

## ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ И СТРУКТУРНЫЕ СВОЙСТВА 3D-ПРОТОТИПОВ ГЕРНИОЭНДОПРОТЕЗОВ

Иванов С.В.<sup>1</sup>, Иванов И.С.<sup>1</sup>, Обьедков Е.Г.<sup>1</sup>, Квачахия Л.Л.<sup>1</sup>, Шабалин А.А.<sup>1</sup>,  
Ушанов А.А.<sup>1</sup>, Волобуев Р.В.<sup>1</sup>, Коноваленко А.В.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ФГБОУ ВО «Курский государственный медицинский университет» Минздрава России, Курск, e-mail: kurskmed@mail.ru

3D-печать как одно из наиболее перспективных аддитивных производств различных вариантов эндопротезов, изготавливаемых по трехмерной компьютерной модели, имеет большие возможности и будет востребована во многих отраслях хирургии. Цель исследования – изучить физико-механические и структурные свойства 3D-прототипов герниоэндопротезов методами сравнительного анализа. В работе исследовались 60 прототипов герниоэндопротезов с ячеистой структурой. Прототипы были разделены на 2 группы. В первой группе ячейки были прямоугольной формы, во второй группе они имели форму правильного шестиугольника. Все прототипы герниоэндопротезов произведены путем печати в одинаковых условиях на 3D-принтере Total Z Znyform 250-G3 с использованием пакета прикладных программ Ultimaker Cura 3D. Моделирование производилось в программной среде Fusion 360. Выполнялось исследование физико-химических свойств, оценивались макро- и микроскопическая структура, характеристики прочности и эластичности. Разработанные прототипы могут быть отнесены к классу сверхтяжелых герниоэндопротезов. В исследовании на одноосное растяжение образцы с шестиугольными ячейками показали значения, аналогичные значениям стандартных полипропиленовых эндопротезов (56–61 Н/см), а значения прототипов с прямоугольными ячейками превзошли значения всех сравниваемых эндопротезов (> 200 Н/см, что более чем в 2 раза превышает данный показатель тяжелых полипропиленовых эндопротезов). Прочностные показатели прототипов с прямоугольными ячейками в исследовании на продавливание шариком (H=122,8) меньше, чем у легких полипропиленовых эндопротезов (H=266), но не очень значительно уступают им. Однако стоит отметить, что по ряду параметров созданные прототипы уступают фабричным полипропиленовым образцам. 3D-печать герниоэндопротезов – одно из наиболее перспективных направлений в герниологии. Безусловно, процесс создания имеет большое количество сложностей – как технологических, так и юридических. Но усовершенствование 3D-принтеров, а также используемых материалов позволяет говорить о необходимости изучать 3D-технологии и определяет ее востребованность во многих отраслях хирургии.

Ключевые слова: 3D-технологии, 3D-принтер, 3D-печать, эндопротезы, герниология, импланты.

## PHYSICAL-MECHANICAL AND STRUCTURAL PROPERTIES OF 3D-PROTOTYPES OF GERNIOENDOPROSTESIS

Ivanov S.V.<sup>1</sup>, Ivanov I.S.<sup>1</sup>, Obedkov E.G.<sup>1</sup>, Kvachahiya L.L.<sup>1</sup>, Shabalin A.A.<sup>1</sup>, Ushanov A.A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Kursk State Medical University, Kursk, e-mail: kurskmed@mail.ru

Studying the potential of 3D-printing, as one of the most promising additive ways of manufacturing the various types of endoprotheses made using a three-dimensional computer model, which has great opportunities and will be in demand in many branches of surgery. The aim of the work is to study the physical, mechanical and structural characteristics of 3D-prototypes of hernioendoprotheses. 60 prototypes of hernioendoprotheses with cellular structure were studied. The prototypes were divided into 2 groups. In the first group, the cells were rectangular in shape, and in the second one, they had the shape of a regular hexagon. All prototypes of hernioendoprotheses were produced by printing under the same conditions on a Total Z Znyform 250-G3 3D-printer using the Ultimaker Cura 3D-application package. The modeling was performed in the Fusion 360 software environment. Physical and chemical properties were studied, the macro- and microscopic structure, strength and elasticity characteristics were evaluated. The developed prototypes can be attributed to the class of superheavy hernioendoprotheses. In the uniaxial stretching study samples with hexagonal cells showed values on a par with standard polypropylene endoprotheses (56–61 H/cm), and prototypes with rectangular cells outperformed all compared endoprotheses (> 200 H/cm), which is more than twice as high as this indicator of heavy polypropylene endoprotheses. The strength indicators of prototypes with rectangular cells in the bursting ball test (H=122.8) are less than those of light polypropylene endoprotheses (H=266), but not so significantly inferior to them. However, it is worth noting that in a number of parameters, the created prototypes are inferior to factory polypropylene samples. 3D-printing of hernioendoprotheses is one of the most promising areas in herniology. Of course, the creation process has a large number of complexities, both technological and legal. But improvements in 3D-

**printers, as well as the materials used, indicate the need to study 3D-technology and its demand in many branches of surgery.**

Keywords: 3D-technologies, 3D-printer, 3D-printing, endoprotheses, herniology, implants.

---

Основной тенденцией использования полимеров в разных отраслях современной жизни, в частности в медицине, является их постоянная модернизация. Полимерные материалы успешно применяются в хирургической практике [1, 2]. Они обеспечивают надежный и безопасный контакт с биологическими тканями и средами организма, что обусловило их широкое применение в восстановительных операциях, при изготовлении полимерных клеев, в качестве перевязочного материала; для крове- и плазмозаменителей и т.д. [3, 4, 5]. Одновременно с этим совершенствуются способы производства изделий медицинского назначения. Одно из перспективных и инновационных направлений, которое включает в себя технологичное изготовление полимерных материалов для практического использования в эндопротезировании, – это 3D-технологии [6, 7].

Хирургические методы лечения в герниологии показывают свою эффективность, однако подходы оперативного вмешательства продолжают совершенствоваться. Во многих реконструктивных операциях передней брюшной стенки используют синтетические герниоэндопротезы. Изготовление 3D-моделей имплантов и их печать для пластики передней брюшной стенки имеют ряд преимуществ по сравнению с предыдущими подходами и могут стать востребованными нововведениями.

Во-первых, 3D-герниоэндопротезы создают по индивидуальным параметрам для каждого конкретного пациента, учитывая особенности анатомии передней брюшной стенки, размер и локализацию грыжевого дефекта. Импланты при моделировании могут быть любой прочности (в зависимости от используемых материалов), формы, гибкости, толщины [8, 9, 10]. Кроме того, задают определенные параметры: различное количество пор и их расположение, укрепление определенной области в герниоэндопротезе, выбирая точки фиксации для более прочного прикрепления в местах, где наблюдается выраженная дистрофия соединительной ткани. Во-вторых, 3D-изделия печатаются в режиме реального времени, что непосредственно влияет на скорость и удобство изготовления, а интраоперационное уточнение размеров минимизирует затраты на термопластик и позволяет экономить материал [11]. В-третьих, технологии усовершенствования 3D-принтеров и самой печати постоянно развиваются. Уже сейчас в 3D-принтинге нового поколения используются различные полимерные комбинации материалов для создания эндопротезов, а также применяются адсорбируемые материалы с различными лекарственными средствами, нанесенными на их поверхность [12, 13].

Полимеры, которые применяют для печати герниоэндопротезов, должны соответствовать определенным требованиям, таким как: повышенная физико-химическая

стойкость, безопасная биологическая совместимость, способность выдерживать высокие температурные режимы; отсутствие токсичности, канцерогенных свойств, травматичности для живых тканей: нарушения свертывание крови, денатурации белков и ферментов. Материалы не должны вызывать сбои в системе метаболизма, деформироваться под влиянием механических и химических воздействий, претерпевать существенных изменений под действием внешних факторов [14, 15].

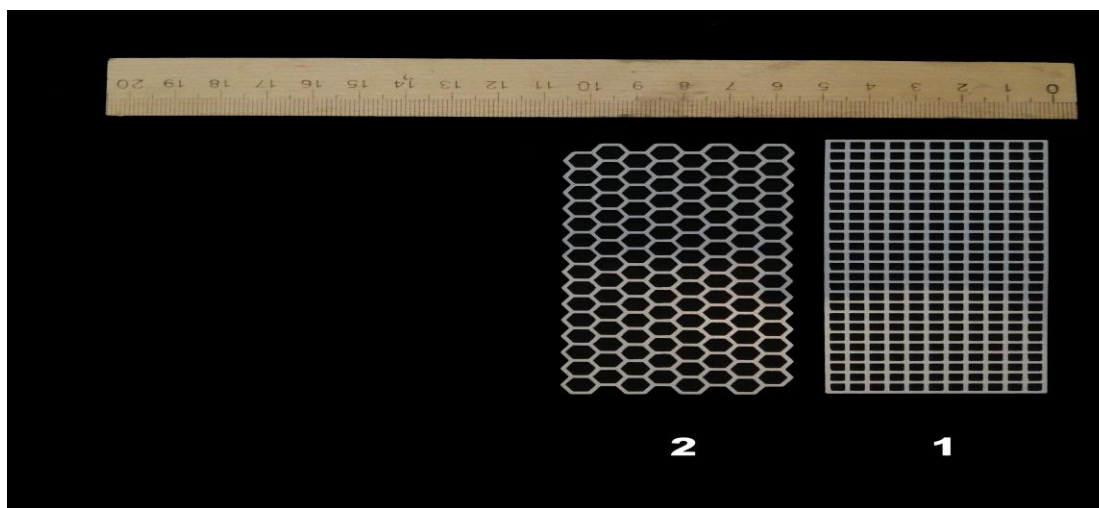
Внедрение 3D-технологий в повседневную практику хирургов позволяет создавать любые эндопротезы с заданными параметрами для индивидуального лечения больных. Однако первоначально необходимо оценить все свойства и безопасность изделий из полимерного материала.

Цель исследования – сравнительный анализ физико-механических и структурных свойств 3D-прототипов герниоэндопротезов.

### **Материалы и методы исследования**

В работе исследовались 60 прототипов герниоэндопротезов из полилактида (PLA) с ячеистой структурой. Прототипы были разделены на 2 группы в зависимости от типа ячеек – 30 с ячейками прямоугольной формы, 30 – формы правильного шестиугольника (рис. 1).

Все прототипы герниоэндопротезов (ПГ) произведены путем печати в одинаковых условиях на 3D-принтере Total Z Znyform 250-G3 с использованием пакета прикладных программ Ultimaker Cura 3D. Моделирование производилось в программной среде Fusion 360.



*Рис. 1. Исследуемые образцы прототипов герниоэндопротезов: 1 – ПГ с прямоугольными ячейками; 2 – ПГ с шестиугольными ячейками*

Примечание ПГ – прототип герниоэндопротеза; PH – prototypes of hernioendoprostheses

Таблица 1

#### Условия 3D-печати

Характеристики печати	Показатели
Диаметр сопла	0,4 мм

Высота слоев	Первый слой – 0,3 мм; второй и третий слои – 0,2 мм
Ширина нити	1,75 мм
Коэффициент подачи	1,0
Температура экструдера	210°C
Температура стола	60°C
Абсолютная скорость печати слоев	первый слой – 5 мм/с; второй и третий слои – 15 мм/с
Относительная скорость печати слоев	150%
Длина прототипа	100 мм
Ширина прототипа	50 мм
Длина образующей стороны ячейки	3,5 мм

Характер исследования – экспериментально-теоретический.

Исследование проводилось в лаборатории экспериментальной хирургии и онкологии на базе НИИ Экспериментальной медицины Курского государственного медицинского университета.

В ходе исследования оценивались макро- и микроскопическая структура, а также характеристики прочности и эластичности (табл. 2).

Для оценки длины и ширины образцов, а также площади прототипов и площади их ячеек использовалось лазерное МФУ Brother 1510R совместно с программой для анализа и обработки изображений ImageJ с плагином FijiJ.

Исследуемые образцы сканировались при помощи лазерного МФУ Brother 1510R с использованием программной среды Brother ControlCenter без закрытия крышки сканера для создания контрастного двухтонного (черно-белого) изображения в соответствии с требованиями программой для анализа и обработки изображений ImageJ.

Таблица 2

Исследуемые характеристики прототипов герниоэндопротезов

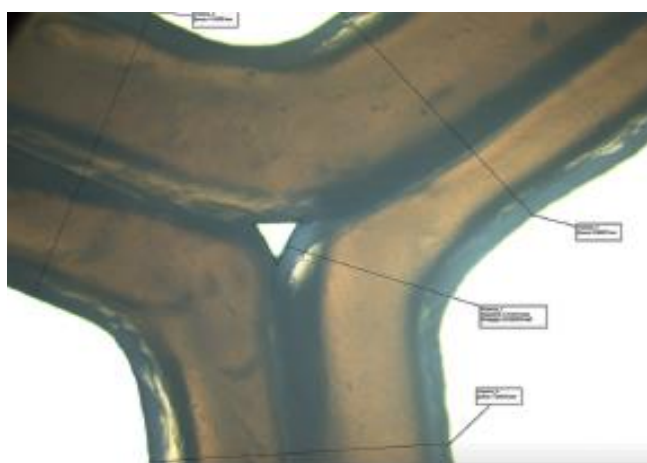
<b>Микроскопическая структура</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– структура в норме и после нарушения целостности при резании, продавливании шариком и разрыва по оси;</li> <li>– среднее значение площади «побочных пор» (дефектов печати) при пятикратном измерении в разных участках каждого образца;</li> <li>– количество «побочных пор» и их процентная доля среди потенциальных локусов возникновения (потенциальные места появления дефекта – стыки образующих ячеек)</li> </ul>
<b>Макроскопическая структура</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>– среднее значение длины и ширины исследуемых образцов после печати при пятикратном измерении в разных участках каждого образца;</li> <li>– среднее значение толщины после печати при пятикратном измерении в разных участках каждого образца;</li> <li>– среднее значение площади ячейки после печати при измерении пяти ячеек каждого образца;</li> <li>– среднее значение ширины образующих перегородок после печати при пятикратном измерении в разных участках каждого образца;</li> <li>– масса ПГ;</li> </ul>

	– поверхностная плотность ПГ без учета площадей ячеек
<b>Характеристики прочности</b>	– прочность при продавливании шариком; – прочность при одноосном растяжении
<b>Характеристики эластичности</b>	– пятикратное измерение изменения длины в разных участках каждого образца после одноосного растяжения (16 Н/см)

В программе ImageJ с плагином FijiJ после калибровки масштаба в соответствии со стандартной методикой, предусмотренной программным пакетом, производилась интенсификация цветов изображения для создания файла, состоящего из двух типов пикселей – черного и белого. После осуществлялся подсчет количества белых пикселей с последующим переводом в сантиметры для определения площади исследуемых прототипов без учета площади ячеек. Определение длины и ширины образцов, а также площади ячеек производилось с использованием стандартных инструментов программы – «полигон» и «отрезок».

Для оценки микроскопической структуры использовались: медицинский микроскоп МИКМЕД-6 с объективами Plan 10 и Plan 40 (10- и 40-кратное увеличение) и цифровая камера для микроскопии в комплекте с программным пакетом Altami Studio.

При микроскопии под 10- и 40-кратным увеличением делали снимки, после чего в программной среде Altami Studio производили замеры ширины образующих перегородок и площади «побочных пор» (условный термин, обозначающий поры, которые не были запрограммированы на этапе моделирования), оценивали характер краев поврежденных прототипов после резания, продавливания шариком и растяжения по оси (рис. 2).



*Рис. 2. Процесс измерения толщины образующих перегородок и площади «побочных пор» ПГ с шестиугольными ячейками при 40-кратном увеличении в программной среде Altami Studio*

Определение толщины производили при пятикратном измерении в различных участках исследуемых ПГ с использованием цифрового микрометра КАЛИБРОН МКЦ. Измерение массы проводили в условиях камеры аналитических весов AND GH-252.

Для определения характеристик прочности при продавливании шариком и одноосном растяжении использовалась испытательная машина РЭМ-0,2-1. Эксперимент проводился при скорости продавливания и растяжения 5 мм/мин.

Для испытания прочностных свойств при одноосном растяжении использовались ПГ с изначальными характеристиками длины и ширины – 5x10 см. Растяжение производилось в одной оси, так как понятия петельного столбика и ряда не применимы к разработанным прототипам. Для испытания продавливания шариком образцы обрезались до необходимых размеров – 5x5 см.

Для исследования характеристик эластичности и прочности каждая группа из 30 образцов (в зависимости от типа ячеек) была разделена на 3 подгруппы по 10 образцов – 10 для определения прочности при продавливании шариком, 10 – для определения прочности при одноосном растяжении, 10 – для определения изменения длины после одноосного растяжения в 16 Н/см.

Полученные нами результаты были интерпретированы с помощью методов статистической обработки (средней ошибки средней, медианы, а также расчетом среднего арифметического). С помощью критерия Манна–Уитни определяли статистическую значимость сравнений с допустимым уровнем ( $p \leq 0,05$ ). Для проведения данной статистической обработки применялись версии лицензионных программ: редактор электронных таблиц Excel 2016 (Microsoft Office) и Statistica (версия 10.0)

### Результаты исследования и их обсуждение

Таблица 3

Полученные показатели структуры ПГ

Показатели	Группы	
	Прямоугольные ячейки	Шестиугольные ячейки
Число ячеек (шт.)	275	120
Длина (см)	10,875±0,017	10,767±0,0139
Ширина (см)	4,845±0,0074	5,073±0,0069
Толщина (мм)	0,724±0,008	0,548±0,0116
Масса (г)	1,591±0,017	0,895±0,0076
Поверхностная плотность, $\rho_A$ (г/м <sup>2</sup> )	673,326±15,053	494,523±11,204
Площадь ячейки (см <sup>2</sup> )	0,109±0,0032	0,294±0,0064
Ширина образующих перегородок (мм)	0,815±0,0475	1,066±0,0976

При сравнении толщины и поверхностной плотности исследуемых прототипов с полипропиленовыми эндопротезами (ППЭ) получены данные, позволяющие отнести ПГ к сверхтяжелым герниоэндопротезам (табл. 4).

Таблица 4

Сравнительная характеристика ПГ и ППЭ

Эндопротезы		Показатели	
		Толщина (мм)	$\rho_A$ (г/м <sup>2</sup> )
ПГ	Прямоугольная ячейка	0,72	673
	Шестиугольная ячейка	0,55	494
ППЭ	Легкий	0,38	34
	Стандартный	0,5	62
	Тяжелый	0,65	95

При определении прочности ПГ продавливанием шариком образцы с прямоугольными ячейками были определены как более прочные в сравнении с эндопротезами, имеющими шестиугольные ячейки (табл. 5). Во время эксперимента 2 образца эндопротеза с прямоугольными ячейками продавить не удалось.

В испытании при одноосном растяжении образцы с прямоугольными ячейками также показали себя более прочными в сравнении с прототипами с шестиугольными ячейками (табл. 5), однако технические ограничения испытательной машины РЭМ-0,2-1 (200 Н/см) не позволили определить четких показателей прочности для первых – ни один из ПГ с прямоугольными ячейками не был разорван.

При сравнении исследуемых ПГ с ППЭ первые уступают в прочности в испытании с продавливанием шариком (табл. 5). Однако при одноосном растяжении образцы с шестиугольными ячейками показали значения на уровне стандартных ППЭ, а значения ПГ с прямоугольными ячейками превзошли показатели всех сравниваемых эндопротезов (табл. 5).

Таблица 5

Сравнительная характеристика ПГ и ППЭ

Эндопротезы		Показатели	
		Прочность при продавливании шариком, $P$ (Н)	Прочность при одноосном растяжении, $P$ (Н/см)
ПГ	Прямоугольные ячейки	122,8	200+
	Шестиугольные ячейки	43,6	56–61
ППЭ	Легкий	266	29–30,7

	Стандартный	383	50,1–72,4
	Тяжелый	532	83,9–96,2

Исследование эластичности проводилось путем определения изменения длины при повторном сканировании образцов ПГ после одноосного растяжения с нагрузкой 16 Н/см. ПГ с прямоугольными ячейками после растяжения изменили свою длину значительно в сравнении с прототипами с шестиугольными ячейками (табл. 6); следовательно, эластичность последних выше.

Таблица 6

Показатели длины ПГ до и после одноосного растяжения (16 Н/см)

Показатели	Группы	
	Прямоугольные ячейки	Шестиугольные ячейки
Изначальная длина, $l_{изн}$ (см)	10,875±0,017	10,767±0,0139
Длина после растяжения, $l_{16}$ (см)	10,896±0,0048	10,775±0,006

При микроскопии ПГ были обнаружены дефекты печати («побочные поры»), расположенные в местах стыков образующих ячеек (рис. 3). Данные поры могут служить причиной хронического инфицирования области пластика при размере менее 15 мкм<sup>2</sup> (микроорганизмы имеют размеры 1–2 мкм<sup>2</sup>, макрофаги – 18–35 мкм<sup>2</sup>, лейкоциты – 15–20 мкм<sup>2</sup>), в связи с чем определялись их площадь, количество и доля среди потенциальных локусов возникновения (потенциальные места появления дефекта – стыки образующих ячеек) (табл. 7).

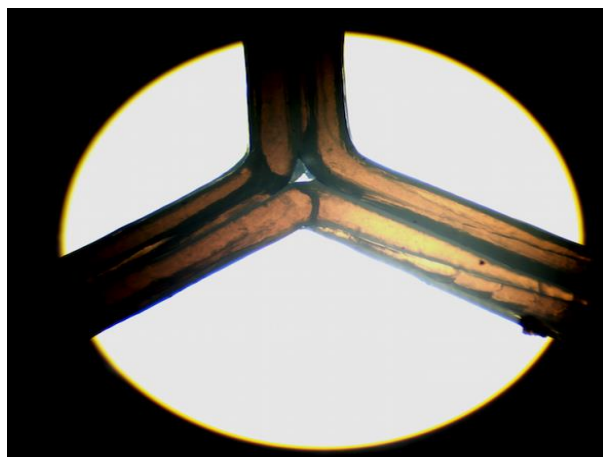
При анализе микроскопической структуры ПГ были обнаружены «побочные поры» с допустимыми значениями площади. Наличие дефектов печати указывает на необходимость совершенствования методов изготовления прототипов.

Таблица 7

Характеристика «побочных пор» ПГ

Показатели	Группы	
	Прямоугольные ячейки	Шестиугольные ячейки
Число пор (шт.)	128,033±11,3	102,667±9,1778
Потенциальные локусы (шт.)	312	527
Площадь, $S$ (мм <sup>2</sup> )	0,168±0,0705	0,013±0,0037
$C_v$ (%)	41,88	29,59

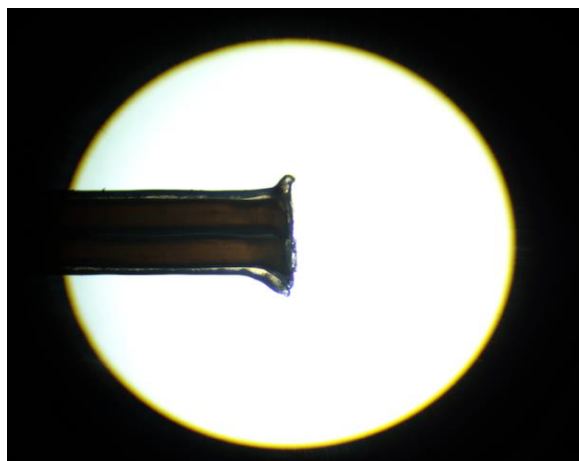




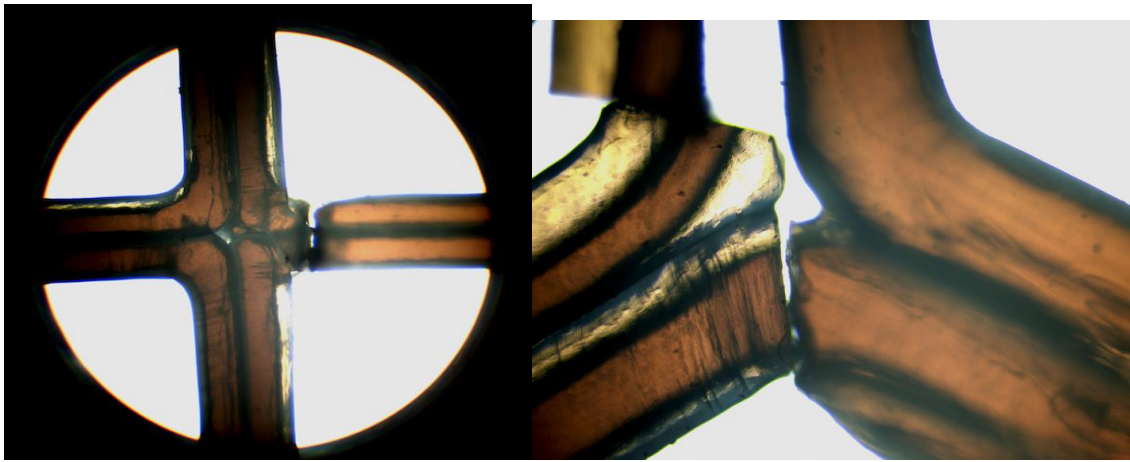
*Рис. 3. «Побочная пора» (дефект печати) образца ПГ с шестиугольной ячейкой при 10-кратном увеличении*

Также при микроскопии оценивался характер нарушения структуры прототипов при резании, продавливании шариком и разрыве по оси.

При разрыве по оси разрушение структуры происходило вдоль линий печати без отломков; при продавливании шариком нарушение структуры происходило не системно, с образованием единичных отломков (рис. 5). При резании ПГ линия отреза была ровной – без отломков (рис. 4).



*Рис. 4. Линия отреза ПГ при 40-кратном увеличении*



а

б

*Рис. 5. ПГ после одноосного растяжения и продавливания шариком: а – растяжение по оси, б – продавливание шариком*

Таким образом, данные, полученные в проведенном исследовании, свидетельствуют о необходимости разработки специализированных стандартов оценки физико-механических и структурных свойств герниоэндопротезов, изготовленных методом 3D-печати, в зависимости от структуры и используемого материала. На сегодняшний день отмечается недостаточное количество аналитических литературных обзоров, которые бы регламентировали нормы подобных исследований.

Стоит отметить, что в ходе исследования были обнаружены дефекты печати, которые указывают на необходимость более точной настройки характеристик печати для данного типа изделий и использования более узкоспециализированного оборудования, соответствующего предъявляемым требованиям. Проведенное исследование является пилотным, так как в литературе нет похожих работ, из которых можно почерпнуть данные для сравнительного анализа и методологию проведения.

Технологический процесс создания герниоэндопротезов с помощью 3D-технологий находится в начале своего пути. Это не отлаженный еще процесс, он имеет большое количество сложностей – как технологических, так и юридических. Несмотря на это, модернизация материалов, используемых в 3D-печати, усовершенствование 3D-принтеров позволяют говорить о перспективности данной технологии и ее востребованности во многих отраслях хирургии.

### **Заключение**

Прототипы герниоэндопротезов, полученные в ходе 3D-печати, при сравнении их с фабричными полипропиленовыми образцами уступают им по многим критериям. Так, необходимо добиться уменьшения веса прототипов путем калибровки 3D-принтера, использования сопла меньшего диаметра или применения более совершенной модели

устройства с высокой точностью печати. Наличие побочных пор в структуре прототипов объясняется особенностью печати 3D-принтера, а конкретно «выдавливанием» термопластика на рабочий стол в месте проекции изделия. Несмотря на это, в исследовании на одноосное растяжение образцы с шестиугольными ячейками показали значения на уровне стандартных полипропиленовых эндопротезов (56–61 Н/см), а значения прототипов с прямоугольными ячейками превзошли значения всех сравниваемых эндопротезов (> 200 Н/см, что более чем в 2 раза превышает данный показатель тяжелых полипропиленовых эндопротезов). Стоит также отметить прочностные показатели прототипов с прямоугольными ячейками в исследовании на продавливание шариком (Н=122,8) этот показатель меньше, чем у легких полипропиленовых эндопротезов (Н=266), но уступает им незначительно.

### Список литературы

1. Лазаренко В.А., Иванов С.В., Иванов И.С., Обьедков Е.Г., Беликов Л.Н., Обьедкова Н.Ю., Денисенко А.И. Использование 3D – принтеров в хирургии (обзор литературы) // Курский научно-практический вестник Человек и его здоровье. 2018. № 4. С. 61-65.
2. Суковатых Б.С., Блинков Ю.Ю., Нетяга А.А., Затолокина М.А., Полевой Ю.Ю., Жуковский В.А. Особенности тканевой реакции брюшной стенки на имплантацию легкого усиленного эндопротеза для герниопластики в зависимости от варианта его расположения // Курский научно-практический вестник Человек и его здоровье. 2018. № 1. С. 84-92.
3. Обьедков Е.Г. Применение эндопротезов нового поколения и стимуляторов роста при эндопротезировании грыж передней брюшной стенки (экспериментально – клиническое исследование): автореф. дис. ... канд. мед. наук, 2017. 23 с.
4. Медведев М.П., Фомина М.А. 3D-печать как новая эпоха в медицине // Новая наука: от идеи к результату. 2016. № 11 (4). С. 16-19.
5. Суковатых Б.С., Затолокина М.А., Мутова Т.В., Назаренко П.М., Григорьев Н.Н., Жуковский В.А. Влияние аутоплазмы, обогащенной тромбоцитами, на прочность и эластичность брюшной стенки при надпоясничной имплантации легкого полипропиленового эндопротеза (экспериментальное исследование) // Курский научно-практический вестник Человек и его здоровье. 2018. № 4. С. 66-71.
6. Ермолов А.С., Корошвили В.Т., Благовестнов Д.А. Послеоперационные вентральные грыжи – нерешенные вопросы хирургической тактики. Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова. 2018. № (10). С. 81-86. DOI: 10.17116/hirurgia201810181.

7. Джен Д.Й., Коновалов А.Н., Попов В.К., Ченг Ю.Л., Шафикова Р. Проекционная стереолитография биосовместимых полимерных структур. Перспективные материалы. 2016. № 6. С. 30-36.
8. Bagaria V., Chaudhary K. A paradigm shift in surgical planning and simulation using 3Dgraphy: Experience of first 50 surgeries done using 3D-printed biomodels. Injury. 2017. № 48 (11). С. 2501-2508. DOI: 10.1016/j.injury.2017.08.058.
9. Жорова А.А. Возможности существующих технологий 3d-печати в медицине // Смоленский медицинский альманах. 2018. № (1). С. 106-109.
10. Bishop E.S., Mostafa S., Pakvasa M., Luu H.H., Lee M.J., Wolf J.M., Ameer G.A., He T.C., Reid R.R. 3-D bioprinting technologies in tissue engineering and regenerative medicine: Current and future trends. Genes Dis. 2018. № 4 (4). С. 185-195. DOI: 10.1016/j.gendis.2017.10.002.
11. Баиндурашвили А.Г., Басков В.Е., Филиппова А.В., Бортулев П.И., Барсуков Д.Б., Поздникин И.Ю., Волошин С.Ю., Баскаева Т.В., Познович М.С. Планирование корригирующей остеотомии бедренной кости с использованием 3d-моделирования. Часть I // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. 2016. № 4 (3). С. 52-58.
12. Горбатов Р.О., Романов А.Д. Создание органов и тканей с помощью биопечати. Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. 2017. № 63 (3). С. 3-9. DOI: 10.19163/1994-9480-2017-3(63)-3-9.
13. Wodajo F.M., Jakus A.E. Nanopatterning and Bioprinting in Orthopedic Surgery. Orthop Clin North Am. 2019. № 50 (1). P. 21-33. DOI: 10.1016/j.ocl.2018.08.013.
14. Tappa K., Jammalamadaka U. Novel Biomaterials Used in Medical 3D Printing Techniques. Funct Biomater. 2018. № 9 (1). P. 1-16. DOI: 10.3390/jfb9010017.
15. Arai K., Murata D., Verissimo A.R., Mukae Y., Itoh M., Nakamura A., Morita S., Nakayama K. Fabrication of scaffold-free tubular cardiac constructs using a Bio-3D printer. PLoS ONE. 2018. № 13 (12). P. e0209162. DOI: 10.1371/journal.pone.0209162.