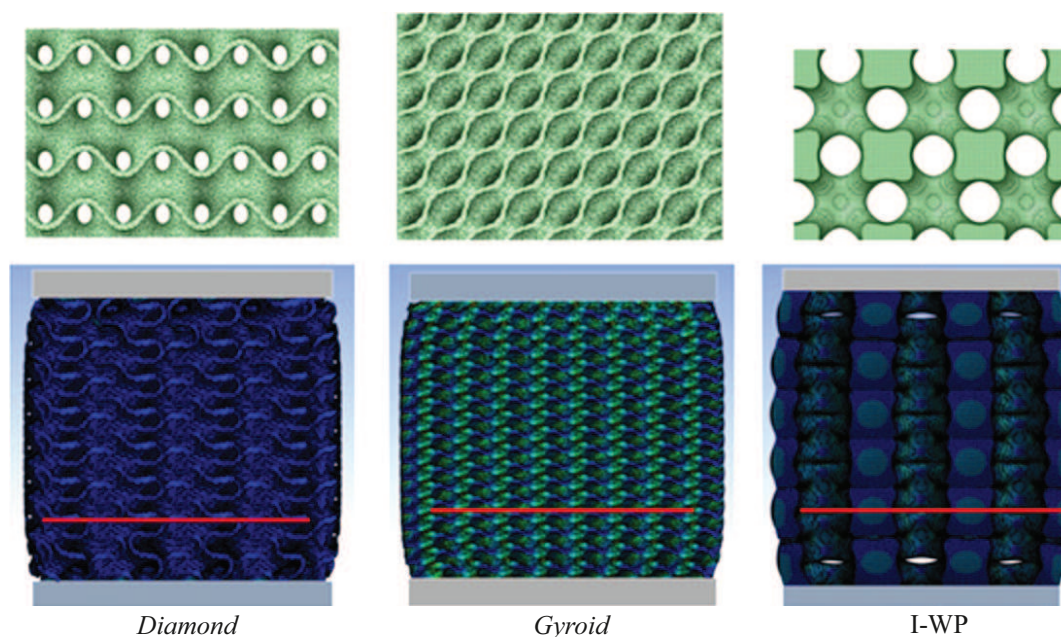
Рис. 5. Зависимость модуля Юнга образцов с различным типом ячейки от относительной плотности. Данные приведены как среднее ± среднеквадратичное отклонение.

с ростом плотности сдавливание с боков у Diamond-скаффолдов снижалось и происходило параллельно направлению печати образца, что также согласуется с результатами симуляции (рис. 7) и данными табл. 5.

Для всех моделей было проведено моделирование напряженно-деформированного состояния в программном пакете Ansys. Предварительно была произведена оценка сеточной сходимости. Результаты анализа показали, что при увеличении числа элементов сетки наблюдается постепенное снижение значений упругого отклика при достижении порогового значения в 300 тыс.



**Рис. 6.** Типичные деформации скаффолдов с различным типом элементарной ячейки. Линиями указаны полосы деформации при сжатии.



**Рис. 7.** Иллюстрация изменения формы образцов при относительной деформации, равной 50% от первоначального размера скаффолдов, и соответственные сетки до деформации.

элементов (рис. 8). Данное значение использовалось для расчетов напряженно-деформированного состояния всех исследованных скаффолдов.

Ко всем образцам прикладывали смещение 0.2mm и исследовали силу реакции, после чего вычисляли эффективный отклик. Расчетные значения, полученные в ходе моделирования напряженно-деформированного состояния, и практические значения, полученные при

исследовании скаффолдов при одноосном сжатии, имеют значительные отличия (табл. 4). При моделировании наименьшими характеристиками обладают модели с элементарной ячейкой типа I-WP (табл. 5).

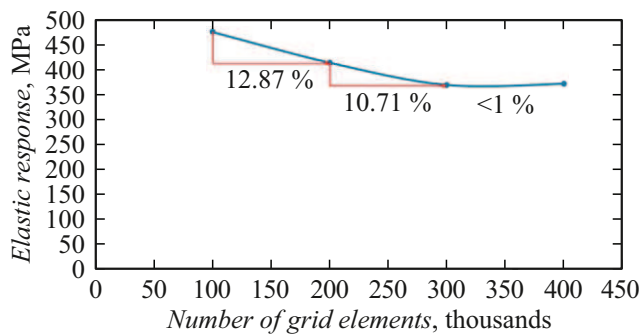
При исследовании данных, полученных при сжатии и моделировании, установлена положительная корреляция между измеренными и рассчитанными значениями. Линейный коэффициент корреляции Пирсона равен 0.998,

**Таблица 4.** Сравнение упругого отклика для различных структур при моделировании и сжатии

RD, %	Diamond			Gyroid			IWP		
	Эксперимент, МПа	Моделирование, МПа	Отклонение, %	Эксперимент, МПа	Моделирование, МПа	Отклонение, %	Эксперимент, МПа	Моделирование, МПа	Отклонение, %
20	73.78	189.37	61.04	20.71	98.12	78.89	19.68	43.13	54.37
30	118.74	206.08	42.38	92.74	124.10	25.27	54.35	120.92	55.06
40	155.83	255.66	39.04	147.67	148.78	0.75	87.87	252.25	65.17

**Таблица 5.** Сила реакции и упругий отклик для различных структур

RD, %	Diamond		Gyroid		I-WP	
	Сила, N	Упругий отклик, МПа	Сила, N	Упругий отклик, МПа	Сила, N	Упругий отклик, МПа
20	378.32	189.37	196.24	98.12	86.25	43.13
30	412.16	206.08	248.19	124.10	241.84	120.92
40	511.32	255.66	297.56	148.78	504.51	252.25



**Рис. 8.** Анализ сеточной сходимости на примере образца с ячейкой типа Gyroid.

$p = 5 \cdot 10^{-5}$ . Тем не менее для экспериментальных и симуляционных данных отмечаются значительные отличия в величинах упругого отклика, представленных в табл. 4.

Такие отклонения в значениях связаны с тем, что в ходе симуляции сжатия все образцы с разными типами ячеек сжимались равномерно, начиная от центральной части образца (рис. 7), в то время как при реальном сжатии образца, как отмечалось ранее, происходил сдвиг конструкции и смещение слоев (рис. 6).

На основании данных относительной плотности и полученных модулей Юнга для моделей и скаффолдов были получены кривые и соответствующие им уравнения Гибсона–Эшби.

Рис. 9 демонстрирует, что относительный эффективный модуль Юнга резко увеличивается при росте относительной плотности образца как для данных, полученных в ходе симуляции, так и в случае экспериментальных значений.

**Таблица 6.** Уравнение Гибсона–Эшби для различных элементарных ячеек

	Моделирование	Эксперимент
Diamond	$E/E_s = 0.99(RD)^{2.87}$	$E/E_s = 0.87(RD)^{2.36}$
Gyroid	$E/E_s = 0.99(RD)^{2.28}$	$E/E_s = 1.01(RD)^{2.81}$
I-WP	$E/E_s = 1.01(RD)^{2.56}$	$E/E_s = 0.89(RD)^{2.98}$

При моделировании методом конечных элементов для решеток типа I-WP происходил рост разницы экспериментальных и симуляционных данных при увеличении относительной плотности образцов (табл. 4), что также соответствует ранее упомянутой информации о расхождении в симуляции сжатия и реальном сжатии. Отклонения в данных для скаффолдов с ячейкой типа Gyroid и Diamond, наоборот, уменьшались, а картина деформации при сжатии и симуляции оставалась примерно одинаковой.

Итоговые уравнения (9) для всех типов ячеек при сжатии и симуляции представлены в табл. 6. Для всех образцов коэффициент  $n$  в степени уравнения (9) оказался больше 2, что указывает на то, что основной вклад вносит деформация типа сжатия, несмотря на макроскопические деформации сетки ячеек, представленные на рис. 6. В сравнении с ранее опубликованными работами [23] наблюдаются отличия в параметрах уравнений, но общая картина графиков и уравнений остается аналогичной. Отличия могут быть связаны с использованием другого типа PLA, а также с неизбежной неточностью в печати образцов.

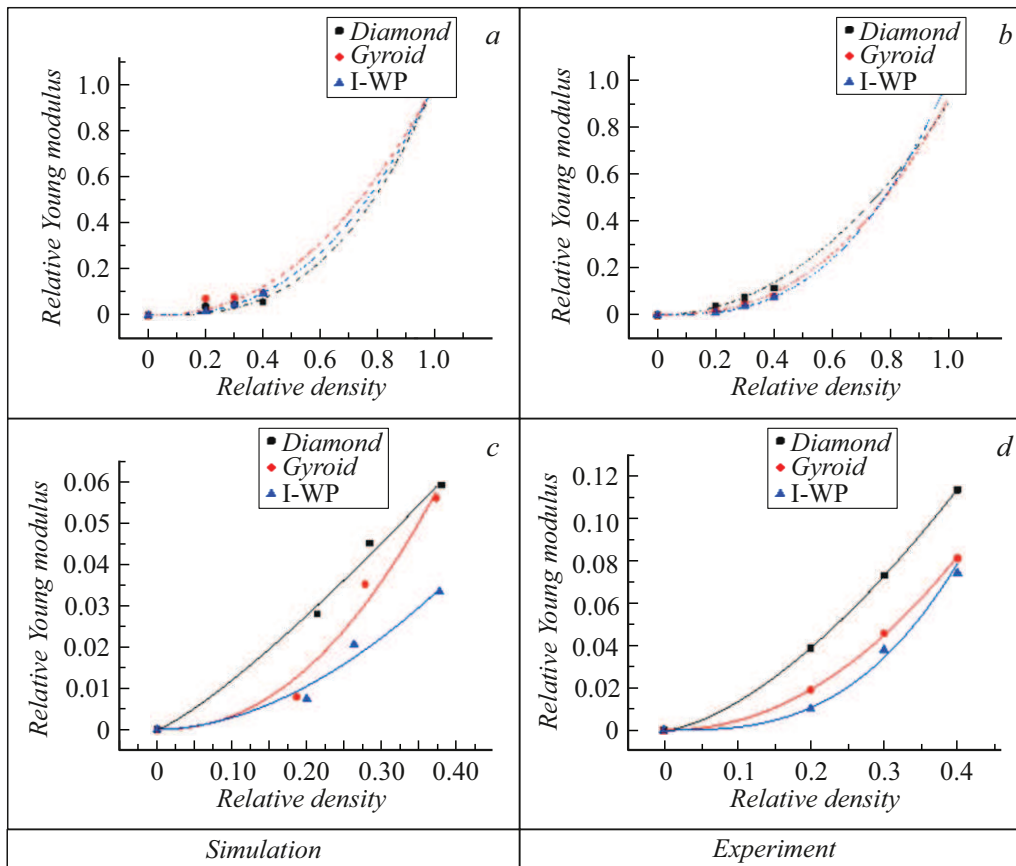


Рис. 9. Диаграмма (в увеличенном масштабе) „относительный модуль Юнга — относительная плотность“ различных структур с регрессионной моделью Гибсона–Эшби при моделировании (a, c) и эксперименте (b, d).

### 3. Обсуждение

Одним из решений проблемы создания скаффолдов с оптимальным соотношением пористости и упругого отклика является применение ячеистых структур на основе ТПМП. В нашем исследовании были сконструированы пористые структуры из полилактида с топологией Gyroid, Diamond и I-WP и тремя значениями относительной плотности: 20 %, 30 % и 40 %.

Полученные результаты показали, что скаффолды типа Diamond обладают наибольшими упругими характеристиками, что согласуется с литературными данными. Так, в работе [31] скаффолды на основе титана с элементарной ячейкой Diamond при сжатии оказались жестче (примерно на 65 %) и прочнее (примерно на 48 %), нежели Gyroid. Barber H. и соавторы показали, что при одном уровне пористости (75 %) титановые скаффолды с топологией Diamond были жестче структур типа Gyroid на 35 % [32]. Уникальное строение элементарной ячейки Diamond позволяет эффективно перераспределять нагрузку [33], а также снижать вес изделия и увеличивать пористость, что обуславливает широкое применение данных структур в костных имплантатах.

Упругий отклик проанализированных скаффолдов всех типов лежал вблизи нижней границы нативной

костной ткани. Тем самым можно сделать вывод о возможности применения скаффолдов на основе полилактида для замещения участков губчатых костей, поскольку их механические характеристики близки друг другу. Изменение упругого отклика полилактидных имплантов возможно за счет увеличения их относительной плотности. Однако стоит помнить о предельном размере пор, обеспечивающем качественную интеграцию (не менее 0.5 mm [34]).

Моделирование напряженно-деформационного состояния представляет большой интерес с точки зрения ускорения процесса производства скаффолдов для определенного типа костной ткани, т.е. с заданными упругими характеристиками. Модель Гибсона–Эшби, использованная в нашем исследовании для скаффолдов на основе полилактида, хорошо известна и находит активное применение для анализа структур из металлов. Так, в работе [35] приведен подробный анализ различных структур, в том числе представленных в нашей работе, полученных аддитивными методами из сплавов титана. В работе [36] подробно изучены аналогичные структуры, полученные из PLA, однако в качестве образцов использовались цилиндрические скаффолды [31,32].

Следует отметить значительные отличия в упругих характеристиках, полученных при моделировании и

исследовании образцов. Данные различия во многом объясняются идеализацией модели при исследовании напряженно-деформированного состояния. Более того, при моделировании не учитывается характер получения скаффолдов (послойная печать), а также полное отсутствие дефектов печати (провисания, наплавления). Отдельно стоит заметить, что была выполнена жесткая заделка на нижней грани образца, что исключает возможные скольжения, смещения и локальные перегрузки, возникающие в реальном эксперименте.

Наше исследование фокусируется на влиянии топологии и относительной плотности на упругий отклик скаффолдов, изготовленных из PLA методом FDM. Другие аспекты, такие как выбор иного материала или способа 3D-печати, не рассматривались, что является основным ограничением исследования. Кроме того, полученные результаты зависят от выбранных параметров печати, что ограничивает их применимость к другим конфигурациям или методам 3D-печати. К ограничениям работы следует также отнести отсутствие анализа размеров пор полученных образцов, а также низкую плотность сетки (низкое число элементов сетки), что может приводить к завышению характеристик скаффолдов при анализе методом конечных элементов. Тем не менее результаты исследования имеют важное прикладное значение и могут способствовать ускорению цикла разработки материалов из PLA со сложной топологией, в том числе позволяют определить оптимальные параметры для получения более жестких конструкций.

## Заключение

Получение скаффолдов с топологией трижды периодической минимальной поверхности позволяет регулировать пористость образцов и изменять в широких пределах механические характеристики скаффолдов, что позволяет получать матрицы с биомиметическими свойствами.

Благодаря своей структуре скаффолды типа Diamond являются наиболее прочными из всех рассмотренных в работе типов ячеек, а также наиболее близкими по механическим характеристикам к нативной костной ткани. Такой тип ячеек также может быть использован для снижения массы материала, например, при разработке протезов.

Показано, что эффективный отклик скаффолдов увеличивается с ростом относительной плотности образцов. Аналогичный результат наблюдается как при экспериментальном сжатии образцов, так и при моделировании. Симуляция сжатия не дает возможности сделать однозначное предсказание упругого отклика матрицы, однако уравнения Гибсона–Эшби для обоих методов схожи, а полученные данные коррелируют между собой. Результаты, полученные в ходе симуляции в программном пакете Ansys, имеют отличия от экспериментальных данных, что обусловлено подходом к созданию образцов. Образцы создаются методом послойного наплавления

пластика, при этом могут образовываться множественные дефекты печати. Правильный учет этих дефектов в имитационной математической модели сложен и требует дальнейшей работы. Тем не менее применение подобного подхода позволяет ускорить разработку скаффолдов.

## Благодарности

Авторы заявляют, что у них нет конфликтов интересов.

## Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## Список литературы

- [1] L. Wang, X. You, L. Zhang, C. Zhang, W. Zou. Bone Research, **10** (1), 16 (2022). DOI: 10.1038/s41413-022-00190-4
- [2] M.K. Thu, Y.S. Kang, J.M. Kwak, Y.H. Jo, J.S. Han, I.S.L. Yeo. Sci. Reports, **13** (1), 11142 (2023). DOI: 10.1038/s41598-023-38432-y
- [3] Н.В. Федорова, А.М. Косинов. Российский журнал биомеханики, **28** (1), 54 (2024). DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2024.1.04
- [4] А.М. Цициашвили, А.М. Панин, С.Д. Арутюнов, В.А. Какуша, М.Г. Ковалев, Д.А. Савашук. Российский стоматологический журнал, **23** (6), 254 (2019). DOI: 10.18821/1728-2802-2019-23-6-254-262
- [5] F.N. Depboylu, E. Yasa, O. Poyraz, J. Minguella-Canela, F. Korkusuz, M.A. De los Santos López. J. Mater. Research Technol., **17**, 1408 (2022). DOI: 10.1016/j.jmrt.2022.01.087
- [6] A. Gregor, E. Filová, M. Novák, J. Kronek, H. Chlup, M. Buzgo, V. Blahnová, V. Lukášová, M. Bartoš, A. Nečas, J. Hošek. J. Biol. Eng. Bio. Med. Central Ltd., **11** (31) (2017). DOI: 10.1186/s13036-017-0074-3
- [7] F.S.L. Bobbert, K. Lietaert, A.A. Eftekhari, B. Pouran, S.M. Ahmadi, H. Weinans, A.A. Zadpoor. Acta Biomater., **53**, 572 (2017). DOI: 10.1016/j.actbio.2017.02.024
- [8] S. Ma, Q. Tang, X. Han, Q. Feng, J. Song, R. Setchi, N. Zhen. Mater. Design, **195**, 109034 (2020). DOI: 10.1016/j.matdes.2020.109034
- [9] G. Chouhan, G. Bala Murali. J. Process Mechan. Eng., **238** (2), 965 (2024). DOI: 10.1177/09544089231160030
- [10] S.A. Naghavi, M. Tamaddon, A. Marghoub, K. Wang, B.B. Babamiri, K. Hazeli, C. Liu. Bioengineer., **9** (10), 504 (2022). DOI: 10.3390/bioengineering9100504
- [11] I. Bouakaz, C. Drouet, D. Grossin, E. Cobraiville, G. Nolens. Acta Biomater., **170**, 580 (2023). DOI: 10.1016/j.actbio.2023.08.041
- [12] А.Е. Крупнин, А.А. Азаров, С.Д. Гершбаум, А.Р. Закиров, А.В. Колногородов, С.В. Крашенинников, Н.Г. Седуш, С.Н. Чвалун. В сб.: XXXIII МЕЖДУНАРОДНАЯ ИННОВАЦИОННАЯ КОНФЕРЕНЦИЯ МОЛОДЫХ УЧЕНЫХ И СТУДЕНТОВ ПО ПРОБЛЕМАМ МАШИНОВЕДЕНИЯ (МИКМУС–2021), под ред. О.Ю. Склеминой (Институт машиноведения им. А.А. Благонравова РАН, М., 2021)
- [13] А.С. Шалимов, М.А. Ташкинов. Вестник Пермского национального исследовательского политех. ун-та. Механика, **4**, 175 (2020). DOI: 10.15593/perm.mech/2020.4.15

- [14] Y. Pirogova, M. Tashkinov, I. Vindokurov, N. Elenskaya, A. Tarasova, A. Shalimov, V. Silberschmidt. *Biomech. Model. Mechanobiol.*, **24** (5), 1535 (2025). DOI: 10.1007/s10237-025-01980-5
- [15] A. Shalimov, E. Smotrova-Kayali, M. Tashkinov. *Mechanics Solids*, (2026). DOI: 10.1134/S0025654425604288
- [16] A. Prasad, M.R. Sankar, V. Katiyar. *Mater. Today: Proceed. Elsevier Ltd.*, **4** (2), 898 (2017). DOI: 10.1016/j.matpr.2017.01.101
- [17] O. Al-Ketan, R.K. Abu Al-Rub. *Material Design Process. Commun.*, **3** (6), e205 (2021). DOI: 10.1002/mdp2.205
- [18] L. Germain, C.A. Fuentes, A.W. van Vuure, A. des Rieux, C. Dupont-Gillain. *Materials Design*, **151**, 113 (2018). DOI: 10.1016/j.matdes.2018.04.037
- [19] Электронный ресурс. *IEMAI 3D. PLA Technical Data Sheet*. Режим доступа: [https://www.iemai3d.com/wp-content/uploads/2020/12/PLA\\_TDS.pdf](https://www.iemai3d.com/wp-content/uploads/2020/12/PLA_TDS.pdf)
- [20] Электронный ресурс. *IEMAI 3D. PLA Technical Data Sheet*. Режим доступа: [https://www.iemai3d.com/wp-content/uploads/2022/11/20\\_PLA\\_TDS.pdf](https://www.iemai3d.com/wp-content/uploads/2022/11/20_PLA_TDS.pdf)
- [21] A.E. Krupnin, A.R. Zakirov, N.G. Sedush, M.M. Alexanyan, A.G. Aganesov, S.N. Chvalun. *Materials*, **16** (22), 7229 (2023). DOI: 10.3390/ma16227229
- [22] T. Maconachie, M. Leary, B. Lozanovski, X. Zhang, M. Qian, O. Faruque, M.Brandt. *Materials Design*, **183**, 108137 (2019). DOI: 10.1016/j.matdes.2019.108137
- [23] D.B. Alemayehu, M. Todoh. *J. Manufacturing Mater. Process.*, **8** (3), 86 (2024). DOI: 10.3390/jmmp8030086
- [24] I. Soodmand, A.K. Becker, J.O. Sass, C. Jabs, M. Kebbach, G. Wanke, R. Bader. *Heliyon*, **10** (24), e40668 (2024). DOI: 10.1016/j.heliyon.2024.e40668
- [25] Y.S. Lai, W.C. Chen, C.H. Huang, C.K. Cheng, K.K. Chan, T.K. Chang. *PloS one*, **10** (5), e0127293 (2015). DOI: 10.1371/journal.pone.0127293
- [26] M. McGregor, S. Patel, S. McLachlin, M. Vlasea. *Additive Manufacturing*, **47**, 102273 (2021). DOI: 10.1016/j.addma.2021.102273
- [27] J.J. Netto, M. Sardinha, M. Leite. *Mechan. Mater.*, **195**, 105051 (2024). DOI: 10.1016/j.mechmat.2024.105051
- [28] Z. Cai, Z. Liu, X. Hu, H. Kuang, J. Zhai. *Bio-Design and Manufacturing*, **2**, 242 (2019). DOI: 10.1007/s42242-019-00054-7
- [29] Y. Xu, W. Ding, M. Chen, X. Guo, P. Li, M. Li. *Materials Design*, **231**, 112026 (2023). DOI: 10.1016/j.matdes.2023.112026
- [30] M. Saleh, S. Anwar, A.M. Al-Ahmari, A. Alfaify. *Polymers*, **14** (21), 4595 (2020). DOI: 10.3390/polym14214595
- [31] F. Liu, D.Z. Zhang, P. Zhang, M. Zhao, S. Jafar. *Materials*, **11** (3), 374 (2018). DOI: 10.3390/ma11030374
- [32] H. Barber, C.N. Kelly, K. Nelson, K. Gall. *J. Mechanical Behavior of Biomed. Mater.*, **115**, 104243 (2021). DOI: 10.1016/j.jmbbm.2020.104243
- [33] S. Vijayavenkataraman, L. Zhang, S. Zhang, J.Y. Hsi Fuh, W.F. Lu. *ACS Appl. Bio Mater.*, **1** (2), 259 (2018). DOI: 10.1021/acsabm.8b00052
- [34] A.A. Zadpoor. *Biomaterials Sci.*, **3** (2), 231 (2015). DOI: 10.1039/C4BM00291A
- [35] F. Distefano, S. Pasta, G. Epasto. *J. Functional Biomater.*, **14** (3), 125 (2023). DOI: 10.3390/jfb14030125
- [36] M.A. Oymak, E. Bahce, G. Singh. *J. Appl. Polymer Sci.*, **142** (10), e56551 (2025). DOI: 10.1002/app.56551