

Научная статья

УДК 531.2

doi: 10.17223/19988621/92/14

## **Расчетно-экспериментальные исследования прочностных свойств и долговечности имплантатов из никелида титана и костных тканей позвонков при замещении межпозвоночного диска сегмента шейного отдела позвоночника**

**Татьяна Витальевна Чайковская<sup>1</sup>, Екатерина Сергеевна Марченко<sup>2</sup>,  
Анна Викторовна Ветрова<sup>3</sup>**

*<sup>1, 2, 3</sup> Томский государственный университет, Томск, Россия*

*<sup>1</sup> kolmakova@ff.tsu.ru*

*<sup>2</sup> 89138641814@mail.ru*

*<sup>3</sup> aniuta-vetrova@mail.ru*

**Аннотация.** Представлены результаты компьютерного исследования долговечности никелидтитановых имплантатов и костных тканей позвонков при замещении межпозвоночного диска шейного сегмента позвоночника. Получены экспериментальные кривые нагружения имплантатов одноосным сжатием. Оценка долговечности при наклоне сегмента вперед проводилась на основе расчетов напряженного состояния сегмента с протезами, выражений, аппроксимирующих экспериментальные данные по циклическому нагружению имплантатов и костных тканей. Результаты исследования показывают возможность длительной эксплуатации имплантатов и отсутствие разрушения костных тканей позвонков с модулем упругости выше 44 МПа в течение жизни человека.

**Ключевые слова:** расчетно-экспериментальные исследования, имплантаты из пористого никелида титана, сегмент шейного отдела позвоночника, напряженно-деформированное состояние, костная ткань, долговечность

**Благодарности:** Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда по гранту № 22-72-10037.

**Для цитирования:** Чайковская Т.В., Марченко Е.С., Ветрова А.В. Расчетно-экспериментальные исследования прочностных свойств и долговечности имплантатов из никелида титана и костных тканей позвонков при замещении межпозвоночного диска сегмента шейного отдела позвоночника // Вестник Томского государственного университета. Математика и механика. 2024. № 92. С. 169–185. doi: 10.17223/19988621/92/14

Original article

## Computational and experimental studies of strength properties and durability of implants made of titanium nickelide and vertebral bone tissue during intervertebral disc replacement in a segment of the cervical spine

Tat'yana V. Chaykovskaya<sup>1</sup>, Ekaterina S. Marchenko<sup>2</sup>, Anna V. Vetrova<sup>3</sup>

<sup>1, 2, 3</sup> Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation

<sup>1</sup> kolmakova@ff.tsu.ru

<sup>2</sup> 89138641814@mail.ru

<sup>3</sup> aniuta-vetrova@mail.ru

**Abstract.** The paper presents the results of a computer study of the durability of cylindrical endoprostheses made of titanium nickelide, porosity of 60–67%, and vertebral bone tissue of different densities when replacing the intervertebral disc of the cervical segment of the spine. Implants of different sizes were obtained by self-propagating high-temperature synthesis. Loading curves for the porous prostheses under consideration under uniaxial compression were experimentally obtained, from which the mechanical characteristics used in modeling were determined. The assessment of durability when the segment is tilted forward was carried out on the basis of calculations of the stress state of the segment with prostheses and expressions approximating experimental data on cyclic loading of porous samples made of titanium nickelide and bone tissue. As a result of the study, it has been established that the service life of the endoprostheses under consideration is at least 35 years. After the service life of the endoprostheses under consideration, fatigue failure can begin mainly in the outer parts of the prosthesis adjacent to the vertebrae of the segment. Installation of porous endoprostheses made of titanium nickelide will not entail fatigue destruction of the bone tissue of the vertebrae of the segment throughout a person's life.

**Keywords:** computational and experimental studies, implants made of porous titanium nickelide, segment of the cervical spine, stress-strain state, bone tissue, durability

**Acknowledgments:** The research was carried out with financial support of the Russian Science Foundation under the Grant No. 22-72-10037, <https://rscf.ru/project/22-72-10037/>

**For citation:** Chaykovskaya, T.V., Marchenko, E.S., Vetrova, A.V. (2024) Computational and experimental studies of strength properties and durability of implants made of titanium nickelide and vertebral bone tissue during intervertebral disc replacement in a segment of the cervical spine. *Vestnik Tomskogo gosudarstvennogo universiteta. Matematika i mekhanika – Tomsk State University Journal of Mathematics and Mechanics*. 92. pp. 169–185. doi: 10.17223/19988621/92/14

### Введение

Дегенеративные изменения позвоночника – это процессы, приводящие к деградации хрящевой и костной ткани его сегментов [1]. Теряется эластичность межпозвоночных дисков, ослабевают костная структура позвонков и происходят

изменения структуры позвоночного столба. Пожилые люди в особой мере подвержены развитию различных заболеваний позвоночника, однако существуют болезни, часто наследственные, которые могут возникнуть в любом возрасте.

Остеохондроз в зоне межпозвоночных дисков является, несомненно, наиболее важным в смысле клинических последствий дегенеративным изменением позвоночного столба. Это заболевание напрямую связано с истончением межпозвоночных дисков, которое может привести к инвалидности [2]. Внутренняя часть межпозвоночного диска теряет влагу, наружная часть трескается и слоится. Позвонки постепенно сближаются и травмируют друг друга при каждом движении, перенапрягаются мышцы и связки, формируются различные грыжи и протрузии. Более всего предрасположены к патологическим изменениям поясничные и шейные позвонки, так как они в большей степени испытывают нагрузки [2, 3].

При таких серьезных дегенеративных заболеваниях следует проводить полную или частичную замену межпозвоночного диска на эндопротез. Только в этом случае пациент сможет избавиться от боли и вернуться к нормальному образу жизни. На сегодняшний день существуют разнообразные подвижные протезы межпозвоночного диска [4, 5] и кейджи [6, 7], используемые для восстановления межпозвоночного пространства при полном отсутствии межпозвоночного диска. Среди материалов для протезов межпозвоночных дисков выступают титан [7], разнообразная керамика [8], биоинертные полимеры [7], никелид титана [6].

Имплантируемый протез должен соответствовать требованиям биохимической и биомеханической совместимости [6, 9]. В этом плане никелид титана является наиболее подходящим для использования его в качестве материала для эндопротезирования структур позвоночника, поскольку он является биоинертным, обладает высоким уровнем прочностных свойств и благодаря эффекту памяти формы уже давно используется в медицине в качестве стентов [10], скоб для фиксации костных обломков [11]. Имплантаты из никелида титана применяются при лечении обширных постэксцизионных дефектов грудной клетки у онкологических больных [12], в качестве имплантатов для эндопротезирования костей лицевого скелета [13], зубов и т.д. [6]. В вертебологии скобы, стержни, пластины, цилиндры, конусы из монолитного и пористого никелида титана используются как средство для коррекции и замещения структур позвоночника [6]. Пористо-проницаемый никелид титана, полученный в лаборатории сверхэластичных биоинтерфейсов Томского государственного университета методом СВС, обладает рядом преимуществ перед монолитным при использовании его в качестве заменителя межпозвоночного диска. Одним из преимуществ является более низкий модуль упругости, приближенный к модулю упругости костных тканей для обеспечения их хорошей механической совместимости. Высокая биохимическая совместимость обеспечивается специфическими поверхностными слоями пористого сплава, образующимися в процессе его получения, не требующими дополнительной модификации поверхности [14]. Благодаря шероховатости пористой поверхности обеспечивается хорошая фиксация протеза на начальной стадии его функционирования, а наличие сквозной пористости дает возможность прорастанию костной ткани и полной фиксации протеза [6].

Использование методов компьютерного моделирования для изучения механического поведения биоконструкций играет важную роль в плане анализа взаимодействия их структурных составляющих, в том числе взаимодействия с искус-

ственными протезами. На сегодняшний день существуют публикации по исследованию напряженного и деформированного состояния сегментов позвоночника, взаимодействующих с имплантатами из различных материалов [15–17]. В этих исследованиях проводится оценка прочности структурных составляющих сегмента в основном только поясничного отдела позвоночника при одном цикле нагружения и отсутствует какая-либо информация по оценке долговечности рассматриваемых протезов при циклической нагрузке, реализуемой в процессе жизнедеятельности человека.

В настоящей работе с помощью методов компьютерного моделирования проведена оценка параметров долговечности никелидтитановых пористых протезов межпозвоночного диска разных размеров, полученных методом СВС, установленных в сегмент шейного отдела позвоночника, и их влияния на долговечность костных тканей позвонков. Экспериментально получены кривые нагружения рассматриваемых пористых протезов при одноосном сжатии, по которым определены механические характеристики, используемые при моделировании напряженного состояния сегмента шейного отдела позвоночника с протезами.

### Материалы и методы

В качестве эндопротезов для замещения межпозвоночного диска позвоночника были выбраны образцы в виде цилиндров с пористостью 60–67%, полученные методом самораспространяющегося высокотемпературного синтеза. Размеры эндопротезов (табл. 1) определялись исходя из литературных данных о размерах позвонков и межпозвоночного диска [9, 18].

Таблица 1

Размеры эндопротезов межпозвоночного диска

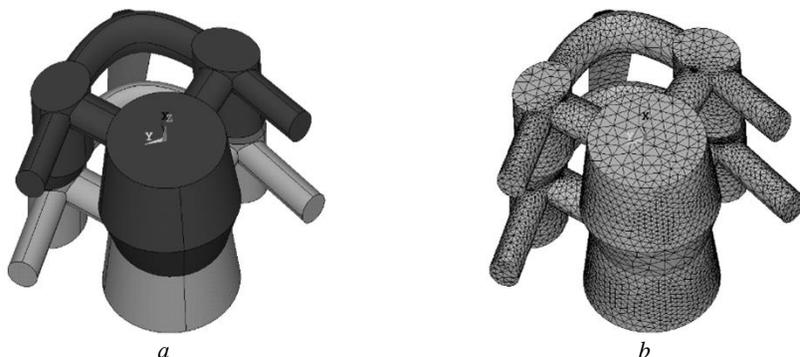
Диаметр $D$	Высота $H$
12 мм	6 мм
12 мм	7 мм
14 мм	7 мм
14 мм	8 мм

Для получения имплантатов порошки никеля марки ПНК ОТ-4 и титана марки ПТОМ-2 смешивали в стехиометрическом соотношении  $Ti - 50 \text{ ат. \% } Ni$  и добавляли к полученной смеси 5 об. % порошка никелида титана марки ПН45Т55ОМ. Полученную трехкомпонентную смесь порошков засыпали в кварцевую трубу и уплотняли на вибростоле с частотой 5 колебаний/мин до окончания процесса уплотнения, который контролировали визуально. Нагрев порошковой заготовки до температуры  $520^\circ\text{C}$ , синтез пористого сплава и его охлаждение до комнатной температуры проводили в реакторе в среде аргона.

Для определения механических характеристик имплантатов проводилось их нагружение сжатием на испытательной машине Instron 8800. Количество образцов одного размера для проведения механических испытаний составляло 5 шт. Скорость деформации сжатием составляла 1 мм/мин. Предел прочности при сжатии определяли автоматически по алгоритму программы Bluehill универсальной испытательной машины Instron 8800. В программу Bluehill машины Instron 8800

закладываются размеры испытываемых образцов. Программа определяет предел прочности на сжатие, который соответствует максимальному значению напряжения, после которого идет регистрируемое снижение нагрузки.

Для оценки напряженного состояния сегмента шейного отдела позвоночника с эндопротезом использовалась компьютерная модель сегмента (рис. 1) [19].



**Рис. 1.** Модель сегмента шейного отдела позвоночника: *a* – геометрическая модель сегмента, *b* – конечно-элементная модель сегмента

**Fig. 1.** The cervical spine segment model: (*a*) geometric model of a segment and (*b*) finite element model of a segment

Геометрическая модель включает в себя два позвонка, межпозвоночный диск, фасеточные суставы, межкостистую связку, задние дуги позвонков, остистые, поперечные и суставные отростки. В модели межпозвоночный диск замещается пористыми никелидтитановыми эндопротезами разных размеров. В позвонках учитывается наличие компактной (кортикальной) и губчатой костной ткани. Считается, что задние дуги позвонков, остистые, поперечные и суставные отростки образованы только компактной костной тканью. Материал структурных составляющих сегмента считается однородным и изотропным. Пористость в костных тканях и эндопротезе учитывается неявным образом через заданные соответствующие механические характеристики.

Таблица 2

**Механические характеристики костных тканей**

Тип костной ткани	Плотность $\rho$ , г/см <sup>3</sup>	Массовая доля минералов $\alpha_b$	Модуль упругости $E_b$ , МПа	Коэффициент Пуассона $\nu_b$	Предел прочности $\sigma_{rb}$ , МПа
Остеопорозная губчатая костная ткань	0.06	0.55	1.66	0.2	0.160
Здоровая губчатая костная ткань	0.46	0.55	318.4	0.2	7.98
Компактная (кортикальная) костная ткань	1.8	0.65	14597.8	0.3	155.78

Механические характеристики костных тканей (табл. 2) задаются в зависимости от их плотности и массовой доли минералов согласно модели Эрнандеса [20]. Значения плотности губчатой костной ткани позвонков  $\rho = 0,46 \text{ г/см}^3$  и  $\rho = 0,06 \text{ г/см}^3$  соответствуют нормальному состоянию губчатой ткани и остеопорозному состоянию соответственно. Механические характеристики других структурных составляющих сегмента (табл. 3) задаются в соответствии с литературными данными [21].

Таблица 3

### Механические характеристики составляющих сегмента

Структурная составляющая	Модуль упругости $E_s$ , МПа	Коэффициент Пуассона $\nu_s$
Фасеточные суставы	1.5	0.3
Межостистая связка	3.5	0.3

Механические характеристики эндопротезов определяются из диаграмм нагружения, полученных экспериментально при осевом сжатии.

Исследуется напряженное состояние сегмента с эндопротезами при наклоне головы вперед, что является самым распространенным движением шейного отдела позвоночника. Нижняя поверхность тела нижнего позвонка была жестко закреплена. Верхняя поверхность верхнего позвонка нагружалась силой, равной 50 Н, прикладывался момент на сгибание в отрицательном направлении оси X, равный 7.5 Н·мм. Заданные нагрузки соответствуют физиологическому сгибанию сегмента вперед [22]. Расчеты проводились с использованием метода конечных элементов в программном комплексе ANSYS в рамках линейной теории упругости.

### Результаты и обсуждение

Осредненные механические характеристики эндопротезов для проведения компьютерного моделирования, такие как модуль упругости  $E_{imp}$  и предел прочности  $\sigma_c$ , определялись из представленных на рис. 2 экспериментальных диаграмм нагружения в пересчете на единицы измерения мегапаскали (табл. 4).

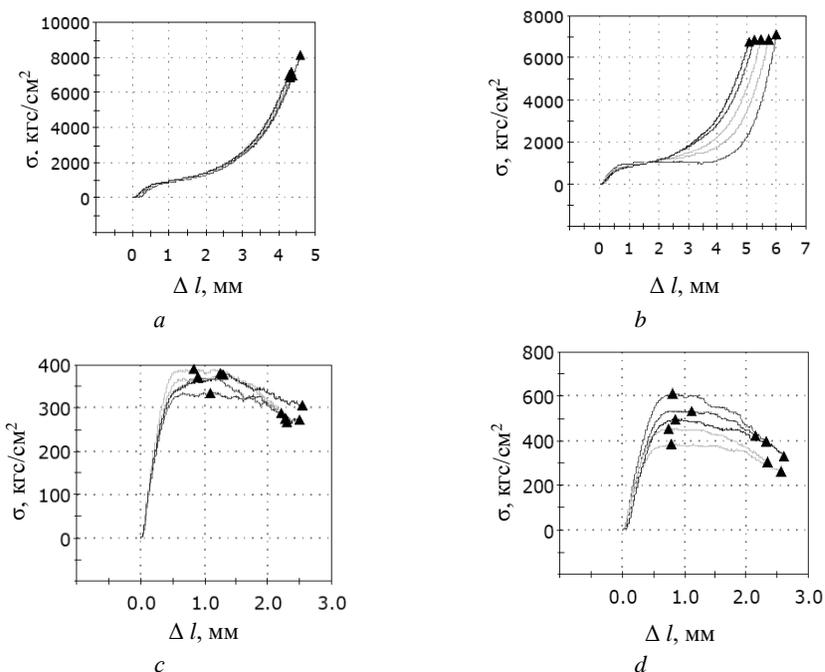
Результаты компьютерного моделирования поведения сегмента с имплантатом при наклоне вперед представлены на рисунках ниже.

На рис. 3 и 4 показаны распределения напряжений по Мизесу в эндопротезах различных размеров при нагружении сегментов, позвонки которых имеют разную плотность губчатой костной ткани.

Результаты моделирования взаимодействия позвонков с протезами разного размера показывают, что наименьшие напряжения по Мизесу расположены в центре эндопротеза, а наибольшие – по его краю в области прилегания протеза к нижнему позвонку (см. рис. 3, 4), где, возможно, и будет начинаться усталостное разрушение эндопротеза. Уменьшение плотности губчатой костной ткани тел позвонков / в результате остеопороза приводит к увеличению значений наибольших напряжений по Мизесу (табл. 5) и существенно не влияет на характер распределения напряжений (см. рис. 3, 4).

Значения максимальных напряжений по Мизесу для рассматриваемых эндопротезов, представленные в табл. 5, показывают, что реализующиеся напряжения существенно ниже предела прочности материала эндопротеза. Так, для эндопротеза диаметром 12 мм и высотой 6 мм максимальные напряжения по Мизесу

(в случае  $\rho = 0.06 \text{ г/см}^3$ ) меньше предела прочности в 1 055 раз, для эндопротеза высотой 7 мм и диаметром 12 мм – меньше в 947 раз, для эндопротеза диаметром 14 мм и высотой 7 мм – меньше в 30 раз, для эндопротеза с высотой 8 мм и диаметром 14 мм – меньше в 32 раза. Из табл. 5 также видно, что увеличение высоты протеза приводит к увеличению максимальных напряжений по Мизесу в среднем примерно в 1.1 раза. Увеличение диаметра эндопротеза приводит к снижению реализующихся максимальных напряжений по Мизесу примерно в 1.2 раза.



**Рис. 2.** Экспериментальные диаграммы осевого сжатия цилиндрических образцов с размерами  $D = 12 \text{ мм}$ ,  $H = 6 \text{ мм}$  (a),  $D = 12 \text{ мм}$ ,  $H = 7 \text{ мм}$  (b),  $D = 14 \text{ мм}$ ,  $H = 7 \text{ мм}$  (c),  $D = 14 \text{ мм}$ ,  $H = 8 \text{ мм}$  (d)

**Fig. 2.** Experimental diagrams of axial compression of cylindrical samples with dimensions (a)  $D = 12 \text{ мм}$ ,  $H = 6 \text{ мм}$ , (b)  $D = 12 \text{ мм}$ ,  $H = 7 \text{ мм}$ , (c)  $D = 14 \text{ мм}$ ,  $H = 7 \text{ мм}$ , and (d)  $D = 14 \text{ мм}$ ,  $H = 8 \text{ мм}$

Таблица 4

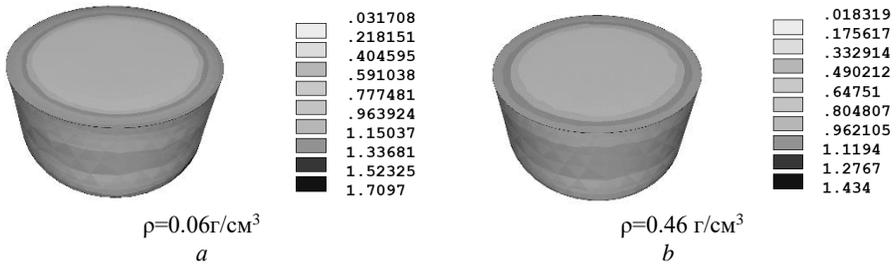
**Механические характеристики эндопротезов**

Размер эндопротеза	Модуль упругости $E_{imp}$ , МПа	Коэффициент Пуассона $\nu$	Предел прочности $\sigma_c$ , МПа
$D = 12 \text{ мм}$ , $H = 6 \text{ мм}$	2 083.6	0.3	1 751.6
$D = 12 \text{ мм}$ , $H = 7 \text{ мм}$	2 381.0	0.3	1 751.6
$D = 14 \text{ мм}$ , $H = 7 \text{ мм}$	1 189.8	0.3	45.97
$D = 14 \text{ мм}$ , $H = 8 \text{ мм}$	1 776.2	0.3	55.2



**Рис. 3.** Распределение напряжений по Мизесу  $\sigma_{eqv}$  (МПа) в эндопротезе с размерами  $D = 12$  мм,  $H = 6$  мм при наклоне вперед сегмента с плотностью губчатой костной ткани позвонков  $0.06$  г/см<sup>3</sup> (a) и  $0.46$  г/см<sup>3</sup> (b) (вид сверху и спереди)

**Fig. 3.** Von Mises stress distribution  $\sigma_{eqv}$  (MPa) in an endoprosthesis with dimensions  $D = 12$  mm,  $H = 6$  mm when the segment is tilted forward with a density of cancellous bone tissue of the vertebrae of (a)  $0.06$  and (b)  $0.46$  g/cm<sup>3</sup> (top and front view)



**Рис. 4.** Распределение напряжений по Мизесу  $\sigma_{eqv}$  (МПа) в эндопротезе с размерами  $D = 14$  мм,  $H = 8$  мм при наклоне вперед сегмента с плотностью губчатой костной ткани позвонков  $0.06$  г/см<sup>3</sup> (a) и  $0.46$  г/см<sup>3</sup> (b) (вид сверху и спереди)

**Fig. 4.** Von Mises stress distribution  $\sigma_{eqv}$  (MPa) in an endoprosthesis with dimensions  $D = 14$  mm,  $H = 8$  mm when the segment is tilted forward with a density of cancellous bone tissue of the vertebrae of (a)  $0.06$  and (b)  $0.46$  g/cm<sup>3</sup> (top and front view)

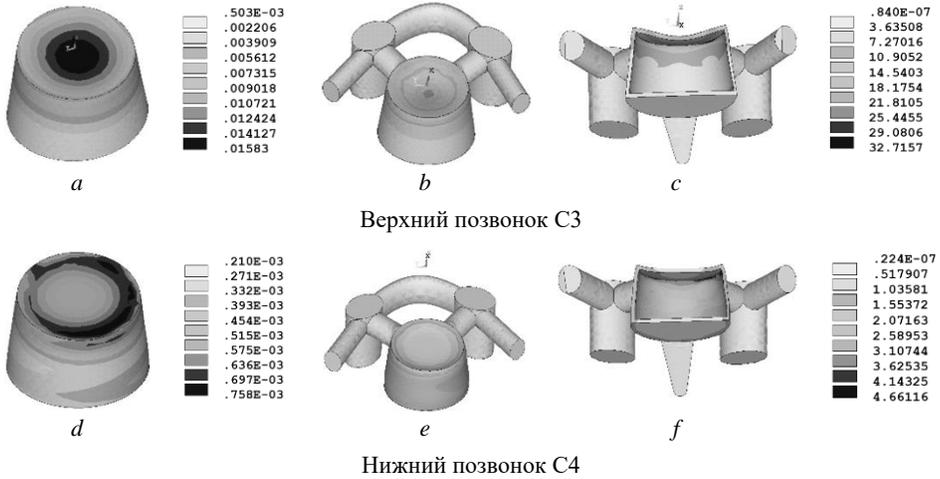
Таблица 5

**Максимальные значения напряжений в эндопротезах**

Размер эндопротеза	$\rho = 0.46$ г/см <sup>3</sup>	$\rho = 0.06$ г/см <sup>3</sup>
	max $\sigma_{eqv}$ , МПа	max $\sigma_{eqv}$ , МПа
$D = 12$ мм, $H = 6$ мм	1.37	1.66
$D = 12$ мм, $H = 7$ мм	1.47	1.78
$D = 14$ мм, $H = 7$ мм	1.2	1.51
$D = 14$ мм, $H = 8$ мм	1.43	1.71

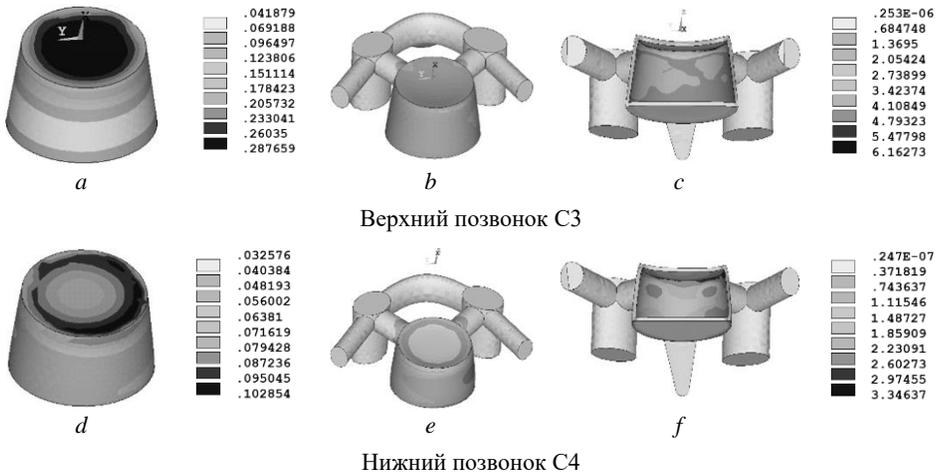
На рис. 5–8 представлены распределения напряжений по Мизесу отдельно в губчатой костной ткани разной плотности и в кортикальной костной ткани позвонков сегмента при его нагружении с эндопротезами разного размера.

В табл. 6, 7 приведены наибольшие значения напряжений по Мизесу в губчатой (см. табл. 6) и кортикальной (см. табл. 7) костных тканях, возникающие при наклоне сегмента с имплантатами разного размера.



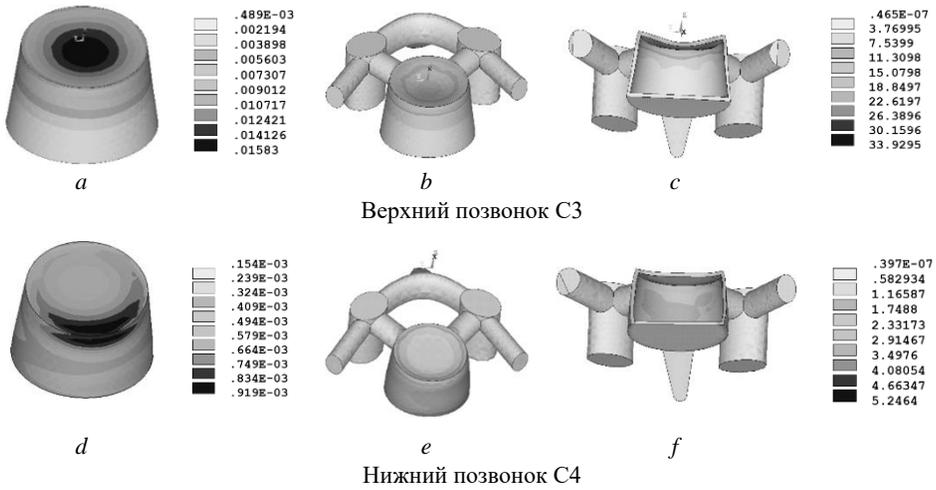
**Рис. 5.** Распределение напряжений по Мизесу (МПа) отдельно в губчатой костной ткани с плотностью  $0.06 \text{ г/см}^3$  (a), (d) и кортикальной костной ткани (вид сверху и спереди) (3D изображение – (b), (e), изображение в разрезе – (c), (f) верхнего (a), (b), (c) и нижнего (d), (e), (f) позвонков при нагружении сегмента с эндопротезом с размерами  $H = 6 \text{ мм}$ ,  $D = 12 \text{ мм}$

**Fig. 5.** Von Mises stress distribution (MPa) separately in a spongy bone tissue with a density of  $0.06 \text{ g/cm}^3$  (a, d) and cortical bone tissue (top and front view) (3D image – (b, e), sectional image – (c, f) of the upper (a–c) and lower (d–f) vertebrae when loading a segment with an endoprosthesis with dimensions  $H = 6 \text{ mm}$ ,  $D = 12 \text{ mm}$



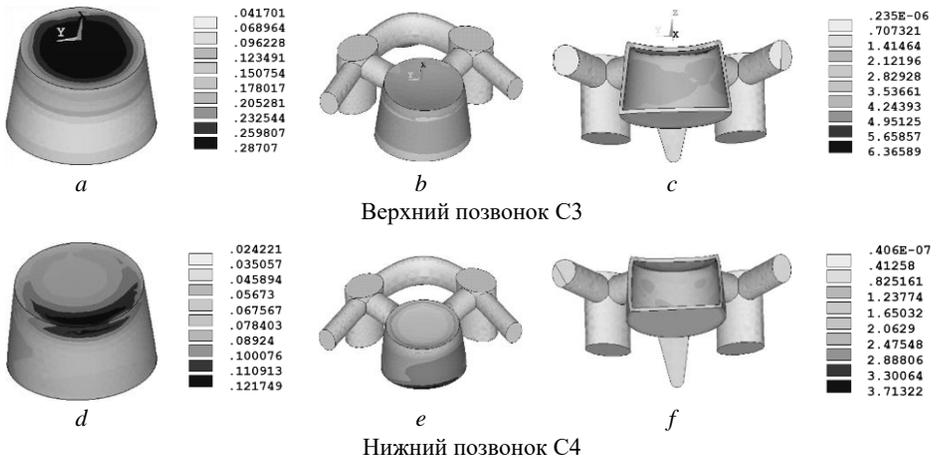
**Рис. 6.** Распределение напряжений по Мизесу (МПа) отдельно в губчатой костной ткани с плотностью  $0.46 \text{ г/см}^3$  (a), (d) и кортикальной костной ткани (вид сверху и спереди) (3D изображение – (b), (e), изображение в разрезе – (c), (f) верхнего (a), (b), (c) и (d), (e), (f) позвонков при нагружении сегмента с эндопротезом с размерами  $H = 6 \text{ мм}$ ,  $D = 12 \text{ мм}$

**Fig. 6.** Von Mises stress distribution (MPa) separately in spongy bone tissue with a density of  $0.46 \text{ g/cm}^3$  (a, d) and cortical bone tissue (top and front view) (3D image – (b, e), sectional image – (c, f) of the upper (a–c) and lower (d–f) vertebrae when loading a segment with an endoprosthesis with dimensions  $H = 6 \text{ mm}$ ,  $D = 12 \text{ mm}$



**Рис. 7.** Распределение напряжений по Мизесу (МПа) отдельно в губчатой костной ткани с плотностью  $0.06 \text{ г/см}^3$  (a), (d) и кортикальной костной ткани (вид сверху и спереди) (3D изображение – (b), (e), изображение в разрезе – (c), (f) верхнего (a), (b), (c) и нижнего (d), (e), (f) позвонков при нагружении сегмента с эндопротезом с размерами  $H = 8 \text{ мм}$ ,  $D = 14 \text{ мм}$

**Fig. 7.** Von Mises stress distribution (MPa) separately in spongy bone tissue with a density of  $0.06 \text{ g/cm}^3$  (a, d) and cortical bone tissue (top and front view) (3D image – (b, e), sectional image – (c, f) of the upper (a–c) and lower (d–f) vertebrae when loading a segment with an endoprosthesis with dimensions  $H=8 \text{ mm}$ ,  $D=14 \text{ mm}$



**Рис. 8.** Распределение напряжений по Мизесу (МПа) отдельно в губчатой костной ткани с плотностью  $0.46 \text{ г/см}^3$  (a), (d) и кортикальной костной ткани (вид сверху и спереди) (3D изображение – (b), (e), изображение в разрезе – (c), (f) верхнего (a), (b), (c) и (d), (e), (f) позвонков при нагружении сегмента с эндопротезом с размерами  $H = 8 \text{ мм}$ ,  $D = 14 \text{ мм}$

**Fig. 8.** Von Mises stress distribution (MPa) separately in spongy bone tissue with a density of  $0.46 \text{ g/cm}^3$  (a, d) and cortical bone tissue (top and front view) (3D image – (b), (e), sectional image – (c), (f) of the upper (a–c) and lower (d), (e), (f) vertebrae when loading a segment with an endoprosthesis with dimensions  $H = 8 \text{ mm}$ ,  $D = 14 \text{ mm}$

Таблица 6

**Наибольшие значения напряжений по Мизесу (МПа)  
в губчатой костной ткани**

Размер эндопротеза	$\rho = 0.46 \text{ г/см}^3$		$\rho = 0.06 \text{ г/см}^3$	
	Верхний позвонок	Нижний позвонок	Верхний позвонок	Нижний позвонок
$D = 12 \text{ мм}, H = 6 \text{ мм}$	0.288	0.103	0.0158	0.000758
$D = 12 \text{ мм}, H = 7 \text{ мм}$	0.288	0.110	0.0158	0.000802
$D = 14 \text{ мм}, H = 7 \text{ мм}$	0.288	0.133	0.0158	0.00111
$D = 14 \text{ мм}, H = 8 \text{ мм}$	0.288	0.122	0.0158	0.000919

Таблица 7

**Максимальные значения напряжений по Мизесу (МПа)  
в кортикальной костной ткани**

Размер эндопротеза	$\rho = 0.46 \text{ г/см}^3$		$\rho = 0.06 \text{ г/см}^3$	
	Верхний позвонок	Нижний позвонок	Верхний позвонок	Нижний позвонок
$D = 12 \text{ мм}, H = 6 \text{ мм}$	6.16	3.34	32.72	4.66
$D = 12 \text{ мм}, H = 7 \text{ мм}$	6.3	3.4	33.49	4.67
$D = 14 \text{ мм}, H = 7 \text{ мм}$	6.25	3.67	33.6	5.73
$D = 14 \text{ мм}, H = 8 \text{ мм}$	6.37	3.71	33.93	5.25

Изображения распределения напряжений по Мизесу в губчатой костной ткани различной плотности и кортикальной костной ткани позвонков при нагружении сегмента с эндопротезами разных размеров (см. рис. 5–8) показывают, что в губчатой костной ткани верхнего позвонка наибольшие напряжения по Мизесу расположены в ее центральной части (см. рис. 5–8, *a*), область их расположения и значения уменьшаются с понижением плотности губчатой ткани (см. рис. 5, 6, *a*, рис. 7, 8, *a*). В губчатой костной ткани нижнего позвонка наибольшие напряжения по Мизесу расположены преимущественно в ее передней части (см. рис. 5–8, *d*), значения напряжений также снижаются с понижением плотности губчатой ткани (см. рис. 5, 6, *d*; рис. 7, 8, *d*; табл. 6). При фиксированной плотности губчатой костной ткани наибольшие напряжения по Мизесу реализуются в губчатой ткани верхнего позвонка по сравнению с нижним (см. табл. 6).

Анализ распределения максимальных напряжений по Мизесу в кортикальной костной ткани показал, что они локализуются преимущественно в верхней части задней поверхности позвонков, прилегающей к губчатой костной ткани (см. рис. 5–8, *c*, *f*). Снижение плотности губчатой костной ткани приводит к увеличению напряжений в кортикальной ткани верхнего позвонка примерно в 5.3 раза (см. табл. 7).

Для расчета количества циклов до разрушения губчатой костной ткани при циклическом нагружении использовалось значение максимального напряжения по Мизесу для губчатой костной ткани верхнего позвонка с плотностью  $0.46 \text{ г/см}^3$  (см. табл. 6). Для расчета количества циклов до разрушения кортикальной костной ткани использовалось среднее по образцам значение максимального напряжения по Мизесу кортикальной костной ткани верхнего позвонка при плотности губчатой ткани  $0.06 \text{ г/см}^3$  (см. табл. 7).

Известно, что движения человека в процессе жизнедеятельности – это циклические движения. В связи с этим оценка долговечности костных тканей и эндопротезов осуществлялась на основе литературных данных по их циклическому нагружению сжатием.

Для оценки долговечности костных тканей, взаимодействующих с эндопротезами, использовалась зависимость, аппроксимирующая экспериментальные данные работы [23] для губчатой костной ткани позвонков человека и определяющая количество циклов до разрушения  $N_b$  по величине модуля упругости  $E_0$  кости и реализующегося максимального напряжения  $\sigma_{\max}$ :

$$N_b = (\sigma_{\max}/0.0121E_0)^{-12.38}. \quad (1)$$

Считается, что формула (1) справедлива также для кортикальной костной ткани человека и для количества циклов нагружения  $N_b > 1\,000\,000$ .

Полученные результаты для губчатой и кортикальной костной ткани представлены в табл. 8; также представлены данные для губчатой костной ткани с плотностью  $0.215\text{ г/см}^3$  и модулем упругости  $44.75\text{ МПа}$ , встречающейся в позвонках человека по данным работы [23].

Таблица 8

**Параметры оценки долговечности костных тканей**

Тип костной ткани	$E_0$ , МПа	$\sigma_{\max}$ , МПа	$N_b$	$K_b$ , лет
Здоровая губчатая костная ткань	318.4	0.288	$8.7E+13$	$8.0E+6$ лет
Губчатая костная ткань	44.75	0.0944	$2.4 E+9$	225 лет
Остеопорозная губчатая костная ткань	1.66	0.0158	19.5	меньше 1 мин
Кортикальная костная ткань	14 597.8	33.4	$9.0E+8$	82 года

Представленные в табл. 8 результаты по оценке долговечности костных тканей тел позвонков сегмента позволяют сделать вывод, что установка рассматриваемых эндопротезов в межпозвоночное пространство позвонков с модулем упругости костной ткани выше  $44\text{ МПа}$ , по видимому, не вызовет усталостное разрушение костных тканей в течение всей жизни человека в отличие от костной ткани поздней стадии остеопороза.

На основании экспериментальных данных по усталостному разрушению эндопротезов из никелида титана с пористостью  $64\%$ , модулем упругости  $2\,930\text{ МПа}$  при сжатии [24] была получена аппроксимирующая функция, описывающая зависимость количества циклов до разрушения  $N_{imp}$  от отношения максимального напряжения  $\sigma_{\max}$  к пределу текучести материала  $\sigma_y$ :

$$N_{imp} = \exp(-9.1278768 \cdot (\sigma_{\max}/\sigma_y)) \cdot 449572121. \quad (2)$$

Для расчета количества циклов до разрушения  $N_{imp}$  рассматриваемых протезов межпозвоночного диска при циклическом наклоне сегмента использовалось значение максимального напряжения по Мизесу, реализуемое в эндопротезах при установке их в сегмент с плотностью губчатой костной ткани позвонков  $0.06\text{ г/см}^3$  (см. табл. 5). Значения предела текучести эндопротезов определялись из диаграмм нагружения, представленных на рис. 2 в пересчете на единицы измерения в мегапаскалях.

Полученные параметры оценки долговечности эндопротезов разных размеров представлены в табл. 9.

**Параметры оценки долговечности эндопротезов**

Размер эндопротеза	$\sigma_y$ , МПа	$\sigma_{max}$ , МПа	$N_{imp}$	$K_{imp}$ , лет
$D = 12$ мм, $H = 6$ мм	298.05	1.66	427 320 747.47206	39.0
$D = 12$ мм, $H = 7$ мм	278.7	1.78	424 112 352.58859	38.7
$D = 14$ мм, $H = 7$ мм	94.76	1.51	388 713 912.34069	35.4
$D = 14$ мм, $H = 8$ мм	122.6	1.7	396 123 897.20299	36.2

Величины  $K_b$  (см. табл. 8) и  $K_{imp}$  (см. табл. 9) показывают, сколько лет до разрушения выдержат костная ткань и эндопротез соответственно, они рассчитаны из условия, что человек в год совершает наклон головы вперед в среднем 10 950 000 раз [25].

Представленные в табл. 9 результаты по оценке долговечности эндопротезов разных размеров позволяют сделать вывод, что продолжительность работы эндопротезов с размерами  $D = 12$  мм,  $H = 6$  мм и  $H = 7$  мм составляет в среднем 39 лет, с размерами  $D = 14$  мм  $H = 7$  мм и  $H = 8$  мм – в среднем 36 лет.

**Заключение**

В работе проведены исследования долговечности в сегменте шейного отдела позвоночника цилиндрических эндопротезов межпозвоночного диска из никелида титана с пористостью 60–67% и разными размерами, полученных с помощью самораспространяющегося высокотемпературного синтеза. Результаты проведенного исследования показывают, что срок службы рассматриваемых эндопротезов составляет не менее 35 лет. По истечении срока службы эндопротезов усталостное разрушение может начаться преимущественно в наружных частях протеза, примыкающих к позвонкам сегмента. Установка пористых эндопротезов из никелида титана в межпозвоночное пространство позвонков с модулем упругости костной ткани выше 44 МПа, по нашим оценкам, по-видимому, не повлечет за собой усталостное разрушение костных тканей позвонков сегмента в течение всей жизни человека в отличие от костной ткани поздней стадии остеопороза.

**Список источников**

1. *Kushchayev S.V., Glushko T., Jarraya M. et al.* ABCs of the degenerative spine // *Insights Imaging*. 2018. № 9. P. 253–274. doi: 10.1007/s13244-017-0584-z
2. *Kaiser J., Allaire B., Fein P.M., Lu D., Jarraya M., Guermazi A., Demissie S., Samelson E.J., Bouxsein M.L., Morgan E.F.* Correspondence between bone mineral density and intervertebral disc degeneration across age and sex // *Arch Osteoporos*. 2018. V. 13 (1). Art. 123. doi: 10.1007/s11657-018-0538-1. PMID: 30421154; PMCID: PMC6291246.
3. *Verkhozina T.K., Ippolitova E.G., Tsyslyak E.S., Sklyarenko O.V., Koshkareva Z.V.* Changes in bone density in patients with osteochondrosis of the cervical spine // *Acta Biomedica Scientifica*. 2019. V. 4 (6). P. 26–31. doi: 10.29413/ABS.2019-4.6.4
4. *Formica M., Divano S., Cavagnaro L. et al.* Lumbar total disc arthroplasty: outdated surgery or here to stay procedure? A systematic review of current literature // *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 2017. № 18. P. 197–215.
5. *Holewijn R.M., de Kleuver M., van der Veen A.J. et al.* A novel spinal implant for fusionless scoliosis correction: a biomechanical analysis of the motion preserving properties of a posterior periapical concave distraction device // *Global Spine Journal*. 2017. № 7. Art. 400-9.

6. Gunther V.E., Khodorenko V.N. Development of biocompatible superelastic materials and shape memory implants based on titanium nickelide for the creation of highly effective medical technologies // *Issues of Reconstructive and Plastic Surgery*. 2022. V. 25 (2). P. 45–56. doi: 10.52581/1814-1471/81/05
7. Seaman S., Kerezoudis P., Bydon M. et al. Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: meta-analysis and review of the literature // *Journal of Clinical Neuroscience*. 2017. № 44. Art. 23-9.
8. Warburton A., Girdler S.J., Mikhail Ch.M., Ahn A., Cho S.K. Biomaterials in spinal implants: a review // *Neurospine*. 2020. V. 17 (1). P. 101–110. doi: 10.14245/ns.1938296.148
9. Panzer M.B. Numerical modeling of the human cervical spine in frontal impact : dissertation for the degree of master of applied science in mechanical engineering. Waterloo, Ontario, Canada, 2006. 248 p.
10. Ивченко О.А., Гюнтер В.Э., Дамбаев Г.Ц. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы : в 14 т. Томск : Изд-во МИЦ, 2012. Т. 10.
11. Ланишаков В.А., Гюнтер В.Э., Плоткин Г.Л. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы : в 14 т. Томск : Изд-во МИЦ, 2012. Т. 2.
12. Topolnitsky E., Chekalkin T.L., Marchenko E.S., Yasenchuk Y.F. et al. Combination of solid and porous nitinol implants in surgical treatment of extensive post-excision thoracic defects in cancer patients // *International conference on shape memory and superelastic technologies (SMST 2022)*. 2022. P. 79–80. doi: 10.31399/asm.cp.smst2022p0079
13. Сысолятин П.Г., Гюнтер В.Э., Миргазизов М.З. и др. Медицинские материалы и имплантаты с памятью формы : в 14 т. Томск : Изд-во МИЦ, 2012. Т. 4.
14. Gunther V.E., Yasenchuk Yu.F., Gyunter S.V., Marchenko E.S., Iuzhakov M.M. Biocompatibility of porous shs-tini // *Materials Science Forum*. 2019. V. 970. P. 320–327.
15. Wang W., Kong C., Pan F. et al. Effects of dynamic and rigid implantation on biomechanical characteristics of different sagittal alignment lumbar after single- or double-level spinal fixations: a finite-element modeling study // *European Journal of Medical Research*. 2023. № 28. Art. 583. doi: 10.1186/s40001-023-01475-y
16. Biswas J.K., Rana M., Malas A., Roy S., Chatterjee S., Choudhury S. Effect of single and multilevel artificial inter-vertebral disc replacement in lumbar spine: A finite element study // *The International Journal of Artificial Organs*. 2022. V. 45 (2). P. 193–199. doi: 10.1177/03913988211001875
17. Zhang W., Zhao J., Li L., Yu C., Zhao Y., Si H. Modelling tri-cortical pedicle screw fixation in thoracic vertebrae under osteoporotic condition: A finite element analysis based on computed tomography // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2020. V. 187. Art. 105035.
18. Rohlmann A. et al. Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic // *European Spine Journal*. 2007. V. 16 (8). P. 1223–1231.
19. Kolmakova T.V. Study of the influence of degenerative intervertebral disc changes on the deformation behavior of the cervical spine segment in flexion // *AIP Conference Proceedings*. 2016. V. 1783. Art. 020095. doi: 10.1063/1.4966388
20. Hernandez C.J., Beaupré G.S., Keller T.S., Carter D.R. The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus // *Bone*. 2001. V. 29 (1). P. 74–78. doi: 10.1016/s8756-3282(01)00467-7
21. Ng H.W., Teo E.C., Lee V.S. Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear // *Journal of Biomechanics*. 2004. V. 37. P. 771–777.
22. Hueston S., Makola M., Mabe I., Goswami T. Cervical spine anthropometric and finite element biomechanical analysis // *Human Musculoskeletal Biomechanics*. Wright State University, 2012. P. 107–158. doi: 10.5772/35524
23. Rapillard L., Charlebois M., Zysset P.K. Compressive fatigue behavior of human vertebral trabecular bone // *Journal of Biomechanics*. 2006. V. 39. P. 2133–2139. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.033

24. Yuan B., Zhu M., Chung C.Y. Biomedical porous shape memory alloys for hard tissue replacement materials // *Materials*. 2018. V. 11. Art. 1716. P. 1–53.
25. Cobian D.G., Sterling A.C., Anderson P.A., Heiderscheid B.C. Task specific frequencies of neck motion measured in healthy young adults over a 5 day period // *Spine*. 2009. V. 34 (6). P. E202–E207. doi: 10.1097/BR.S.0b013e3181908c7b

### References

1. Kushchayev S.V., Glushko T., Jarraya M. et al. (2018) ABCs of the degenerative spine. *Insights Imaging*. 9. pp. 253–274. DOI: 10.1007/s13244-017-0584-z.
2. Kaiser J., Allaire B., Fein P.M., Lu D., Jarraya M., Guermazi A., Demissie S., Samelson E.J., Bouxsein M.L., Morgan E.F. (2018) Correspondence between bone mineral density and intervertebral disc degeneration across age and sex. *Archives of Osteoporosis*. 13(1). Article 123. DOI: 10.1007/s11657-018-0538-1. PMID: 30421154; PMCID: PMC6291246.
3. Verkhozina T.K., Ippolitova E.G., Tsyslyak E.S., Sklyarenko O.V., Koshkareva Z.V. (2019) Changes in bone density in patients with osteochondrosis of the cervical spine. *Acta Biomedica Scientifica*. 4(6). pp. 26–31. DOI: 10.29413/ABS.2019-4.6.4.
4. Formica M., Divano S., Cavagnaro L., et al. (2017) Lumbar total disc arthroplasty: outdated surgery or here to stay procedure? A systematic review of current literature. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*. 18. pp. 197–215.
5. Holewijn R.M., de Kleuver M., van der Veen A.J., et al. (2017) A novel spinal implant for fusionless scoliosis correction: a biomechanical analysis of the motion preserving properties of a posterior periapical concave distraction device. *Global Spine Journal*. 7. Article 400-9.
6. Gunther V.E., Khodorenko V.N. (2022) Development of biocompatible superelastic materials and shape memory implants based on titanium nickelide for the creation of highly effective medical technologies. *Issues of Reconstructive and Plastic Surgery*. 25(2). pp. 45–56. DOI: 10.52581/1814-1471/81/05.
7. Seaman S., Kerezoudis P., Bydon M., et al. (2017) Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: meta-analysis and review of the literature. *Journal of Clinical Neuroscience*. 44. Article 23-9.
8. Warburton A., Girdler S.J., Mikhail Ch.M., Ahn A., Cho S.K. (2020) Biomaterials in Spinal Implants: A Review. *Neurospine*. 17(1). pp. 101–110. DOI: 10.14245/ns.1938296.148.
9. Panzer M.B. (2006) *Numerical modeling of the human cervical spine in frontal impact*. Dissertation for the degree of master of applied science in mechanical engineering. Canada.
10. Ivchenko O.A., Gunther V.E., Dambayev G.Ts. et al. (2012) *Meditinskiye materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Implantaty s pamyat'yu formy v sosudistoy khirurgii* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory implants in vascular surgery]. Tomsk, MITS Publ., Vol. 10.
11. Lanshakov V.A., Gunther V.E., Plotkin G.L. et al. (2010) *Meditinskiye materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Implantaty s pamyat'yu formy v travmatologii i ortopedii* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory implants in traumatology and orthopedics]. Tomsk, MITS Publ., Vol. 2.
12. Topolnitsky E., Chekalkin T.L., Marchenko E.S., Yasenчук Y.F. et al. (2022) Combination of Solid and Porous Nitinol Implants in Surgical Treatment of Extensive Post-Excision Thoracic Defects in Cancer Patients. *International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies (SMST 2022)*. pp. 79–80. DOI: 10.31399/asm.cp.smst2022p0079.
13. Sysolyatin P.G., Gunther V.E., Sysolyatin S.P. et al. (2012) *Meditinskiye materialy i implantaty s pamyat'yu formy. Implantaty s pamyat'yu formy v chelyustno-litsevoy khirurgii* [Medical materials and shape memory implants. Shape memory implants in maxillofacial surgery]. Tomsk, MITS Publ., Vol. 4.
14. Gunther V.E., Yasenчук Yu.F., Gyunter S.V., Marchenko E.S., Iuzhakov M.M. (2019) Biocompatibility of porous shs-tini. *Materials Science Forum*. 970. pp. 320-327.

15. Wang W., Kong C., Pan F. et al. (2023) Effects of dynamic and rigid implantation on biomechanical characteristics of different sagittal alignment lumbar after single- or double-level spinal fixations: a finite-element modeling study. *European Journal of Medical Research*. 28. Article 583. DOI: 10.1186/s40001-023-01475-y.
16. Biswas J.K., Rana M., Malas A., Roy S., Chatterjee S., Choudhury S. (2022) Effect of single and multilevel artificial inter-vertebral disc replacement in lumbar spine: A finite element study. *The International Journal of Artificial Organs*. 45(2). pp. 193–199. DOI: 10.1177/03913988211001875.
17. Zhang W., Zhao J., Li L., Yu C., Zhao Y., Si H. (2020) Modelling tri-cortical pedicle screw fixation in thoracic vertebrae under osteoporotic condition: A finite element analysis based on computed tomography. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 187. Article 105035.
18. Rohlmann A. et al. (2007) Comparison of the effects of bilateral posterior dynamic. *European Spine Journal*. 16(8). pp. 1223–1231.
19. Kolmakova T.V. (2016) Study of the influence of degenerative intervertebral disc changes on the deformation behavior of the cervical spine segment in flexion. *AIP Conference Proceedings*. 1783. Article 020095. DOI: 10.1063/1.4966388.
20. Hernandez C.J., Beaupré G.S., Keller T.S., Carter D.R. (2001) The influence of bone volume fraction and ash fraction on bone strength and modulus. *Bone*. 29(1). pp. 74–78. DOI: 10.1016/s8756-3282(01)00467-7.
21. Ng H.W., Teo E.C., Lee V.S. (2004) Statistical factorial analysis on the material property sensitivity of the mechanical responses of the C4–C6 under compression, anterior and posterior shear. *Journal of Biomechanics*. 37. pp. 771–777.
22. Hueston S., Makola M., Mabe I., Goswami T. (2012) Cervical spine anthropometric and finite element biomechanical analysis. *Human Musculoskeletal Biomechanics*. United States of America: Wright State University. pp. 107–158. DOI: 10.5772/35524.
23. Rapillard L., Charlebois M., Zysset P.K. (2006) Compressive fatigue behavior of human vertebral trabecular bone. *Journal of Biomechanics*. 39. pp. 2133–2139. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2005.04.033.
24. Yuan B., Zhu M., Chung C.Y. (2018) Biomedical porous shape memory alloys for hard tissue replacement materials. *Materials*. 11. 1716. pp. 1–53.
25. Cobian D.G., Sterling A.C., Anderson P.A., Heiderscheid B.C. (2009) Task specific frequencies of neck motion measured in healthy young adults over a 5 day period. *Spine*. 34(6). pp. E202–E207. DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181908c7b.

#### **Сведения об авторах:**

**Чайковская Татьяна Витальевна** – доктор физико-математических наук, профессор кафедры прочности и проектирования физико-технического факультета Томского государственного университета (Томск, Россия). E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

**Марченко Екатерина Сергеевна** – доктор физико-математических наук, доцент, заведующая лабораторией медицинских материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического института, заведующая кафедрой прочности и проектирования физико-технического факультета Томского государственного университета (Томск, Россия). E-mail: 89138641814@mail.ru

**Ветрова Анна Викторовна** – аспирант физико-технического факультета Томского государственного университета, инженер-исследователь лаборатории медицинских материалов и имплантатов с памятью формы Сибирского физико-технического института (Томск, Россия). E-mail: aniuta-vetrova@mail.ru

#### **Information about the authors:**

**Chaykovskaya Tat'yana V.** (Doctor of Physics and Mathematics, Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation). E-mail: kolmakova@ftf.tsu.ru

**Marchenko Ekaterina S.** (Doctor of Physics and Mathematics, Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation). E-mail: 89138641814@mail.ru

**Vetrova Anna V.** (Graduate Student, Tomsk State University, Tomsk, Russian Federation). E-mail: aniuta-vetrova@mail.ru

*Статья поступила в редакцию 08.02.2024; принята к публикации 09.12.2024*

*The article was submitted 08.02.2024; accepted for publication 09.12.2024*