

УДК 616.711

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ И ОПТИМИЗАЦИЯ ПОЯСНИЧНОГО МЕЖТЕЛОВОГО ИМПЛАНТАТА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ АДДИТИВНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

П. Садехиния, А. С. Рошан, П. К. Гударзи*, М. Никху

Филиал Исламского университета Азад, 1477893855 Тегеран, Иран

* Медицинский университет Армии Исламской Республики Иран,
1411718541 Тегеран, Иран

E-mails: Sadeghy.parham@gmail.com, Arezou.roshan@gmail.com,

DrPkg.neuro@gmail.com, M.nikkhoo@gmail.com

С использованием метода 3D-печати разработана оптимальная модель заднего поясничного межтелового кейджа (имплантата), обеспечивающего необходимую механическую поддержку позвоночника пациента. С помощью программного обеспечения САПР исследованы упругие свойства трех моделей кейджа симметричного строения с различной пористостью материала. В дисковом пространстве позвонков L1–L2 были собраны по две копии каждой модели кейджа. Методом конечных элементов исследовано поведение предложенных моделей под действием сжимающих нагрузок, изгибающих и крутящих моментов. Определены жесткость каждой модели и распределение напряжений Мизеса в них.

Ключевые слова: модель заднего поясничного межтелового кейджа, аддитивные технологии, проектирование и оптимизация, конечные элементы, напряжение Мизеса, пористая структура, механические свойства.

DOI: 10.15372/PMTF20220206

Введение. Повреждение межпозвонкового диска может привести к таким осложнениям, как неустойчивость позвоночного столба. Одним из методов лечения таких травм является спондилодез поясничного отдела позвоночника — сращивание смежных позвонков с помощью специального костного имплантата (кейджа). Существенное различие имплантатов обусловлено положением поврежденного диска в отделе (шейном, грудном, поясничном, крестцовом) позвоночника. Кейджи стабилизируют позвоночный столб, укрепляя дисковое пространство, и создают необходимую механическую поддержку позвоночника [1]. За последние 40 лет конструкция имплантатов существенно изменилась. Впервые позвоночный кейдж был изготовлен из нержавеющей стали в форме цилиндра, снабженного резьбой. Вследствие плохой приживаемости таких имплантатов целью дальнейших исследований являлось определение оптимальной формы имплантатов, обеспечивающих большую устойчивость позвоночного столба и имеющих лучшую приживаемость после операционного вмешательства. Результаты использования титановых имплантатов показали, что их приживаемость лучше. Однако титановые кейджи имеют ряд недостатков, в частности экранирование напряжений в кости. Начиная с 1990 г. имплантаты изготавливаются из

полиэфирэфиркетона (ПЭЭК) [2]. Для улучшения остеопроводимости и остеоинтеграции изготавливаются пористые имплантаты. Проведены исследования по созданию пористой титановой структуры путем объединения пор в микро- и макрополости [3]. Вследствие внедрения быстроразвивающейся технологии 3D-печати в производство различие между проектированием и производством медицинских имплантатов сложной геометрии уменьшается. Аддитивные технологии позволяют создавать сложные конструкции с высокой точностью при минимальных затратах [4, 5]. В настоящее время кейджи изготавливаются из пористого ПЭЭК, что способствует большому расходу материала. На этапе проектирования для оптимизации конструкции широко используется метод конечных элементов (МКЭ), который позволяет моделировать поведение тела человека, а также нагрузки, действующие на позвоночник, положения позвоночника, граничные условия и т. д. [3]. Кроме того, с помощью МКЭ можно определить механическую реакцию кейджа при различных положениях позвоночника, а также распределение напряжений и деформаций.

Примерами пористых межтеловых имплантатов, полученных методом 3D-печати, являются задняя система ферм позвоночника (4WEB Medical (США)), EndoLIF O-Cage (Joimax GmbH (Германия)) и Tritanium PL Posterior Lumbar Cage (Stryker Corporation (США)) [6]. Несмотря на значительные успехи в создании межтеловых имплантатов, требуется дальнейшая оптимизация их структуры с целью уменьшения послеоперационных осложнений [3]. Необходимо провести исследования влияния геометрии и пористости имплантатов на их механические свойства и прочность [6]. При оптимизации структуры имплантатов необходимо максимально точно учитывать строение тела человека (использовать точные размеры сегмента позвоночника пациента и связанных с ним структур, таких как задние отростки, связки и т. п.). Такие исследования выполнены в работах [7–9].

В данной работе предложена новая концепция дизайна пористого поясничного межтелового кейджа, в соответствии с которой в нем создаются четырехугольные поры трех различных размеров с различным распределением. При этом используются данные о поясничном сегменте, полученном на основе компьютерной томографии позвоночника пациента, и результаты исследования, приведенные в работе [9]. Предполагается, что кейдж изготовлен из ПЭЭК, поскольку металлические имплантаты обладают рядом недостатков [2, 10]. С использованием МКЭ разработана оптимальная модель кейджа, который может быть изготовлен на основе аддитивных технологий. Исследовано влияние пористости на прочность предлагаемого кейджа.

1. Разработка модели. Процесс построения модели, используемой в данной работе, включает этапы проектирования геометрии, построения расчетной сетки и апробации модели.

С использованием программы CATIA разработаны три модели поясничных имплантатов. Размеры исходных моделей имплантатов соответствовали размерам стандартных имплантатов, используемых при заднем поясничном межтеловом спондилодезе. Затем на исходных моделях были созданы квадратные поры размером $0,6 \times 0,6$, $0,8 \times 0,8$ и $1,0 \times 1,0$ мм. В результате разработаны три модели имплантатов (рис. 1, а).

В табл. 1 представлено распределение пор на стенках имплантатов. Расстояние между порами составляло 1 мм. С использованием программного обеспечения CATIA была рассчитана пористость каждого кейджа. Пористость кейджа 1 равна 10,64 %, кейджа 2 — 14,05 %, кейджа 3 — 17,94 %.

Геометрия кейджа проектировалась как геометрия отдельной части тела. Сегмент позвоночного столба состоит из позвонков L1–L2 и задних отростков (см. рис. 1, б) [9]. Были собраны кортикальные и пористые участки каждого позвонка, а также две модели

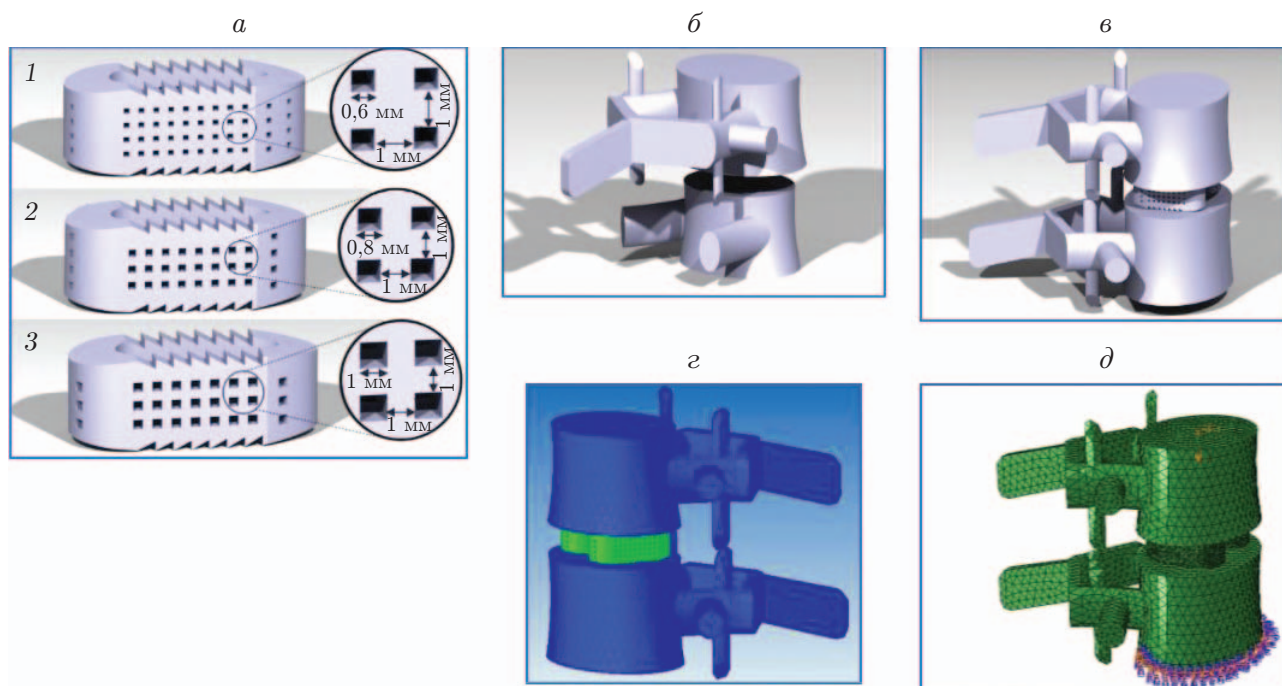


Рис. 1. Конструкции имплантатов:

а — конструкции имплантатов различного типа (1–3), *б* — кортикальный и пористый участки позвонка, *в* — собранная модель имплантатов и позвонков L1–L2, *г* — расчетная сетка, *д* — модель, импортированная в программный пакет ABAQUS

Таблица 1

Количество пор на боковых, передних и задних стенках имплантатов

Номер кейджа на рис. 1, <i>а</i>	Боковая стенка	Передняя стенка	Задняя стенка
1	4 ряда, 9 колонок	4 ряда, 4 колонки	4 ряда, 2 колонки
2	3 ряда, 8 колонок	4 ряда, 3 колонки	4 ряда, 2 колонки
3	3 ряда, 7 колонок	3 ряда, 3 колонки	3 ряда, 2 колонки

кейджа в дисковом пространстве L1–L2 (см. рис. 1, *в*). С учетом сказанного выше были предложены три конечно-элементные модели поясничного сращения.

2. Конечно-элементное моделирование. Для построения сетки три предложенные модели были импортированы в программу HyperMesh. С использованием программы Mesh Sensitivity Analysis проведен анализ чувствительности сетки. При этом модель кейджа 1 совместно с поясничным сегментом (L1–L2) покрывалась сеткой с характерными размерами ячеек, равными 2, 1, 0,8, 0,7 или 0,5, а затем подвергалась сжатию силой, равной 2 МПа, с использованием программы ABAQUS, после чего в конечном элементе, принадлежащем боковой стенке кейджа, определялось напряжение Мизеса. На основе анализа результатов тестирования была выбрана тетраэдрическая сетка с характерным размером 0,5. Результаты исследований, проведенных в работе [11], подтверждают обоснованность выбора тетраэдрической сетки.

Для имплантатов различной геометрии использовалась тетраэдрическая сетка (см. рис. 1, *г*). Размер конечного элемента сетки для кортикальных и пористых участков позвонка выбирался на основе данных работы [7]. На кортикальном участке позвонка характерный размер элемента равен 3, на пористом участке — 4, в имплантате — 0,5.

Таблица 2

Механические характеристики материалов участков позвонка и имплантата из ПЭЭК

Участок	E , МПа	ν
Кортикальный	12 000	0,30
Пористый	200	0,25
ПЭЭК	3600	0,40

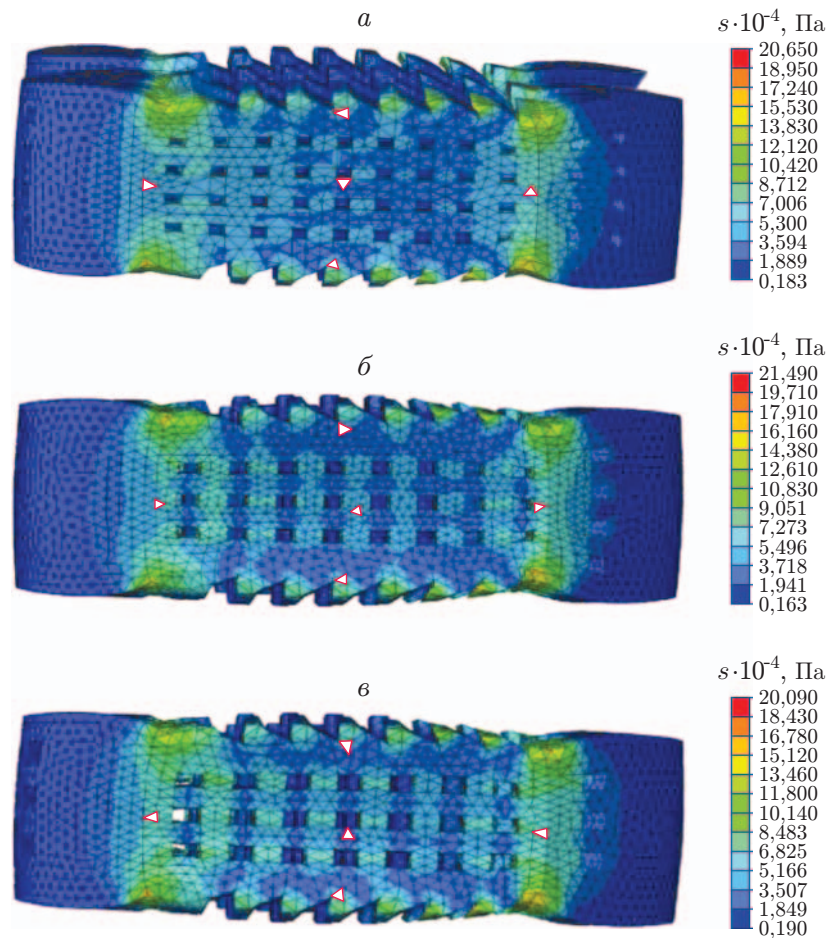


Рис. 2. Пять элементов (светлые области), используемых для сравнения реакции кейджа на различные нагрузки:

a — кейдж 1, *b* — кейдж 2, *v* — кейдж 3

Тестирование поясничных имплантатов проводилось с использованием МКЭ и программного обеспечения ABAQUS (см. рис. 1, *d*). Механические свойства кортикальных, пористых участков позвонка и ПЭЭК приведены в табл. 2 (E — модуль упругости, ν — коэффициент Пуассона) [7].

Материалы участков позвонков и имплантатов рассматривались как линейные изотропные упругие среды. На контактных поверхностях между кортикальным и пористым участками позвонка, а также между имплантатом и позвонками ставились условия сопряжения. С использованием МКЭ решалась задача о сжатии конструкции давлением, равным 2 МПа, и об изгибе и кручении моментами, равными 10 Н · м. На нижней поверхности позвонков L2 смещения полагались равными нулю. Вычислялись максимальные напряже-

ния и деформации Мизеса на боковой поверхности кейджа [8]. Для тестирования расчетной сетки проведены вычисления для кейджа 1 на пяти различных сетках. Все модели кейджа подвергались сжатию нагрузкой, равной 2 МПа, после чего вычислялось максимальное напряжение Мизеса в них. Для того чтобы получить информацию о реакции кейджа на нагрузку и выбрать оптимальный кейдж, на внешней боковой поверхности каждого кейджа было выбрано по пять элементов и вычислено максимальное напряжение Мизеса в них (рис. 2). Были вычислены также среднеквадратичное и стандартное отклонения соответствующих напряжений. Для определения жесткости имплантатов различной геометрии вычислялось отношение максимального напряжения Мизеса к максимальной деформации. Результаты вычислений, выполненных с использованием МКЭ, сравнивались с известными результатами [11–13].

3. Результаты исследования и их обсуждение. Для сравнения результатов вычисления напряжений Мизеса для трех моделей кейджа применялся дисперсионный анализ. Различия полагались значимыми при значении $p < 0,05$.

На рис. 3 представлены результаты численных экспериментов, в которых определялись напряжения и деформации Мизеса при различных сжимающих и изгибающих нагрузках.

Позвоночник человека в основном подвергается таким нагрузкам, как сжатие, растяжение, наклон. Наибольшее напряжение Мизеса имеет место в кейдже 2. При сжимающей нагрузке кейдж 2 имеет наименьшую деформацию.

На рис. 4 приведены средние значения напряжения Мизеса, вычисленные на сетках с различным характерным размером ячейки d .

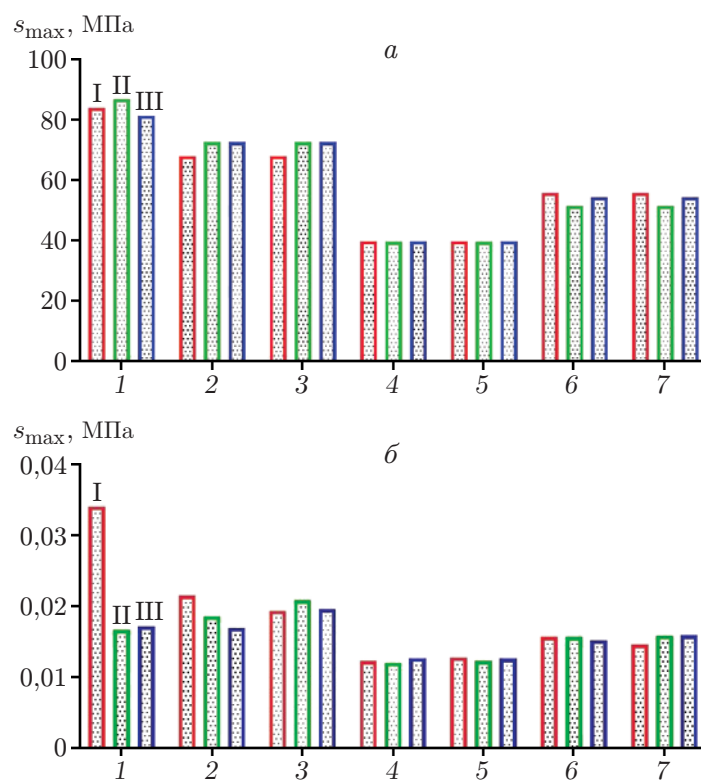


Рис. 3. Напряжения (а) и деформации (б) в кейджах при различных нагрузках:
 I — кейдж 1, II — кейдж 2, III — кейдж 3; 1 — сжатие, 2 — наклон вперед, 3 — растяжение,
 4 — наклон влево, 5 — наклон вправо, 6 — поворот влево, 7 — поворот вправо

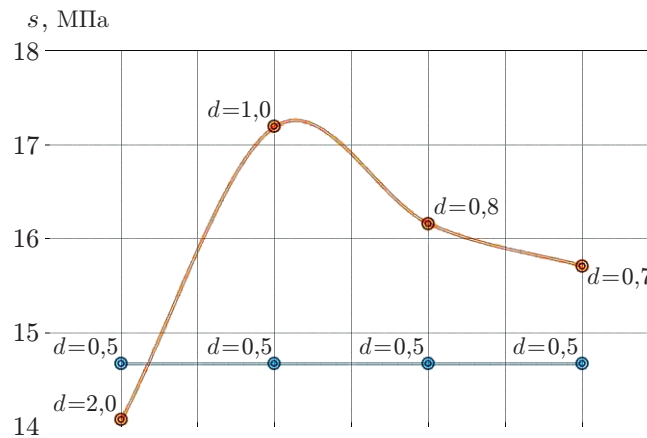


Рис. 4. Средние значения напряжения Мизеса, вычисленные на сетках с различным характерным размером ячейки d

На рис. 5 представлены распределения напряжений и деформаций на нижней поверхности позвонка L1 для рассматриваемых нагрузок.

При всех рассматриваемых видах нагружения максимальные напряжение и деформация имеют место на нижних концевых пластинах позвонка. На рис. 6 приведены значения деформации ϵ в кейджах 1–3 при различных видах нагружения.

Для выполнения более точного анализа вычислялись напряжения Мизеса в пяти конечных элементах, расположенных на боковой стенке каждой предложенной модели кейджа, а затем — среднее значение напряжения. На рис. 7 показаны средние значения напряжения и их стандартные отклонения для пяти выбранных элементов. Из полученных результатов следует, что в кейдже 2 имеет место наибольшее среднее напряжение, равное 23,806 МПа. При наклоне вперед и разгибании среднее напряжение Мизеса в кейдже 2 составляло 9,148 МПа, при наклонах влево и вправо — 13,82 и 13,32 МПа соответственно. Однако при поворотах влево и вправо среднее напряжение в кейдже 2 составляло 40 МПа. Наибольшее среднее напряжение Мизеса имеет место в кейдже 3. Из результатов статистического анализа следует, что среднее напряжение практически одинаково во всех пяти конечных элементах при всех видах деформирования.

Максимальной жесткостью обладает кейдж 2. При сжатии максимальная жесткость равна 5198,079 МПа, а при наклонах влево и вправо — 3272,351 и 3200,81 МПа соответственно (табл. 3). Результаты, полученные с использованием МКЭ, хорошо согласуются с данными работ [11–13].

Результаты проведенного исследования позволяют сделать вывод о возможности моделирования и оптимизации заднего поясничного межпозвонкового имплантата с использованием МКЭ. Этот метод позволяет проектировать и изготавливать с использованием аддитивных технологий имплантаты для конкретного пациента. Построена трехмерная конечно-элементная модель позвонков L1–L2 с задними отростками, а затем в дисковом пространстве собраны два совместимых имплантата. Анализ построенных моделей проводился с использованием программного обеспечения ABAQUS.

Результаты вычисления напряжений и деформаций Мизеса соответствуют результатам, полученным, в частности, в работах [11–13]. Однако при проектировании геометрии имплантатов не учитывались спинномозговые связки, мышцы и фиксаторы (стержни и винты). Для упрощения анализа материал полагался линейным упругим и изотропным. Такие упрощающие предположения использовались также в ряде других работ (см., например, [14]).

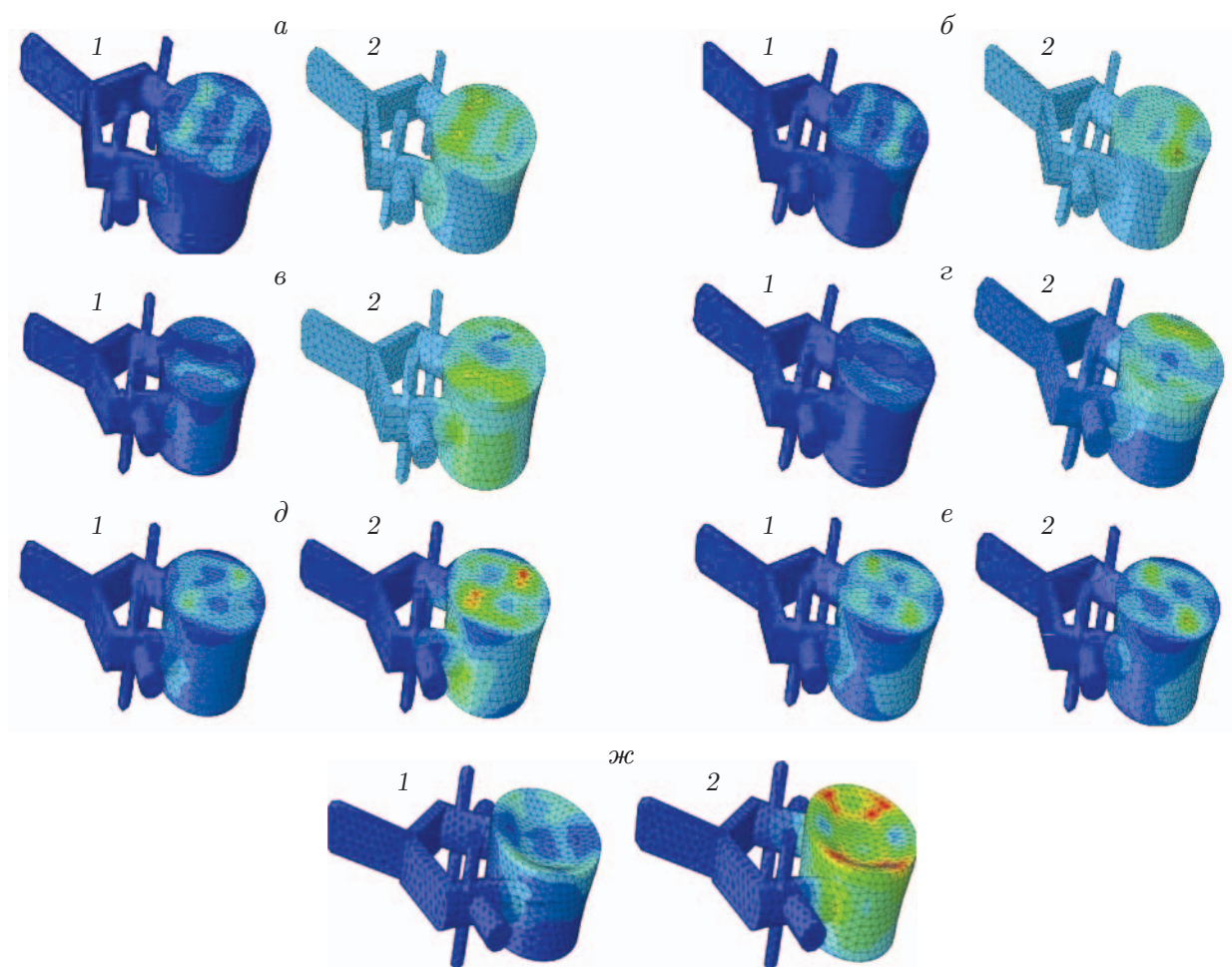


Рис. 5. Деформации (1) и напряжения (2) в позвонке L1 при различных видах нагружения:

а — наклон вперед, *б* — растяжение, *в* — наклон вправо, *г* — наклон влево, *д* — поворот влево, *е* — поворот вправо, *ж* — сжатие

При моделировании поясничного сегмента с использованием компьютерной томографии была получена точная и сложная геометрия кейджа, которая затем была обработана с использованием программного обеспечения MIMICS и импортирована в программное обеспечение МКЭ [9]. Как отмечено выше, построенная параметрическая геометрия позвонков хорошо согласуется с геометрией точной модели [9]. Время расчета предложенных геометрий составило 10 мин, что может быть обусловлено наличием упрощающих предположений. Установлено, что пористость оказывает существенное влияние на механическую реакцию поясничного межтелового кейджа. В ряде работ рассматривались поры одного размера [4, 15]. Использование аддитивных технологий при изготовлении поясничного кейджа позволяет разработать для пациента индивидуальную геометрию кейджа. Общая жесткость имплантата изменяется при изменении пористости. Так, в случае сжимающей нагрузки (наиболее частом типе нагрузки для позвоночного столба) при увеличении пористости кейджа 2 на 1,32 % по сравнению с пористостью кейджа 1 общая жесткость увеличилась на 2,11 %. Установлено, что имеется пропорциональная зависимость между пористостью и жесткостью (рис. 8). Кроме того, результаты показали, что кейдж 2 имеет наибольшую общую жесткость. С учетом распределения осредненных по пяти конечным

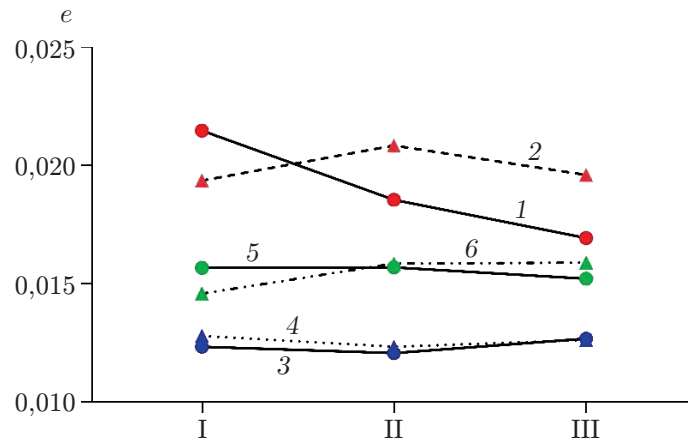


Рис. 6. Значения деформации e в кейджах 1–3 при различных видах нагружения:

I — кейдж 1, II — кейдж 2, III — кейдж 3; 1 — наклон вперед, 2 — растяжение, 3 — наклон влево, 4 — наклон вправо, 5 — поворот влево, 6 — поворот вправо

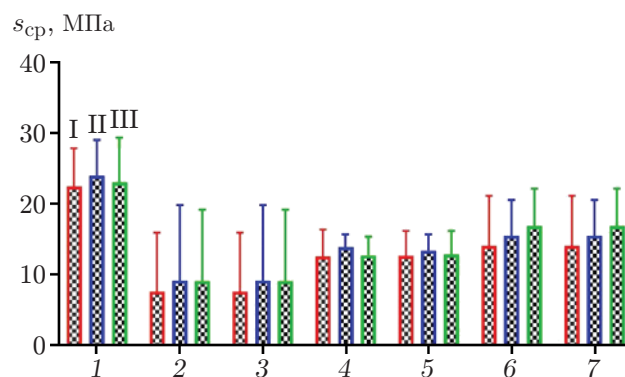


Рис. 7. Средние значения напряжения и их стандартные отклонения:

I — кейдж 1, II — кейдж 2, III — кейдж 3; 1 — сжатие, 2 — наклон вперед, 3 — растяжение, 4 — наклон влево, 5 — наклон вправо, 6 — поворот влево, 7 — поворот вправо

Таблица 3

Общая жесткость S моделей кейджа 1–3 при различных положениях тела

Номер кейджа	S , МПа						
	Сжатие	Наклон вперед	Растяжение	Наклон влево	Наклон вправо	Поворот влево	Поворот вправо
1	2460,453	3154,097	3497,677	3217,814	3104,688	3555,485	3821,110
2	5198,790	3903,556	3474,820	3272,351	3200,810	3270,064	3237,074
3	4727,114	4273,318	3691,484	3124,507	3139,351	3558,476	3406,286

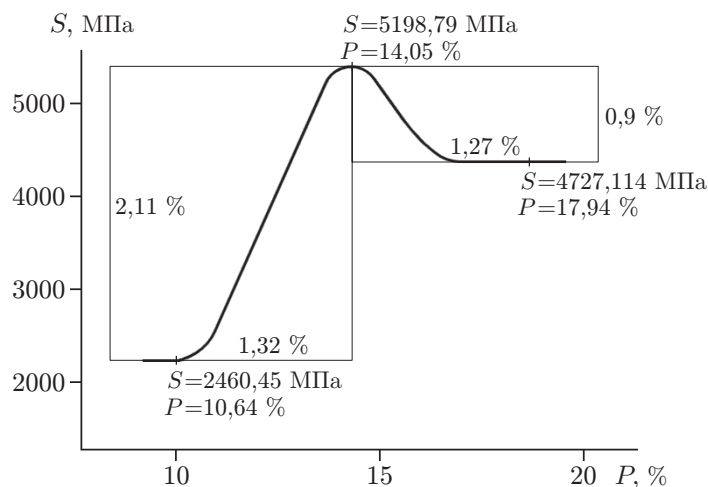


Рис. 8. Зависимость жесткости имплантата S от его пористости P при сжимающей нагрузке

элементам значений напряжений Мизеса можно сделать вывод, что модель кейджа 2 является оптимальной. Из результатов статистического анализа следует, что значения напряжения, осредненного по пяти конечным элементам, для различных имплантатов различаются несущественно, а пористость имплантатов оказывает значительное влияние на их механическую прочность. Предложенные в работе модели кейджа построены с использованием геометрических элементов правильной формы (треугольников, четырехугольников, эллипсов и кругов), поэтому для построения сетки не требуется большое количество времени. Также следует отметить, что построенные модели симметричны.

Представляет интерес моделирование многоуровневого сращивания поясничного отдела позвоночника с использованием предложенных моделей имплантатов. При этом следует учитывать распределение напряжений в концевых пластинах позвонков, что позволит более точно определить реакцию позвонков на механические нагрузки. В данной работе анализ проводился с использованием метода конечных элементов на одном уровне поясничного отдела позвоночника. Также следует более точно учитывать механические свойства как здоровых, так и пораженных позвонков.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Chuah H. G., Rahim I. A., Yusov M. I.** Topology optimization of spinal interbody cage for reducing stress shielding effect // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engng.* 2010. V. 13, iss. 3. P. 319–326.
2. **Phan K., Mobs R. J.** Evolution of design of interbody cages for anterior lumbar interbody fusion // *Orthopaed. Surgery.* 2016. V. 8, iss. 3. P. 270–277.
3. **Sukrit J., Eltorai A. E. M., Ruttiman R., Daniels A. H.** Advances in spinal interbody cages // *Orthopaed. Surgery.* 2016. V. 8, iss. 3. P. 278–284.
4. **Serra T., Capelli C.** Design and fabrication of 3D-printed anatomically shaped lumbar cage for intervertebral disc (IVD) degeneration treatment // *Biofabrication.* 2016. V. 8, N 3. 035001.
5. **Basgul C., Yu T., Macdonald D., Siskey R.** Structure-property relationships for 3D printed PEEK intervertebral lumbar cages produced using fused filament fabrication // *J. Materials Res.* 2018. V. 33, iss. 14. P. 1–12.

6. **Zhang Z., Li H., Fogel G. R., Zhenhua L.** Biomechanical analysis of porous additive manufactured cages for lateral lumbar interbody fusion: A finite element analysis // *World Neurosurgery*. 2017. V. 111. P. e581–e591.
7. **Naserkhaki S., Jaremko J. L.** On the load-sharing along the ligamentous lumbosacral spine in flexed and extended postures: finite element study // *J. Biomech.* 2016. V. 49, N 6. P. 974–982.
8. **Nikkhoo M., Cheng Ch.-H.** Development and validation of a geometrically personalized finite element model of a lower ligamentous cervical spine for clinical applications // *Comput. Biology Medicine*. 2019. V. 109. P. 22–32.
9. **Nikkhoo M., Khoz Z.** Development of a novel geometrically-parametric patient-specific finite element model to investigate the effects of the lumbar lordosis angle on fusion surgery // *J. Biomech.* 2020. V. 102. 109722. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.109722.
10. **Kang H., Hollister S. J.** Porous biodegradable lumbar interbody fusion cage design and fabrication using integrated global-local topology optimization with laser sintering // *J. Biomech. Engng.* 2013. V. 135, N 10. P. 101013–101018. DOI: 10.1115/1.4025102.
11. **Zhang Z., Fogel G. R., Liao Z., et al.** Biomechanical analysis of lumbar interbody fusion cages with various lordotic angles: a finite element study // *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engng.* 2018. V. 21, iss. 3. P. 247–254.
12. **Jalil M. H., Mazlan M. H.** Biomechanical comparison of polymeric spinal cages using ct based finite element method // *Intern. J. Biosci. Biochem. Bioinform.* 2017. V. 7, N 2. P. 110–117.
13. **Yu Y., Li W.** Population-based design and 3D finite element analysis of transforaminal thoracic interbody fusion cages // *J. Orthopaed. Translat.* 2020. V. 21. P. 35–40.
14. **Argoubi M., Shirazi-Adl A.** Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression // *J. Biomech.* 1996. V. 29, iss. 10. P. 1331–1339.
15. **Figuerola O., Rodríguez C. A., Siller H. R., Martínez-Romero O.** Lumbar cage design concepts based on additive manufacturing // *High value manufacturing: Advanced research in virtual and rapid prototyping*. N. Y.: CRC Press, 2013. Chap. 102.

*Поступила в редакцию 9/VII 2020 г.,
после доработки — 3/XII 2020 г.
Принята к публикации 29/III 2021 г.*
