

ИССЛЕДОВАНИЕ IN VITRO МИКРОБНОЙ БИОПЛЕНКИ НА ПОВЕРХНОСТИ СИНТЕТИЧЕСКИХ МАКРОПОРИСТЫХ ЭНДОПРОТЕЗОВ ДЛЯ ПЛАСТИКИ БРЮШНОЙ СТЕНКИ

УДК 576.8:617.55–089.843–092.4–77

Поступила 6.09.2011 г.



В.В. Паршиков, д.м.н., профессор кафедры госпитальной хирургии им. Б.А. Королева¹;

И.В. Чеботарь, к.м.н., доцент кафедры микробиологии и иммунологии¹;

В.А. Ходак, врач-хирург²;

А.А. Самсонов, к.м.н., врач-хирург²

¹Нижегородская государственная медицинская академия, Н. Новгород, 603005, пл. Минина и Пожарского, 10/1;

²Городская больница №35, Н. Новгород, 603089, ул. Республиканская, 47

Цель исследования — изучить особенности бактериального роста *in vitro* на поверхности синтетических макропористых сетчатых эндопротезов, применяемых в современной хирургии для пластики брюшной стенки по поводу грыж, и формирование биопленок.

Материалы и методы. Использованы эндопротезы из полипропилена (стандартный, легкий), поливинилиденфторида, реперена, композитных материалов (полипропилен и поливинилиденфторид), применяемые в хирургии грыж. Сетки контаминированы культурами *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa*. После инкубации препараты изучены под микроскопом в темном поле, покрытие сетки биопленкой оценено с помощью специальной шкалы.

Результаты. В течение 48 ч *in vitro* на поверхности всех эндопротезов формируется микробная биопленка. Наибольшей способностью к ее образованию обладает *Ps. aeruginosa*, меньшей — *St. aureus*, минимальной — *St. epidermidis* ($p=0,027$). *Ps. aeruginosa* значительно слабее контаминирует легкие полипропиленовые сетки, чем любые другие ($p=0,009$), интенсивнее заселяет сетки из стандартного полипропилена, чем гладкую поверхность эндопротеза из реперена ($p=0,024$). Для *St. aureus* такой зависимости нет. Культура *St. epidermidis* максимально контаминирует реперен ($p=0,044$).

Заключение. Образование биопленки представляет собой универсальный механизм инфицирования сетки, который может быть реализован *in vitro* на любом эндопротезе. Его особенности зависят от материала, типа сетки, микрорельефа поверхности, штамма микроорганизма. Для выполнения операций с применением синтетических материалов в условиях бактериальной контаминации необходимо разрабатывать особые эндопротезы, которые были бы способны противодействовать колонизации и образованию биопленки.

Ключевые слова: ненатяжная пластика, синтетические эндопротезы, сетка, биопленка, грыжа, неотложная хирургия.

English

In vitro studies of biofilms on the surface of synthetic macroporous endoprotheses for abdominal wall plasty

V.V. Parshikov, D.Med.Sc., Professor, the Department of Hospital Surgery named after B.A. Korolyov¹;

I.V. Chebotar, PhD, Associate Professor, the Department of Microbiology and Immunology¹;

V.A. Khodak, Surgeon²;

A.A. Samsonov, PhD, Surgeon²

¹Nizhny Novgorod State Medical Academy, Minin and Pozharsky Square, 10/1, Nizhny Novgorod, Russian Federation, 603005;

²City Hospital No.35, Republikanskaya St., 47, Nizhny Novgorod, Russian Federation, 603089

The aim of the investigation is to study the bacterial growth characteristics *in vitro* on the surface of synthetic macroporous mesh endoprotheses used in modern surgery for abdominal wall plasty in case of hernias, and biofilms formation.

Materials and methods. We studied endoprotheses made of polypropylene biofilms (standard, light), polyvinyliden fluoride, reперен, composite materials (polypropylene and polyvinyliden fluoride) used in hernial surgery. Meshes were contaminated by *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*, *Pseudomonas aeruginosa*. After incubation the preparations were studied under microscope in dark field, and biofilm formation was assessed using special scale.

Results. Microbial biofilm forms within 48 h *in vitro* on endoprotheses surfaces. *Ps. aeruginosa* has the maximum capacity to form a microbial film, *St. aureus* — small capacity, *St. epidermidis* — the minimum capacity ($p=0,027$). *Ps. aeruginosa* significantly mildly contaminates light polypropylene meshes than any other meshes ($p=0,009$), and colonizes more intensively standard polypropylene meshes than smooth surface of reперен endoprotheses ($p=0,024$). There is no such relation for *St. aureus*. Reперен is maximally contaminated by *St. epidermidis* ($p=0,044$).

Для контактов: Паршиков Владимир Вячеславович, тел. моб. +7 901-800-14-26, e-mail: pv1610@mail.ru

Conclusion. Biofilm formation is a universal mechanism of mesh infection, and it can be realized *in vitro* on any endoprosthesis. The mechanism characteristics depend on the material, mesh type, surface microrelief, and microbial strain. To perform operations using synthetic materials under bacterial contamination conditions it is necessary to design special endoprostheses capable to resist colonization and biofilm formation.

Key words: non-tension plasty, synthetic endoprostheses, mesh, biofilm, hernia, emergency surgery.

Современная герниология основана на широком использовании синтетических эндопротезов, внедрение которых позволило радикально снизить частоту рецидивов и обеспечить достойное качество жизни [1–3]. В последние годы появились работы, убедительно доказывающие возможность и целесообразность применения атензионных технологий в ургентной хирургии [4, 5]. К настоящему времени выполнение ненатяжной пластики рекомендовано при ущемленной грыже [6]. Однако ни одна герниологическая школа мира не дает однозначных рекомендаций относительно применения ненатяжной пластики в высококонтаминированной ране, выбора метода имплантации и материала сетки [7, 8]. Хроническая парапротезная инфекция относится к нерешенным проблемам хирургии как в Европе, так и в Америке [9, 10].

В эксперименте [11] установлено, что репаративный процесс после имплантации сетки в условиях бактериального обсеменения протекает иначе, его фазы остаются прежними, но их течение в 2 раза замедляется. Рост микроорганизмов зависит от типа эндопротеза, материала, из которого он изготовлен. Известно, что микропористые сетки (политетрафторэтилен) не следует использовать даже при малейшей возможности инфицирования [12]. Успешное применение макропористых эндопротезов (полипропилен, реперен) в неотложной хирургии подтверждено определенным опытом [13]. Особенно актуален данный вопрос в тех случаях, когда синтетические материалы употребляются по относительным показаниям (грыжи W1 по классификации Chevrel–Rath и превентивная пластика), а также при критически высокой обсемененности области имплантации (перитонит) [14–16]. Количество опубликованных работ, в которых подробно и всесторонне исследована ситуация использования синтетических материалов в заведомо инфицированном операционном поле, весьма ограничено [17–19].

Ряд проблем может быть обусловлен формированием микробных биопленок на поверхности эндопротезов и шовного материала, что является основой для неблагоприятного течения послеоперационного периода, формирования хронических очагов инфекции [20]. Нет однозначных данных относительно зависимости бактериального роста от материала макропористых эндопротезов. Показано, что колонизация ассоциирована с гидрофобными свойствами, мультифиламентностью сетки и наличием ниш в ее волокнах [21]. Достоверно доказано, что после ненатяжной пластики в условиях инфицирования как минимум в течение 90 сут сохраняется бактериальная контаминация зоны вмешательства, даже при отсутствии макроскопических признаков воспаления [22]. Эта закономерность установлена

в эксперименте, авторами применены стандартные и легкие сетки из полипропилена с размерами пор 0,8–3,6 мм. Использование эндопротезов, полимерных покрытий в условиях компрометированной зоны вмешательства относится к нерешенным проблемам хирургии и требует проведения серьезных исследований, как клинических, так и экспериментальных.

Цель исследования — изучить особенности бактериального роста *in vitro* на поверхности синтетических макропористых сетчатых эндопротезов, применяемых для пластики брюшной стенки по поводу грыж, и формирование биопленок.

Материал и методы. В лабораторных условиях была воспроизведена контаминация сетчатых эндопротезов, применяемых в неотложной хирургии, культурами стафилококков и синегнойной палочки. В работе использованы штаммы *Staphylococcus epidermidis* (штамм 178M), *Staphylococcus aureus* (5983/5), *Pseudomonas aeruginosa* (штамм 485), выделенные ранее из клинических источников. Колонизация эндопротезов произведена в соответствии с общепринятыми стандартами [23]. Исследовали сетки из стандартного полипропилена отечественного производства (толщина сетки — 500 мкм, нити — 120 мкм, плотность — 62 г/м²), унифлекса (поливинилиденфторид, толщина сетки — 480 мкм, нити — 120 мкм, плотность — 160 г/м²), флексилена (поливинилиденфторид+полипропилен, толщина сетки — 500 мкм, нити — 120 мкм, плотность — 90 г/м²), легкие полипропиленовые сетки импортного производства (толщина сетки — 390 мкм, нити — 90 мкм, плотность — 36 г/м²), эндопротезы из реперена (1-го типа — двухслойного, 2-го типа — трехслойного, с гладкой поверхностью, толщина — 300 мкм). После контаминации *in vitro* (для чего кусочек сетки площадью 1 см² помещали в чашку Петри диаметром 36 мм, содержащую 4 мл трипсинизированного соевого бульона, в котором были суспендированы бактерии в концентрации 10⁷ КОЕ/мл) проводили инкубацию в течение 48 ч. Препараты фиксировали 4% формалином, высушивали, изучали под микроскопом ф. «ЛОМО» (Санкт-Петербург) в темном поле (увеличение — 1,6x40), документировали при помощи фотографирования. Для сравнения использовали балльную оценку (0–4) покрытия сетки биопленкой аналогично Вандербильтской шкале, применяемой в герниологии для изучения адгезивного процесса на поверхности эндопротеза [24]. Результаты анализировали статистически с помощью теста Манна–Уитни средствами Origin Pro в среде Windows 7 на компьютере Emachines.

Результаты. Показатели колонизации синтетических эндопротезов отражены в таблице.

Колонизация синтетических эндопротезов

Материал эндопротеза	Микроорганизм		
	<i>Pseudomonas aeruginosa</i>	<i>Staphylococcus aureus</i>	<i>Staphylococcus epidermidis</i>
Полипропилен стандартный (эсфил)	3,8	3,67	1,53
Поливинилиденфторид+полипропилен (флексилен)	3,75	2,5	1,5
Поливинилиденфторид (унифлекс)	3,67	1,33	1,5
Полипропилен легкий	0,67	0,5	1,14
Реперен	2,45	3,27	2,5
Медиана (М)	2,85	2,52	2,02

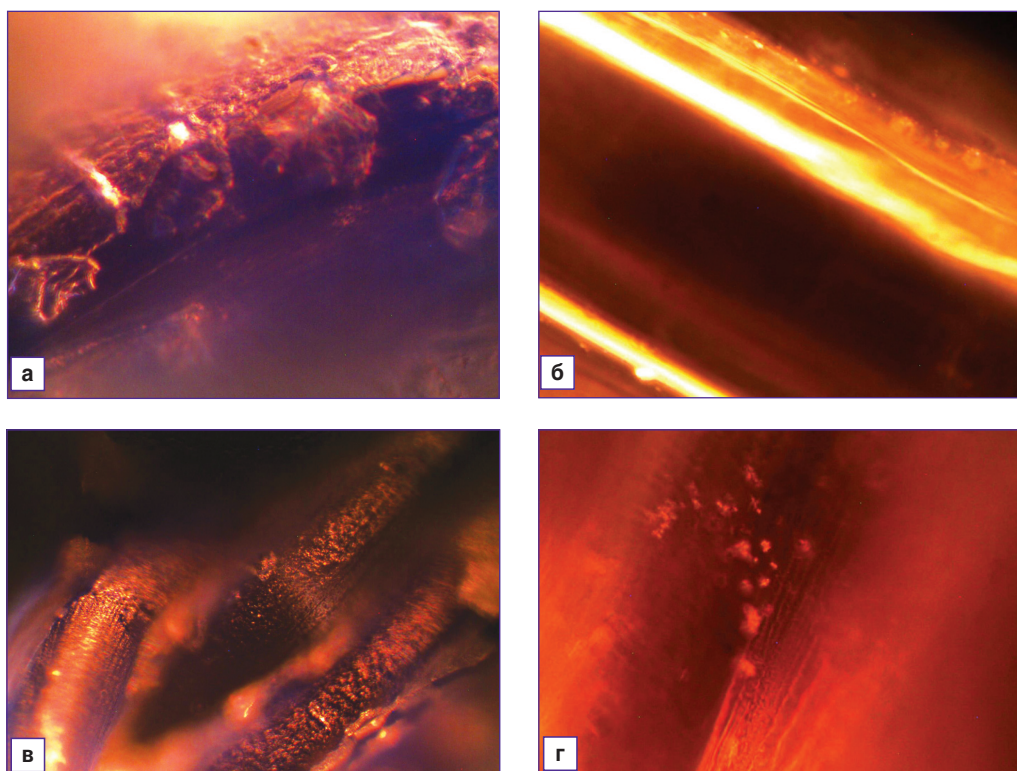


Рис. 1. Контаминация синтетических эндопротезов *Ps. aeruginosa*: *а* — биопленка на сетке из стандартного полипропилена; *б* — волокна сетки из стандартного полипропилена (контроль); *в* — биопленка на сетке из унифлекса; *г* — небольшая колония на волокне эндопротеза из легкого полипропилена

В серии опытов с культурой *Ps. aeruginosa* получены следующие данные (рис. 1). На поверхности эндопротезов из стандартного полипропилена обнаружена биопленка, покрывающая практически всю сетку (рис. 1, *а, б*). Такая же структура выявлена на эндопротезах из унифлекса и флексилена (рис. 1, *в*). Более устойчивыми к контаминации оказались импортная сетка из легкого полипропилена (рис. 1, *г*) и эндопротезы из реперена (особенно его сверхгладкая поверхность). Колонизация сеток составила в среднем 2,85 балла: из полипропилена — 3,8, из флексилена — 3,75, из унифлекса — 3,67, из реперена — 2,45 ($p=0,024$), из импортного легкого полипропилена — 0,67 ($p=0,009$).

В серии опытов с культурой *St. aureus* результаты оказались другими (рис. 2). На поверхности эндопротезов

из реперена 1-го типа выявлена типичная биопленка (рис. 2, *а*). Поверхность сеток из реперена 2-го типа была покрыта колониями микроорганизмов, причем гладкая сторона была даже более подверженной бактериальному росту (рис. 2, *б*). Волокна эндопротезов из полипропилена отечественного производства были практически полностью покрыты биопленкой (рис. 2, *в*). Существенно меньшей была площадь биопленки на волокнах флексилена, унифлекса и на легкой импортной сетке (рис. 2, *г*). Колонизация сеток составила в среднем 2,52 балла: из полипропилена — 3,67, из реперена — 3,27, из флексилена — 2,5, из унифлекса — 1,33, из импортного легкого полипропилена — 0,5 ($p=0,046$).

В серии опытов с культурой *St. epidermidis* выявлены следующие факты (рис. 3). Бактериальный рост на лег-

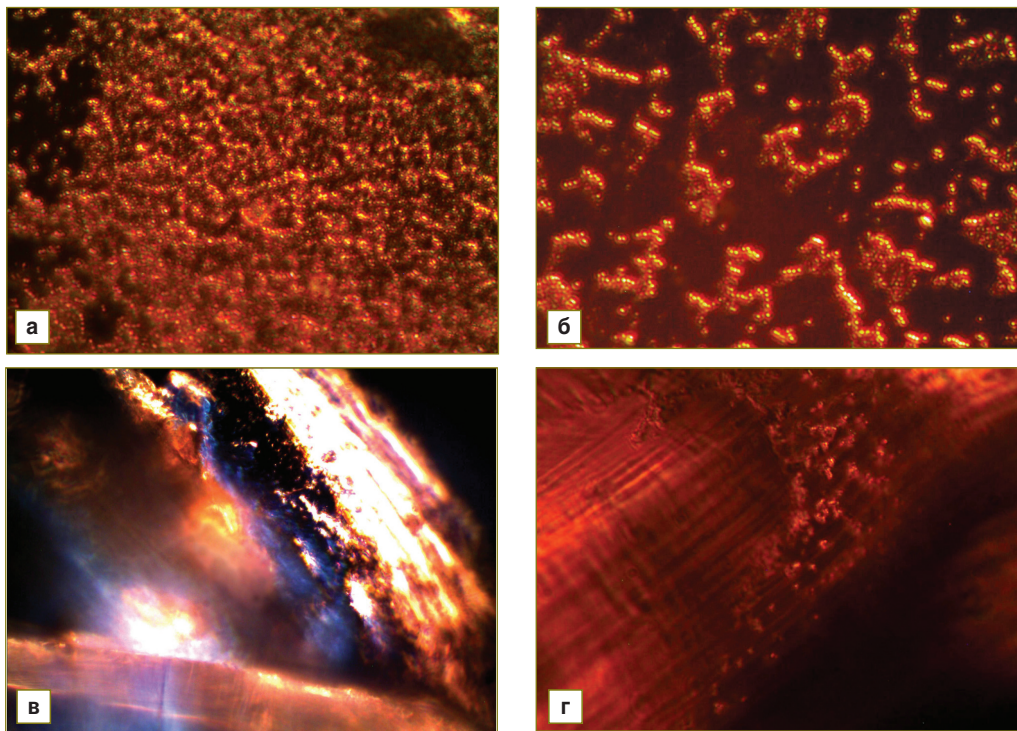


Рис. 2. Контаминация синтетических эндопротезов *St. aureus*: а — биопленка на поверхности эндопротеза из реперена 1-го типа; б — кластеры на эндопротезе из реперена 2-го типа; в — биопленка на поверхности волокон полипропилена; г — участок биопленки на волокне легкой полипропиленовой сетки

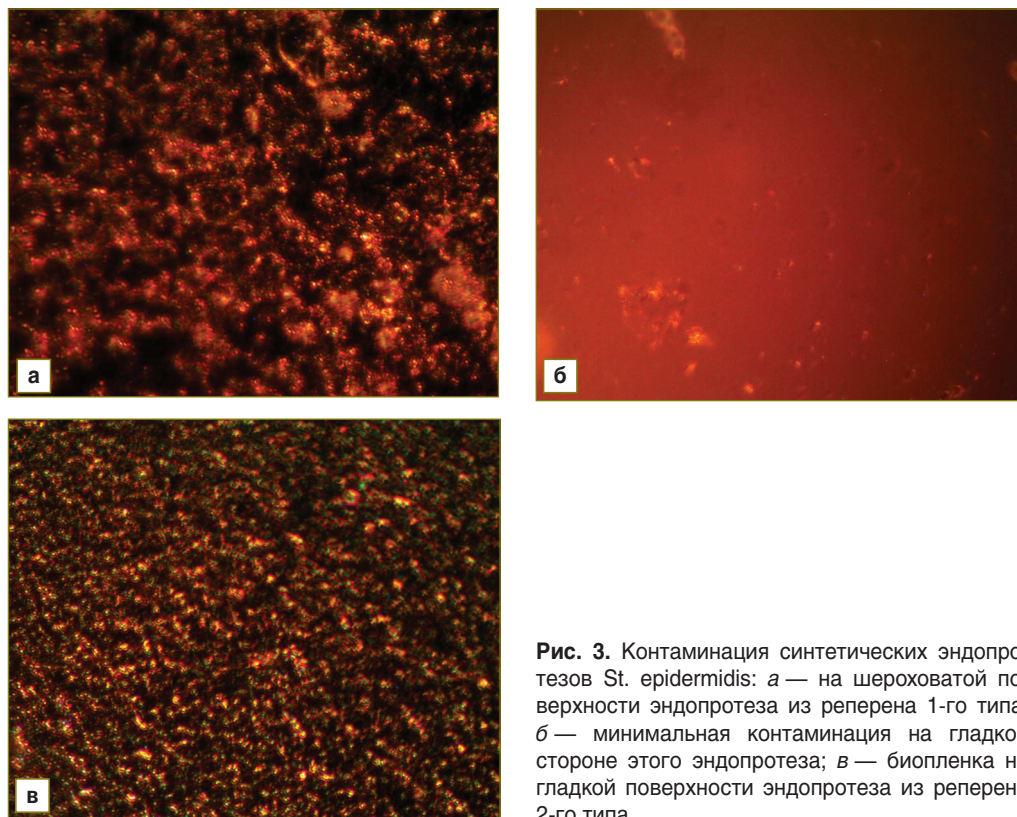


Рис. 3. Контаминация синтетических эндопротезов *St. epidermidis*: а — на шероховатой поверхности эндопротеза из реперена 1-го типа; б — минимальная контаминация на гладкой стороне этого эндопротеза; в — биопленка на гладкой поверхности эндопротеза из реперена 2-го типа

кой полипропиленовой сетке варьировал от единичных колоний до плотного заселения стафилококками поверхности эндопротеза. Более выраженная контаминация

отмечена на флексилене и унифлексе. На полипропиленовых волокнах также формировалась биопленка, но плотность бактерий была меньше, чем в опыте с

культурой *St. aureus*. На шероховатой поверхности эндопротеза из реперена 1-го типа визуализирована типичная биопленка (рис. 3, а), на гладкой — контаминации практически не было (рис. 3, б). В то же время на шероховатой поверхности реперена 2-го типа — обнаружено множество бактериальных кластеров, на гладкой — типичная биопленка *St. epidermidis* (рис. 3, в). Колонизация сеток составила в среднем 2,02 балла: плетеных сеток из полипропилена и унифлекса — 1,53, из реперена — 2,5 ($p=0,044$).

Обсуждение. Полученные результаты не противостоят имеющимся литературным данным [11, 21]. В нашей работе *in vitro* подтверждены феномен бактериального роста *Ps. aeruginosa*, *St. aureus*, *St. epidermidis* на макропористых сетчатых эндопротезах и формирование биопленки на каждом из исследованных материалов в течение 48 ч. И если это критически важное время для периперационной антибиотикопрофилактики будет упущено, дальнейшая борьба с инфекцией становится малоэффективной, так как на имплантате сформируется биопленка. Некоторые авторы [25] указывают, что в последующем *in vivo* вокруг инфицированного эндопротеза образуется соединительнотканная капсула, но биопленка уже не исчезает. В нашем эксперименте установлено, что способность образовывать биопленку на синтетических эндопротезах у *Ps. aeruginosa* максимальная — 2,85, у *St. epidermidis* — слабее, 2,02 ($p=0,027$). Эти результаты частично согласуются с данными других авторов [17, 21]. С другой стороны, различие между колонизацией сетки *Ps. aeruginosa* и *St. aureus* не является статистически значимым ($p=0,46$).

Зависимость формирования биопленки микроорганизмами от материала, структуры, рельефа поверхности эндопротеза в литературе отмечена [12, 21, 23]. Однако наше исследование показало, что она существенно отличается для разных микроорганизмов. Например, *Ps. aeruginosa* значительно слабее контаминирует легкие полипропиленовые сетки, чем любые другие, для штаммов *St. epidermidis* такой градации нет. *Ps. aeruginosa* интенсивнее заселяет сетки из стандартного полипропилена, чем гладкую поверхность эндопротеза из реперена, в то же время опыты с культурой *St. epidermidis* продемонстрировали обратное явление. Мы не рассматриваем полученные результаты как неоспоримые закономерности, так как при этом следует учитывать также присущее бактериям внутривидовое (штаммовое) разнообразие свойств, в том числе способности формировать биопленки.

Заключение. На поверхности макропористых синтетических эндопротезов в условиях бактериальной контаминации *in vitro* в течение 48 ч формируются бактериальные биопленки. Наибольшей способностью к этому обладает *Pseudomonas aeruginosa*, меньшими — *Staphylococcus aureus*, *Staphylococcus epidermidis*. Данный феномен может являться предпосылкой для развития ряда осложнений, как в ближайшем, так и в отдаленном послеоперационном периоде. Экспериментальные данные свидетельствуют о том, что образование биопленки представляет собой универсальный механизм инфицирования сетки, который может быть реализован

на любом эндопротезе. Его особенности в конкретном случае зависят от материала, типа эндопротеза, микрорельефа его поверхности, штамма микроорганизма. Для выполнения операций с применением синтетических материалов в условиях бактериальной контаминации необходимо разрабатывать особые эндопротезы, которые были бы способны противодействовать колонизации и образованию биопленки.

Литература

1. Егиев В.Н., Лядов К.В., Воскресенский П.К. Атлас оперативной хирургии грыж. М: Медпрактика-М; 2003; 228 с.
2. Crovella F., Bartone G., Fei L. Incisional hernia. Berlin: Springer; 2007; 261 с.
3. Цверов И.А., Базаев А.В. Хирургическое лечение больных с вентральными грыжами: современное состояние вопроса. *Соврем технол мед* 2010; 4: 122–127.
4. Franclin M., Portillo G. The laparoscopic treatment of hernias presenting as an emergency, long term follow up. *Hernia* 2009; 1(13): 54.
5. Десятникова И.Б., Сидоров М.А., Берлин А.С. Способ лечения эвентрации в гнойную рану. *Научно-медицинский вестник Центрального Черноземья* 2007; 29: 104–105.
6. Кукош М.В., Гомозов Г.И., Разумовский Н.К. Ущемленная грыжа. *Ремедиум Приволжье* 2008; 6: 7–10.
7. Митин С.Е. Дифференцированный подход к применению новых технологий при оперативном лечении паховых грыж. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. СПб; 2008.
8. Гогия Б.Ш., Адамян А.А., Аляутдинов Р.Р. Лечение послеоперационных вентральных грыж, осложненных гнойным процессом. *Альманах Института хирургии им. А.В. Вишневского* 2008; 2(1): 114.
9. Galun D., Milicevic M., Bulajic P. Delayed and late mesh infections after inguinal hernia repair. *Hernia* 2011; 15(2): 50.
10. Tsirlina V.B., Klima D.A., Dacey K.T. Cost analysis of wound complications after ventral hernia repair. *Hernia* 2011; 15(2): 53.
11. Суковатых Б.С., Нетяга А.А., Праведникова Н.В., Валуйская Н.М. Морфологические особенности течения раневого процесса при контакте полипропиленового эндопротеза с неинфицированной и инфицированной мочой. В кн.: *Материалы 7-й конференции «Актуальные вопросы герниологии»*. М; 2010; с. 222–225.
12. Федоров И.В., Чугунов А.Н. Протезы в хирургии грыж: столетняя эволюция. *Герниология* 2004; 2: 45–53.
13. Самсонов А.А. Атензионная аллопластика как метод выбора в оперативном лечении ущемленных вентральных грыж. *Вестник Российской военно-медицинской академии* 2009; 1(25): 876–877.
14. Паршиков В.В., Самсонов А.А., Самсонов А.В. Первый опыт превентивной атензионной пластики передней брюшной стенки. В кн.: *Раны и раневая инфекция. Мат. Всерос. конф. общих хирургов*. Ярославль; 2007; с. 354–355.
15. Федаев А.А., Сидоров М.А., Федоровцев В.А., Десятникова И.Б. Способ профилактики грыж параумбиликальной области после лапароскопической холецистэктомии. *Научно-медицинский вестник Центрального Черноземья* 2007; 29: 198–199.
16. Паршиков В.В., Лазарев И.Ю., Фирсова В.Г. и др. Лапаростомия при разлитом перитоните. Опыт применения специального полимерного покрытия из реперена. В кн.: *Сб. мат. 11-го съезда хирургов России*. Волгоград; 2011; с. 542.
17. Пострелов Н.А., Афиногенов Г.Е., Базин И.Я. Обоснование клинического применения для герниопластики сетчатых эндопротезов с антимикробными свойствами. *Вестник хирургии им. И.И. Грекова* 2009; 168(6): 21–24.
18. Saygun O., Agalar C., Aydinuraz K. Gold and gold-palladium coated polypropylene grafts in a *S. epidermidis* wound infection model. *J Surg Res* 2006; 131(1): 73–79.
19. Engelsman A.F., van der Mei H.C., Ploeg R.J., Busscher H.J. The

- phenomenon of infection with abdominal wall reconstruction. *Biomaterials* 2007; 28(14): 2314–2327.
20. Resliński A., Mikucka A., Szymkowski J. In vivo biofilm on the surface of a surgical mesh implant. *Pol J Microbiol* 2009; 58(4): 367–369.
 21. Engelsman A.F., van der Mei H.C., Busscher H.J., Ploeg R.J. Morphological aspects of surgical meshes as a risk factor for bacterial colonization. *Br J Surg* 2008; 95(8): 1051–1059.
 22. Diaz-Godoy A., Garcia-Urena M.A., Lopez-Monclus J. Searching for the best polypropylene mesh to be used in bowel contamination. *Hernia* 2011; 15: 173–179.
 23. Aydinuraz K., Apalar C., Apalar F. In vitro *S. epidermidis* and *S. aureus* adherence to composite and lightweight polypropylene grafts. *J Surg Res* 2009; 157(1): 79–86.
 24. Лядов В.К. Сравнительная оценка материалов для внутрибрюшинного размещения при лечении грыж передней брюшной стенки. Экспериментально-клиническое исследование. Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М; 2010.
 25. Buret A., Ward K.H., Olson M.E., Costerton J.W. An in vivo model to study the pathobiology of infectious biofilms on biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res* 1991; 25(7): 865–874.
- ### References
1. Egiev V.N., Lyadov K.V., Voskresenskiy P.K. *Atlas operativnoy khirurgii gryzh* [Atlas of operative surgery of hernias]. Moscow: Medpraktika-M; 2003; 228 p.
 2. Crovella F., Bartone G., Fei L. Incisional hernia. Berlin: Springer 2007; 261 p.
 3. Tsverov I.A., Bazaev A.V. *Sovrem Tehnol Med* 2010; 4: 122–127.
 4. Franclin M., Portillo G. The laparoscopic treatment of hernias presenting as an emergency, long term follow up. *Hernia* 2009; 1(13): 54.
 5. Desyatnikova I.B., Sidorov M.A., Berlin A.S. *Naucno-Med Vestn Cent Cernozem* 2007; 29: 104–105.
 6. Kukosh M.V., Gomofov G.I., Razumovskiy N.K. *Remedium Privolzh'e* 2008; 6: 7–10.
 7. Mitin S.E. *Differentsirovanny podkhod k primeneniyu novykh tekhnologiy pri operativnom lechenii pakhovykh gryzh*. Avtoref. dis. ... kand. med. nauk [Differential approach to the utilization of technology in operative treatment of inguinal hernias. Abstract of Dissertation for the degree of Candidate of Medical Science]. Saint Petersburg; 2008.
 8. Gogiya B.Sh., Adamyan A.A., Alyautdinov R.R. *Al'manakh Instituta khirurgii im. A.V. Vishnevskogo* 2008; 2(1): 114.
 9. Galun D., Milicevic M., Bulajic P. Delayed and late mesh infections after inguinal hernia repair. *Hernia* 2011; 15(2): 50.
 10. Tsirlina V.B., Klima D.A., Dacey K.T. Cost analysis of wound complications after ventral hernia repair. *Hernia* 2011; 15(2): 53.
 11. Sukovatykh B.S., Netyaga A.A., Pravednikova N.V., Valuyskaya N.M. *Materialy 7 konferentsii "Aktual'nye voprosy gerniologii"* [Proceeding of the 7th Conference "Current herniology issues"]. Moscow; 2010; p. 222–225.
 12. Fedorov I.V., Chugunov A.N. *Hernia* 2004; 2: 45–53.
 13. Samsonov A.A. *Vest Ross Voen-Med Akad* 2009; 1(25): 876–877.
 14. Parshikov V.V., Samsonov A.A., Samsonov A.V. Rany i ranevaya infektsiya. Mat. Vser. konf. obshchikh khirurgov. [Wounds and wound infection. Proceedings of All-Russian Conference of Surgeons]. Yaroslavl; 2007; p. 354–355.
 15. Fedaev A.A., Sidorov M.A., Fedorovtsev V.A., Desyatnikova I.B. *Naucno-Med Vestn Cent Cernozem* 2007; 29: 198–199.
 16. Parshikov V.V., Lazarev I.Yu., Firsova V.G. et al. *Sb. mat. 11-go s'ezda khirurgov Rossii* [Collection of proceedings of the 11th Congress of Russian surgeons]. Volgograd; 2011; p. 542.
 17. Postrelov N.A., Afinogenov G.E., Bazin I.Ya. *Vestn Hir Im II Grekova* 2009; 168(6): 21–24.
 18. Saygun O., Agalar C., Aydinuraz K. Gold and gold-palladium coated polypropylene grafts in a *S. epidermidis* wound infection model. *J Surg Res* 2006; 131(1): 73–79.
 19. Engelsman A.F., van der Mei H.C., Ploeg R.J., Busscher H.J. The phenomenon of infection with abdominal wall reconstruction. *Biomaterials* 2007; 28(14): 2314–2327.
 20. Resliński A., Mikucka A., Szymkowski J. In vivo biofilm on the surface of a surgical mesh implant. *Pol J Microbiol* 2009; 58(4): 367–369.
 21. Engelsman A.F., van der Mei H.C., Busscher H.J., Ploeg R.J. Morphological aspects of surgical meshes as a risk factor for bacterial colonization. *Br J Surg* 2008; 95(8): 1051–1059.
 22. Diaz-Godoy A., Garcia-Urena M.A., Lopez-Monclus J. Searching for the best polypropylene mesh to be used in bowel contamination. *Hernia* 2011; 15: 173–179.
 23. Aydinuraz K., Apalar C., Apalar F. In vitro *S. epidermidis* and *S. aureus* adherence to composite and lightweight polypropylene grafts. *J Surg Res* 2009; 157(1): 79–86.
 24. Lyadov V.K. *Sravnitel'naya otsenka materialov dlya vnutribryushinogo razmeshcheniya pri lechenii gryzh peredney bryushnoy stenki. Eksperimental'no-klinicheskoe issledovanie. Avtoref. dis. ... kand. med. nauk* [Comparative assessment of materials for intraperitoneal arrangement in treating hernias of anterior abdominal wall. Experimental and clinical study. Abstract of Dissertation for the degree of Candidate of Medical Science]. Moscow; 2010.
 25. Buret A., Ward K.H., Olson M.E., Costerton J.W. An in vivo model to study the pathobiology of infectious biofilms on biomaterial surfaces. *J Biomed Mater Res* 1991; 25(7): 865–874.