



Научная статья

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2023.4.03

УДК: 531/534: [57+61]

## ПИЛОТНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ПОТЕРИ УСТОЙЧИВОСТИ НА СЖАТИЕ РЕШЕТЧАТОГО ЭНДОПРОТЕЗА С ПОМОЩЬЮ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТОМОГРАФИИ

К.Н. Акифьев, Н.В. Харин, Е.О. Стаценко, О.А. Саченков, П.В. Большаков

Казанский федеральный университет, Казань, Россия

### О СТАТЬЕ

Получена: 19 октября 2023

Одобрена: 03 декабря 2023

Принята к публикации: 05 декабря 2023

#### Ключевые слова:

методы неразрушающего контроля,  
компьютерная томография,  
решетчатые структуры, потеря  
устойчивости, эндопротез

### АННОТАЦИЯ

Аддитивные технологии при правильном проектировании позволяют производить решетчатые импланты, обладающие удовлетворительными несущими свойствами и малым весом. Применение же решетчатой структуры и биоматериалов позволяет решить главную проблему артропластики – сохранение импланта после операции в теле пациента, однако на сегодняшний день биоматериалы не обладают необходимыми прочностными характеристиками. Несмотря на это, множество исследований направлено на развитие методов проектирования, проведения натуральных испытаний и контроля качества решетчатых структур.

Данная статья посвящена исследованию потери устойчивости решетчатых конструкций при одноосном сжатии с синхронной съемкой рентгеновским компьютерным томографом. В работе проведено экспериментальное исследование решетчатых конструкций двух видов. Элементарной ячейкой у образцов выступали ребра гексагональной бипирамиды. Распределение элементарных ячеек у первого типа конструкции являлось равномерным, у второго – неравномерным. Исследуемые образцы изготавливались методом лазерной стереолитографии. Решетчатые конструкции нагружались поэтапно продольной сжимающей нагрузкой. Совместно с нагружением образцов производилась их съемка рентгеновским компьютерным томографом.

В результате были получены поля перемещений конструкций на каждом этапе нагружения. Выявлена общая и локальная потеря устойчивости решетчатых конструкций. Общая потеря устойчивости возникала на втором шаге нагружения у каждого типа конструкции. Локальная потеря устойчивости наблюдалась на третьем шаге нагружения. Выявлено влияние архитектуры решетчатых структур на процесс потери устойчивости. У образца с неравномерным распределением элементарных ячеек наблюдался эффект прерывания процесса потери устойчивости, ввиду чего конструкция продолжила работать на сжатие. Другими словами, архитектура решетчатого изделия «погасила» изгибные составляющие вектора перемещений.

© ПНИПУ

© Акифьев Кирилл Николаевич – лаборант-исследователь, e-mail: [kirill.akifyev@mail.ru](mailto:kirill.akifyev@mail.ru) ID: 0009-0004-1673-6941

© Харин Никита Вячеславович – м.н.с., e-mail: [nik1314@mail.ru](mailto:nik1314@mail.ru) ID: 0000-0003-4850-143X

© Стаценко Евгений Олегович – м.н.с., e-mail: [e.statsenko@yahoo.com](mailto:e.statsenko@yahoo.com) ID: 0000-0001-6259-1713

© Саченков Оскар Александрович – доцент, к.ф.-м.н., заведующий кафедрой, e-mail: [4works@bk.ru](mailto:4works@bk.ru)

ID: 0000-0002-8554-2938

© Большаков Павел Владиславович – м.н.с., e-mail: [bolshakov-pavel@inbox.ru](mailto:bolshakov-pavel@inbox.ru) ID: 0000-0002-7031-9485



Эта статья доступна в соответствии с условиями лицензии Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License (CC BY-NC 4.0)

## Введение

Применение аддитивных технологий широко распространено в медицине [2, 5, 30]. Данная технология позволяет проектировать облегченные импланты, в том числе вследствие топологической или структурной оптимизации, но при этом обладающие удовлетворительными прочностными и жесткостными характеристиками [14, 25, 29]. Кроме того, аддитивное производство позволяет изготавливать импланты с решетчатой структурой [9, 35]. Применение решетчатой структуры и биоматериалов при проектировании имплантов позволяют решить главную проблему артропластики – сохранение импланта после операции в теле пациента. Решетчатые же структуры при правильном проектировании обладают не только достаточной прочностью и малым весом, но и позволяют размещать внутри костный материал, который стимулирует рост костной ткани [4, 26, 36]. На сегодняшний день имеются трудности в применении биоматериалов при изготовлении имплантов из-за его недостаточных прочностных характеристик [7, 13, 16]. Однако первым шагом в этом направлении является разработка методов проектирования, натуральных испытаний и контроля качества решетчатых структур.

В качестве элементарной ячейки решетчатой структуры выступают узлы, расположенные на вершинах и ребрах базового элемента, соединенные тонкими прямыми линиями, например, пирамида, бипирамида, куб и т.д. Количество узлов и линий регулируется в зависимости от желаемой плотности и механических свойств ячейки [27, 38]. Данные вариации со структурой позволяют получать желаемые прочностные и жесткостные характеристики. Однако возникают проблемы, связанные с качеством производства с помощью аддитивных технологий [18]. Микропористость, возникающая в ходе производства и эксплуатации, может негативно сказываться на прочностных и физико-механических свойствах структуры в целом [2, 28, 34]. У реального изделия возможно отклонение от проектной геометрии [8, 11], что при нагружении может привести к общей или локальной потере устойчивости изделия. Исследования показывают, что потеря устойчивости может быть связана не только с возникающими отклонениями геометрии, но и с неудовлетворительными локальными жесткостными характеристиками [21, 31]. Одним из наиболее распространенных методов оценки дефектов и локальных изменений внутренней структуры изделий является рентгеновская компьютерная томография [3, 10, 19, 20].

Толщина, форма, габариты, распределение и ориентация неоднородных структур играют ключевую роль в ходе их проектирования [33, 37]. На сегодняшний день имеются работы, посвященные проектированию с учетом анализа процесса потери

устойчивости решетчатых структур [12, 22, 39]. Данные методы чаще всего численные или основаны на уже найденных дефектах, то есть съемка образца на компьютерном томографе производилась до испытаний. Имеются работы, связанные с численными и натурными экспериментами, посвященные анализу потери устойчивости решетчатых структур различной геометрии, но в данных работах не отслеживается изменение микроструктуры [17, 24, 32]. В ряде работ оценивалось состояние изделия после потери устойчивости [23], в этом случае проводилась томография до и после натурального эксперимента.

Таким образом, можно констатировать нехватку исследований, нацеленных на изменение микроархитектуры в ходе нагружения неоднородных структур.

Данная работа посвящена исследованию потери устойчивости решетчатых конструкций при одноосном сжатии с синхронной съемкой рентгеновским компьютерным томографом.

## Материалы и методы

### Описание работы

В работе проведено экспериментальное исследование решетчатых конструкций двух видов. Конструкции нагружались продольной сжимающей нагрузкой. Совместно с нагружением образцов проводилась их съемка рентгеновским компьютерным томографом (РКТ). Таким образом, в одном эксперименте получалось четыре точки съемки: одна съемка без внешней силы и три с приложенной внешней силой.

Для проведения съемки под нагрузкой исследуемые образцы монтировались в испытательное устройство, которое устанавливалось в рентгеновский компьютерный томограф. Устройство позволяло прикладывать осевую сжимающую силу. После каждого этапа нагружения производилась съемка образца.

Решетчатые конструкции представляли собой набор блоков, соединенных в продольном направлении. Каждый блок состоял из семи элементарных ячеек (ребра гексагональной бипирамиды). Геометрия элементарной ячейки описывалась безразмерным параметром. Первый тип конструкции представлял собой набор элементарных ячеек с одинаковым и постоянным значением безразмерного параметра. У второго типа конструкции было непостоянное распределение безразмерного параметра. Распределение безразмерного параметра было взято из работ [15, 23].

### Описание устройства

Для синхронного нагружения образцов и съемки рентгеновским компьютерным томографом была использована специальная оснастка (рис. 1). Исследу-

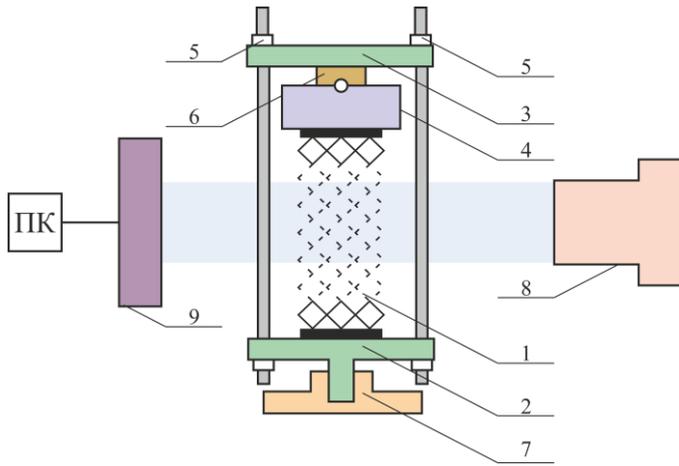


Рис. 1. Устройство для передачи осевого усилия: 1 – испытуемый образец, 2 – нижняя крышка, 3 – верхняя крышка, 4 – динамометр, 5 – гайки, 6 – центровочная шайба, 7 – патрон томографа, 8 – излучатель рентгеновского излучения, 9 – приемник рентгеновского излучения, ПК – персональный компьютер

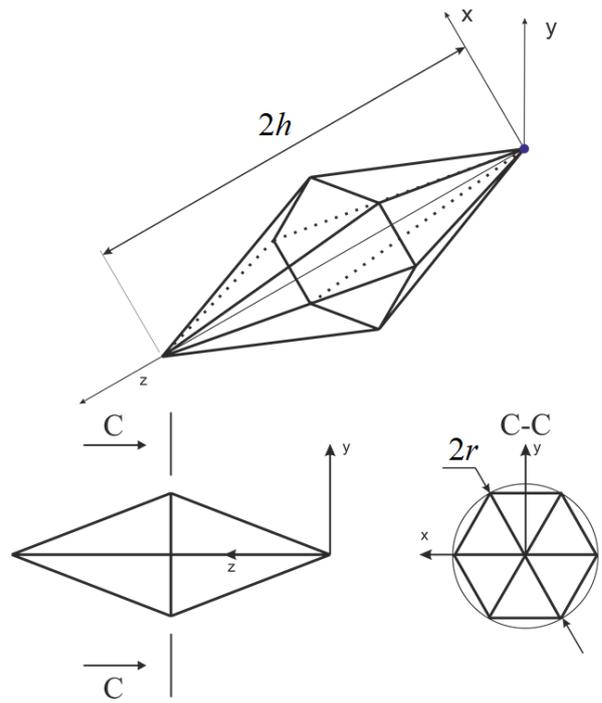


Рис. 2. Элементарная ячейка

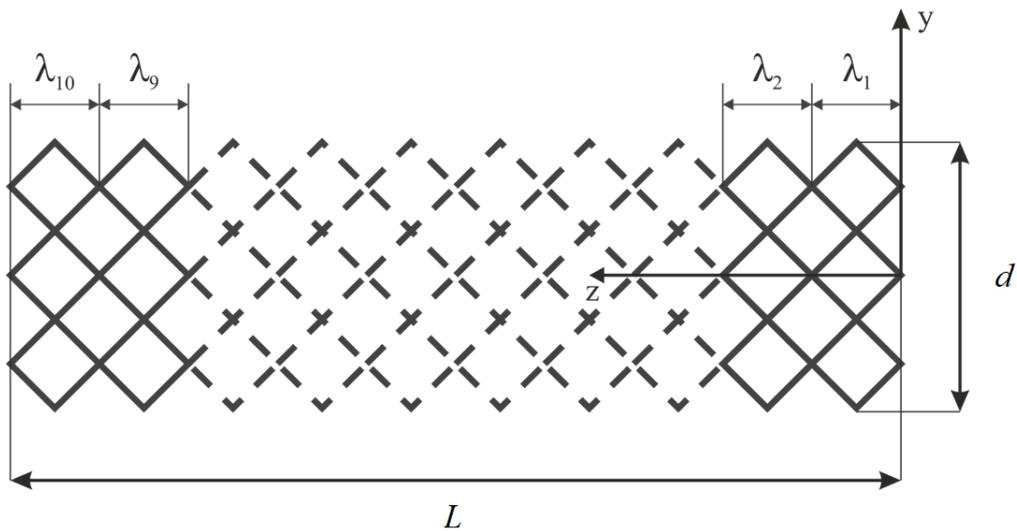


Рис. 3. Решетчатый эндопротез

мый образец (1), динамометр (4) и центровочная шайба (6) устанавливались между верхней и нижней крышками (3). Крышки соединялись с помощью шпилек и гаек (5). Собранный оснастка устанавливалась в патрон томографа (7), таким образом, чтобы образец располагался между приемником (9) и излучателем рентгеновского излучения (8).

С помощью затягивания гаек (5) на верхней крышке (3) сжимающие усилие передавалось через шайбу и центровочный шарик (6) на образец. Определение осевой нагрузки производилось с помощью динамометра (4). Съемка образца проводилась в свободном состоянии, то есть без приложения нагрузки и после каждого шага нагружения. Более подробное описание оснастки и принципа ее работы приведены в [1].

Сканирование образцов было выполнено с применением микронанофокусной системы рентгеновского контроля для компьютерной томографии и 2D-инспекции *Phoenix V/tome/X S240* в лаборатории рентгеновской компьютерной томографии Института геологии и нефтегазовых технологий Казанского (Приволжского) федерального университета. Система оснащена двумя рентгеновским трубками: микрофокусной с максимальным ускоряющим напряжением 240 кВ, мощностью 320 Вт и нанофокусной с максимальным ускоряющим напряжением 180 кВ, мощностью 15 Вт. Для первичной обработки данных и создания объемной (воксельной) модели образца на базе рентгеновских снимков (проекций) использовалось программное обеспечение *datos/x reconstruction*.

## Описание исследуемых образцов

Конструкция состояла из элементарных ячеек. Элементарная ячейка представляла собой ребра гексагональной бипирамиды. Геометрия элементарной ячейки описывалась безразмерным параметром  $\lambda$ :

$$\lambda = h / r, \quad (1)$$

где  $h$  – высота бипирамиды;  $r$  – радиус описанной окружности шестиугольника.

На рис. 2 приведено изображение гексагональной бипирамиды и поясняющие сечения.

Геометрия конструкции была определена следующим образом: эндопротез состоит из десяти блоков, соединенных в продольном направлении (рис. 3). Каждый блок состоит из семи элементарных ячеек одинаковой геометрии. Таким образом, геометрию всей конструкции можно описать вектором безразмерных параметров  $\lambda = [\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4, \lambda_5, \lambda_6, \lambda_7, \lambda_8, \lambda_9, \lambda_{10}]$ .

Обе конструкции были одинаковых габаритных размеров: длина  $L = 100$  мм, внешний диаметр  $d = 24$  мм (см. рис. 3). Вектор безразмерных параметров для конструкций был взят из работ [15, 23] и приведен в табл. 1.

При изготовлении конструкции ребра элементарных ячеек были изготовлены с круглым поперечным сечением диаметром 1 мм.

Исследуемые образцы изготавливались методом лазерной стереолитографии на фотополимерном принтере *ANYCUBIC Photon Mono X*. В работе использовалась фотополимерная смола *Anycubic Colored UV Resin*, характеристики которой приведены в табл. 2. Толщина слоя печати 10 мкм. Характеристики используемой фотополимерной смолы представлены в табл. 2.

## Обработка данных

В результате испытаний после каждой съемки РКТ был получен файл с распределением коэффициентов рентгеновского ослабления и величиной, приложенной внешней сжимающей нагрузки. Затем данные РКТ сегментировались, после чего определялись узловые точки для последующего восстановления скелета изделия. Под узловыми точками понимались точки на концах каждой грани. Для автоматизации этого процесса был использован алгоритм *DBScan*.

Полученные узловые точки использовались для определения перемещений образца. Для идентификации узловых точек между разными шагами нагружения использовалась мера бутылочного горлышка [1].

Таким образом, было получено перемещение каждой точки на основе попарного сравнения шагов нагружения. Вектор перемещений образца определяется

как разница между недеформированным состоянием и конкретным шагом нагружения.

## Результаты

Данные сканирования конструкций приведены на рис. 4, где литерами *a* и *b* отмечены 1-ый и 2-ой тип конструкции. Величины прикладываемой осевой сжимающей силы приведены в табл. 3.

На рис. 4, *a* и *b* представлены конструкции в соответствии с этапами нагружения (слева направо). Для каждого типа конструкции и для каждого этапа нагружения на рис. 4 изображено векторное поле перемещений.

Так, для первого типа конструкции, начиная с первого этапа нагружения (25 Н), наблюдалось смещение узловых точек в поперечном направлении (см. рис. 4, *a*). Что сигнализирует о потере устойчивости образца. Эта тенденция сохраняется вплоть до последнего этапа нагружения (75 Н), где отмечались локальные максимумы перемещений на верхних элементарных ячейках решетчатой конструкции, по которым возможно определить характер формы потери устойчивости.

Таблица 1

Вектор безразмерных параметров.

| Тип конструкции | $\lambda_1$ | $\lambda_2$ | $\lambda_3$ | $\lambda_4$ | $\lambda_5$ | $\lambda_6$ | $\lambda_7 - \lambda_{10}$ |
|-----------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|----------------------------|
| 1               | 1           | 1           | 1           | 1           | 1           | 1           | 1                          |
| 2               | 2,3         | 1,8         | 1,7         | 1,3         | 0,8         | 0,5         | 0,4                        |

Таблица 2

Характеристики фотополимерной смолы *Anycubic Colored UV Resin*

| Наименование                                      | Величина |
|---|----------|
| Длина волны отверждения, нм                       | 405      |
| Вязкость, МПа·с                                   | 552      |
| Плотность в жидком состоянии, гр/см <sup>3</sup>  | 1000     |
| Плотность в твердом состоянии, гр/см <sup>3</sup> | 1184     |
| Твердость по Шору, <i>D</i>                       | 79       |
| Удлинение при разрыве, %                          | 14,2     |
| Точность по оси <i>Z</i> , мм                     | 0,01     |
| Прочность на растяжение, МПа                      | 23,4     |

Таблица 3

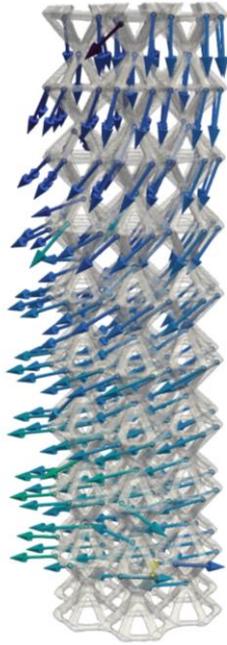
Величина внешней сжимающей нагрузки на каждом шаге нагружения.

| Этап нагружения | 0 | 1  | 2  | 3  |
|-----------------|---|----|----|----|
| Нагрузка, Н     | 0 | 25 | 50 | 75 |

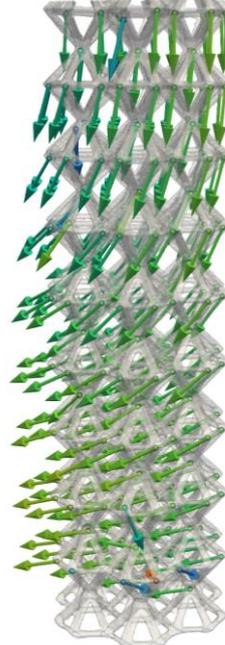
Начальное состояние



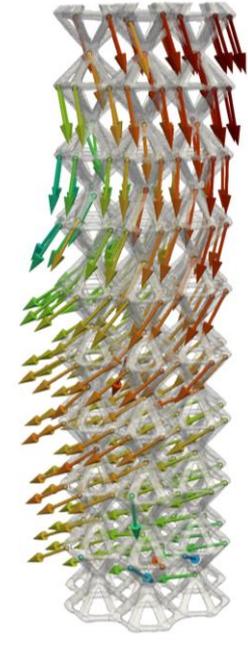
Первый этап нагружения (25 Н)



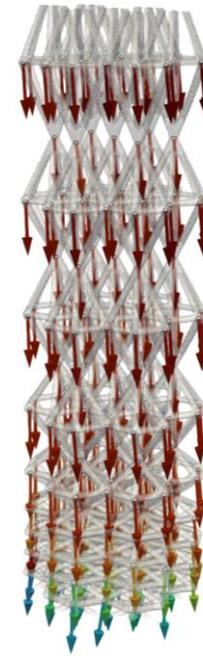
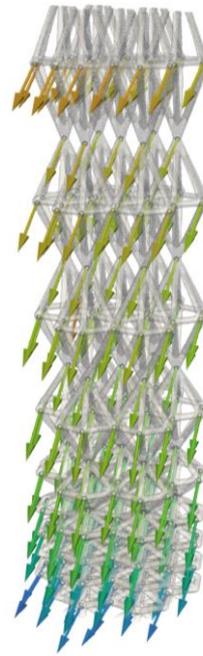
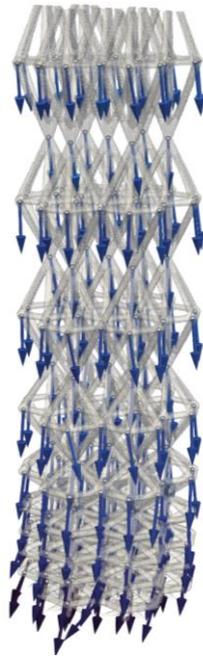
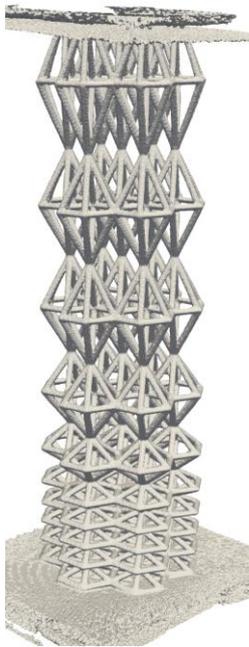
Второй этап нагружения (50 Н)



Третий этап нагружения (75 Н)

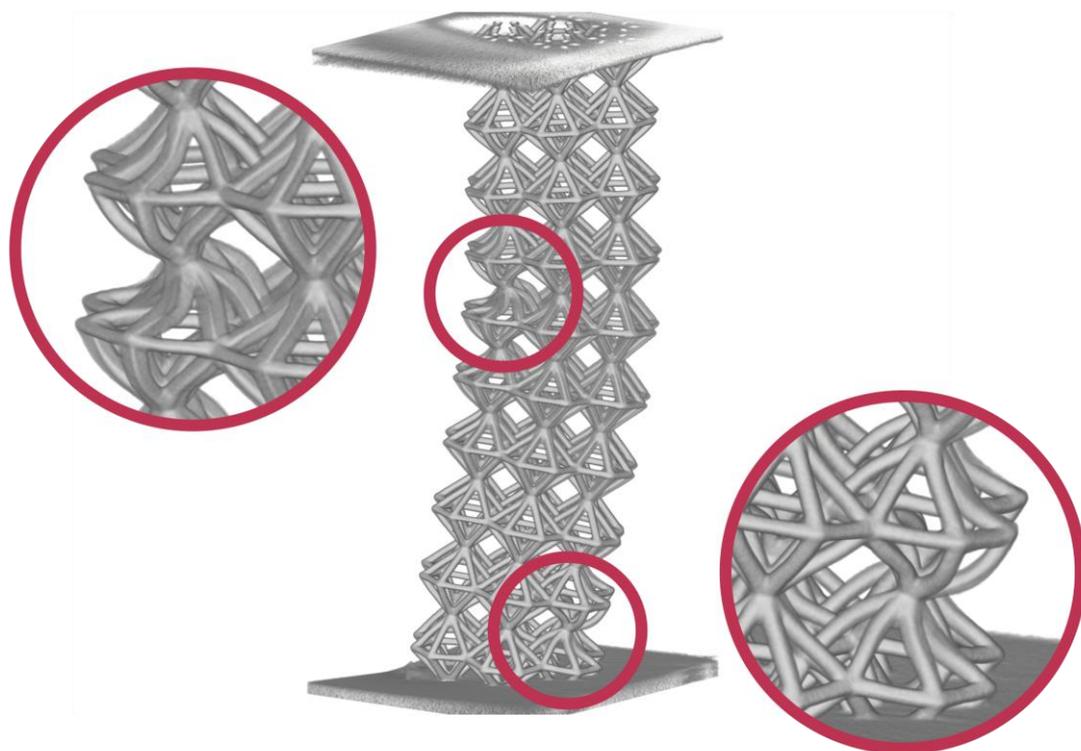


*a*

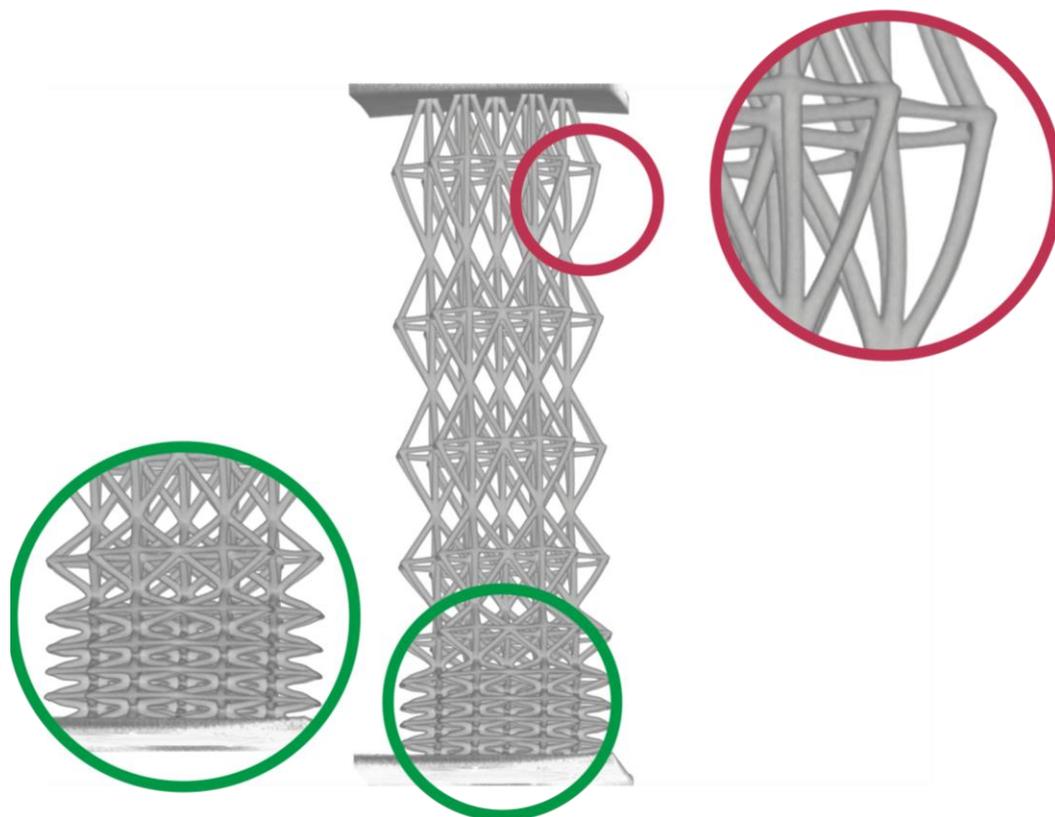


*б*

Рис. 4. Поля перемещений на каждом шаге нагружения: *a* – первый тип конструкции; *б* – второй тип конструкции



*a*



*б*

Рис. 5. Локальная потеря устойчивости на третьем шаге нагружения:  
*a* – первый тип конструкции, *б* – второй тип конструкции

Иная картина наблюдалась для второго типа образца. Так, если обратиться к рис. 4, б, где представлены векторные поля перемещений узлов, то можно отметить, что на первом этапе нагружения перемещения в большей степени направлены в продольном направлении. На втором шаге нагружения возникает небольшая поперечная составляющая вектора перемещений, то есть образец начинает терять устойчивость, но уже на третьем шаге нагружения продольная составляющая поля перемещений опять начинает преобладать.

Локальная потеря устойчивости для обоих типов образцов наблюдалась только на третьем шаге нагружения. У первого типа конструкции выделяются две ярко выраженные области, в которых сосредоточены ячейки, ребра которых потеряли устойчивость (отмечены красными кругами на рис. 5, а). Ребра элементарной ячейки теряли устойчивость согласно первой форме потери устойчивости. Количество таких ребер у первого типа конструкции составляло 25 шт. Второй тип конструкции в меньшей степени подвергся потере локальной устойчивости. Всего было обнаружено 4 таких ребра (отмечено красным кругом на рис. 5, б), но в большей степени ребра сохраняли форму (отмечено зеленым кругом на рис. 5, б).

## Обсуждение

Рассмотренная в работе конструкция является частым исполнением для несущих элементов эндопротезов. Согласно работам [15, 23], такие изделия могут быть использованы как несущая часть эндопротеза длинных костей. Проектировочные и проверочные расчеты таких изделий зачастую подразумевают расчет на прочность и жесткость. С другой стороны, полученные результаты сигнализируют о необходимости расчета на потерю устойчивости, так как возникновение изгибной составляющей вносит критический фактор в разрушение изделия.

Конечно, отдельной дискуссии заслуживает вопрос о причинах возникновения потери устойчивости, к которым, очевидно, можно отнести дефекты изготовления: локальные отклонения формы, неравномерность распределения по конструкции механических свойств материала. Но в рамках представленных результатов можно отметить факт наличия связи между потерей устойчивости и архитектурой конструкции. Так, для второго типа

конструкции было зафиксировано прерывание процесса потери устойчивости, и конструкция продолжила работать на сжатие. То есть архитектура решетчатого изделия «погасила» изгибные составляющие вектора перемещений.

Авторами выдвигается гипотеза, что этот эффект возникает из-за участков с 7-ого по 10-ый (согласно табл. 1). Эти участки характеризуются малой величиной безразмерного параметра, то есть продольный размер этих ячеек мал. В некотором смысле, эти участки играют роль упругого основания для оставшейся конструкции, что и приводит к снижению критической силы потери устойчивости.

Конечно, эта гипотеза должна быть исследована отдельно, но этот эффект можно и нужно учитывать при проектировании решетчатых изделий. Более того, это возможный инструмент для нивелирования технологических изъянов за счет архитектуры конструкции.

## Заключение

Статья посвящена исследованию потери устойчивости решетчатых конструкций при одноосном сжатии. Объектами исследования выступали два типа решетчатых структур эндопротезов. Совместно с нагружением образцов проводилась их съемка рентгеновским компьютерным томографом. Первый тип конструкции терял общую устойчивость, что подтверждается возникновением поперечной составляющей вектора перемещения узловых точек. У второго типа образца наблюдалось возникновение поперечной составляющей вектора перемещений (на втором шаге нагружения), но на третьем шаге нагружения поперечная составляющая вектора перемещений пропадала.

У каждого типа конструкции наблюдалась локальная потеря устойчивости ребер элементарной ячейки на третьем шаге нагружения. Количество таких ребер у первого и второго типа конструкции составило 25 и 4 ребра соответственно.

Полученные результаты сигнализируют о необходимости оценки решетчатых изделий на потерю устойчивости и подчеркивают факт влияния архитектуры изделия не только на прочность и жесткость, но и на устойчивость.

Авторы планируют продолжить исследование влияния микроархитектуры на потерю устойчивости решетчатых структур аналитическим и экспериментальными методами.

## Список литературы

1. Акифьев К.Н., Стаценко Е.О., Смирнова В.В., Харин Н.В., Большаков П.В., Саченков О.А. Методика исследования пористости образцов с жидкостью рентгеновским компьютерным томографом при

одноосном сжатии // Вестник Пермского национального исследовательского политехнического университета. Механика. – 2023. – № 2. – С. 11–21.  
DOI: 10.15593/perm.mech/2023.2.02

2. Ахметзянова А.И., Шарафутдинова К.Р., Сабирова Д.Э., Балтин М.Э., Герасимов О.В., Балтина Т.В., Саченков О.А. Оценка влияния тяжести травмы спинного мозга на механические свойства костей задних конечностей опытных крыс // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 45–55. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.4.04
3. Герасимов О.В., Рахматулин Р.Р., Балтина Т.В., Саченков О.А. Определение механических свойств костной ткани численно-цифровым методом на основе данных компьютерной томографии // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 3. – С. 53–66 DOI: 10.15593/RZhBiomech/2023.3.04
4. Коллеров М. Ю., Давыдов Е.А., Завгородняя Е.В., Афонина М.Б. Особенности изготовления и клинического применения пористых имплантатов из титана для лечения травм и заболеваний позвоночника // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 73–84. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.1.06
5. Маслов Л.Б., Дмитриук А.Ю., Жмайло М.А., Коваленко А.Н. Исследование прочности эндопротеза тазобедренного сустава из полимерного материала // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 4. – С. 19–33. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.4.02
6. Маслов Л.Б., Дмитриук А.Ю., Жмайло М.А., Коваленко А.Н. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при ходьбе // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 4. – С. 414–433. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2021.4.07
7. Мелконян К.И., Русинова Т.В., Козмай Я.А., Солоп Е.А., Москалюк О.А., Асякина А.С., Манукян М.М., Гуревич К.Г. Оценка биомеханических свойств материалов на основе дермы для герниопластики // Российский журнал биомеханики. – 2023. – Т. 27, № 2. – С. 10–17. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2023.2.01
8. Розов Р.А., Трезубов В.Н., Ураков А.Л. Индивидуальная цифровая реконструкция биомеханики жевательного речевого аппарата при имплантационном протезировании пациентов с полной потерей зубов // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 3. – С. 105–115. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.3.09
9. Суфияров В.Ш., Орлов А.В., Попович А.А., Чуковенкова М.О., Соклаков А.В., Михалюк Д.С. Расчетное исследование прочности эндопротеза из материала с градиентной ячеистой структурой // Российский журнал биомеханики. – 2021. – Т. 25, № 1. – С. 64–77. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2021.1.05
10. Харин Н.В., Герасимов О.В., Большаков П.В., Хабибуллин А.А., Федянин А.О., Балтин М.Э., Балтина Т.В., Саченков О.А. Методика определения ортотропных свойств костного органа по данным компьютерной томографии // Российский журнал биомеханики. – 2019. – Т. 23, № 2. – С. 414–433. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.3.11
11. Чернева С., Петков В., Войнарович С., Алексиев А., Кислица О., Масючок О. Механические свойства биосовместимых покрытий титан-стекло-углерод для применения в ортопедических имплантатах и деталях для остеосинтеза // Российский журнал биомеханики. – 2022. – Т. 26, № 1. – С. 49–59. DOI: 10.15593/RZhBiomech/2022.1.04
12. Alghamdi A., Downing D., Tino R., Almalki A., Maconachie T., Lozanovski B., Brandt M., Qian M., Leary M. Buckling phenomena in AM lattice strut elements: a design tool applied to Ti-6Al-4V LB-PBF // Materials & Design. – 2021. – Vol. 208. – Article no. 109892. DOI: 10.1016/j.matdes.2021.109892
13. Bari K., Arjunan A. Extra low interstitial titanium based fully porous morphological bone scaffolds manufactured using selective laser melting // Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. – 2019. – Vol. 95. – P. 1–12. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2019.03.025
14. Bolshakov P., Kharin N., Kashapov R., Sachenkov O. Structural design method for constructions: simulation, manufacturing and experiment // Materials. – 2021. – Vol. 14, No. 20. – Article no. 6064. DOI: 10.3390/ma14206064
15. Bolshakov P., Raginov I., Egorov V., Kashapova R., Kashapov R., Baltina T., Sachenkov O. Design and optimization lattice endoprosthesis for long bones: manufacturing and clinical experiment // Materials. – 2020. – Vol. 13, No. 5. – Article no. 1185. DOI: 10.3390/ma13051185
16. Concli F., Gilioli A. Numerical and experimental assessment of the mechanical properties of 3D printed 18-Ni300 steel trabecular structures produced by Selective Laser Melting – a lean design approach // Virtual and Physical Prototyping. – 2019. – Vol. 14, No. 3. – P. 267–276. DOI: 10.1080/17452759.2019.1565596
17. Dong J., Fan H. Crushing behaviors of buckling-oriented hexagonal lattice structures // Mechanics of Materials. – 2022. – Vol. 165. – Article no. 104160. DOI: 10.1016/j.mechmat.2021.104160
18. Foltut D., Vălean E., Dzitac V., Marsavina L. The influence of temperature on the mechanical properties of 3D printed and injection molded ABS // Materials Today: Proceedings. – 2023. – Vol. 78. – P. 210–213. DOI: 10.1016/j.matpr.2022.10.039
19. Gerasimov O.V., Kharin N., Fedyanin A., Bolshakov P., Baltin M., Statsenko E.O., Fadeev F., Islamov R.R., Baltina T.V., Sachenkov O. Bone Stress-strain state evaluation using CT based FEM // Frontiers in Mechanical Engineering. – 2021. – Vol. 7. – Article no. 688474. DOI: 10.3389/fmech.2021.688474
20. Gerasimov O.V., Kharin N., Statsenko E.O., Mukhin D., Berezhnoi D.V., Sachenkov O. Patient-specific bone organ modeling using CT based FEM // Lecture Notes in Computational Science and Engineering. – 2021. Vol. 141. – P. 125–139. DOI: 10.1007/978-3-030-87809-2\_10
21. Ivannikov S.T., Vahterova Y. A., Utkin Y.A., Sun Y. Calculation of strength, rigidity, and stability of the aircraft fuselage frame made of composite materials // INCAS Bulletin. – 2021. – P. 77–86. DOI: 10.13111/2066-8201.2021.13.S.8
22. Jamshidian M., Boddeti N., Rosen D. W., Weeger O. Multiscale modelling of soft lattice metamaterials: micromechanical nonlinear buckling analysis, experimental verification, and macroscale constitutive behaviour // International Journal of Mechanical Sciences. – 2020. – Vol. 188. – Article no. 105956. DOI: 10.1016/j.ijmecsci.2020.105956
23. Kharin N., Bolshakov P., Kuchumov A.G. Numerical and experimental study of a lattice structure for orthopedic applications // Materials. – 2023. – Vol. 16, No. 2. – Article no. 744. DOI: 10.3390/ma16020744
24. Krishnan K., Lee D., Teneji M. A., Al-Rub R. K. A. Effective stiffness, strength, buckling and anisotropy of foams based on nine unique triple periodic minimal surfaces // International Journal of Solids and Structures. – 2022. – Vol. 238. – Article no. 111418. DOI: 10.1016/j.ijsolstr.2021.111418

25. Lakkala P., Munnangi S.R., Bandari S., Repka M.A. Additive manufacturing technologies with emphasis on stereolithography 3D printing in pharmaceutical and medical applications: A review // *International Journal of Pharmaceutics*. X. – 2023. – Vol. 5. – Article no. 100159. DOI: 10.1016/j.ijpx.2023.100159
26. Li Y., Ding S., Wen C. Additive manufacturing technology for porous metal implant applications and triple minimal surface structures: a review // *Bioactive Materials*. – 2019. – Vol. 4. – P. 56–70. DOI: 10.1016/j.bioactmat.2018.12.003
27. Limmahakhun S., Oloyede A., Sitthiseripratip K., Xiao, Y., Chen, Y. 3D-printed cellular structures for bone biomimetic implants // *Additive Manufacturing*. – 2017. – Vol. 15. – P. 93–101. DOI: 10.1016/j.addma.2017.03.010
28. Liu L., Kamm P.H., García-Moreno F., Banhart, J., Pasini D. Elastic and failure response of imperfect three-dimensional metallic lattices: the role of geometric defects induced by Selective Laser Melting // *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*. – 2017. – Vol. 107. – P. 160–184. DOI: 10.1016/j.jmps.2017.07.003
29. Liverani E., Zanini, F., Tonelli L., Carmignato S., Fortunato A. The influence of geometric defects and microstructure in the simulation of the mechanical behaviour of laser powder-bed fusion components: application to endoprosthesis // *Journal of Manufacturing Processes*. – 2021. – Vol. 71. – P. 541–549. DOI: 10.1016/j.jmapro.2021.09.043
30. Maslov L. B., Borovkov A. I., Maslova I., Soloviev D., Zhmaylo M., Tarasenko F. D. Finite element analysis of customized acetabular implant and bone after pelvic tumour resection throughout the gait cycle // *Materials*. – 2021. – Vol. 14, No. 22 – Article no. 7066. DOI: 10.3390/ma14227066
31. Nazir A., Ali, M., Jeng J. Investigation of Compression and Buckling Properties of a Novel Surface-Based Lattice Structure Manufactured Using Multi Jet Fusion Technology. // *Materials*. – 2021. – Vol. 14, No. 10. – Article no. 2599. DOI: 10.3390/ma14102599
32. Nishimura M., Hatta M. Local buckling behavior of multi-walled carbon nanotubes encapsulating C60 fullerenes // *Carbon Trends*. – 2023. – Vol. 11. – Article no. 100269. DOI: 10.1016/j.cartre.2023.100269
33. Peng C., Tran P.T., Mouritz A. Compression and buckling analysis of 3D printed carbon fibre-reinforced polymer cellular composite structures // *Composite Structures*. – 2022. – Vol. 300. – Article no. 116167. DOI: 10.1016/j.compstruct.2022.116167
34. Rodrigues J.P., Thanumoorthy R.S., Manjhi S.K., Sekar P., Perumal D A., Bontha, S., Balan, A.S.S. Hybrid Additive Manufacturing of ER70S6 steel and Inconel 625: A study on microstructure and mechanical properties // *Materials Today Communications*. – 2023. – Article no. 106977. DOI: 10.1016/j.mtcomm.2023.106977
35. Sivakumar N. K., Palaniyappan S., Sekar V., Alodhayb A., Braim M. An optimization approach for studying the effect of lattice unit cell's design-based factors on additively manufactured poly methyl methacrylate cranio-implant // *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. – 2023. – Vol. 141. – Article no. 105791. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105791
36. Soro N., Brodie, E. G., Abdal-Hay A., Alali A. Q., Kent D., Dargusch M. Additive manufacturing of biomimetic titanium-tantalum lattices for biomedical implant applications // *Materials & Design*. – 2022. – Vol. 218. – Article no. 110688. DOI: 10.1016/j.matdes.2022.110688
37. Vahterova Y.A., Min Ya N. Effect of shape of armoring fibers on strength of composite materials // *Turkish Journal of Computer and Mathematics Education*. – 2021. – Vol. 12. – P. 2703–2708. DOI: 10.17762/turcomat.v12i2.2295
38. Wu M., Chen J., Chiang P., Chang P., Tsai M. Compression property, deformation behavior, and fracture mechanism of additive-manufactured Ti-6Al-4V cellular solid with a new cuboctahedron structure // *Metallurgical and Materials Transactions*. – 2020. – Vol. 51, No. 12. – P. 6517–6527. DOI: 10.1007/s11661-020-06013-7
39. Yang X., Hu X., Zhu L., Li M. Lattice structure design optimization under localized linear buckling constraints // *Computers & Structures*. – 2023. – Vol. 286. – Article no. 107112. DOI: 10.1016/j.compstruc.2023.107112

**Финансирование.** Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда, проект № 23-21-00274.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

# PILOT STUDY OF LATTICE ENDOPROSTHESIS BUCKLING BY COMPRESSION IN-SITU USING X-RAY TOMOGRAPHY

K.N. Akifyev, N.V. Kharin, E.O. Statsenko, O.A. Sachenkov, P.V. Bolshakov

Kazan (Volga region) Federal University, Kazan, Russian Federation

---

## ARTICLE INFO

Received: 19 October 2023  
Approved: 03 December 2023  
Accepted for publication: 05 December 2023

### Key words:

nondestructive testing methods, computed tomography, lattice structures, buckling, endoprosthesis

## ABSTRACT

Take into account additive manufacturing while design lattice implant can improve load-bearing properties and decrease construction weight. The usage of lattice structure and biomaterials makes it possible to solve the main problem of arthroplasty - preservation of the implant after surgery in the patient's body. Unfortunately, nowadays biomaterials do not have the necessary strength capacity. In spite of this, a lot of researches are directed towards to develop new design methods or improve the existing ones. There are number of articles focused on in-situ testing and quality control of lattice structures.

The study is devoted to investigate the buckling of lattice structures under uniaxial compression with synchronous X-ray computed tomography scanning. In the article an experimental study of lattice structures of two kinds has been carried out. Edges of hexagonal bipyramid were a basic cell of the samples. The distribution of basic cells in the first type of construction was uniform, and was non-uniform in the second type. The studied samples were manufactured by laser stereolithography method. The lattice structures were loaded step-by-step with a longitudinal compressive load. The loading of the specimens was carried out in cooperation with their scanning by X-ray computed tomography.

As a result, the displacement fields of structures at each step of loading were obtained. The general and local buckling of lattice structures was revealed. The general buckling occurred at the second loading step for each type of structure. Local buckling was observed at the third loading step. The influence of the architecture of the lattice structures on the buckling process was revealed. The effect of interruption of the buckling process was observed in the specimen with non-uniform distribution of basic cells. And because of that the structure continued to work in compression. In other words, the lattice architecture "dampened" the bending components of the displacement vector.

© PNRPU