

РЕЗУЛЬТАТЫ ФИЗИКО-МЕХАНИЧЕСКОГО ИЗУЧЕНИЯ ФОРМИРУЮЩЕГОСЯ КОМПЛЕКСА «ПРОТЕЗ-ТКАНЬ» ПОСЛЕ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИЯ В УСЛОВИЯХ ПРИМЕНЕНИЯ PRP-ТЕХНОЛОГИИ

*Т.В. Мутова¹, М.А. Затолокина², Б.С. Суковатых¹, А.И. Бежин³,
А.В. Прусаченко², Е.С. Затолокина²*

*ФГБОУ ВО «Курский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения
Российской Федерации, ¹кафедра общей хирургии; ²кафедра гистологии, эмбриологии, цитологии;
³кафедра оперативной хирургии и топографической анатомии*

Введение. За последнюю четверть века в российской герниологии произошли революционные изменения, связанные с активным внедрением в герниопластику эндопротезов, использование которых снизило количество рецидивов до 3–5 %. При этом, в месте имплантации формируется комплекс «протез-ткань», физико-механические свойства которого и определяют количество осложнений и рецидивов после оперативного вмешательства.

Целью данной работы явилось изучение физико-механических свойств сформированного комплекса «протез-ткань» после имплантации эндопротеза.

Материал и методы. Изучение физико-механических свойств комплекса «протез-ткань» проводили на разрывной машине РЭМ-0,2-1 на базе научно-исследовательской лаборатории ФГБОУ ВО КГМУ Минздрава РФ. Рассчитывали следующие показатели: разрывную нагрузку, относительное разрывное удлинение и предел прочности. Измерения выполняли вдоль петельного ряда и вдоль петельного столбика. Учитывали, что показатели растяжимости и относительного разрывного удлинения при нагрузке характеризовали эластические свойства эндопротеза, а показатель предела прочности – прочностные свойства эндопротеза. Полученные цифровые данные обрабатывали с использованием пакета программ Statistica v. 8.0 (StatSoft Inc., США). Различия были определены при 0,05 уровне значимости.

Результаты. При имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий к 21-м суткам эксперимента формирующийся комплекс «протез-ткань» был более эластичным в условиях с применением PRP-технологии. Эластичность протеза «Гинефлекс» сверхлегкий после имплантации была больше, так как, относительно исходных величин, снижение удлинения комплекса «протез-ткань» при введении в рану аутоплазмы, обогащенной тромбоцитами, было на 7 %. Без применения PRP-технологии снижение было на 10 % вдоль петельного столбика. Изучение прочностных свойств формирующегося комплекса «протез-ткань» при имплантации «Гинефлекс» сверхлегкий выявило большие значения разрывной нагрузки и, как следствие, большую прочность вдоль петельного ряда и петельного столбика в условиях применения PRP-технологии. «Гинефлекс» сверхлегкий обладал наибольшей прочностью, максимальные значения разрывной нагрузки которого наблюдались вдоль петельного столбика. К окончанию эксперимента, разрывная нагрузка, в сравнении с исходными данными, увеличилась вдоль петельного столбика в 2 раза и вдоль петельного ряда в 1,6 раза.

Заключение. Применение PRP-технологии при эндопротезировании эндопротезом «Гинефлекс» сверхлегкий приводит к более прочному и одновременно эластичному комплексу «протез-ткань». А также, при имплантации в условиях с введением в рану под эндопротез аутоплазмы, обогащенной тромбоцитами, происходит более быстрая смена стадий воспаления и наступление периода активной регенерации, морфологическим субстратом которого является появление зрелых, ярко оксифильных коллагеновых волокон на 10-е сутки эксперимента.

Ключевые слова: эндопротез, соединительнотканная капсула, обогащенная тромбоцитами аутоплазма, разрывная нагрузка, относительное разрывное удлинение, предел прочности.

DOI 10.19163/1994-9480-2018-4(68)-122-128

RESULTS OF PHYSICAL AND MECHANICAL STUDY OF THE FORMING PROTES-TISSUE COMPLEX AFTER ENDOPROTESIS IN THE CONDITIONS OF APPLICATION PRP-TECHNOLOGIES

*T.V. Mutova¹, M.A. Zatolokina², B.S. Sukovatukh¹, A.I. Bezhin³,
A.V. Prusachenko², E.S. Zatolokina²*

*FSBEI HE «Kursk State Medical University» of Public Health Ministry of the Russian Federation,
¹department of general surgery; ²department of histology, embryology, cytology;
³department of children's dentistry*

Introduction. Over the past quarter century, revolutionary changes have occurred in the Russian herniology associated with the active introduction of endoprostheses into hernioplasty, the use of which reduced the number of relapses to 3–5 %. At the same time, at the site of implantation, a prosthetic-tissue complex is formed, the physicomchanical properties of which determine the number of complications and relapses after surgery.

The purpose of this work was to study the physicomchanical properties of the formed prosthetic-tissue complex after implantation of the endoprosthesis.

Material and methods. The study of the physico-mechanical properties of the prosthesis-fabric complex was carried out on an REM-0.2-1 tensile testing machine on the basis of the research laboratory of the FSBEI HE KSMU of the Ministry of Health of the Russian Federation. The following indicators were calculated: breaking load, relative breaking elongation and tensile strength. Measurements were performed along a looped row and along a looped column. It was taken into account that the indicators of elasticity and relative rupture elongation under load characterized the elastic properties of the endoprosthesis, and the indicator of the ultimate strength – the strength properties of the endoprosthesis. The obtained digital data was processed using the software package Statistica v. 8.0 (StatSoft Inc., USA). Differences were identified at the 0,05 significance level.

Results. During the implantation of the endoprosthesis «Gineflex», by the 21st day of the experiment, the prosthesis-tissue complex that was being formed was more elastic under conditions using the PRP technology. The elasticity of the prosthesis «Gineflex» ultralight after implantation was greater, since relative to the initial values, the decrease in elongation of the complex «prosthetic-tissue» with the introduction of autoplasm into the wound, enriched with platelets, ultralight was 7 %. Without the use of PRP technology, the reduction was 10 % along the hinge bar. The study of the strength properties of the emerging prosthetic-tissue complex during the implantation of the Gineflex ultralight revealed large values of the breaking load and, as a result, greater strength along the stitch row and hinge column under the conditions of PRP technology. «Gineflex» ultralight had the greatest strength, the maximum values of the breaking load of which were observed along the stitch column. By the end of the experiment, the breaking load, in comparison with the initial data, increased by 2 times along the hinge bar and 1,6 times along the hinge row.

Conclusion. The use of PRP technology in endoprosthesis replacement with the «Gineflex» endoprosthesis ultralight results in a more durable and at the same time elastic prosthetic-tissue complex. Also, when implanted under conditions with the introduction of autoplasm enriched with platelets into the wound under the endoprosthesis, the inflammatory stages change faster and the active regeneration period begins, the morphological substrate of which is the appearance of mature, brightly oxyphilic collagen fibers on the 10th day of the experiment.

Key words: endoprosthesis, connective tissue capsule, platelet-rich autoplasm, breaking load, relative breaking elongation, tensile strength.

За последнюю четверть века в российской герниологии произошли революционные изменения, связанные с активным внедрением в герниопластику эндопротезов, использование которых снизило количество рецидивов до 3–5 % [7, 8, 10].

После имплантации эндопротеза в брюшную стенку развивается гиперпластическая реакция соединительнотканых элементов перипротезной капсулы, нарушается подвижность брюшной стенки, что, в свою очередь, приводит к развитию хронического болевого синдрома в области послеоперационного рубца, ощущению «инородного тела» [9, 11].

Снижение качества жизни пациентов привело к внедрению в клиническую практику легких, с диаметром нити 90 микрон, и суперлегких, с диаметром нити 70 микрон, эндопротезов [5, 12]. Однако гипопластической реакции соединительной ткани брюшной стенки в местах их имплантации и низкая прочность привели к росту количества рецидивов грыж до 8–10 % [1, 2, 13]. Плохо сформированная соединительнотканная капсула приводила к образованию складок и появлению рецидива заболевания по краю эндопротеза [3, 4, 6].

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Изучить физико-механические свойства сформированного комплекса «протез-ткань» после имплантации эндопротеза.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Изучение физико-механических свойств (прочности и эластичности) сформированного после имплантации комплекса «протез-ткань» проводили на разрывной машине РЭМ-0,2-1 на базе научно-исследовательской лаборатории ФГБОУ ВО КГМУ Минздрава РФ.

После имплантации эндопротеза «Гинефлекс» суперлегкий в ткани, на 3, 7, 10, 14 и 21-е сутки из передней брюшной стенки кролика выделяли сформированный комплекс «протез-ткань», представляющий собой сетчатый эндопротез размерами 2 x 10 см с перипротезной соединительной тканью (на поздних сроках с соединительнотканной капсулой) и помещали между зажимами разрывной машины, расстояние между которыми составляло 5 см. Задавали на разрывной машине стандартные параметры и рассчитывали следующие показатели: разрывная нагрузка (F) – наибольшее усиление, выдерживаемое эндопротезом до разрыва (H); относительное разрывное удлинение (коэффициент деформации), при нагрузках меньше разрывных, %; относительное разрывное удлинение (коэффициент деформации), при разрывных нагрузках (%); и предел прочности (R), кгс/мм². Измерения выполняли вдоль петельного ряда и вдоль петельного столбика. Учитывали, что показатели растяжимости и относительного разрывного удлинения при нагрузке характеризовали эластические свойства эндопротеза, а показатель предела прочности – прочностные свойства эндопротеза.

Полученные цифровые данные обрабатывали с использованием пакета программ Statistica v. 8.0 (StatSoft Inc., США). Различия были определены при 0,05 уровне значимости.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Выявленные морфологические отличия в особенностях пространственной организации перипротезной капсулы, зависящие от вида эндопротеза и условий эксперимента – с введением в рану АпОТ или без введения, определили потребность в изучении физико-механических свойств используемых эндопротезов на разные сроки после их имплантации в ткани.

До имплантации в ткани расчет показателей выявил, что эндопротез «Гинефлекс» сверхлегкий обладает большей прочностью на разрыв и эластичностью вдоль петельного ряда. Его разрывная нагрузка вдоль петельного ряда в сравнении с петельным столбиком больше в 1,7 раза. Подтверждением хорошей эластичности эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий является преобладание значений показателей относительного разрывного удлинения при нагрузке 16Н и при разрывных нагрузках вдоль петельного ряда. После имплантации эндопротезов в ткани происходит изменение эластических свойств и прочности формирующегося комплекса «протез-ткань».

Изучение эластических и прочностных свойств образующегося комплекса «протез-ткань» при имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий выявило увеличение показателей разрывного удлинения вдоль петельного столбика на 3-и сутки эксперимента, как при нагрузке 16 Н (в 1,2 раза), так и при разрывной нагруз-

ке (в 1,5 раза). Затем, наблюдалось снижение данного показателя при нагрузке 16 Н и к 21-м суткам, относительно исходных данных, что составило 7,5 % в условиях с введением в рану АпОТ и 9,9 % в условиях без введения в рану АпОТ. Полученные данные представлены в табл. 1.

При разрывной нагрузке уменьшение значений показателя относительного разрывного удлинения составило к окончанию эксперимента 20 и 26 % соответственно. Данная динамика представлена на рис. 1.

При измерении удлинения вдоль петельного ряда при нагрузке 16 Н на 3-и сутки эксперимента прирост удлинения относительно исходных показателей составил 1,2 раза, а при разрывной нагрузке – в 1,4 раза в условиях с введением в рану АпОТ (табл. 2).

К окончанию эксперимента снижение эластичности формирующегося комплекса «протез-ткань» при нагрузке 16 Н в условиях с введением в рану АпОТ составило 1,6 %, а в условиях без введения в рану АпОТ –

Таблица 1

Динамика изменений показателя относительного разрывного удлинения (%) при нагрузке 16 Н и при разрывной нагрузке вдоль петельного столбика ($M \pm m$)

Сутки	ЭНДОПРОТЕЗ «ГИНЕФЛЕКС» СВЕРХЛЕГКИЙ			
	без введения в рану АпОТ		с введением в рану АпОТ	
	при разрыве вдоль петельного столбика			
	при нагрузке 16 Н	при разрывной нагрузке	при нагрузке 16 Н	при разрывной нагрузке
Исходно (до импл.)	29,90 ± 1,48	62,30 ± 0,96	29,90 ± 1,48	62,30 ± 0,96
3	30,15 ± 0,78	90,34 ± 1,98	34,81 ± 0,45	94,51 ± 1,76
7	23,45 ± 1,45*	76,32 ± 0,84**	33,06 ± 1,27*	84,46 ± 1,87**
10	24,13 ± 1,13*	70,56 ± 0,31**	28,44 ± 0,56*	84,34 ± 0,67**
14	22,43 ± 0,04	50,24 ± 1,89**	25,76 ± 0,48	64,13 ± 1,01**
21	20,01 ± 1,45	36,71 ± 0,94**	22,45 ± 1,48	42,17 ± 0,34**

Различия достоверны ($p \leq 0,05$) между группами с введением в рану АпОТ и без введения АпОТ при нагрузке 16 Н* или при разрывной нагрузке**.

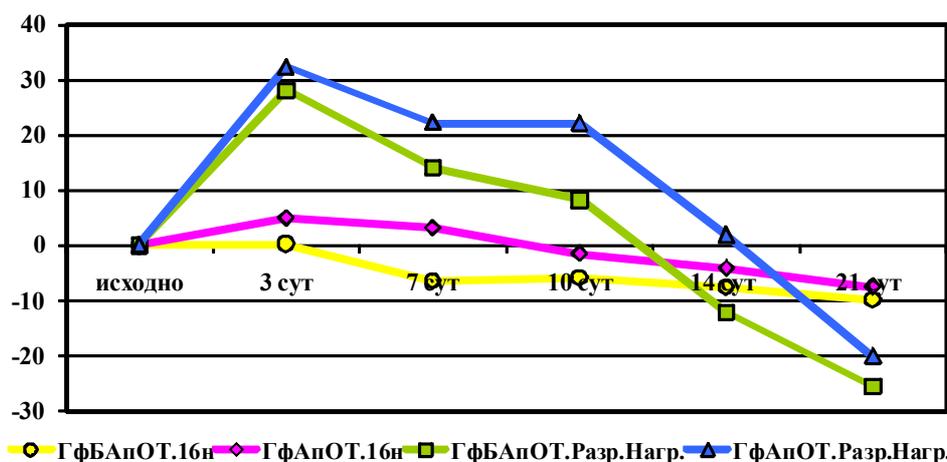


Рис. 1. Динамика удлинения образцов при нагрузке 16 Н и разрывной нагрузке относительно исходных величин вдоль петельного столбика после имплантации в ткани эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий: ГфБАпОТ.16н – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ при нагрузке 16 Н; ГфАпОТ.16н – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ при нагрузке 16 Н; ГфБАпОТ.Разр.Нагр. – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ при разрывной нагрузке; ГфАпОТ.Разр.Нагр. – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ при разрывной нагрузке

6,1 %. При разрывной нагрузке – на 21,2 и 29,6 % соответственно (рис. 2).

Также была выявлена меньшая потеря эластичности формирующегося комплекса «протез-ткань» при имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий с наилучшей выраженностью вдоль петельного столбика. Что, в свою очередь, свидетельствует об образовании более эластичной соединительнотканной перипротезной капсуле к окончанию эксперимента.

При имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий изучение прочности формирующегося комплекса «протез-ткань», измеряемой величиной разрывной нагрузки, выявило увеличение значений вдоль петельного столбика в 1,5–2 раза в зависимости от условий – без введения в рану АпОТ или с введением в рану АпОТ соответственно (табл. 3).

Прирост значений данного показателя вдоль петельного столбика на 21-е сутки составил 15,8 % без введения в рану АпОТ и 29,3 % с введением в рану АпОТ (рис. 3).

Вдоль петельного ряда разрывная нагрузка увеличивалась в 1,3 раза в условиях без введения в рану АпОТ и в 1,6 раза с введением в рану АпОТ. Данные увеличения разрывной нагрузки представлены в табл. 3.

Прирост значений показателя разрывной нагрузки вдоль петельного ряда на 21-е сутки составил 16,5 % без введения в рану АпОТ и 32,5 % с введением в рану АпОТ. Что также свидетельствует в пользу имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий в условиях введения в рану АпОТ. Относительно изменений показателя предела прочности при разрывной нагрузке менее выраженное уменьшение его значений наблюдалось в сло-

Таблица 2

Динамика изменений показателя относительного разрывного удлинения (%) при нагрузке 16 Н и при разрывной нагрузке вдоль петельного ряда ($M \pm m$)

Сутки	ЭНДОПРОТЕЗ «ГИНЕФЛЕКС» СВЕРХЛЕГКИЙ			
	без введения в рану АпОТ		с введением в рану АпОТ	
	при разрыве вдоль петельного ряда			
	при нагрузке 16 Н	при разрывной нагрузке	при нагрузке 16 Н	при разрывной нагрузке
Исходно (до импл.)	31,60 ± 0,49	69,60 ± 1,91	31,60 ± 0,49	69,60 ± 1,91
3	32,29 ± 1,03	92,76 ± 0,90	38,76 ± 0,18	99,44 ± 1,84
7	30,98 ± 0,71*	78,14 ± 1,13**	36,21 ± 0,27*	86,01 ± 0,91**
10	30,76 ± 0,17*	73,24 ± 1,18**	34,78 ± 0,05*	84,17 ± 1,71**
14	28,01 ± 0,94*	52,91 ± 0,01**	32,24 ± 0,37*	63,78 ± 0,09**
21	25,48 ± 1,07*	40,01 ± 1,13**	30,01 ± 0,04*	48,37 ± 1,06**

Различия достоверны ($p \leq 0,05$) между группами с введением в рану АпОТ и без введения АпОТ при нагрузке 16 Н* или при разрывной нагрузке**.

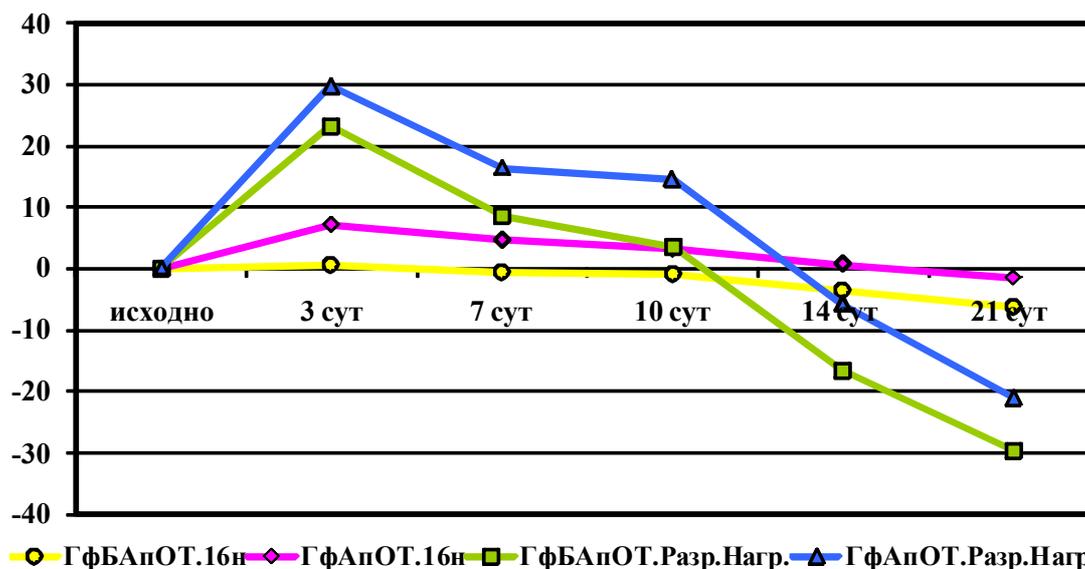


Рис. 2. Динамика удлинения образцов при нагрузке 16 Н и разрывной нагрузке относительно исходных величин вдоль петельного ряда после имплантации в ткани эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий: ГфБАпОТ.16н – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ при нагрузке 16 Н; ГфАпОТ.16н – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ при нагрузке 16 Н; ГфБАпОТ.Разр.Нагр. – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ при разрывной нагрузке; ГфАпОТ.Разр.Нагр. – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ при разрывной нагрузке

ях с введением в рану АпОТ, на фоне большей потери прочности вдоль петельного ряда (табл. 4).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Резюмируя все ранее изложенное, следует отметить, что после имплантации в ткани передней брюш-

ной стенки вокруг протеза образуется соединительнотканная капсула, обладающая определенными биомеханическими свойствами и, естественно, оказывающая влияние на формирующийся комплекс «протез-ткань». При имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий к 21-м суткам эксперимента формирующийся комп-

Таблица 3

Динамика изменений показателя разрывной нагрузки (Н) вдоль петельного столбика и петельного ряда ($M \pm m$)

Сутки	ЭНДОПРОТЕЗ «ГИНЕФЛЕКС» СВЕРХЛЕГКИЙ			
	без введения в рану АпОТ		с введением в рану АпОТ	
	при разрыве вдоль			
	петельного столбика	петельного ряда	петельного столбика	петельного ряда
Исходно (до импл.)	31,90 ± 0,75	53,70 ± 2,15	31,90 ± 0,75	53,70 ± 2,15
3	32,23 ± 1,15	55,41 ± 1,34	34,50 ± 1,12	56,84 ± 1,73
7	34,81 ± 1,56	58,78 ± 0,01	36,89 ± 1,43	62,31 ± 0,85
10	39,35 ± 0,43	62,91 ± 0,97	51,42 ± 1,21	74,89 ± 0,31
14	41,78 ± 1,30	68,33 ± 1,39	55,78 ± 0,76	77,32 ± 1,54
21	47,65 ± 1,78	70,21 ± 1,78	61,25 ± 0,54	86,24 ± 1,48

Различия достоверны ($p \leq 0,05$) между группами с введением в рану АпОТ и без введения АпОТ при разрыве вдоль петельного столбика* или петельного ряда**.

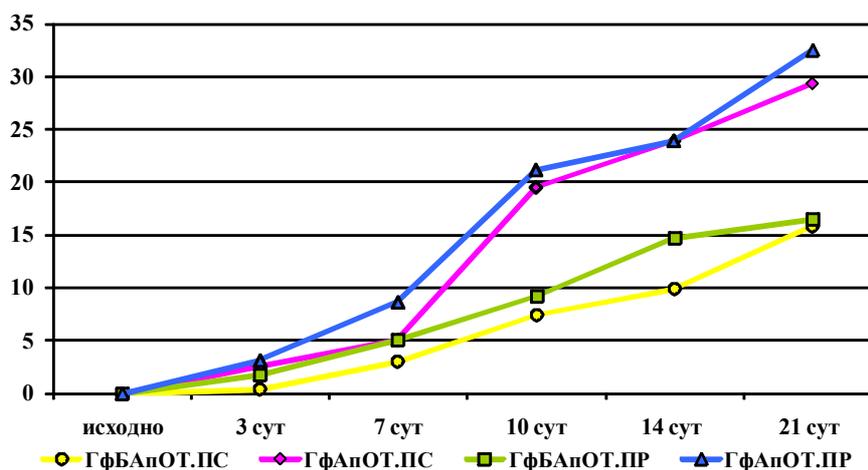


Рис. 3. Динамика разрывной нагрузки относительно исходных величин вдоль петельного столбика и петельного ряда после имплантации в ткани эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий: ГфБАпОТ.ПС – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ вдоль петельного столбика; ГфАпОТ.ПС – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ вдоль петельного столбика; ГфБАпОТ.ПР – «Гинефлекс» сверхлегкий без введения в рану АпОТ вдоль петельного ряда; ГфАпОТ.ПР – «Гинефлекс» сверхлегкий с введением в рану АпОТ вдоль петельного ряда

Таблица 4

Динамика изменений показателя предела прочности (кгс/мм²) при разрывной нагрузке вдоль петельного столбика и ряда после имплантации в ткани эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий ($M \pm m$)

Сутки	ЭНДОПРОТЕЗ «ГИНЕФЛЕКС» СВЕРХЛЕГКИЙ			
	без введения в рану АпОТ		с введением в рану АпОТ	
	при разрыве вдоль			
	петельного столбика	петельного ряда	петельного столбика	петельного ряда
Исходно (до импл.)	5,30 ± 0,29	7,40 ± 0,59	5,30 ± 0,29	7,40 ± 0,59
3	0,96 ± 0,13	2,07 ± 0,11	1,19 ± 0,04	2,28 ± 0,08
7	0,86 ± 0,02*	1,98 ± 0,04**	1,01 ± 0,12*	2,04 ± 0,47**
10	0,78 ± 0,07	1,53 ± 0,77	0,84 ± 0,05	1,72 ± 0,14
14	0,67 ± 0,03*	1,02 ± 0,19**	0,75 ± 0,09*	1,48 ± 0,09**
21	0,54 ± 0,10	0,73 ± 0,12	0,67 ± 0,11	0,94 ± 0,07

Различия достоверны ($p \leq 0,05$) между группами с введением в рану АпОТ и без введения АпОТ при разрыве вдоль петельного столбика* или петельного ряда**.

лекс «протез-ткань» был более эластичным в условиях введения в рану АпОТ. Эластичность протеза «Гинефлекс» сверхлегкий после имплантации была больше, так как относительно исходных величин снижение удлинения комплекса «протез-ткань» при введении в рану АпОТ у «Гинефлекс» сверхлегкий было на 7 %. Без введения в рану АпОТ снижение было у «Гинефлекс» сверхлегкий на 10 % вдоль петельного столбика. Изучение прочностных свойств формирующегося комплекса «протез-ткань» при имплантации «Гинефлекс» сверхлегкий выявило большие значения разрывной нагрузки и, как следствие, большую прочность вдоль петельного ряда и петельного столбика в условиях введения в рану АпОТ. «Гинефлекс» сверхлегкий обладал наибольшей прочностью, максимальные значения разрывной нагрузки которого наблюдались вдоль петельного столбика. К окончанию эксперимента разрывная нагрузка, в сравнении с исходными данными, увеличилась вдоль петельного столбика в 2 раза и вдоль петельного ряда в 1,6 при имплантации «Гинефлекс» сверхлегкий.

Таким образом, проведенное изучение физико-механических свойств формирующегося комплекса «протез-ткань» после имплантации эндопротеза «Гинефлекс» сверхлегкий в условиях с введением в рану под эндопротез АпОТ и без ее применения выявило более быструю смену стадий воспаления и наступления периода активной регенерации, морфологическим субстратом которой явилось появление зрелых, ярко оксифильных коллагеновых волокон (при окраске по Ван Гизон) на 10-е сутки эксперимента.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ануров М.В., Титкова С.М., Эттингер А.П. Сравнение результатов пластики грыжевого дефекта стандартными и легкими сетчатыми эндопротезами с одинаковым трикотажным переплетением // Бюллетень экспериментальной биологии и медицины. – 2010. – Т. 150, № 10. – С. 433–439.
2. Егиев В.Н., Чижов Д.В. Первые результаты клинического применения «усиленных» полипропиленовых сеток при лечении грыж брюшной стенки // Московский хирургический журнал. – 2013. – № 3. – С. 39–41.
3. Краюшкина Н.Г., Александрова Л.И., Загребин В.Л., Нестерова А.А., Мураева Н.А. Планиметрические изменения лимфатических узлов лабораторных животных при воздействии переменного электромагнитного поля промышленной частоты // Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. – 2012. – № 3 (43). – С. 104–107.
4. Мишина Е.С., Затолокина М.А., Нетяга А.А., Климова Л.Г., Жуковский В.А. Реактивные изменения соединительной ткани передней брюшной стенки в раннем послеоперационном периоде при использовании опытных образцов сетчатых эндопротезов с антибактериальным покрытием // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2 (1).

5. Суковатых Б.С., Иванов А.В., Жуковский В.А., Филипенко Т.С., Валуйская Н.М., Герасимчук Е.В. Выбор полипропиленового эндопротеза для пластики брюшной стенки // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. – 2013. – № 6. – С. 41–45.

6. Суковатых Б.С., Валуйская Н.М., Праведникова Н.В., Герасимчук Е.В., Мутова Т.В. Профилактика послеоперационных вентральных грыж: современное состояние проблемы // Хирургия. – 2016. – № 3. – С. 76–80.

7. Тимербулатов М.В., Тимербулатов Ш.В., Гатауллина Э.З., Валитова Э.Р. Послеоперационные вентральные грыжи: современное состояние проблемы // Медицинский вестник Башкортостана. – 2013. – Т. 8, № 5. – С. 101–107.

8. Шестаков А.Л., Инаков А.Г., Цховребов А.Т. Оценка эффективности герниопластики у больных с грыжами передней брюшной стенки с помощью опросника SF-36 // Вестник национального медико-хирургического центра им. Н.И. Пирогова. – 2017. – № 3. – С. 50–53.

9. Шестаков А.Л., Федоров Д.Н., Иванчик И.Я., Боева И.А., Битаров Т.Т. Сравнительная оценка стандартных композитных, композитных и «облегченных» синтетических протезов, применяемых для герниопластики (экспериментальная работа) // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». – 2017. – № 2. – С. 81–87.

10. Bringman S., Wollert S., Osterberg J., Smedberg S., Granlund H., Heikkinen T.J. Three year results of a randomized clinical trial of lightweight or standard polypropylene mesh in Lichtenstein repair of primary inguinal hernia // British journal of surgery. – 2006. – № 93 (9). – P. 1056–1059.

11. Klinge U., Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes // Hernia. – 2012. – № 16 (3). – P. 251–258.

12. Petro C.C., Nahabet E.H., Criss C.N., Orenstein S.B., Von Recum H.A., Novitsky Y.W., et al. Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note // Hernia. – 2015. – № 19 (1). – P. 155–159.

13. Zuvella M., Galun D., Djuric-Stefanovic A., Palibrk I., Petrovic M., Miličević M. Central rupture and bulging of low-weight polypropylene mesh following recurrent incisional sublay hernioplasty // Hernia. – 2014. – № 18 (1). – P. 135–140.

REFERENCES

1. Anurov M.V., Titkova S.M., Ettinger A.P. Sravnenie rezul'tatov plastiki gryzhevogo defekta standartnymi i legkimi setchatymi endoprotezami s odinakovym trikotazhnym perepleteniem [Comparison of the results of hernia defect plastics with standard and light mesh endoprotheses with the same knit weave]. *Byulleten' eksperimental'noj biologii i mediciny* [Bulletin of experimental biology and medicine], 2010, Vol. 150, no. 10, pp. 433–439. (In Russ.; abstr. in Engl.).
2. Egiev V.N., Chizhov D.V. Pervye rezul'taty klinicheskogo primeneniya «usilennyh» polipropilenovykh setok pri lechenii gryzh bryushnoj stenki [The first results of the clinical use of «reinforced» polypropylene meshes in the treatment of abdominal wall hernias]. *Moskovskij hirurgicheskij zhurnal* [Moscow surgical journal.], 2013, no. 3, pp. 39–41. (In Russ.; abstr. in Engl.).

3. Krayushkina N.G., Aleksandrova L.I., Zagrebin V.L., Nesterova A.A., Muraeva N.A. Planimetric changes in the lymph nodes of laboratory animals when exposed to an alternating electromagnetic field of industrial frequency. *Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo medicinskogo universiteta* [Journal of Volgograd State Medical University], 2012, no. 3 (43), pp. 104–107. (In Russ.; abstr. in Engl.).
4. Mishina E.S., Zatolokina M.A., Netyaga A.A., Klimova L.G., Zhukovskij V.A. Reaktivnye izmeneniya soedinitel'noj tkani perednej bryushnoj stenki v rannem posleoperacionnom periode pri ispol'zovanii opytnyh obrazcov setchatyh endoprotezov s antibakterial'nym pokrytiem [Reactive changes in the connective tissue of the anterior abdominal wall in the early postoperative period when using prototypes of mesh endoprosthesis with antibacterial coating]. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya* [Modern problems of science and education], 2015, no. 2 (1). (In Russ.; abstr. in Engl.).
5. Sukovatyh B.S., Ivanov A.V., Zhukovskij V.A., Filipenko T.S., Valujskaya N.M., Gerasimchuk E.V. Vybor polipropilenovogo endoproteza dlya plastiki bryushnoj stenki [The choice of a polypropylene endoprosthesis for plastics of the abdominal wall]. *Vestnik hirurgii im. I.I. Grekova* [Bulletin of Surgery named after I.I. Grekov], 2013, no. 6, pp. 41–45. (In Russ.; abstr. in Engl.).
6. Sukovatyh B.S., Valujskaya N.M., Pravednikov N.V., Gerasimchuk E.V., Mutova T.V. Profilaktika posleoperacionnyh ventral'nyh gryzh: sovremennoe sostoyanie problemy [Prevention of postoperative ventral hernias: current state of the problem]. *Hirurgiya* [Surgery], 2016, no. 3, pp. 76–80. (In Russ.; abstr. in Engl.).
7. Timerbulatov M.V., Timerbulatov S.H., Gataullina E.Z., Valitova E.R. Posleoperacionnye ventral'nye gryzhi: sovremennoe sostoyanie problemy [Postoperative ventral hernia: current state of the problem]. *Medicinskij vestnik Bashkortostana* [Medical Bulletin of Bashkortostan], 2013, Vol. 8, no. 5, pp. 101–107. (In Russ.; abstr. in Engl.).
8. Shestakov A.L., Inakov A.G., Chkhovrebov A.T. Ocenka effektivnosti gernioplastiki u bol'nyh s gryzhami perednej bryushnoj stenki s pomosh'yu oprosnika SF-36 [Evaluation of the effectiveness of hernioplasty in patients with hernias of the anterior abdominal wall using the SF-36 questionnaire]. *Vestnik nacional'nogo mediko-hirurgicheskogo centra im. N.I. Pirogova* [Bulletin of the National Medical and Surgical Center named after N.I. Pirogov], 2017, no. 3, pp. 50–53. (In Russ.; abstr. in Engl.).
9. Shestakov A.L., Fedorov D.N., Ivanchik I.YA., Boeva I.A., Bitarov T.T. Sravnitel'naya ocenka standartnyh kompozitnyh, kompozitnyh i «oblegchennyh» sinteticheskikh protezov, primenyaemyh dlya gernioplastiki (eksperimental'naya rabota) [Comparative evaluation of standard composite, composite and «lightweight» synthetic prostheses used for hernioplasty (experimental work)]. *Kurskij nauchno-prakticheskij vestnik «Chelovek i ego zdorov'e»* [Kursk Scientific and Practical Journal «Man and his health»], 2017, no. 2, pp. 81–87. (In Russ.; abstr. in Engl.).
10. Bringman S., Wollert S., Osterberg J., Smedberg S., Granlund H., Heikkinen T.J. Three year results of a randomized clinical trial of lightweight or standard polypropylene mesh in Lichtenstein repair of primary inguinal hernia. *British journal of surgery*, 2006, no. 93 (9), pp. 1056–1059.
11. Klinge U., Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes. *Hernia*, 2012, no. 16 (3), pp. 251–258.
12. Petro C.C., Nahabet E.H., Criss C.N., Orenstein S.B., Von Recum H.A., Novitsky Y.W., et al. Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. *Hernia*, 2015, no. 19 (1), pp. 155–159.
13. Zuvela M., Galun D., Djuric-Stefanovic A., Palibrk I., Petrovic M., Milicevic M. Central rupture and bulging of low-weight polypropylene mesh following recurrent incisional sublay hernioplasty. *Hernia*, 2014, no. 18 (1), pp. 135–140.

Контактная информация

Берсенева Евгения Александровна – д. м. н., руководитель Центра высшего и дополнительного профессионального образования ФГБНУ «Национальный научно-исследовательский институт общественного здоровья им. Н.А. Семашко» г. Москва, E-mail: eaberseneva@gmail.com