

Биомеханические свойства легких синтетических материалов для герниопластики (экспериментальное исследование)

© Б.С. СУКОВАТЫХ¹, А.А. НЕТЯГА¹, Ю.Ю. БЛИНКОВ¹, Ю.Ю. ПОЛЕВОЙ¹, В.А. ЖУКОВСКИЙ²

¹Курский государственный медицинский университет, ул. К. Маркса, д.3, Курск, 305041, Российская Федерация

²Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, ул. Большая Морская, д. 18, Санкт-Петербург, 191186, Российская Федерация

Актуальность. Одним из направлений повышения эффективности герниопластики легкими синтетическими материалами является включение в их структуру усиливающих зон.

Цель. Сравнить функциональную эффективность легкого и легкого усиленного полипропиленового эндопротезов для герниопластики на основе изучения биомеханических свойств тканей передней брюшной стенки после их имплантации в эксперименте.

Материалы и методы. Экспериментальные исследования были проведены на 36 кроликах породы «Шиншилла». Все животные были разделены на 2 серии экспериментов. В 1 серии (контрольной) имплантировали легкий полипропиленовый эндопротез, во 2 серии (опытной) – новый сетчатый эндопротез из монофиламентного полипропилена, состоящий из основной и усиленных зон в виде горизонтально расположенных чередующихся друг с другом полос мононитей большей толщины. В эксперименте макроскопически оценивали патоморфологические изменения и биомеханические свойства тканей брюшной стенки при имплантации эндопротезов в положении onlay на сроках 7, 30, 90 суток.

Результаты и их обсуждение. Установлено, что в направлении как петельного столбика, так и петельного ряда после имплантации изучаемых материалов отмечалась увеличение разрывной нагрузки с 7 по 90 сутки эксперимента, что связано с формированием соединительнотканной капсулы вокруг материалов. Легкий усиленный эндопротез на всех сроках наблюдения превосходил легкий вариант по прочности в 1,6 раза. Вдоль петельного столбика значимые отличия зафиксированы не были. В обеих сериях экспериментов как в направлении петельного столбика, так и петельного ряда происходило уменьшение удлинения образцов. Вдоль петельного столбика показатели удлинения, характеризующие эластичность «протезного апоневроза», в серии легкого усиленного эндопротеза были в 1,4 - 1,6 раза ниже, чем у его легкого аналога. Вдоль петельного ряда значимые отличия зафиксированы не были.

Заключение. Введение усиленных зон в легкий эндопротез повышает его прочность при сохранении эластичности материала.

Ключевые слова: грыжа живота, легкий усиленный эндопротез, функциональная эффективность герниопластики, «протезный апоневроз», биомеханические свойства, анатомо-функциональная недостаточность брюшной стенки

Biomechanical Characteristics of Light Synthetic Materials for Hernioplasty (Experimental Study)

© B.S. SUKHOVATIH¹, A.A. NETYAGA¹, YU.YU. BLINKOV¹, YU.YU. POLEVOY¹, V.A. JUKOVSKIY²

¹Kursk state medical university, 3 K. Marx str., Kursk, 305041, Russian Federation

²Saint-Petersburg state university of industrial technologies and design, 18 Bolshaya Morskaya str., St. Petersburg, 191186, Russian Federation

Relevance of research. The inclusion of light synthetic materials in the structure of strengthening zones is one of the ways to improve the efficiency of hernioplasty.

Purpose. To compare functional effectiveness of the light endoprosthesis and the light strengthened polypropylene one for hernioplasty on the base of studying biomechanical characteristics of anterior abdominal wall tissues after endoprostheses' implantation in experiment.

Materials and methods. Experimental studies were conducted on 36 rabbits of "chinchilla" breed. All animals were divided into 2 series of experiments. The light polypropylene endoprosthesis was implanted to rabbits from the first (control) group. A new cancellated endoprosthesis from monofilamentous polypropylene consists of the basic and strengthened zones in the form of horizontally located, alternating with each other monothreads of the high thickness. It was implanted to animals from second (experimental) group. Pathomorphological changes and biomechanical properties of the abdominal wall tissues were studied macroscopically in the experiment by implantation of endoprostheses in onlay position on the 7th, 30th and 90th days.

Results and their discussion. There was proved that in direction of the loop column as well as in the loop row after implantation of the studied materials breaking load increased from the 7th to the 90th day of experiment, that was related to the formation of the connective tissue capsule around materials. The light strengthened endoprosthesis was more durable and stronger in 1,6 times compare to the light analog at all stages of observation. Along the loop column there was no significant difference detected. In both series of experiment in the direction of the loop column as well as in loop row the reduction of sample lengthening took place. Along the loop column indicators of lengthening, characterizing elasticity of the prosthesis aponeurosis, in the series of the light

strengthened endoprosthesis were 1,4-1,6 times lower than in its light analog. Along the loop row there was no significant difference of indicators.

Conclusion. Introduction of the strengthened zones in a light endoprosthesis increases its durability with preservation of the material's elasticity.

Key words: abdominal hernia, light strengthened endoprosthesis, functional efficiency of hernioplasty, "prosthesis aponeurosis", biomechanical characteristics, anatomo-functional insufficiency of the abdominal wall

В настоящее время многочисленными исследованиями, опубликованными в отечественной и зарубежной литературе, убедительно доказана необходимость использования синтетических сетчатых эндопротезов для укрепления брюшной стенки при герниопластике [1]. Исходя из этого, компаниями-производителями выпускается огромное количество таких материалов, отличающихся химическим составом нитей, их толщиной и структурой переплетения и, соответственно этому, биосовместимыми и физико-механическими свойствами [2,3].

Все сетчатые эндопротезы для герниопластики в зависимости от их структуры и диаметра нитей принято делить на стандартные, тяжелые и легкие [4].

Для большинства клинических случаев подходят стандартные эндопротезы. Тяжелые материалы, отличающиеся высокими прочностными свойствами, принято применять при больших и гигантских вентральных грыжах. Легкие эндопротезы, изготовленные, как правило, из нитей меньшего диаметра, обладают наоборот низкими прочностными свойствами. При этом стремление использовать легкие материалы обусловлено их более выраженными биосовместимыми свойствами, связанными с меньшим количеством инородного материала, имплантированного в ткани [5,6]. Кроме этого, легкие эндопротезы обладают большей эластичностью и в меньшей степени ограничивают подвижность брюшной стенки, что с функциональной точки зрения считается их преимуществом перед стандартными материалами [7,8].

Однако, в силу низких прочностных свойств, применение легких материалов ограничено только вентральными грыжами небольших размеров. Попытки использовать их в других клинических ситуациях увеличивают риск развития рецидивов. Так, были зарегистрированы случаи с центральным разрывом лег-

ких сеток, имплантированных пациентам с большими вентральными грыжами [9,10], а так же появление рецидива по краю эндопротеза [11].

Следовательно, оправданными являются попытки создания материалов, обладающих как высокими биосовместимыми, так и прочностными свойствами, достаточными для противодействия внутрибрюшному давлению.

По нашему мнению вариантом решения этой проблемы может быть создание и использование легких усиленных эндопротезов, прочность которых в заданном направлении повышается за счёт введения в структуру легкого эндопротеза более прочных усиливающих нитей в виде отдельных усиливающих зон [12]. Ранее нами было доказано, что введение в структуру легкого эндопротеза усиливающих зон не оказывает отрицательного влияния на биоинертные свойства нового материала в целом [13]. При этом неизученными остаются его биомеханические характеристики после имплантации в ткани, от которых будет зависеть эффективность клинического применения, а именно вероятность развития рецидива грыжи и функциональный результат герниопластики.

Цель исследования - сравнить функциональную эффективность легкого и легкого усиленного полипропиленового эндопротезов для герниопластики на основе изучения биомеханических свойств тканей передней брюшной стенки после их имплантации в эксперименте.

Материал и методы

Экспериментальные исследования выполнены на базе НИИ экспериментальной медицины ФГБОУ ВО КГМУ Минздрава России. Эксперимент был проведен на 36 кроликах породы «Шиншилла», одного пола (самки) в возрасте 1-1,5 года, весом 2500–3500 г. Животные отбирались для эксперимента без внешних признаков заболеваний и содержались в одинаковых стандартных условиях.

Для проведения сравнительного исследования были использованы два сетчатых эндопротеза для герниопластики. Первый – легкий эндопротез, состоящий из монофиламентных полипропиленовых мононитей диаметром 90 микрон, обладающий меньшей материалоемкостью в сравнении со стандартным эндопротезом. Второй – легкий усиленный эндопротез – новый сетчатый эндопротез из монофиламентных полипропиленовых мононитей, состоящий из горизонтально расположенных более широкой основной и более узкой усиленных зон, ритмично чередующихся

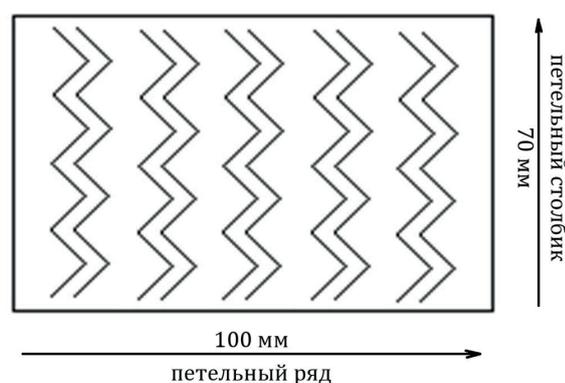


Рис. 1. Направление проведения измерений (схема). / Fig. 1. Direction of measurement performance (scheme).

Исходные физико-механические свойства изучаемых эндопротезов / *Baseline physical-mechanical characteristics of the studied endoprostheses*

Характеристика / Characteristics	Стандартный эндопротез / Standard endo- prsthesis	Легкий эндо- протез / Light endoprosthesis	Легкий усиленный эндопротез / Light strengthened endoprosthesis	
			основная зона / basic zone	усиленная зона / strengthened zone
Поверхностная плотность, г/ м ² / Surface density, g /m ²	62,0	34,0	25,0	65,0
Диаметр нити, мм / Thread diameter, mm	0,12	0,09	0,09	0,12 и 0,09
Толщина, мм / Thickness, mm	0,50	0,38	0,3	0,6
Разрывная нагрузка вдоль петельного столбика, Н (Me (p 0,25/ p 0,75)) / Breaking load along the loop column Н (Me (p 0,25/ p 0,75))	115,65 (111,1/119,53)	70,85 (69,58/71,38)	108,20 (107,63/110,2) ²	
Удлинение при 16 Н вдоль петельного столбика, % / Lengthening at 16 Н along the loop column, % (Me (p 0,25/ p 0,75))	35,95 (34,83/36,93)	47,50 (47,33/49,70)	35,30 (34,75/36,0) ²	
Разрывная нагрузка вдоль пе- тельного ряда, Н (Me (p 0,25/ p 0,75)) / Breaking load along the loop column Н	145,75 (144,5/147/68)	78,80 (77,58/79,28)	78,55 (77,68/78,98) ¹	
Удлинение при 16 Н вдоль петельного ряда, % / Length- ening at 16 Н along the loop row, % (Me (p 0,25/ p 0,75))	24,30 (22,85/25,38)	45,20 (44,78/46,0)	44,50 (41,15/46,13) ¹	

Примечание: различия достоверны ($p \leq 0,05$) между эндопротезами: 1 – по отношению к стандартному эндопротезу, 2- по отношению к легкому эндопротезу. / difference is statistically significant between endoprostheses ($p \leq 0,05$): 1 – in comparison with a standard endoprosthesis; 2 – in comparison with a light endoprosthesis.

друг с другом. Основная зона была аналогична легкому материалу, усиленная зона отличалась введением в структуру мононитей большей толщины, диаметром 120 микрон.

Все животные были разделены на 2 серии экспериментов по 18 особей в каждой. В 1 серии (контрольной) имплантировали легкий эндопротез, во 2 серии (опытной) – легкий усиленный эндопротез.

Оперативные вмешательства в обеих сериях выполнялись в асептических условиях под общим наркозом следующим образом: отступая от мечевидного отростка книзу на 3 см по срединной линии рассекалась кожа и подкожная клетчатка длиной 11-12 см. Путем отсепаровки в стороны от срединного разреза белая линия живота и передняя стенка влагалища прямых мышц освобождались от клетчатки на расстояние 7-8 см. В сформированное пространство помещался эндопротез размерами 10×7 см.

В опытной серии эндопротез размещался таким образом, чтобы его усиленные зоны располагались в поперечном к оси тела направлении, моделируя правила выполнения герниопластики этим материалом у пациентов с вентральными грыжами. Далее эндопро-

тезы фиксировались отдельными узловыми швами по площади протеза к апоневротическому влагалищу прямых мышц. Фиксацию эндопротеза выполняли полипропиленовой мононитью 3/0 на атравматической игле. Осуществляли тщательный гемостаз в ране и ее послойное ушивание отдельными узловыми швами.

Животных выводили из эксперимента путем передозировки средств для наркоза на сроках 7, 30 и 90 суток. Эвтаназию осуществляли путем передозировки наркотических средств в соответствии с «Конвенцией по защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других научных целей», принятой Советом Европы (г. Страсбург, Франция, 1986) и Директивной Совета 86/609/ЕЕС от 24.11.86 «По согласованию законов, правил и административных распоряжений стран-участниц в отношении защиты животных, используемых в экспериментальных и научных целях».

После выведения животных в указанные сроки макроскопически оценивали патоморфологические изменения тканей брюшной стенки и фиксировали наличие осложнений (скопление серозной или геморрагической жидкости, наличие нагноений). Для био-

Таблица 2 / Table 2

Динамика разрывной нагрузки имплантированных эндопротезов в соединительнотканной капсуле, Н (Me (p 0,25/p 0,75)) / Dynamics of the breaking load of the implanted endoprostheses in connective tissue capsule, Н (Me (p 0,25/p 0,75))

Срок наблюдения / Period of observation	Легкий эндопротез / Light endoprosthesis	Легкий усиленный эндопротез / Light strengthened endoprosthesis
Вдоль петельного столбика / Along the loop column		
7 суток / 7 days	72,78(72,14/73,34)	116,75(115,92/117,50)*
30 суток / 30 days	86,17(85,14/86,81)	136,36(135,78/139/85)*
90 суток / 90 days	109,98(109,31/111,13)	178,44(171,35/184,88)*
Вдоль петельного ряда / Along the loop row		
7 суток / 7 days	82,14(81,78/83,15)	82,87(82,16/83,48)
30 суток / 30 days	90,30(89,50/91,15)	93,19(92,10/93,77)
90 суток / 90 days	101,86(101,27/103,83)	106,12(104,67/108,29)

Примечание: * – различия достоверны ($p \leq 0,05$) между эндопротезами. / * – difference is statistically significant between endoprostheses ($p \leq 0,05$).

механических измерений отделяли эндопротезы с соединительнотканной капсулой от мышц и исследовали их на разрывной электромеханической машине (РЭМ) МЕТРОТЕСТ (модель - 0.2-1, заводской № 609187). Для этого из биоптатов готовились полоски шириной 3 см и длиной 5 см. В опытной серии при приготовлении образцов для испытаний обязательно учитывалось расположение усиленных зон: биоптат включал как основную, так и усиленную зоны в том же соотношении, как и в целом эндопротезе.

В процессе испытаний регистрировались удлинение полоски при стандартной нагрузке 16 Н и разрывная нагрузка. При этом считали, что первый показатель характеризовал эластические свойства эндопротеза в сформированной соединительнотканной капсуле, а второй – его прочностные свойства.

Измерения проводили как в направлении петельного ряда (усиливающих зон в случае легкого усиленного эндопротеза), так и петельного столбика (перпендикулярно направлению усиливающих зон) (рис. 1).

По результатам испытаний подсчитывали средние значения показателей удлинения образцов при нагрузке 16 Н (в %) с точностью до 0,1 % и разрывной нагрузки (в Н) с точностью до 0,1 Н.

Для оценки влияния процесса имплантации в ткани на биомеханические свойства эндопротезов аналогичным образом определяли исходные (до имплантации в ткани) физико-механические значения. При этом для сравнения определялись показатели стандартного полипропиленового эндопротеза [14].

Статистика

На первом этапе осуществляли проверку на нормальность распределения в выборках с помощью критерия Шапиро-Вилка. Учитывая полученный результат (характер распределения отличный от нормального) данные были представлены в виде медианы (Me) и квартилей (p 0,25 / p 0,75).

Оценку достоверности различий между двумя независимыми группами проводили с помощью непараметрического U-критерия Манна-Уитни. Различия считали достоверными при $p \leq 0,05$.

Результаты и их обсуждение

В результате проведенных макроскопических исследований изученных эндопротезов было установлено, что в процессе имплантации происходило прорастание имплантов соединительной тканью и образование вокруг них соединительнотканной капсулы.

Таблица 3 / Table 3

Динамика удлинения имплантированных эндопротезов при нагрузке 16 Н, % (Me (p 0,25/p 0,75)) / Dynamics of implanted endoprostheses lengthening at load 16 Н, % (Me (p 0,25/p 0,75))

Срок наблюдения / Period of observation	Легкий эндопротез / Light endoprosthesis	Легкий усиленный эндопротез / Light strengthened endoprosthesis
Вдоль петельного столбика / Along the loop column		
7 суток / 7 days	60,79(60,18/61,42)	38,41(37,78/39,08)*
30 суток / 30 days	41,21(40,45/41,97)	28,44(27,43/28,86)*
90 суток / 90 days	34,91(34,35/36,27)	22,07(21,30/23,43)*
Вдоль петельного ряда / Along the loop row		
7 суток / 7 days	52,61 (52,12/53,52)	51,94 (51,70/52,04)
30 суток / 30 days	39,01 (39,08/40,57)	37,70 (37,33/38,08)
90 суток / 90 days	34,98 (33,97/35,57)	32,27 (31,69/33,0)

Примечание: * – различия достоверны ($p \leq 0,05$) между эндопротезами. / Note: * – difference is statistically significant between endoprostheses ($p \leq 0,05$).

При изучении в динамике установлено, что на 7 сутки в обеих сериях отмечались участки, не проросшие соединительной тканью. На 30 сутки в серии с использованием легкого эндопротеза отмечалась равномерная по всей площади материала соединительнотканная капсула, в серии с легким усиленным материалом – незначительные утолщения в области усиленных зон. На 90 сутки отмечалось полное прорастание эндопротезов соединительной тканью. Утолщения соединительнотканых капсул визуально определялись в местах фиксации швами, а в серии с использованием легкого усиленного материала и в области усиленных зон.

Результаты исходных физико-механические свойства изучаемых материалов представлены в таблице 1.

Как видно из таблицы, по величинам поверхностной плотности, диаметру нитей и толщине усиленная зона легкого усиленного эндопротеза была близка к показателям стандартного материала, а его основная зона – к показателям легкого. Как результат этого, легкий усиленный материал в целом с его основной и усиленной зонами вдоль петельного столбика (в направлении усиленных зон) обладал большей в 1,5 раза разрывной нагрузкой, чем легкий материал, не имея достоверных отличий от стандартного эндопротеза. При этом вдоль петельного ряда (в направлении поперек усиленных зон) легкий усиленный эндопротез не имел значимых отличий от легкого аналога, обладая большей в 1,8 раза величиной удлинения при нагрузке 16 Н, а соответственно эластичностью, чем стандартный материал.

Сходные отличия были выявлены и при изучении физико-механических свойств легкого усиленного эндопротеза после его пребывания в тканях экспериментальных животных. С практической точки зрения наиболее важным показателем являлась разрывная нагрузка, характеризующая прочность «протезного апоневроза», представляющего собой имплантированный материал в сформированной соединительнотканной капсуле.

Динамика разрывной нагрузки образцов эндопротезов в соединительнотканной капсуле представлена в таблице 2.

Как в направлении петельного столбика, так и петельного ряда после имплантации изучаемых материалов отмечалась сходная картина: увеличение разрывной нагрузки с 7 по 90 сутки, что связано с формированием соединительнотканной капсулы вокруг материалов, прочность которой увеличивается пропорционально сроку наблюдения. При этом, как видно из таблицы, вдоль петельного столбика (в направлении усиленных зон) легкий усиленный эндопротез на протяжении всего срока наблюдения превосходил свой легкий вариант по этому показателю в 1,6 раза. Вдоль петельного ряда значимые отличия зафиксированы не были.

Динамика удлинения при нагрузке 16 Н имплантированных эндопротезов в соединительнотканной капсуле представлена в таблице 3.

Как видно из таблицы, после имплантации в ткани брюшной стенки в обеих сериях экспериментов как в направлении петельного столбика, так и петельного ряда происходило уменьшение удлинения образцов за счет формирования соединительной ткани. При этом, вдоль петельного столбика (в направлении усиленных зон) показатели удлинения, характеризующие эластичность «протезного апоневроза», в серии легкого усиленного эндопротеза были в 1,4 - 1,6 раза ниже, чем у его легкого аналога.

Результаты исследования показали, что использование легкого усиленного эндопротеза при герниопластике у пациентов со срединными вентральными грыжами даст возможность повысить прочностные свойства «протезного апоневроза» только в направлении, необходимом для сохранения физиологического функционирования мышц брюшного пресса. Так известно, что при вентральной грыже мышцы брюшной стенки, расположенные в области грыжевого дефекта, утратив точку фиксации, смещаются кнаружи под действием тяги боковых (наружной и внутренней косых и поперечной) мышц живота, сила которых направлена в поперечном к оси тела направлении [15]. Расположение усиленных зон в поперечном направлении укрепляет «протезный апоневроз» и предупреждает разрыв материала в направлении наибольшей механической нагрузки, оказываемой на него при сокращении мышц брюшного пресса.

При герниопластике расположение усиленных зон в направлении силы сокращения боковых мышц живота позволит предупредить их смещение кнаружи, придав им надежную точку фиксации, сохранить их сократительную способность и остановить прогрессирование анатомо-функциональной недостаточности брюшной стенки.

В направлении петельного ряда легкий усиленный эндопротез на протяжении всего срока наблюдения по показателю, характеризующему эластичность «протезного апоневроза», не имел значимых отличий от своего легкого аналога. Исходя из этого стоит считать, что в данном (продольном) направлении легкий усиленный эндопротез, как и его легкий аналог, после герниопластики не будет ограничивать подвижность брюшной стенки в повседневной жизни пациентов, что позволит повысить качество их жизни.

Заключение

Биохимические свойства легкого усиленного эндопротеза для герниопластики являются оптимальными при имплантации в ткани брюшной стенки, что позволяет рекомендовать данный протез для применения в широкой клинической практике.

Дополнительная информация

Конфликт интересов

Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Финансирование

Работа выполнялась в соответствии с планом научных исследований Курского государственного медицинского университета.

Список литературы

1. Егиев В. Н., Чижов Д. В., Филаткина Н. В. Взаимодействие полипропиленовых эндопротезов с тканями передней брюшной стенки. *Герниология*. 2005; 2: 41-49.
2. Тимербулатов М.В. Послеоперационные вентральные грыжи: современное состояние проблемы. *Медицинский вестник Башкортостана*. 2013; 8: 5: 101-107.
3. Junge K. Mesh biocompatibility: effects of cellular inflammation and tissue remodelling. *Langenbeck's archives of surgery*. 2012; 397: 2: 255-270.
4. 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: 251-258.
5. Bringman S. Threeyear 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: 1056-1059.
6. Śmietański M. Five-year results of a randomised controlled multicentre study comparing heavy-weight knitted versus low-weight, non-woven polypropylene implants in Lichtenstein hernioplasty. *Hernia*. 2011; 15: 5: 495-501.
7. Cobb WS. Textile analysis of heavy weight, mid-weight, and light weight polypropylene mesh in a porcine ventral hernia model. *Journal of Surgical Research*. 2006; 136: 1: 1-7.
8. Lintin LA, Kingsnorth AN. Mechanical failure of a lightweight polypropylene mesh. *Hernia*. 2014; 18: 1: 131-133.
9. Petro CC. Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. *Hernia*. 2015; 19: 1: 155-159.
10. Žuvela M. Central rupture and bulging of low-weight polypropylene mesh following recurrent incisional sublay hernioplasty. *Hernia*. 2014; 18: 1: 135-140.
11. Anurov MV, Titkova SM, Oettinger AP. Biomechanical compatibility of surgical mesh and fascia being reinforced: dependence of experimental hernia defect repair results on anisotropic surgical mesh positioning. *Hernia*. 2012; 16: 2: 199-210.
12. Жуковский В.А., Филипенко Т.С., Воронин К.Н., Суковатых Б.С., Блинков Ю.Ю., Нетьяга А.А., Полевой Ю.Ю. Патент 178129 РФ, МПК А61В17/00. Эндопротез сетчатый основывающийся усиленный для пластики вентральных грыж; заявители и патентообладатели ООО «Линтекс» - № 2017123708; заявл. 04.07.2017, опубл. 23.03.2018. Бюл. № 9.
13. Суковатых Б.С., Блинков Ю.Ю., Нетьяга 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: 84-92.
14. Нетьяга А.А., Парфенов А.О., Жуковский В.А. Сравнительное экспериментальное исследование биомеханических свойств стандартных, легких и композитных эндопротезов для пластики брюшной стенки после их имплантации. *Фундаментальные исследования*. 2013; 5: 9: 875-881.
15. Белоконев В. И. *Патогенез и хирургическое лечение послеоперационных вентральных грыж*. Самара: ГП Перспектива. 2005; 208.

Информация об авторах

1. Суковатых Борис Семенович - д.м.н., профессор, заведующий кафедрой общей хирургии, Курский государственный медицинский университет, e-mail: SukovatykhBS@kursksmu.net
2. Нетьяга Андрей Алексеевич - к.м.н., доцент кафедры оперативной хирургии и топографической анатомии, Курский государственный медицинский университет, e-mail: NetjagaAA@kursksmu.net
3. Блинков Юрий Юрьевич - д.м.н., профессор кафедры общей хирургии, Курский государственный медицинский университет, e-mail: BlinkovUU@kursksmu.net
4. Полевой Юрий Юрьевич - соискатель кафедры общей хирургии, Курский государственный медицинский университет, e-mail: receptor-46@mail.ru

Финансовой поддержки со стороны компаний-производителей изделий медицинского назначения авторы не получили.

Одобрение комитета по этике

Положительное заключение на экспериментальные исследования Регионального Этического Комитета Курского государственного медицинского университета получено 10.03.2017 года, протокол №1-2017.

References

1. Egiev VN, Chizhov DV, Filatkina NV. Interaction of polypropylene endoprosthesis with the tissues of the anterior abdominal wall. *Gerniologiya*. 2005; 2: 41-49. (in Russ.)
2. Timerbulatov MV. Postoperative ventral hernias: the current state of the problem. *Meditinskii vestnik Bashkortostana*. 2013; 8: 5: 101-107. (in Russ.)
3. Junge K. Mesh biocompatibility: effects of cellular inflammation and tissue remodelling. *Langenbeck's archives of surgery*. 2012; 397: 2: 255-270.
4. 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: 251-258.
5. Bringman S. Threeyear 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: 1056-1059.
6. Śmietański M. Five-year results of a randomised controlled multicentre study comparing heavy-weight knitted versus low-weight, non-woven polypropylene implants in Lichtenstein hernioplasty. *Hernia*. 2011; 15: 5: 495-501.
7. Cobb WS. Textile analysis of heavy weight, mid-weight, and light weight polypropylene mesh in a porcine ventral hernia model. *Journal of Surgical Research*. 2006; 136: 1: 1-7.
8. Lintin LA, Kingsnorth AN. Mechanical failure of a lightweight polypropylene mesh. *Hernia*. 2014; 18: 1: 131-133.
9. Petro CC. Central failures of lightweight monofilament polyester mesh causing hernia recurrence: a cautionary note. *Hernia*. 2015; 19: 1: 155-159.
10. Žuvela M. Central rupture and bulging of low-weight polypropylene mesh following recurrent incisional sublay hernioplasty. *Hernia*. 2014; 18: 1: 135-140.
11. Anurov MV, Titkova SM, Oettinger AP. Biomechanical compatibility of surgical mesh and fascia being reinforced: dependence of experimental hernia defect repair results on anisotropic surgical mesh positioning. *Hernia*. 2012; 16: 2: 199-210.
12. Zhukovskii VA, Filipenko TS, Voronin KN, Sukovatykh BS, Blinkov YY, Netyaga AA, Polevoi YY. Patent 178129 RF, MPK A61V17/00. Endoprotez setchatyi osnovovvazanyyi usilennyi dlya plastiki ventral'nykh gryzh; zayaviteli i patentoobladateli ООО «Линтекс» - № 2017123708; zayavl. 04.07.2017, opubl. 23.03.2018. Byul. № 9. (in Russ.)
13. Sukovatykh BS, Blinkov YuYu, Netyaga AA, Zatolokina MA, Polevoi YuYu, Zhukovskii VA. Features of tissue reactions abdominal wall implantation of lung-reinforced prosthesis for hernioplasty depending on the variant of its location. *Kurskii nauchno-prakticheskii vestnik «Chelovek i ego zdorov'e»*. 2018; 1: 84-92. (in Russ.)
14. Netyaga AA, Parfenov AO, Zhukovskii VA. A comparative experimental study of the biomechanical properties of standard, light and composite endoprosthesis for plasty of the abdominal wall after their implantation. *Fundamental'nye issledovaniya*. 2013; 5: 9: 875-881. (in Russ.)
15. Belokonev VI. *Patogenez i khirurgicheskoe lechenie posleoperatsionnykh ventral'nykh gryzh*. Samara: GP Perspektiva. 2005; 208. (in Russ.)

Information about the Authors

1. Sukovatykh Boris Semyonovich - M.D., professor, head of General Surgery Department, Kursk state medical university, e-mail: SukovatykhBS@kursksmu.net
2. Netyaga Andrey Alexeevich - Ph.D., associate professor of the Department of Operative Surgery and Topographic Anatomy, Kursk state medical university, e-mail: NetjagaAA@kursksmu.net
3. Blinkov Yuri Yurievich - M.D., professor of General Surgery Department, Kursk state medical university, e-mail: BlinkovUU@kursksmu.net
4. Polevoy Yuri Yurievich - postgraduate of General Surgery Department, Kursk state medical university, e-mail: receptor-46@mail.ru
5. Zhukovskii Valery Anatolievich - Doctor of technical sciences, professor of Nanostructure, Fibrous and Compositional Materials Department

5. Жуковский Валерий Анатольевич - д.т.н., профессор кафедры наноструктурных, волокнистых и композиционных материалов им. А.И. Меоса, научный руководитель лаборатории полимерных материалов, Санкт-Петербургский государственный университет промышленных технологий и дизайна, e-mail: direktor@lintex.ru

named after A.I. Meos, head of scientific laboratory of polymeric materials, Saint-Petersburg state university of industrial technologies and design, e-mail: direktor@lintex.ru

Цитировать:

Суковатых Б.С., Нетяга А.А., Блинков Ю.Ю., Полевой Ю.Ю., Жуковский В.А. Биомеханические свойства легких синтетических материалов для герниопластики (экспериментальное исследование). *Вестник экспериментальной и клинической хирургии* 2018; 11: 3: 154-160. DOI: 10.18499/2070-478X-2018-11-3-154-160.

To cite this article:

Sukhovatih B.S., Netyaga A.A., Blinkov Yu.Yu., Polevoy Yu.Yu., Jukovskiy V.A. Biomechanical Characteristics of Light Synthetic Materials for Hernioplasty (Experimental Study). *Journal of experimental and clinical surgery* 2018; 11: 3: 154-160. DOI: 10.18499/2070-478X-2018-11-3-154-160.