



УДК 62-405.8

<https://doi.org/10.17073/1997-308X.2026.588P.1087>

Научная статья

Research article



Исследование механических свойств сетчатых конструкций на основе TiNi, полученных селективным лазерным плавлением

П. Н. Килина[✉], А. А. Дроздов, А. А. Сметкин,
Г. А. Гордеев, М. Н. Каченюк, Е. А. Морозов

Пермский национальный исследовательский политехнический университет
Россия, 614990, г. Пермь, Комсомольский пр-т, 29

✉ kilina.pn@mail.ru

Аннотация. Проведено исследование свойств исходного порошкового материала TiNi и сетчатых образцов на его основе, полученных селективным лазерным плавлением. Установлены факторы, влияющие на механические характеристики таких сетчатых образцов. С помощью лазерного дифракционного анализа определены гранулометрический состав и морфология частиц, энергодисперсионным рентгенофлуоресцентным анализом – элементный состав исходного порошка. Выполнено томографическое исследование порошковой пробы и полученных образцов. Изучены технологические свойства порошка по стандартным методикам ГОСТ. Методом селективного лазерного плавления получены сетчатые образцы различной конфигурации. Методом конечных элементов осуществлено численное моделирование напряженно-деформированного состояния. Проведена серия натурных экспериментов на сжатие спиральных и синусоидальных сетчатых конструкций с дальнейшим фрактографическим исследованием. Установлено содержание химических элементов в порошке: Ti – 45,41 мас. %, Ni – 54,59 мас. %; инородных включений не обнаружено. Размер частиц составляет 5–63 мкм, средний размер – 33,566 мкм; насыпная плотность, плотность утряски и текучесть – 3,92 г/см³, 4,29 г/см³ и 17,1 с/50 г соответственно. Лазерным сплавлением получены синусоидальные и спиральные образцы диаметром 2 мм и высотой 15 мм с толщиной перемычки 150 мкм. Результаты численных экспериментов показали, что максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу в перемычках достигают значений предела текучести материала и локализуются в зонах начала разветвления узлов. В ходе натурных испытаний на сжатие получены зависимости «напряжение–деформация» для образцов в различных сечениях. Выявлено, что напряжения в серединах узлов перемычек составляют $173,25 \pm 8,67$ МПа для синусоидальных и $148,75 \pm 7,44$ МПа для спиральных конструкций, а в области разветвления перемычек – соответственно $74,93 \pm 7,50$ и $74,38 \pm 7,44$ МПа. Фрактографическим анализом изломов установлен смешанный механизм разрушения.

Ключевые слова: селективное лазерное плавление (СЛП), аддитивные технологии, никелид титана (TiNi), сетчатые конструкции, медицинские имплантаты, напряженно-деформированное состояние, механические свойства, напряжение, перемещение, излом

Благодарности: Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 25-79-10169, <https://rscf.ru/project/25-79-10169/>

Для цитирования: Килина П.Н., Дроздов А.А., Сметкин А.А., Гордеев Г.А., Каченюк М.Н., Морозов Е.А. Исследование механических свойств сетчатых конструкций на основе TiNi, полученных селективным лазерным плавлением. *Известия вузов. Порошковая металлургия и функциональные покрытия*. 2026;20(3):123–131. <https://doi.org/10.17073/1997-308X.2026.588P.1087>

Study of the mechanical properties of TiNi-based lattice structures produced by selective laser melting

P. N. Kilina[✉], A. A. Drozdov, A. A. Smetkin,
G. A. Gordeev, M. N. Kachenyuk, E. A. Morozov

Perm National Research Polytechnic University
29 Komsomolskiy Prosp., Perm 614990, Russia

✉ kilinapn@mail.ru

Abstract. The properties of the initial TiNi powder and lattice specimens fabricated from it by selective laser melting (SLM), were investigated, and the factors affecting their mechanical performance were identified. The particle-size distribution and particle shape characteristics were determined by laser diffraction, while the elemental composition of the initial powder was determined by energy-dispersive X-ray fluorescence spectroscopy. X-ray computed tomography was performed on both the powder sample and the fabricated specimens. The processing characteristics of the powder were evaluated in accordance with the applicable GOST standards. Spiral and sinusoidal lattice specimens were fabricated by SLM. Their stress-strain response was simulated using the finite element method. The specimens were then subjected to compression testing followed by fractographic examination. The powder contained 45.41 wt. % Ti and 54.59 wt. % Ni, and no foreign particles were detected. Particle sizes ranged from 5 to 63 μm , with a median particle size of 33.566 μm . The bulk density, tapped density, and Hall flow rate were 3.92 g/cm³, 4.29 g/cm³, and 17.1 s/50 g, respectively. Sinusoidal and spiral specimens with a diameter of 2 mm, a height of 15 mm, and a strut thickness of 150 μm were produced by SLM. The numerical results showed that the maximum von Mises equivalent stresses in the struts reached the yield strength of the material and was concentrated at the junctions where the struts began to branch. Compression testing yielded stress-strain curves for the specimens in different cross-sections. The stresses in the central regions of the strut junctions were 173.25 ± 8.67 MPa for the sinusoidal structures and 148.75 ± 7.44 MPa for the spiral structures, whereas the stresses in the strut branching regions were 74.93 ± 7.50 MPa and 74.38 ± 7.44 MPa, respectively. Fractographic analysis revealed a mixed fracture mechanism.

Keywords: selective laser melting (SLM), additive manufacturing, titanium nickelide (TiNi), lattice structures, medical implants, stress-strain response, mechanical properties, stress, displacement, fracture

Acknowledgements: This work was supported by Russian Science Foundation, grant No. 25-79-10169, <https://rscf.ru/project/25-79-10169/>

For citation: Kilina P.N., Drozdov A.A., Smetkin A.A., Gordeev G.A., Kachenyuk M.N., Morozov E.A. Study of the mechanical properties of TiNi-based lattice structures produced by selective laser melting. *Powder Metallurgy and Functional Coatings*. 2026;20(3):123–131. <https://doi.org/10.17073/1997-308X.2026.588P.1087>

Введение

Аддитивные технологии, в частности селективное лазерное плавление (СЛП), открывают новые возможности в производстве имплантатов со сложной структурой [1–8]. Классические технологии накладывают ограничения на геометрическую сложность изделия и не позволяют в полной мере реализовать потенциал топологической оптимизации под конкретную анатомию пациента [9–12]. Никелид титана (TiNi) занимает особое место среди биосовместимых материалов благодаря уникальному комплексу функциональных свойств (в том числе эффекту памяти формы и сверхэластичности) [1; 13–15]. Качество изделий, полученных методом СЛП, зависит от свойств исходного порошкового материала (химической чистоты, гранулометрического состава, формы частиц, текучести и т.д.) и параметров лазерного воздействия (мощности, времени экспозиции, расстояния между

точками засветки, стратегии сканирования) [16–18]. Для тонкостенных сетчатых образцов на основе никелида титана даже незначительные отклонения параметров процесса СЛП влияют на температуры фазовых превращений (мартенситные переходы), а наличие дефектов (пор, несплавлений, оксидных включений) в тонких перемычках стента может стать причиной преждевременного разрушения [19–22].

Экспериментальный подбор рациональных параметров СЛП для каждой новой геометрии является ресурсоемким и затратным. В этих условиях незаменимым инструментом становится численное моделирование, в частности метод конечных элементов (МКЭ). В современных исследованиях активно используют МКЭ для анализа влияния различных стратегий сканирования и геометрических особенностей на термические и механические свойства [2; 19; 23–25]. Кроме того, методы автоматизированного проектирования применяются для прогнозирования механических свойств (радиальной,

осевой жесткости и т.д.) сложных периодических структур на этапе проектирования, что значительно ускоряет процесс оптимизации конструкции под конкретные биомеханические требования [26–28].

В работах [23; 27; 29–31] были показаны принципиальные возможности лазерного сплавления TiNi, однако недостаточно изученным остается вопрос корреляции между характеристиками исходного порошка, режимами сплавления и механическим поведением сетчатых структур с учетом геометрических особенностей.

Целью работы являлось установление факторов, влияющих на механические характеристики сетчатых образцов на основе никелида титана, полученных селективным лазерным плавлением.

Методика исследований

Для анализа микротопографии частиц и элементного анализа порошка использован растровый электронный микроскоп EM-30AXPlus (Cохem Co. Ltd., Респ. Корея), совмещенный с энергодисперсионным спектрометром, с возможным увеличением в диапазоне 20–150 000 $\times$ и ускоряющим напряжением 20 кВ. Дополнительно для получения данных об элементном составе порошков применялся метод энергодисперсионного рентгенофлуоресцентного анализа спектра (спектрометр EDX-800HS, Shimadzu, Япония), среда анализа – воздух, исследование порошковой пробы выполнено в кювете с полипропиленовым окном, коллиматор 5 мм. Для установления среднего размера и фактора формы частиц, распределения порошка по размерам проведен гранулометрический анализ (Analysette 22 NanoTec, Fritsch, Германия) в жидкой среде методом лазерной дифракции. Для порошка TiNi определены насыпная плотность и плотность утряски (в соответствии с ГОСТ ИСО 3923-1 и ГОСТ ИСО 3953), а также (по ГОСТ 20899) – текучесть порошка с помощью калиброванной воронки (прибора Холла). Исследование порошка и полученных образцов также осуществлялось на инвертированном микроскопе отраженного света Olympus GX51 (Olympus Corp., Япония) в диапазоне увеличений 100–1000 $\times$. Проба порошка и полученные образцы анализировались на микрофокусном томографе Nikon XT H 225 ST (Nikon Corp., Япония) с диаметром пятна 3 мкм при напряжении 130 кВ и силе тока 53 мА.

Сетчатые конструкции на основе порошка TiNi были получены селективным лазерным плавлением на установке ReaLizer SLM 50 (ReaLizer GmbH, Германия) в защитной атмосфере аргона высокой чистоты.

Моделирование механических свойств осуществлялось с помощью конечно-элементного анализа

в программном пакете Siemens NX (структурный решатель Simcenter Nastran). Для оценки прочности на сжатие сетчатых конструкций использовалась гипотеза прочности Мизеса. Решалась задача линейной статики без учета пластических деформаций. Напряжения при сжатии рассчитывались следующим образом:

$$\sigma = F/(NS),$$

где σ – напряжение при сжатии, МПа; F – прикладываемая сила, Н; S – площадь перемычки, м²; N – количество перемычек в сечении в плоскости приложения давления. Для расчетов была сгенерирована 3D тетраэдральная сетка (тип CTETRA 10) с числом элементов на толщину перемычки не меньше трех. В качестве граничных условий предполагалась фиксация образцов посредством жесткой заделки нижнего торца, имитирующей отсутствие перемещений и вращений по трем осям в основании. Нагрузка прикладывалась в верхней плоскости вдоль оси Z , компоненты перемещений в верхнем торце стента вдоль осей X и Y , а также все вращения имели нулевые значения.

Испытания на сжатие спиральных и синусоидальных конструкций проводились на установке Instron 5885 (Instron Limited, Великобритания), скорость перемещения траверсы составляла 1 мм/мин.

Результаты и их обсуждение

Была проанализирована партия порошка TiNi, полученного газовой атомизацией (рис. 1). Установлено массовое содержание химических элементов порошка: Ti – 45,41 %, Ni – 54,59 % (см. таблицу), что отвечает требованиям к сплавам, разрешенным для использования в качестве материала имплантатов. Инородных включений, по результатам томографического исследования, обнаружено не было.

По данным гранулометрического анализа (прибор Analysette 22 NanoTec), частицы порошка TiNi имеют сферическую форму и размеры в диапазоне от 5 до 63 мкм, средний размер $d_{50} = 33,566$ мкм (рис. 2). Насыпная плотность порошка TiNi соста-

Элементный анализ порошка TiNi

Elemental composition of TiNi powder

Элемент	Содержание	
	мас. %	ат. %
Ti	45,41 ± 0,2	50,49
Ni	54,59 ± 0,2	49,51
Всего	100,00	100,00

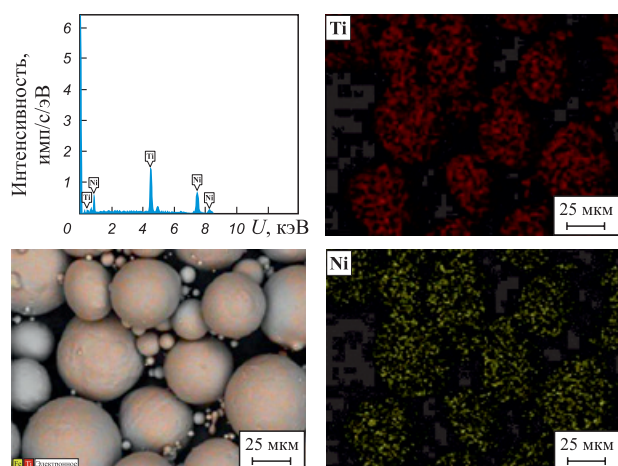


Рис. 1. Элементный анализ порошка TiNi

Fig. 1. Elemental analysis of TiNi powder

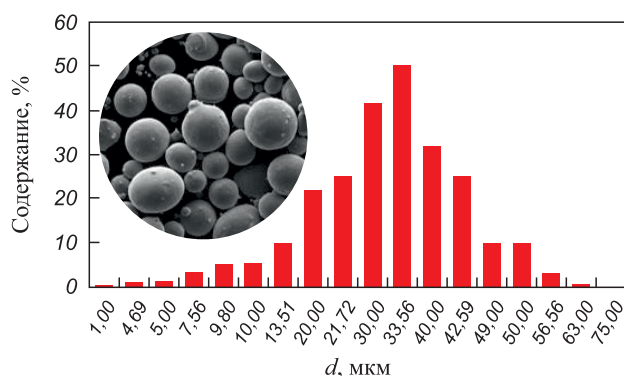
вила $3,92 \text{ г/см}^3$, плотность утряски – $4,29 \text{ г/см}^3$, текучесть – $17,1 \text{ с/50 г}$. Полученные значения физических, химических и технологических свойств обеспечивают равномерность подачи порошка в камеру и формирования равноплотностного слоя на подложке, а также компактность укладки в определенный объем при сплавлении изделий. Данные факторы качества порошка оказывают влияние на механические свойства полученных конструкций.

Селективным лазерным плавлением TiNi при мощности лазерного излучения $P = 37,5 \text{ Вт}$, расстоянии между точками $L = 15 \text{ мкм}$ и времени экспозиции $t = 20 \text{ мс}$ по 3D-модели созданы спиральные и синусоидальные конструкции с толщиной перемычки 150 мкм , диаметром 2 мм и высотой 15 мм . Отсутствие на поверхности частиц порошка загрязнений, оксидных пленок или неровностей, правильная форма частиц, низкая шероховатость и однородность обеспечили качественное сплавление между частицами и между слоями и, как следствие, отсутствие несплавления и пор. Нормальное распределение размеров порошка, установленное на

основе гранулометрического анализа, оказало положительное влияние на плотность упаковки и минимизировало межчастичную пористость, поскольку достаточно широкий диапазон размеров и наличие смеси разных фракций способствуют более эффективному заполнению мелкими частицами пустот между крупными частицами. Отсутствие примесей и инородных включений, а также соответствие заявленному химическому составу обеспечили стабильность процесса селективного лазерного плавления и в значительной степени уменьшили количество дефектов в конструкциях стентов. Дефекты являются концентраторами напряжений, что оказывает влияние на механические свойства. Результаты расчетов напряженно-деформированного состояния сетчатых конструкций в области линейной статики при сжатии представлены на рис. 3, 4.

Наиболее нагруженные элементы сетчатой конструкции – это разветвления перемычек в вертикальном направлении, где возникают максимальные растягивающие напряжения. Они являются самыми уязвимыми зонами конструкции, так как воспринимают осевую силу и изгибающий момент; меньшие значения наблюдаются в перемычках. Таким образом, минимальные напряжения при численном моделировании составляют для синусоидальных и спиральных образцов порядка $93,65$ и $81,52 \text{ МПа}$ соответственно, максимальные напряжения в минимальном по площади сечении – $174,07$ и $148,75 \text{ МПа}$.

Максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу выявлены в узлах начала разветвления перемычек сетчатых конструкций ($1055,83$ – $1119,11 \text{ МПа}$) и достигают предела текучести материала основы. Наблюдается аксиальная деформация сетчатых образцов, можно предположить (см. рис. 3 и 4), что синусоидальные конструкции более склонны к радиальным перемещениям и увеличению диаметра при сжатии, а спиральные – выдерживают большие нагрузки, но складывание рядов перемычек возникает при меньшем изменении диаметра.



Размер, мкм	Содержание, %
≤0,1	–
≤0,5	0,3
≤1,0	0,3
≤5,0	1,2
≤10,0	5,2
≤20,0	21,8
≤30,0	41,4
≤40,0	68,1
≤50,0	90,1
≤63,0	99,4
≤75,0	100,0
≤90,0	100,0
≤100,0	100,0
≤200,0	100,0
≤300,0	100,0
≤400,0	–
≤500,0	–

Размер, мкм	Содержание, %
≤4,690	1,0
≤7,562	3,0
≤9,800	5,0
≤13,507	10,0
≤21,723	25,0
≤33,556	50,0
≤42,590	75,0
≤49,905	90,0
≤56,562	97,0
≤85,167	100,0

Рис. 2. Гранулометрический анализ порошка TiNi

Fig. 2. Particle-size distribution of TiNi powder

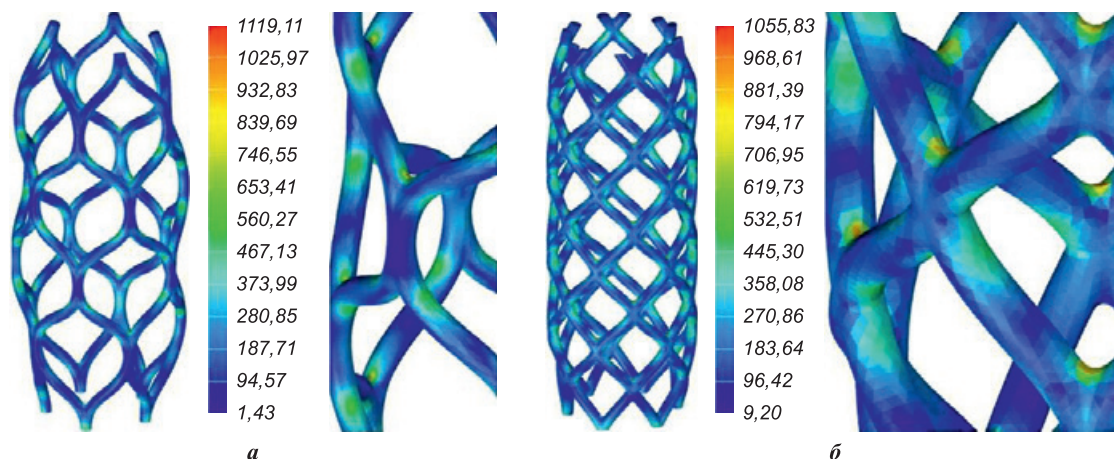


Рис. 3. Напряжения по Мизесу (МПа) в элементах синусоидальной (а) и спиральной (б) конструкций
Fig. 3. Von Mises stress distribution (MPa) in the elements of the sinusoidal (a) and spiral (b) lattice structures

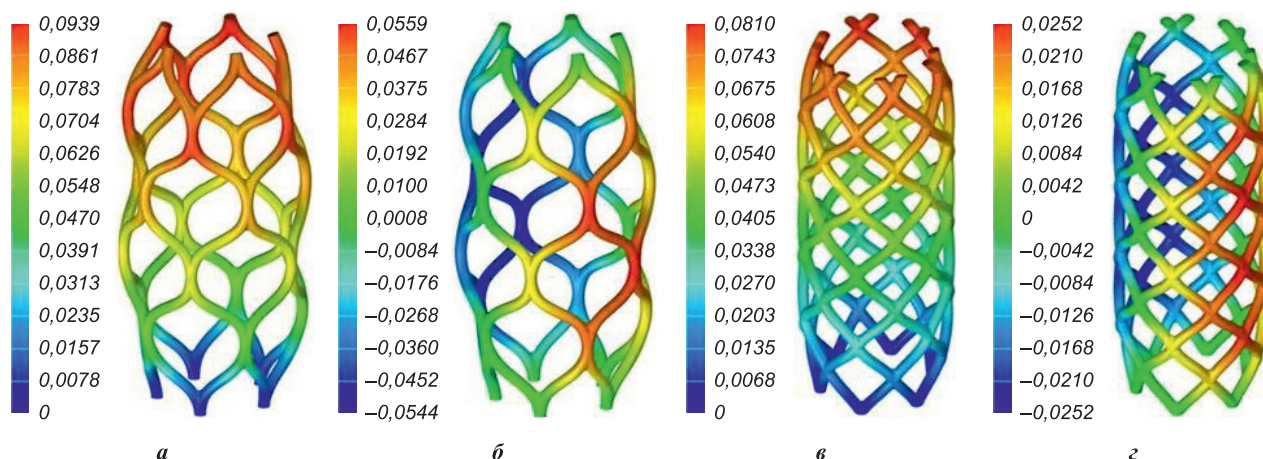


Рис. 4. Перемещения (мм) в элементах синусоидальной (а, б) и спиральной (в, з) конструкций по осям Z (а, в) и X (б, з)
Fig. 4. Displacements (mm) of the sinusoidal (a, b) and spiral (v, z) lattice structures along the Z axis (a, v) and the X axis (b, z)

Проведена серия натурных экспериментов на сжатие сетчатых конструкций (рис. 5). Получены зависимости напряжения в перемычках от деформации при сжатии спиральных и синусоидальных образцов в расчетных характерных наименьших и наибольших сечениях 2 и 3 соответственно (рис. 6, 7). На первом этапе происходит увеличение деформации при повы-

шении нагрузки – область линейной упругой деформации. Под действием сжимающих, растягивающих и изгибных напряжений в отдельных элементах сетчатой структуры наблюдается переход в упруго-пластическую деформацию, отмечается дальнейшее возрастание несущей способности в осевом направлении. На завершающей стадии начинают развиваться

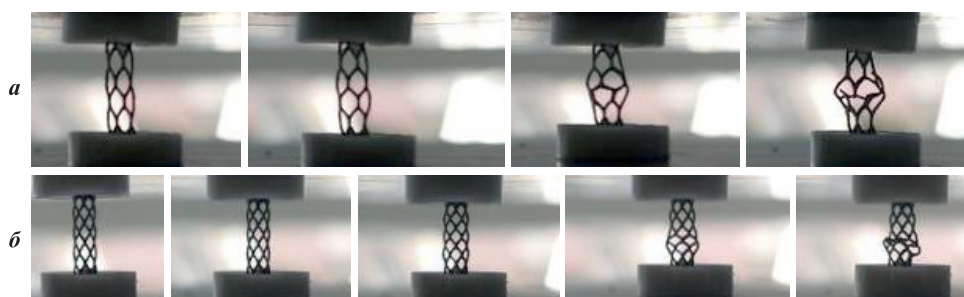


Рис. 5. Деформация синусоидальных (а) и спиральных (б) образцов
Fig. 5. Deformation of the sinusoidal (a) and spiral (b) specimens

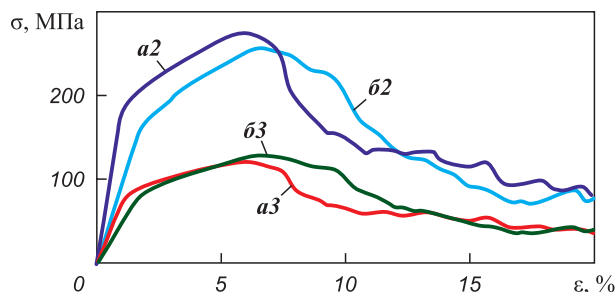


Рис. 6. Зависимость напряжения в перемычках от деформации при сжатии синусоидальных (*a2*) и спиральных (*b2*) образцов в сечении 2, сжатии синусоидальных (*a3*) и спиральных (*b3*) образцов в сечении 3

Fig. 6. Stress–strain curves for the struts of sinusoidal (*a2*) and spiral (*b2*) specimens at cross-section 2 and sinusoidal (*a3*) and spiral (*b3*) specimens at cross-section 3

процессы, приводящие к пластической деформации с последующей потерей устойчивости отдельных перемычек и разрушению. При наличии локальных нагрузок, представленных отдельными пиками в правой области диаграммы, предполагается разрушение перемычек с дальнейшей деформацией сетчатых образцов, сопровождающееся снижением усилия.

В области линейной деформации напряжения в серединах узлов перемычек (в сечениях 2) составляют $173,25 \pm 8,67$ и $148,75 \pm 7,44$ МПа для синусоидальных и спиральных образцов соответственно, минимальные напряжения в разветвлениях перемычек (сечениях 3) – $74,93 \pm 7,50$ и $74,38 \pm 7,44$ МПа. Максимальные нагрузки, полученные в результате натурных экспериментов, при которых происходит разрушение спиральных образ-

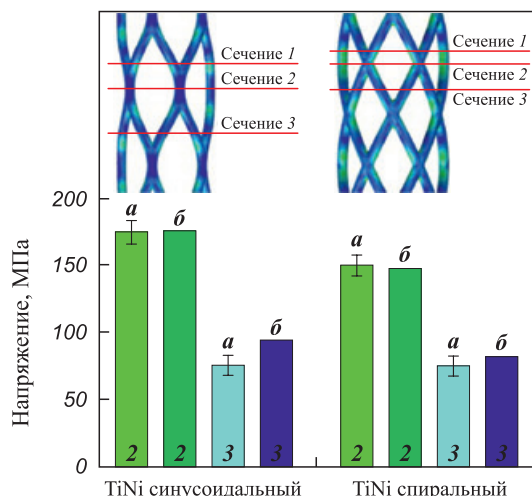


Рис. 7. Напряжения в сечениях 2 и 3 сетчатых конструкций *a* – натурный эксперимент, *б* – численный эксперимент

Fig. 7. Stresses at cross-sections 2 and 3 of the lattice structures: *a* – experimental results, *b* – finite element analysis results

цов, составляют $55,47 \pm 4,99$ Н, для синусоидальных образцов – $43,71 \pm 3,93$ Н. Максимальные значения напряжений при численном моделировании осевого сжатия сетчатых конструкций наиболее близки к значениям предела текучести материала основы (1050–1150 МПа) [32–34] при критической нагрузке 30 Н, что соотносится с окончанием зоны линейной деформации.

Анализ излома после испытаний на сжатие показал, что в целом материал имеет гомогенную структуру, нерасплавленных частиц порошка не наблюдается (рис. 8).

В результате фактографических исследований установлено, что поверхность изломов узлов начала разветвления перемычек главным образом представлена ямками сдвига с локальными элементами фасеток квазискола. Фасетки квазискола в виде относительно ровных участков разрушения наряду с проявлениями хрупкого разрушения имели признаки пластической деформации (гребни).

Таким образом, можно заключить, что энергии лазерного излучения на выбранных режимах достаточно для формирования гомогенной струк-

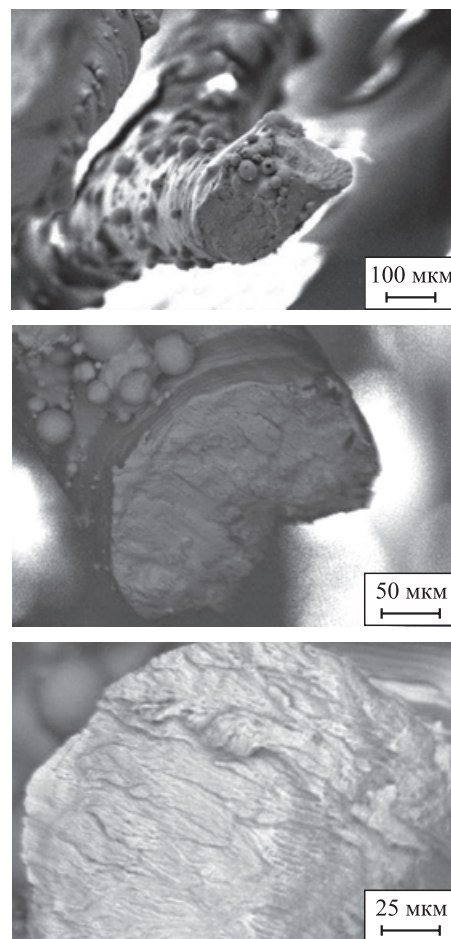


Рис. 8. Изломы перемычек

Fig. 8. Fracture surfaces of the struts

туры и полного проплавления слоев порошкового материала. Можно отметить границы структурных образований, по которым происходит излом, вид излома – вязкий, с локальными элементами хрупкого разрушения.

Выводы

1. По результатам комплексного анализа физических, химических и технологических свойств выявлено, что порошок TiNi может быть использован для изготовления изделий медицинского назначения селективным лазерным плавлением. Насыпная плотность составила $3,92 \text{ г/см}^3$, плотность утряски – $4,29 \text{ г/см}^3$, текучесть порошка – $17,1 \text{ с/50 г}$, средний размер частиц $d_{50} = 33,566 \text{ мкм}$.

2. Установлено содержание химических элементов порошка: Ti – 45,41 мас. %, Ni – 54,59 мас. %. По результатам томографии, электронной микроскопии и спектрального анализа инородных включений по объему порошка не обнаружено, что является важным параметром качества при последующем сплавлении изделий.

3. В результате численных экспериментов получены напряжения в серединах узлов (сечения 2) и разветвлениях перемычек (сечения 3) конструкций на основе TiNi. Выявлено, что максимальные эквивалентные напряжения по Мизесу ($1055,83\text{--}1119,11 \text{ МПа}$) достигают значений предела текучести материала ($1050\text{--}1150 \text{ МПа}$) и локализуются в зонах начала разветвления узлов (сечения 1), что подтверждается результатами анализа изломов образцов.

4. В результате натурных экспериментов в области линейной деформации напряжения в перемычках сечений 2 составляют $173,25 \pm 8,67$ и $148,75 \pm 7,44 \text{ МПа}$ для синусоидальных и спиральных образцов соответственно, минимальные напряжения в сечениях 3 – соответственно $74,93 \pm 7,50$ и $74,38 \pm 7,44 \text{ МПа}$, что согласуется с результатами численного моделирования, отклонения составляют 7–20 %.

5. Энергии лазерного излучения на выбранных режимах ($P = 37,5 \text{ Вт}$, $L = 15 \text{ мкм}$, $t = 20 \text{ мс}$) достаточно для формирования гомогенной структуры и полного проплавления слоев порошкового материала. Вид излома после испытаний на сжатие сетчатых конструкций – вязкий, с локальными элементами хрупкого разрушения.

Список литературы / References

1. Chernyshikhin S.V., Pelevin I.A., Karimi F., Shishkovsky I.V. The study on resolution factors of LPBF technology for manufacturing superelastic NiTi endodontic

files. *Materials*. 2022;15(19):6556.
<https://doi.org/10.3390/ma15196556>

2. Varun Krishna V.R., Sahu S.K., Rama Sreekanth P.S., Menon S., Ma Q., Deepthi Y.P. Modeling and finite element simulation of sustainable coronary stent with a variation in unit cell design. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*. 2025;19(6): 3947–3956. <https://doi.org/10.1007/s12008-024-01944-6>

3. Liu D., Zhao Y., Zhang S., Li M., Pang G. Superior mechanical properties of an additively manufactured gradient lattice structure through FEM simulation and in-situ compression tests. *Materials Today Communications*. 2024;42(4): 111115. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2024.111115>

4. Finazzi V., Berti F., Guillory II R.J., Petrini L., Previtali B., Demir A.G. Patient-specific cardiovascular superelastic NiTi stents produced by laser powder bed fusion. *Procedia CIRP*. 2022;110:242–246.
<https://doi.org/10.1016/j.procir.2022.06.044>

5. Jiang W., Zhao W., Zhou T., Wang L., Qiu T. A review on manufacturing and post-processing technology of vascular stents. *Micromachines*. 2022;13(1):140.
<https://doi.org/10.3390/mi13010140>

6. Das A., Mehrotra S., Kumar A. Advances in fabrication technologies for the development of next-generation cardiovascular stents. *Journal of Functional Biomaterials*. 2023;14(11):544. <https://doi.org/10.3390/jfb14110544>

7. Pan C., Han Y., Lu J. Structural design of vascular stents: A review. *Micromachines*. 2021;12(7):770.
<https://doi.org/10.3390/mi12070770>

8. Sheydaeian E., Nam R., Gerdt L., Rentsch M., Vetter B., Stepien L., Lopez E., Brückner F., Naguib H., Leyens C. Additive manufacturing of zinc auxetic stents: Tuning mechanical properties through process and structural design. *Journal of Manufacturing Processes*. 2025;152:442–457.
<https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2025.08.040>

9. Dol A., Ivanov D., Fomkina O. Optimizing the process of developing human blood vessel models. *Saratov Medical Journal*. 2020;1(2):e0201.
<https://doi.org/10.15275/sarmj.2020.0201>

10. Dzugbewu T.C., de Beer D.J. Additive manufacturing of NiTi shape memory alloy and its industrial applications. *Heliyon*. 2024;10(1):e23369.
<https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2023.e23369>

11. Vanaei S., Hashemi M., Solouk A., Ilani M.A., Amili O., Hefzy M.S., Tang Y., Elahinia M. Manufacturing, processing, and characterization of self-expanding metallic stents: A comprehensive review. *Bioengineering*. 2024;11(10):983.
<https://doi.org/10.3390/bioengineering11100983>

12. McGee O.M., Geraghty S., Hughes C., Jamshidi P., Kenny D.P., Attallah M.M., Lally C. An investigation into patient-specific 3D printed titanium stents and the use of etching to overcome Selective Laser Melting design constraints. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;134(3):105388.
<https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105388>

13. Miličić Lazić M., Mitić D., Dojčinović B., Lazić M., Popović A.S., Grgur B.N. Determination of the corrosion and biocompatibility properties of as-cast TiNi alloys. *Metals*. 2025;15(7):758.
<https://doi.org/10.3390/met15070758>

14. Yang C., Long T., Yan A., Ma H., Lu H., Liang L., Cai W. Improved corrosion resistance of selective laser melted NiTi alloys via nanosecond pulsed laser annealing treatment for biomedical application. *Additive Manufacturing Letters*. 2025;14:100306. <https://doi.org/10.1016/j.addlet.2025.100306>
15. Hejazi M., Sassani F., Gagnon J., Hsiang Y., Phani A.S. Deformation mechanics of self-expanding venous stents: Modelling and experiments. *Journal of Biomechanics*. 2021; 120:110333. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110333>
16. Гордеев Г.А., Кривилев М.Д., Анкудинов В.Е. Компьютерное моделирование селективного лазерного плавления высокодисперсных металлических порошков. *Вычислительная механика сплошных сред*. 2017;10(3):293–312. <https://doi.org/10.7242/1999-6691/2017.10.3.23>
 Gordeev G.A., Krivilyov M.D., Ankudinov V.E. Computer simulation of selective laser melting of fine-grained metallic powders. *Computational Continuum Mechanics*. 2017;10(3):293–312. <https://doi.org/10.7242/1999-6691/2017.10.3.23>
17. Zhang W., Li Z., Chai M., Dong P., Wang Y. Selective laser melting of NiTi cardiovascular stents: Processability, surface quality and mechanical properties. *Optics & Laser Technology*. 2025;181(1–2):111842. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2024.111842>
18. Ji H., Zhang W., Li Z., Chai M., Wang Y. Experimental study of NiTi alloy cardiovascular stent formed via SLM. *Materials Today Communications*. 2024;41:110426. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2024.110426>
19. Marchenko E.S., Baigonakova G.A., Garin A.S., Kulbakin D.E., Zheronkina K.A., Tkachev D.A., Choinzonov E.L. Effect of SLM parameters on structure and mechanical properties of porous NiTi scaffolds. *Progress in Additive Manufacturing*. 2026;11(1):999–1013. <https://doi.org/10.1007/s40964-025-01393-x>
20. Zhang W., Li Z., Xu C., Chai M., Dong P. Surface characteristics of NiTi cardiovascular stents by selective laser melting and electrochemical polishing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 2024;130(1–2):623–634. <https://doi.org/10.1007/s00170-023-12734-x>
21. Yan L., Soh S.L., Wang N., Ma Q., Lu W.F., Dheen S.T., Kumar A.S., Fuh J.Y.H. Evaluation and characterization of nitinol stents produced by selective laser melting with various process parameters. *Progress in Additive Manufacturing*. 2022;7(6):1141–1153. <https://doi.org/10.1007/s40964-022-00289-4>
22. Vashishtha H., Jamshidi P., Vrettou A., Kareer A., Goode M., Deyhle H., James A., Ahmad S., Reinhard C., Attallah M., Collins D.M. Microscale stress-geometry interactions in an additively manufactured NiTi cardiovascular stent: A synchrotron dual imaging tomography and diffraction study. *Materials Characterization*. 2024;213:114016. <https://doi.org/10.1016/j.matchar.2024.114016>
23. Chernyshikhin S.V., Zhevnenko S.N., Zakirov A.V., Korneev B.A., Belousov S.A., Bogdanova M.V., Egorov V.Yu., Zherebtsov D.D., Lyange M.V., Shishkovsky I.V. Surface tension measurements of NiTi alloy for the melt pool simulation during Laser Powder Bed Fusion. *Materials Letters*. 2026;405:139696. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2025.139696>
24. Килина П.Н., Сиротенко Л.Д., Козлов М.С., Дроздов А.А. Теплофизические аспекты обеспечения качества высокопористых имплантатов с ячеистой структурой, полученных методом селективного лазерного плавления. *Российский журнал биомеханики*. 2023;27(4(102)):200–211. <https://doi.org/10.15593/rzhbiomeh/2023.4.16>
 Kilina P.N., Sirotenko L.D., Kozlov M.S., Drozdov A.A. Quality assurance thermophysical aspects of highly porous implants with cellular structure obtained by selective laser melting. *Russian Journal of Biomechanics*. 2023;27(4(102)):200–211. <https://doi.org/10.15593/rzhbiomeh/2023.4.16>
25. Wiesent L., Spear A., Nonn A. Computational analysis of the effects of geometric irregularities on the interaction of an additively manufactured 316L stainless steel stent and a coronary artery. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;125:104878. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104878>
26. Carbonaro D., Ferro N., Mezzadri F., Gallo D., Audenino A.L., Perotto S., Morbiducci U., Chiastra C. Easy-to-use formulations based on the homogenization theory for vascular stent design and mechanical characterization. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2024;257:108467. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108467>
27. Guo D., Wang Q., Liu L., Liu S., Cao H., Xie J., Yin F. Damping and compressive properties of SLM-fabricated rhombic dodecahedron-structured Ni–Ti shape memory alloy foams. *Metals*. 2025;15(3):335. <https://doi.org/10.3390/met15030335>
28. Zhang Z., Gao J., Wei S., Song B., Yao Y., Zheng X., Zhang Y., Zhang L., Li Q., Wu J., Shi Y. Lattice-inspired NiTi-based metamaterials with widely tunable mechanical-superelastic synergy. *Virtual and Physical Prototyping*. 2025;20(1):e2444572. <https://doi.org/10.1080/17452759.2024.2444572>
29. Sufiarov V.S., Orlov A.V., Borisov E.V., Sokolova V.V., Chukovenkova M.O., Soklakov A.V., Mikhaliuk D.S., Popovich A.A. Modeling the mechanical properties of lattice structures made by selective laser melting. *Letters on Materials*. 2020;10(2):123–128. <https://doi.org/10.22226/2410-3535-2020-2-123-128>
30. Marchenko E.S., Zheronkina K.A., Baigonakova G.A., Yasenchuk Yu.F., Chernyshikhin S.V., Garin A.S., Monogenov A.N. Mechanical properties of cellular structures fabricated by laser powder bed fusion of TiNi powder. *Journal of Alloys and Compounds*. 2025;1044:184647. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2025.184647>
31. Jiang H., Ziegler H., Zhang Z., Zhang H., Le Barbenchon L., Atre S., Chen Y. 3D printed tubular lattice metamaterials for mechanically robust stents. *Composites Part B: Engineering*. 2022;236:109809. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2022.109809>
32. Zhang Y., Attarilar S., Wang L., Lu W., Yang J, Fu Y. A review on design and mechanical properties of additively manufactured NiTi implants for orthopedic applications. *International Journal of Bioprinting*. 2021;7(2):340. <https://doi.org/10.18063/ijb.v7i2.340>

33. Langi E., Zhao L.G., Jamshidi P., Attallah M.M., Silberschmidt V.V., Willcock H, Vogt F. Microstructural and mechanical characterization of thin-walled tube manufactured with selective laser melting for stent application. *Journal of Materials Engineering and Performance*. 2021;30(1): 696–710. <https://doi.org/10.1007/s11665-020-05366-9>
34. Andani M.T., Saedi S., Turabi A.S., Karamooz M.R., Haberland C., Karaca H.E., Elahinia M. Mechanical and shape memory properties of porous Ni_{50.1}Ti_{49.9} alloys manufactured by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;68: 224–231. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.01.047>

Сведения об авторах



Полина Николаевна Килина – к.т.н., доцент кафедры «Инновационные технологии машиностроения», вед. науч. сотрудник ЦКП «Центр аддитивных технологий» Пермского национального исследовательского политехнического университета (ПНИПУ)

 **ORCID:** 0000-0002-6272-7403

 **E-mail:** kilinapn@mail.ru

Андрей Александрович Дроздов – ст. преподаватель кафедры «Инновационные технологии машиностроения», ст. науч. сотрудник ЦКП «Центр аддитивных технологий» ПНИПУ

 **ORCID:** 0000-0002-2248-7505

 **E-mail:** dron.perm@list.ru

Андрей Алексеевич Сметкин – к.т.н., доцент кафедры «Механика композиционных материалов и конструкций» ПНИПУ

 **ORCID:** 0000-0001-8736-0575

 **E-mail:** smetkinaa@pstu.ru

Георгий Андреевич Гордеев – к.ф.-м.н., вед. науч. сотрудник ЦКП «Центр аддитивных технологий» ПНИПУ

 **ORCID:** 0000-0001-7857-0191

 **E-mail:** gordeevgeorgii@gmail.com

Максим Николаевич Каченюк – д.т.н., профессор кафедры «Механика композиционных материалов и конструкций» ПНИПУ

 **ORCID:** 0000-0001-7476-9734

 **E-mail:** maxxkach@yandex.ru

Евгений Александрович Морозов – к.т.н., доцент кафедры «Инновационные технологии машиностроения» ПНИПУ

 **ORCID:** 0000-0001-5333-7940

 **E-mail:** morozov.laser@gmail.com

Information about the Authors

Polina N. Kilina – Cand. Sci. (Eng.), Associate Professor, Department of Innovative Engineering Technologies, Leading Researcher, Shared Research Facility “Center for Additive Technologies,” Perm National Research Polytechnic University (PNRPU)

 **ORCID:** 0000-0002-6272-7403

 **E-mail:** kilinapn@mail.ru

Andrey A. Drozdov – Senior Lecturer, Department of Innovative Engineering Technologies, Senior Researcher, Shared Research Facility “Center for Additive Technologies,” PNRPU

 **ORCID:** 0000-0002-2248-7505

 **E-mail:** dron.perm@list.ru

Andrey A. Smetkin – Cand. Sci. (Eng.), Associate Professor, Department of Mechanics of Composite Materials and Structures, PNRPU

 **ORCID:** 0000-0001-8736-0575

 **E-mail:** smetkinaa@pstu.ru

Georgii A. Gordeev – Cand. Sci. (Phys.-Math.), Leading Researcher, Shared Research Facility “Center for Additive Technologies,” PNRPU

 **ORCID:** 0000-0001-7857-0191

 **E-mail:** gordeevgeorgii@gmail.com

Maksim N. Kachenyuk – Dr. Sci. (Eng.), Professor, Department of Mechanics of Composite Materials and Structures, PNRPU

 **ORCID:** 0000-0001-7476-9734

 **E-mail:** maxxkach@yandex.ru

Evgeniy A. Morozov – Cand. Sci. (Eng.), Associate Professor, Department of Innovative Engineering Technologies, PNRPU

 **ORCID:** 0000-0001-5333-7940

 **E-mail:** morozov.laser@gmail.com

Вклад авторов



П. Н. Килина – научное руководство, формирование основной концепции, анализ результатов исследований, подготовка текста статьи, формулировка выводов.

А. А. Дроздов – формирование основной концепции, осуществление расчетов, постановка цели и задачи исследования, подготовка текста статьи, анализ результатов исследований, формулировка выводов.

А. А. Сметкин – подготовка экспериментов, проведение экспериментов по исследованию свойств порошков, формулировка выводов.

Г. А. Гордеев – осуществление расчетов, подготовка текста статьи.

М. Н. Каченюк – проведение натурных экспериментов по исследованию механических свойств, формулировка выводов.

Е. А. Морозов – подготовка текста статьи, корректировка текста и выводов.

Contribution of the Authors

P. N. Kilina – supervision, conceptualization, analysis and interpretation of the results, drafting the manuscript, and drawing conclusions.

A. A. Drozdov – conceptualization, calculations, defining the study aim and objectives, drafting the manuscript, analysis and interpretation of the results, and drawing conclusions.

A. A. Smetkin – experimental preparation, investigation of the powder properties, and drawing conclusions.

G. A. Gordeev – calculations and drafting the manuscript.

M. N. Kachenyuk – experimental investigation of mechanical properties and drawing conclusions.

E. A. Morozov – drafting and revising the manuscript, including the conclusions.

Статья поступила 20.03.2026 г.
Доработана 14.04.2026 г.
Принята к публикации 16.04.2026 г.

Received 20.03.2026
Revised 14.04.2026
Accepted 16.04.2026