

УДК 616.13.002-004.6-77:615.4

## ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКИЕ И СТРУКТУРНЫЕ СВОЙСТВА ИМПЛАНТАТОВ, ПРЕДНАЗНАЧЕННЫХ ДЛЯ ОПЕРАЦИЙ НА МАГИСТРАЛЬНЫХ СОСУДАХ

<sup>1</sup>Липатов В.А., <sup>1</sup>Иванов А.В., <sup>1</sup>Лазаренко С.В., <sup>2</sup>Яковлев О.В., <sup>2</sup>Емельянов Н.А.

<sup>1</sup>ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет»

Минздрава России, Курск, e-mail: kurskmed@mail.ru;

<sup>2</sup>ФГБОУ ВПО «Курский государственный университет», Курск, e-mail: info@kursksu.ru

В статье рассматривается вопрос сравнительной оценки морфологических особенностей новых образцов изделий медицинского назначения, предназначенных для пластических целей при операциях на магистральных артериях. Авторами с применением световой и электронной растровой микроскопии изучены поверхностные характеристики основовязанных и плетеных эндопротезов производства фирм «Линтекс», «Север» и «В. Браун», полотно которых изготовлено из полиэтилентерефталатных нитей. Полученные в ходе измерений данные свидетельствуют о том, что наибольшими преимуществами обладают образцы производства фирмы «Линтекс». Основной целью пропитывания образцов фирмы «В. Браун» желатином являлось снижение хирургической пористости и, соответственно, интраоперационной кровопотери. Однако данная модификация объясняет наличие у образцов этой серии ряда существенных недостатков: высокая жесткость и низкая прочность, незначительная объемная пористость (одно из главных свойств, обуславливающих биологическую пористость и процессы биоинтеграции имплантата). Имея минимальную поверхностную плотность, жесткость, оптимальный диаметр филаментов, составляющих основу имплантата, образцы «Линтекс» имеют более шероховатую поверхность и достаточную прочность. Данные позитивные физико-механические и морфологические свойства будут способствовать процессам интеграции этих заплат в сосудистую стенку, минимизировать реакцию тканей организма на имплантацию.

**Ключевые слова:** сосудистый протез, сосудистая заплата, сосудистый имплантат, лавсан, полиэтилентерефталат, прочность, жесткость, пористость

## COMPARATIVE ANALYSIS OF PHYSICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF PATCHES FOR OPERATIONS IN GREAT VESSELS

<sup>1</sup>Lipatov V.A., <sup>1</sup>Ivanov A.V., <sup>1</sup>Lazarenko S.V., <sup>2</sup>Yakovlev O.V., <sup>2</sup>Emelyanov N.A.

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

<sup>2</sup>Kursk State University, Kursk, e-mail: info@kursksu.ru

The article discusses the comparative evaluation of the morphological features of new models of medical devices intended for plastic purposes during operations on the main arteries. Authors using light and electron scanning microscope investigated the surface characteristics of warp and woven implants produced by «Lintex», «North» and «B. Braun», which web is made of polyethylene terephthalate filaments. Obtained during the measurement data indicate that the greatest advantages have samples produced by «Lintex». The main purpose of soaking samples of the company «B. Braun» gelatin was to reduce surgical porosity and, consequently, intraoperative blood loss. However, this modification explains the presence of a number of samples of the series of essential disadvantages: a high strength and low rigidity, small volume porosity (one of the main properties which determine the biological processes biointegration and porosity of the implant). With a minimal areal density, hardness, optimal diameter filaments that form the basis of the implant, the samples «Lintex» have a rough surface and sufficient strength. These positive physical, mechanical and morphological properties will facilitate the integration process of these patches in the vascular wall, to minimize tissue reaction of the organism to the implantation.

**Keywords:** vascular prostheses, vascular patch, vascular implant, polyester, polyethylene terephthalate, strength, hardness, porosity

Высокая смертность от заболеваний сосудов, высокий травматизм, в том числе с повреждением магистральных артерий, возрастающее количество хирургических вмешательств в практике сосудистого хирурга и прочие причины обуславливают необходимость поиска новых пластических материалов для нужд сосудистой хирургии [1, 8, 11, 13]. Наиболее перспективным направлением в данной области многие авторы считают применение эксплантов, состоящих из биологически инертных полимеров [3, 4, 6, 7, 10].

Сосудистая заплата подвергается интенсивному воздействию со стороны пульсирующего внутрисосудистого давления. В связи с этим вероятность формирования аневризмы в месте имплантации заплаты, её разрыва, аневризмы в области сосудистого шва, при выполнении операций с применением заплат выше, чем при операциях с применением протезов [2, 4]. В связи с этим в аспекте прочности и вживляемости в организм человека, к заплатам предъявляются более жесткие требования [4, 9].

Сравнительное изучение свойств сосудистых протезов и заплат позволяет выявить преимущества и недостатки отдельных типов изделий, выбрать наиболее оптимальный вариант, удовлетворяющий требованиям сосудистой хирургии [2, 5, 12, 15].

В доступной нам литературе мы не встретили сведений о проводимых исследованиях физико-механических свойств, микро- и ультрамикроструктуры материала, из которого изготовлены объекты нашего научного интереса.

**Цель исследования** – в сравнительном аспекте изучить физико-механические и структурные свойства образцов сосудистых заплат разных производителей.

В качестве материалов для экспериментальных исследований были использованы образцы сосудистых заплат, отличающиеся способом плетения полотна (тканое или основовязаное), составом нитей (лавсан или модифицированный лавсан) и пористостью стенки (пористая стенка или стенка, пропитанная желатином). Сведения о производителях, химическом составе волокон и способах плетения полотна трех сравниваемых образцов представлены в табл. 1.

Толщину образцов измеряли при помощи микрометра (МКЦ-25). Массу образцов, площадью 1×1 см, определяли путем их взвешивания на электронных лабораторных аналитических весах CAUW220. Поверхностную плотность образцов определяли путем пересчета их массы на площадь поверхности в 1 кв. м по З.А. Торкуновой [4, 5].

Прочность образцов на разрыв исследовали методом разрыва полоски шириной 50 мм и зажимной длиной 100 мм (одноосное растяжение) на разрывных машинах типа РТ-500 в направлении петельных столбиков и петельных рядов. Верхний зажим разрывной машины связан с грузовым рычагом, нижний зажим – с электродвигателем и шкалой удлинений.

Жесткость эндопротезов определяли путем оценки степени прогиба образца под действием собственного веса тензометри-

ческим методом и соответствующим прибором ИЖ-3 [9].

Объемная пористость сосудистых заплат измерялась путем определения объема тела сложной пространственной формы вытеснением жидкости по В.А. Жуковскому [4]. Хирургическую пористость образцов определяли при давлении 120 мм ртутного столба путем перфузии воды через 1 см кв. полотна [5].

Учитывая неоднородность стенки тканых и основовязанных материалов, влияющую на её проницаемость, мы оценивали результаты измерения оптической плотности и коэффициента шероховатости. Для этого проводили микрофотографирование имплантатов с помощью лабораторного микроскопа Levenhuk D320L при увеличении ×10 и ×40 в проходящем и отраженном свете. Фотосъемка велась с помощью входящей в комплект микроскопа цифровой камеры С310. С использованием программы Adobe Design Premium CS5.0 AOO License RU (1407-1009-5992-0029-8509-6197) измеряли отношение количества белых пикселей к количеству черных пикселей с последующим расчетом коэффициента оптической плотности и отношение черных пикселей к белым пикселям с последующим расчетом коэффициента шероховатости поверхности. Все цифровые изображения обрабатывали с использованием одинакового алгоритма действий, при максимальном разрешении фотокамеры (2048×1536), подключенной к микроскопу с расчетом размера пикселя 3,2×3,2 мкм и количеством фотоприемных элементов 3 мегапикселя.

Также проводилось изучение структуры поверхности изучаемых имплантатов методом электронной растровой микроскопии. Исследования проводились на базе лаборатории электронной микроскопии Междисциплинарного нанотехнологического центра Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Курский государственный университет». Проводилось измерение диаметра переплетенных пучков и отдельных волокон.

**Таблица 1**

Характеристика экспериментального материала

Наименование производителя образца	Химический состав нитей	Структура полотна
ООО «Линтекс», г. Санкт-Петербург	полиэтилентерефталат	основовязаное полотно
ООО ПТГО «Север», г. Санкт-Петербург	полиэтилентерефталат-фторлон	тканое полотно
Группа компаний «В. BraunMelsungen AG» (Германия)	полиэтилентерефталат	основовязаное полотно, пропитанное желатином

Полученные в результате цифровые данные обрабатывали с целью изучения статистической значимости расхождений средних величин в сравниваемых сериях. Эта часть работы выполнена в соответствии со стандартами ИСО 3534-3-99 и ГОСТ Р 50779.10-2000 (ИСО 3534-1-93). После определения показателей описательной статистики (среднее арифметическое, медиана, мода) и обнаружения существенных отклонений от кривой Гауссова распределения нами было принято решение в качестве основной методики определения уровня статистической значимости отличий использовать определение границ доверительного интервала.

### Результаты исследований и их обсуждение

Результаты изучения физико-механических свойств образцов сосудистых заплат представлены в табл. 2.

При изучении физико-механических свойств образцов сосудистых заплат разных производителей обнаружено, что образец фирмы «Линтекс» имел максимальную толщину ( $523,3 \pm 3,59$  мкм), наиболее тонким являлся образец фирмы «Север» ( $253,7 \pm 3,71$  мкм), а образец фирмы «В. Вгаун» ( $415,3 \pm 6,25$  мкм) занимал промежуточное положение между значениями образцов, с которыми проводилось сравнение.

При изучении поверхностной плотности трех образцов сосудистых заплат минимальное значение этого показателя

было зарегистрировано у образцов фирмы «Линтекс» ( $0,036 \pm 0,026$  г/см<sup>2</sup>). Сосудистые заплаты производства фирм «Север» и «В. Вгаун» характеризовались одинаково максимальными значениями при исследовании данного показателя, что характеризовало материалы, из которых они изготовлены, с негативной стороны ( $0,05 \pm 0,012$  и  $0,04 \pm 0,02$  г/см<sup>2</sup> соответственно). Однако отличия поверхностной плотности образцов «Север» от образцов «Линтекс» не имели статистически значимого уровня.

Максимальной массой обладали образцы заплат, изготовленные фирмой «В. Вгаун» ( $0,04 \pm 0,0029$  г), что объясняется пропиткой ткани протеза желатином с заполнением им внутренних пространств между пучками и отдельными волокнами. Образцы заплат фирмы «Линтекс» ( $0,038 \pm 0,0009$  г) и фирмы «Север» ( $0,03 \pm 0,0004$  г) показали более позитивные значения массы.

При исследовании объемной пористости, образцы фирмы «В. Вгаун» ( $5,21 \pm 0,02$  %) имели минимальное значение данного показателя, что также объясняется пропиткой ткани, из которой изготовлен эндопротез, желатином, который заполняет внутренние пространства и резко снижает изучаемый показатель. Максимальной объемной пористостью обладали заплаты фирмы «Линтекс» ( $44,6 \pm 0,026$  %), что статистически значимо ( $p < 0,001$ ), в 1,9 раз, превосходило значение данного показателя при исследовании образцов фирмы «Север» ( $23,37 \pm 0,02$  %).

Таблица 2

Показатели физико-механических свойств изученных образцов сосудистых заплат

	Образец «Линтекс»	Образец «Север»	p*	Образец «В. Вгаун»	p
Толщина, мкм	$523,3 \pm 3,59$	$253,7 \pm 3,71$	$< 0,001$	$415,3 \pm 6,25$	$< 0,001$
Поверхностная плотность, г/см <sup>2</sup>	$0,036 \pm 0,026$	$0,05 \pm 0,012$	$> 0,05$	$0,05 \pm 0,02$	$< 0,05$
Масса образца размером 1×1 см, г	$0,038 \pm 0,0009$	$0,03 \pm 0,0004$	$< 0,05$	$0,04 \pm 0,0029$	$< 0,05$
Объемная пористость, %	$44,60 \pm 0,026$	$23,37 \pm 0,02$	$< 0,001$	$5,21 \pm 0,02$	$< 0,001$
Хирургическая пористость, л/мин·см <sup>2</sup> при 120 мм рт. столба	$1,23 \pm 0,02$	$1,75 \pm 0,02$	$< 0,001$	0	–
Разрывная нагрузка (вдоль), Н/см	$121,5 \pm 0,63$	$296,8 \pm 0,36$	$< 0,001$	$73,4 \pm 0,24$	$< 0,001$
Жесткость (вдоль), сН·мм <sup>2</sup>	$1,34 \pm 0,12$	$2,04 \pm 1,74$	$< 0,001$	– **	–
Жесткость (поперек), сН·мм <sup>2</sup>	$6,86 \pm 0,24$	$7 \pm 0,16$	$> 0,05$	–	–

#### Примечания:

\* Уровень достоверности отличий средней арифметической определялся по отношению к образцу производства фирмы «Линтекс».

\*\* Жесткость образцов «В. Вгаун» превышала допустимые пределы, в которых возможно проведение измерений при помощи выбранной методики.

Полным отсутствием хирургической пористости, опять-таки, как следствие пропитки ткани желатином, обладали образцы фирмы «В. Браун». При имплантации в стенку аорты образцов фирмы «Линтекс» ( $1,23 \pm 0,02$  л/мин·см<sup>2</sup>) их более низкая (на 29,71%,  $p < 0,001$ ) способность пропускать жидкость, находящуюся под давлением, по сравнению с образцами фирмы «Север» ( $1,75 \pm 0,02$  л/мин·см<sup>2</sup>) обусловит меньшую кровопотерю во время оперативного вмешательства.

Прочностные характеристики эндопротезов являются важной составляющей, характеризующей способность противостоять той нагрузке, которая возникает в месте их имплантации. Так, разрывная нагрузка характеризует свойство предельной прочности материала, при максимальном воздействии, в поперечном и продольном направлении.

По данному критерию наилучшим образцом показали себя образцы фирмы «Север» ( $296,8 \pm 0,36$  Н/см). Менее прочными оказались сосудистые заплатки производства фирмы «В. Браун» ( $73,4 \pm 0,24$  Н/см). Образцы фирмы «Линтекс» при изучении их прочностных свойств заняли промежуточное положение ( $121,5 \pm 0,63$  Н/см).

В исследованиях, целью которых было изучение жесткости сосудистых заплат, измерить данный показатель у образцов производства фирмы «В. Браун» не представилось возможным, так как указанные образцы обладали характеристиками, превышающими значения, которые возможно зарегистрировать с использованием выбранной нами методики. В связи с этим проводилось измерение параметров жесткости сосудистых заплат двух образцов: производства фирмы «Линтекс» (в продольном направлении  $1,34 \pm 0,12$  сН·мм<sup>2</sup>/ в поперечном направлении  $6,86 \pm 0,24$  сН·мм<sup>2</sup>) и производства фирмы «Север» (в продольном направлении  $2,04 \pm 1,74$  сН·мм<sup>2</sup>/ в поперечном направлении  $6,86 \pm 0,24$  сН·мм<sup>2</sup>). При этом статистически значимо менее жесткими оказались образцы производства фирмы «Линтекс» по сравнению с образцами производства фирмы «Север» в продольном направлении на 65,69% ( $p < 0,001$ ).

При световой микроскопии образцы производства фирмы «Линтекс» характеризуются типичной структурой основовязаного полотна (рис. 1). Сосудистые заплатки, изготовленные фирмой «Север», представляют собой тканое полотно (рис. 2). Сосудистые импланты производства фирмы «В.Браун» являются пропитанным желатином основовязанным полотном (рис. 3).

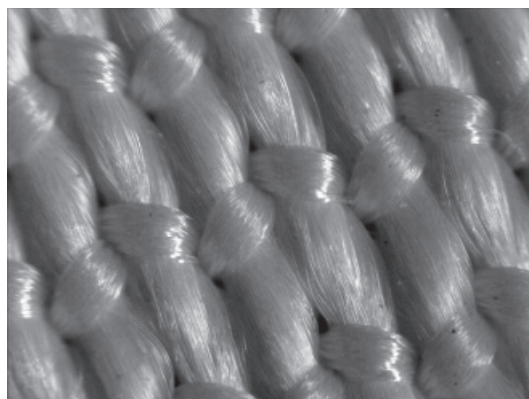


Рис. 1. Фото поверхности образца сосудистой заплатки производства фирмы «Линтекс» в отраженном свете, ув. 10х

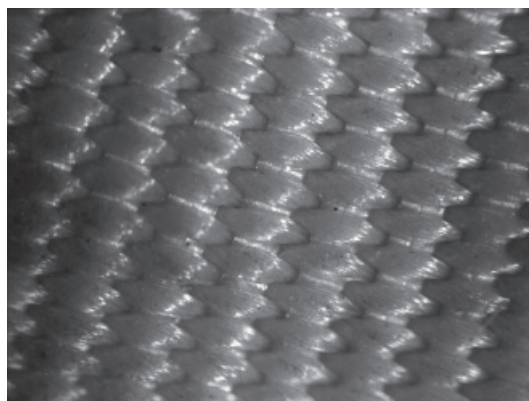


Рис. 2. Фото поверхности образца сосудистой заплатки производства фирмы «Север» в отраженном свете, ув. 10х

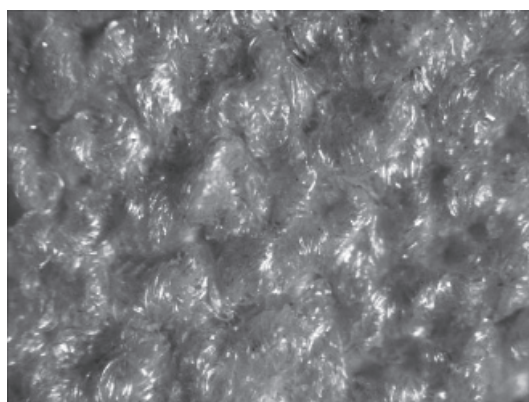


Рис. 3. Электронная растровая микроскопия поверхности сосудистой заплатки производства фирмы «В. Браун», ув. 400х

Посредством цифрового анализа серийных световых микрофотографий образцов сосудистых заплат определен коэффициент оптической плотности (в проходящем свете) и коэффициент шероховатости (в отраженном свете), которые представлены в табл. 3.

Таблица 3

Морфологические характеристики образцов сосудистых заплат при световой микроскопии

	Образец «Линтекс»	Образец «Север»	p	Образец «B. Braun»	p
Коэффициент оптической плотности	$0,03 \pm 0,023$	$0,07 \pm 0,019$	$< 0,05$	$0,39 \pm 0,089$	$< 0,001$
Коэффициент шероховатости	$66,6 \pm 52,53$	$15,3 \pm 6,17$	$< 0,001$	$2,69 \pm 0,727$	$< 0,001$

Коэффициент оптической плотности, отражающий количественное соотношение белых и черных пикселей при максимальном контрастировании, характеризует степень прозрачности и равномерности структуры (равномерности распределения плотности) по способности образца пропускать свет. Максимальным данный показатель оказался у образцов «B. Braun» ( $0,39 \pm 0,089$ ). Существенно более низким оптическим коэффициентом обладали образцы фирм «Север» ( $0,07 \pm 0,019$ ) и «Линтекс» ( $0,03 \pm 0,023$ ). Существенно более высокий оптический коэффициент образцов «B. Braun» (в 5,57 раз больше чем у образцов фирмы «Север» и в 13 раз больше чем у образцов фирмы «Линтекс»,  $p < 0,05$  и  $p < 0,001$  соответственно) можно объяснить большей их плотностью и жесткостью за счет пропитки желатином.

При световой микроскопии образцов в боковом освещении определен коэффициент шероховатости, который отражает отношение черных пикселей к белым пикселям при одинаковых условиях съемки. При этом данный показатель оказался максимальным при анализе поверхности образцов производства фирмы «Линтекс» ( $66,6 \pm 52,53$ ), что почти в 4,35 раза превышало значения данного показателя при исследовании поверхности образцов производства фирмы «Север» и в 24,76 раза фирмы «B. Braun».

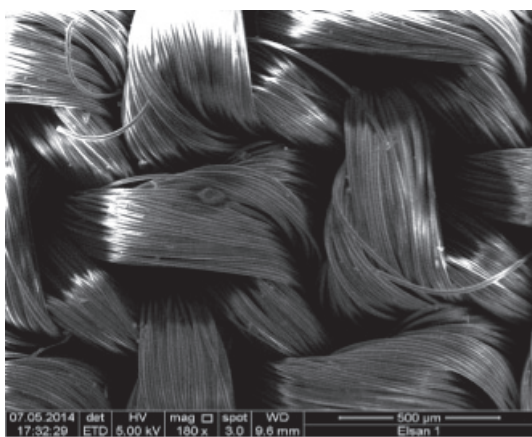


Рис. 4. Электронная растровая микроскопия поверхности сосудистой заплаты производства фирмы «Линтекс», ув. 180x

Цифровые фотографии, сделанные при помощи электронного растрового микроскопа, подтверждают данные, полученные при изучении образцов посредством световой микроскопии, позволяют детализировать особенности рельефа образцов сосудистых заплат разных производителей. На ультрамикроскопическом уровне удалось тщательно проанализировать структуру пучков и отдельных волокон, определить их размеры, изучить фактуру и особенности переплетения нитей в структуре полотна (рис. 4–6).

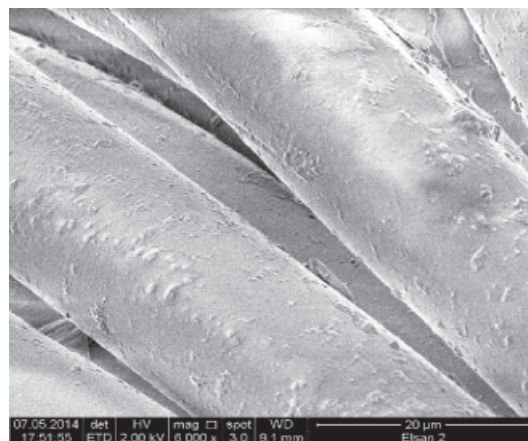


Рис. 5. Электронная растровая микроскопия поверхности сосудистой заплаты производства фирмы «Север», ув. 6000x

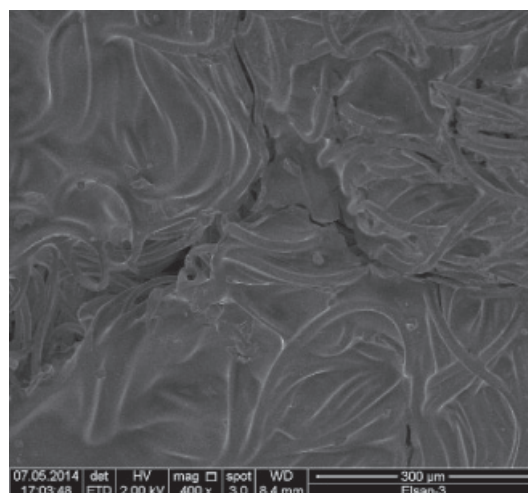


Рис. 6. Электронная растровая микроскопия поверхности сосудистой заплаты производства фирмы «B. Braun», ув. 400x

**Таблица 4**

Морфологические характеристики образцов сосудистых заплат при световой микроскопии

	Образец «Линтекс»	Образец «Север»	p	Образец «В. Braun»	p
Диаметр пучка (мкм)	6,66 ± 0,451	1,43 ± 0,127	< 0,001	5,20 ± 0,605	< 0,05
Диаметр волокна (нм)	4,32 ± 0,182	3,07 ± 0,155	< 0,001	2,10 ± 0,193	< 0,001

Результаты измерений пучков и отдельных волокон, произведенных при обработке цифровых изображений, приведены в табл. 4.

Приведенные в табл. 4 данные свидетельствуют о том, что диаметр нитей, из которого изготовлены образцы заплат производства фирмы «Линтекс» (6,66 ± 0,451), в 1,28 раза больше (p < 0,05) по сравнению с образцами фирмы «В. Braun» (5,20 ± 0,605). Минимальным размером пучков обладали образцы, произведенные фирмой «Север» (1,43 ± 0,127), что оказалось в 4,66 раза меньше по сравнению с размерами пучков образцов «Линтекс».

Имеющие относительно небольшой диаметр пучки, формирующие ткань образцов фирмы «Север», состояли из волокон среднего диаметра (3,07 ± 0,155). Максимальные размеры обнаружили филиалы заплат производства фирмы «Линтекс» (4,32 ± 0,182), а минимальный – фирмы «В. Braun» (2,10 ± 0,193).

В связи с наличием существенного разнообразия и разнонаправленности данных по измерению физико-механических и морфологических свойств образцов сосуди-

стых заплат, с целью получения интегральных данных мы воспользовались методом ранжирования и суммирования рангов (табл. 5). Показатели ранжировали от 1 до 3, причем минимальный ранг характеризовал наиболее негативное проявление, а максимальный – наиболее позитивное. При отсутствии статистически значимых различий между величинами показателей им присваивался одинаковый ранг.

Таким образом, полученные в ходе измерений данные свидетельствуют о том, что наибольшими преимуществами обладают образцы производства фирмы «Линтекс».

Основной целью пропитывания образцов фирмы «В. Braun» желатином являлось снижение хирургической пористости и, соответственно, интраоперационной кровопотери. Однако данная модификация объясняет наличие у образцов этой серии ряда существенных недостатков: высокая жесткость и низкая прочность, незначительная объемная пористость (одно из главных свойств, обуславливающих биологическую пористость и процессы биоинтеграции имплантата).

**Таблица 5**

Сумма рангов морфофункциональных и морфологических характеристик изученных образцов сосудистых заплат

Показатель	Образец «Линтекс»	Образец «Север»	Образец «В. Braun»
Толщина	1	3	2
Поверхностная плотность	3	1	2
Масса образца размером 1×1 см	2	2	1
Объемная пористость	3	2	1
Хирургическая пористость	2	1	3
Разрывная нагрузка	2	3	1
Жесткость (вдоль)	3	2	1
Жесткость (поперек)	3	2	1
Коэффициент оптической плотности	3	2	1
Коэффициент шероховатости	3	1	2
Диаметр пучка	2	3	1
Диаметр волокна	2	1	2
СУММА РАНГОВ	29	23	18

Имея минимальную поверхностную плотность, жесткость, оптимальный диаметр филаментов, составляющих основу имплантата, образцы «Линтекс» имеют более шероховатую поверхность и достаточную прочность. Данные позитивные физико-механические и морфологические свойства будут способствовать процессам интеграции этих заплат в сосудистую стенку, минимизировать реакцию тканей организма на имплантацию.

#### Список литературы

1. Бойцов С.А., Оганов Р.Г. Опыт профилактики сердечно-сосудистых заболеваний в стране // *Терапевтический архив*. – 2012. – Т. 84. – № 9. – С. 4–10.
2. Бокерия Л.А., Стрижакова Л.Л., Юшкевич Т.И. Роль экспериментальных исследований в развитии новых направлений и инновационных технологий. – *Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН*. – 2013. – Т. 14, № 5. – С. 4–11.
3. Глянец С.П., Щелкунов Н.Б., Гекова Т.Ю. Эволюция инноваций в сосудистой хирургии // *Верхневолжский медицинский журнал*. – 2013. – Т. 11, вып. 3.
4. Жуковский В.А. Новые направления и возможности совершенствования полимерных имплантатов для реконструктивно-восстановительной хирургии // *Современные технологии и возможности реконструктивно-восстановительной и эстетической хирургии: материалы II Междунар. науч. конф.* – М., 2010. – С. 90–93.
5. Жуковский В.А. Полимерные эндопротезы для герниопластики. – СПб.: Эскулап, 2011. – 104 с.
6. Иванов А.В., Липатов В.А., Лазаренко С.В., Жуковский В.А. К вопросу о биосовместимости новых образцов заплат для коррекции дефектов магистральных сосудов // *Современные проблемы науки и образования*. – 2013. – № 6; URL: [www.science-education.ru/113-11806](http://www.science-education.ru/113-11806) (дата обращения: 21.12.2014).
7. Михайлова А.П., Сынчикова А.П., Сандомирский А.П. Девиализированные сосудистые протезы: исследование in vivo // *Вестник трансплантологии и искусственных органов*. – 2014. – Т. 13. – № 4. – С. 81–90.
8. Морфологические причины стенотических реоклюзий при артериальных реконструкциях аорты и магистральных артерий нижних конечностей / В.А. Лазаренко [и др.] // *Человек и его здоровье*. – 2008. – № 4. – С. 61–66.
9. Новикова С.П., Салохединова Р.Р., Лосева С.В., и др. Анализ физико-механических и структурных характеристик протезов кровеносных сосудов // *Грудная и сердечно-сосудистая хирургия*. – 2012. – № 4. – С. 27–33.
10. Development of a shape memory patch for vascular injuries // *ASME 2013: summer bioengineering conference / T. Boire. [et al.]; American Society of Mechanical Engineers*. – Sunriver, Oregon, 2013. – P. V01BT60A007-V01BT60A007.
11. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification: the CORE-64 (Coronary Artery Evaluation Using 64-Row Multidetector Computed Tomography Angiography) international multicenter study / A. Arbab-Zadeh [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2012. – Vol. 59. – № 4. – P. 379–387.
12. Eiberg J.P. et al. Fluoropolymer-coated dacron versus PTFE grafts for femorofemoral crossover bypass: randomised trial // *European journal of vascular and endovascular surgery*. – 2006. – Т. 32. – № 4. – P. 431–438.
13. Heart disease and stroke statistics 2010 update: a report from the American Heart Association / D. Lloyd-Jones [et al.] // *Circulation*. – 2010. – Vol. 121, № 7. – P. e46–e215.
14. Knight B.C., Tait W.F. Dacron patch infection following carotid endarterectomy: a systematic review of the literature // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. – 2009. – Т. 37. – № 2. – P. 140–148.
15. Tissue regeneration patterns in acellular bovine pericardium implanted in a canine model as a vascular patch / Yen Chang [et al.] // *J. Biomed. Materials Res.* – 2004. – Vol. 69A, № 2. – P. 323–333.

#### References

1. Boicov S.A., Oganov R.G. Experience in the prevention of cardiovascular diseases in the country // *Therapeutic archive*. 2012. Vol. 84. no. 9. pp. 4–10.
2. Bokerija L.A. Rol' jeksperimental'nyh issledovanij v razvitii novyh napravlenij i innovacionnyh tehnologij / L.A. Bokerija, L.L. Strizhakova, T. I. Jushkevich. *Bjulleten' NC-SSH im. A.N. Bakuleva RAMN*. 2013, T. 14, no. 5. pp. 4–11.
3. Glyantsev S.P., Shchelkunov N.B., Gokova T. Yu Evolution of innovation in vascular surgery // *Verhnevvolzhskiy Medical Journal*. 2013. Vol. 11, no. 3.
4. Zhukovskiy V.A. New directions and opportunities for perfection-tion of polymer implants for reconstructive surgery // *In .: Mater. II International scientific. Conf. Modern technologies and capabilities reconstructive and aesthetic surgery*. M.: 2010. pp. 90–93.
5. Zhukovskij V.A. Polimernyejendoprotezy dlja germioplastiki. SPb.: Jekskulap, 2011. 104 p.
6. Ivanov A.V., Lipatov V.A., Lazarenko S.V., Zhukovskiy V.A. On the question of the biocompatibility of new models of patches to correct the defects of the main vessels // *Modern problems of science and education*. 2013. no. 6; URL: [www.science-education.ru/113-11806](http://www.science-education.ru/113-11806) (date accessed: 12/21/2014).
7. Mikhailov A.P., Synchikova A.P., Sandomirskiy A.P. Devitalized vascular prosthesis: a study in vivo // *Bulletin of Transplantation and Artificial Organs*. 2014. Vol. 13. no. 4. pp. 81–90.
8. Morfologicheskie prichiny stenoticheskikh reokkluzij pri arterial'nyh rekonstrukcijah aorty i magistral'nyh arterij nizhnih konechnostej / V.A. Lazarenko [i dr.] // *Kurskij nauchno-prakticheskij vestnik «Chelovek i ego zdorov'e»*. 2008. no. 4. pp. 61–66.
9. Novikov S.P., Salohedinova R.R., Loseva S.V., et al. Analysis of the mechanical and structural characteristics of prostheses blood vessels // *Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 2012. no. 4. pp. 27–33.
10. Development of a shape memory patch for vascular injuries // *ASME 2013: summer bioengineering conference / T. Boire. [et al.]; American Society of Mechanical Engineers*. Sunriver, Oregon, 2013. P. V01BT60A007-V01BT60A007.
11. Diagnostic accuracy of computed tomography coronary angiography according to pre-test probability of coronary artery disease and severity of coronary arterial calcification: the CORE-64 (Coronary Artery Evaluation Using 64-Row Multidetector Computed Tomography Angiography) international multicenter study / A. Arbab-Zadeh [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* 2012. Vol. 59. no. 4. pp. 379–387.
12. Eiberg J.P. et al. Fluoropolymer-coated dacron versus PTFE grafts for femorofemoral crossover bypass: randomised trial // *European journal of vascular and endovascular surgery*. 2006. T. 32. no. 4. pp. 431–438.
13. Heart disease and stroke statistics 2010 update: a report from the American Heart Association / D. Lloyd-Jones [et al.] // *Circulation*. 2010. Vol. 121, no. 7. pp. e46–e215.
14. Knight B.C., Tait W.F. Dacron patch infection following carotid endarterectomy: a systematic review of the literature // *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*. 2009. T. 37. no. 2. pp. 140–148.
15. Tissue regeneration patterns in acellular bovine pericardium implanted in a canine model as a vascular patch / Yen Chang [et al.] // *J. Biomed. Materials Res*. 2004. Vol. 69A, no. 2. pp. 323–333.

#### Рецензенты:

Ляшев Ю.Д., д.м.н., профессор кафедры патофизиологии, ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет», г. Курск;

Бобынцев И.И., д.м.н., профессор кафедры патофизиологии, ГБОУ ВПО «Курский государственный медицинский университет», г. Курск.

Работа поступила в редакцию 28.01.2015.