

УДК 616–007.43:617–089.843

© Колектив авторів, 2013

ЕВОЛЮЦІЯ ТРАНСПЛАНТАНТІВ У ГЕРНІОЛОГІЇ ТА ШЛЯХИ ЇХ ВДОСКОНАЛЕННЯ

С. Г. Гривенко, В. С. Пикалюк, А. С. Хатіпов, Є. А. Журавель

Кафедра нормальної анатомії (зав. – проф. В. С. Пикалюк) та кафедра хірургії № 2 (зав. – проф. Ф. М. Ільченко), ДУ «Кримський державний медичний університет імені С. І. Георгієвського». 95006 Україна, м. Сімферополь, бул. Леніна 5/7. E-mail: pikaluk@ukr.net

EVOLUTION OF GRAFTS IN HERONTOLOGY AND WAYS OF THEIR IMPROVEMENT
S. G. Gryvenko, V. S. Pikaluk, A. S. Hatipov, E. A. Zhuravel

SUMMARY

The article describes morden literature data on grafts used in herniology. Advanteges and disadvantages of modern mesh materials have been analysed. There have been suggested the ways of their improvement according to the requirements to the mesh grafts for hernioplasty.

ЭВОЛЮЦИЯ ТРАНСПЛАНТАНТОВ В ГЕРОНТОЛОГИИ И ПУТИ ИХ УСОВЕРШЕНСТВОВАНИЯ
С. Г. Гривенко, В. С. Пикалюк, А. С. Хатипов, Е. А. Журавель

РЕЗЮМЕ

В статье приведены современные литературные данные по трансплантатам, используемые в герниологии. Проведен анализ преимуществ и недостатков сетчатых материалов, используемых в настоящее время. Предложены пути их усовершенствования согласно требованиям, предъявляемым к сетчатым имплантатам для герниопластики.

Ключові слова: геронтологія.

Проблема хірургічного лікування гриж черевної стінки існує протягом багатьох століть [7–11, 53, 38]. Покращенню наслідків лікування гриж сприяли дослідження анатомо-функціональних особливостей черевної стінки, відкриття нових, патогенетично обумовлених методів пластики та, що особливо важливо, створення сучасних синтетичних матеріалів, які зробили переворот у герніопластиці [1, 4, 17, 28, 36]. Ідея використання трансплантатів у хірургії гриж була потужним стимулом для подальших наукових досліджень [5, 22, 29, 47, 53]. У зв'язку з цим доречно привести крилатий вислів, який належить Т. Billroth: «Якщо було б можливо штучно створити тканину, яка по щільності та міцності нагадувала б фасції та сухожилки, то секрет радикального лікування гриж було б знайдено!» [9].

Історія використання алопластичних матеріалів нараховує понад 100 років [1, 27, 31, 35, 47]. Проте, слід відмітити, що протягом тривалого часу відношення до використання алотрансплантатів у лікуванні гриж було стриманим [4, 10, 57, 40, 49]. Ця обставина пов'язана, в першу чергу, у зв'язку з відсутністю біологічно інертного синтетичного матеріалу, який би не приводив до таких проблем, як рецидиви, відторгнення, алергічні реакції та сенсibiлізація, а також руйнація самого матеріалу [6, 11, 26, 52, 60]. На сьогодні накопичено значний експериментальний та клінічний матеріали по застосуванню різноманітних пластичних матеріалах у герніології [32, 36, 58, 42, 61].

На сучасному етапі розвитку герніології існує близько 90 різних біологічно сумісних допоміжних

пластичних матеріалів, які широко використовуються у хірургічному лікуванні усіх різновидів гриж живота [9, 17, 24, 48, 49]. Ускладнення, які пов'язані з використанням сучасних сіток, зустрічаються рідко, але підтверджують той факт, що «ідеального» допоміжного пластичного матеріалу для герніопластики поки що не синтезовано [8, 50, 58, 42]. Вимоги, які ставляться до сітчастих імплантатів для герніопластики були обґрунтовані *Cumberland* і *Scales* включають: біологічну та хімічну інертність; відсутність фізичної модифікації під дією тканинних рідин; неканцерогенність; відсутність запальної реакції чи реакції на стороннє тіло; відсутність алергії; можливість набувати потрібної форми; здатність вrostати і забезпечувати адекватну тканинну репарацію та загоєння; не змінювати рухливість м'язів черевної стінки; забезпечувати механічно міцне закриття дефекту черевної стінки; не викликати зрощень з внутрішніми органами; легко різатися; піддаватися стерилізації; бути недорогим [37, 55].

Більшість сучасних допоміжних пластичних матеріалів для герніопластики не в повному обсязі відповідають цим вимогам, але дають хороші результати, які в основному задовольняють хірургів і пацієнтів. Вони поділяються на два основних типи: синтетичні та біологічні; на ті, що розсмоктуються, не розсмоктуються, а також, ті, що розсмоктуються частково [22, 24, 30].

У залежності від виду матеріалу, сітчасті імплантати поділяють на три основні групи: поліпропіленові (ПП), поліестерні (ПЕ) та політетрафторетиленові з розширеного політетрафторетилену (еПТФЕ). За

структурою ниток сітчасті імпланти поділяють на монофіламентні та поліфіламентні. В залежності від питомої ваги основного полімера сітчасті імпланти поділяють на так звані «важкі» та «легкі». Питома вага «легких» сіток складає 25–30 г/м², «важких» — досягає 80–85 г/м². «Важкі» сітки виготовляють з маленькими порами (менше 10 мкм). Вони гарантують максимальну механічну міцність силою 100 Н/см². «Легкі» сітки виготовляють з великими порами (більше 75 мкм). Міцність їх на розрив відповідає міцності місцевих тканин силою 16–32 Н/см². При імплантації «важкої» сітки формується максимальна кількість мало еластичної рубцевої тканини, а при імплантації «легких» сіток за рахунок низької питомої ваги та великих пор формується достатньо еластичний сітчастий рубець [41, 43, 51, 34, 60].

Окремо виділяють композитні сітки, які містять декілька складових: поліпропілен та інший матеріал (колаген, монокріл, еПТФЕ, гіалуронат, регенована целюлоза та ін.), що не викликає інтенсивної проліферативної реакції тканин черевної стінки та зрощень між сіткою і внутрішніми органами [30, 41].

У залежності від розміру пор сітчасті імпланти поділяють на мікропористі (менше 10 мкм), середньопористі (10–75 мкм) та макропористі (більше 75 мкм). Мікропористі імпланти (розмір пор менше 10 мкм) з розширеного політетрафторетилу (еПТФЕ) не викликають інтенсивної проліферативної реакції, переважно інкапсулюються та не проростають сполучною тканиною. Такі сітки не викликають зрощень з внутрішніми органами та використовуються для інтраабдомінального розміщення. Крім цього, окремо, виділяють макропористі монофіламентні сітки, які за рахунок великих пор (більше 75 мкм) добре проникливі для фібробластів і макрофагів, а також за рахунок монониток не імплантують мікроорганізми та добре проростають сполучною тканиною. Макропористі монофіламентні поліпропіленові сітки з жорсткими краями та збереженою формою (Hernimesh, Bard, Atrium та ін.) розміщують в тканинах черевної стінки без фіксації. Макропористі сітки з мультифіламентними нитками (Mersilen, MucroMesh, Surgipro-multifilament та ін.) за рахунок мультифіламентних ниток мають значно більшу схильність до інфікування у зв'язку з тим, що мікроорганізми проникають між волокнами ниток [30, 48, 42, 34, 62].

Біологічні допоміжні пластичні матеріали, що розсмоктуються

В основі цих матеріалів лежить колагенова матриця, яка виготовляється із тканин свині та трупної шкіри людини. Ці матеріали розсмоктуються частково, забезпечуючи міграцію фібробластів пацієнта до самого матеріалу з відкладенням колагену та утворенням нової фасції. Дослідження показали, що опори з екстрацелюлярної матриці швидко піддаються деструкції, асоціюючись із ремодельованням тканин з

міцністю, яка перевищує міцність нативних тканин. Ці матеріали реалізують нову концепцію в герніопластиці. *Surgisis (COOKSURGICAL)* є колагеновим матричним матеріалом в один, чотири (*SurgisisES*) чи вісім (*SurgisisGold*) шарів із підслизової оболонки кишечника свині. Одношаровий матеріал є надто тонким, щоб його використовувати для герніопластики. Чотирьох- і восьмишаровий — призначений для лікування пахвинних, післяопераційних гриж живота та стравохідного отвору діафрагми. Колагенова матриця цього матеріалу проростає фібробластами і у такий спосіб утворюється «неофасція», яка заміщує сполучнотканинний дефект. *Petacool (COVIDIEN)* виробляють з дермального колагену свині. При імплантації в тканини черевної стінки він добре проростає фібробластами і заміщується нативною тканиною. Використовується для герніопластики та лікування нориць прямої кишки. Перед використанням його змочують фізіологічним розчином. *Alloderm (LIFECCELL)* виробляється з трупної шкіри людини. Як і два вище згаданих матеріали, він добре заміщується сполучною тканиною, а перед використанням його також змочують фізіологічним розчином. *Туполаст (БІОІМПЛАНТ)* — виробляють з трупних тканин (тверда мозкова оболонка, широка фасція стегна). Після спеціальних методів обробки, біоімплантанти зберігають незмінну фізичну та біохімічну колагенову структуру, характерну для даного виду тканин. Крім цього, вони не несуть у своїй структурі антигенну інформацію, апірогенні і не містять залишків консервантів у готовому продукті, мають високу гнучкість та міцність, перебудовуються у власну сполучну тканину реципієнта, володіють кровозупинною функцією, непроникні для рідин організму, зберігаються п'ять років при кімнатній температурі [30].

Синтетичні сітчасті пластичні матеріали, що не розсмоктуються

До цієї групи матеріалів входять вироби з поліпропілену, поліестеру, розширеного політетрафторетилу (еПТФЕ) та виготовлені з них композитні матеріали. Сітчасті матеріали цієї групи використовуються для хірургічного лікування гриж живота усіх різновидів [30,41].

Поліпропіленові сітки

Prolene (ETHICON) — монофіламентна поліпропіленова сітка. Розміри сітки 6×11 см, 15×15, 30×30 см, використовується для герніопластики усіх різновидів гриж черевної стінки [13,54,43,44]. *Проленова система (ProleneHerniaSystem (PHS) (ETHICON)* використовується для хірургічного лікування пахвинних гриж, зокрема, для укріплення внутрішнього кільця та дна пахвинного каналу. Значно знижує вірогідність рецидивів за рахунок подвійного укріплення задньої стінки пахвинного каналу і володіє надійністю при пластці за Ліхтенштейном [2, 46]. *ProLite (ATRIUM)* — монофіламентна

«легка» поліпропіленова сітка. Перша тонкостінна низькопрофільна сітка з лазерною обробкою країв. Характеризується ефективністю клінічного використання, надзвичайною міцністю плетіння, ідеальною гнучкістю та здатністю до прилягання. Середній розмір пор 80 мкм, питома вага 85 г/м². *Angimesh (ANGIOLOGICA)* — монофіламентна поліпропіленова сітка виробляється в трьох варіантах, які відрізняються товщиною і плетінням сіток. *ProLiteULTRA (ATRIUM)* — монофіламентна «легка» поліпропіленова сітка. Характеризується хорошою гнучкістю та здатністю до прилягання. Середній розмір пор 75 мкм. Питома вага 50 г/м². *Поліпропіленова сітка PPM-403 (OPUSMED®)*. «Легка» монофіламентна поліпропіленова сітка з широкими порами. Добре проростає сполучною тканиною. Має хороші маніпуляційні якості. Може використовуватися як при відкритих, так і при лапароскопічних операціях. Питома вага — 47 г/м², розривне навантаження — не менше 100 Н/м². *Parietene (COVIDIEN) i Biomes (COUSIN)* — монофіламентні матеріали із поліпропілену, які мають тримірне плетіння. *Parietene (COVIDIEN)* монофіламент — поліпропілен з питомою вагою 87 г/м². Використовують для відкритої та лапароскопічної герніопластики. *Parietene Light* монофіламент (PPL) (COVIDIEN) — «легка» монофіламентна поліпропіленова сітка з питомою вагою 38 г/м². Використовується для відкритої та лапароскопічної алогерніопластики пахвинних та невеликих вентральних гриж. *Parietene ProGrip (PPG, PPD) (COVIDIEN)* — поліпропілен та полімолочна кислота. Відкрита герніопластика пахвинних і малих вентральних гриж без фіксації. Полімолочна кислота утворює мікрогачки на всій нижній поверхні сітки, які забезпечують фіксацію її до тканин без підшивання [19, 30]. *Surgipro (SPMM) (COVIDIEN)* — монофіламентна поліпропіленова сітка. Пізніше було випущено сітку другого покоління *Surgipro (SPM)* — мультифіламентна сітка з питомою вагою 95 г/м² [30].

Група, так званих, «хірургічних сіток»

Хірургічна сітка BardMesh- монофіламентна сітка із поліпропілену. Структура в'язання дозволяє розтягувати сітку в обох напрямках, що забезпечує її оптимальне розташування та фіксацію. Використовується для герніопластики пахвинних та післяопераційних гриж живота. *Хірургічна сітка Bard Soft* є легкою сіткою із монофіламентного поліпропілену із широкими порами. Вона на 60% легша, у порівнянні з поліпропіленовою сіткою Bard Mesh, та має тонкий низький профіль, що сприяє оптимальному її розташуванню в тканинах черевної стінки. *Хірургічна сітка PerFix® Plug* є тривимірною сіткою у формі бутона («plug»), що має зовнішній та внутрішній шари. Даний імплантат складається з монофіламентного поліпропілену та використовується при відкритих операціях з приводу пахвинних та стегнових гриж. PerFix® Plug розміщується у преперитонеальному

просторі, де, в залежності від методики, зовнішні або внутрішні «пелюстки» сітки шовним матеріалом пришиваються до апоневрозу, м'язів та зв'язок. В комплекті з PerFix® Plug також є плоска сітка Bard Mesh з отвором для сім'яного канатика, яка розташовується над бутонем та не пришивається до тканин, а лише зшиваються її кінці один з одним. *Хірургічна сітка 3DMax* вироблена із плетених поліпропіленових монониток. Вона спеціально розроблена для лапароскопічної пахвинної герніопластики, повністю співпадає з анатомією пахвинної області, а дугоподібна форма робить її розташування легким. На хірургічній сітці 3DMax є маркер із монониток (M) та стрілка для полегшення розташування. Знак «M» вказує на медіальний край хірургічної сітки. Завдяки формі та жорсткій структурі граней, в більшості випадків може встановлюватись без фіксації. *Rebound HRD* — поліпропіленова сітка з нітіноловим каркасом. Використовується для відкритої та лапароскопічної алогерніопластики пахвинних гриж та післяопераційних гриж живота. Нітіноловий каркас підтримує постійну форму сітчастого імплантата, легко піддається згинанню, після якого сітка набуває своєї постійної форми. Така сітка не потребує додаткової фіксації, що значно полегшує хірургічне втручання. Як і на попередній сітці, знак «M» вказує на медіальний край хірургічної сітки. Завдяки формі та жорсткій структурі граней у більшості випадків може встановлюватись без фіксації [30].

Поліестерні сітки -виготовлені із поліестерних (лавсанових) комплексних ниток.

Еслан (Лінтекс) — відрізняється м'якістю та добрим моделюванням, біостабільністю, міцністю та еластичністю. *Biomes A1 i A3 (COUSIN)* є багатонитчастими сітчастими імплантатами різного в'язання. Сітка A1 міцніша на розтягування, у порівнянні з A3. Сітку A1, окрім герніопластики, використовують також в разі ректального або сечостатевого пролапсу. *Mersilene (ETHICON)* — поліестерна сітка, яка використовується впродовж багатьох років для хірургічного лікування гриж живота усіх різновидів. Поліестерна сітка *ParietexTET (COVIDIEN)* випускається також, як попередньо сформований сітчастий імплантат для хірургічного лікування пахвинної грижі [26, 30, 54].

Допоміжні пластичні матеріали із розширеного політетрафторетилену

Dualmesh (GORE-TEX) — допоміжний пластичний матеріал з еПТФЕ другого покоління. Він має дві поверхні, одна з яких гладенька і має проміжки в 3 мкм; інша — має вигляд вельвету з відстанню між рубчиками в 150 мкм. Цей матеріал зроблено так, щоб гладенька сторона була розміщена до внутрішніх органів, попереджучи зрощення з кишкою, а шорсткувата — до м'язово-апоневротичних тканин. Дослідження показали, що проникнення фібробластів і наступне відкладення колагену захо-

плюс весь матеріал, окрім гладенької його поверхні. Сітка Dualmesh буває товщини 1–2 мм і може бути імпрегнована сріблом з хлоргексидином для зниження ризику інфекції і має назву як Dualmesh Plus. Dualmesh товщиною 1,5 мм наділена отворами, які забезпечують більшу пенетрацію фібробластів та інших клітин через матеріал. *Mycromesh (GORE-TEX)* — двостороння сітка з eПТФЕ, одна поверхня якої становить 3 мкм, а інша — 17–22 мкм. Зовнішня поверхня сітки текстурована перфоративними отворами. *Mycromesh Plus* відрізняється від сітки *Mycromesh* додаванням срібла та хлоргексидину. *Rebound HRD V* — політетрафторетиленова сітка з нітіноловим каркасом, використовується для відкритої та лапароскопічної алогерніопластики пупкових та післяопераційних гриж живота. Нітіноловий каркас підтримує постійну форму сітчастого імплантата, легко піддається згинанню, після якого сітка набуває своєї постійної форми. Усі сітки з розширеного політетрафторетилену (eПТФЕ) призначені для відкритої та лапароскопічної герніопластики з внутрішньочеревним їх розміщенням. Вони не викликають зрощень з кишечником та іншими органами черевної порожнини [30,39].

Композитні сітки, які складаються із декількох шарів і містять інтегральну розсмоктувальну частину. Саме цей шар, що розсмоктується, представлений плівкою, яка покриває звичайну поліпропіленову або поліестерну сітку і захищає від зрощень із кишечником при підочеревинному розташуванні. *Proceed (ETHICON)* — містить поліпропілен, який покритий з двох сторін оболонкою із ПДС II (полідіоксанова полімерна плівка), та із однієї сторони регенованою целюлозою. Сторона сітки, яка вкрита шаром окисленої регенованої целюлози, розміщується в бік черевної порожнини і забезпечує антиадгезивний ефект, розсмоктується через 7–14 днів шляхом гідролізу. *Parietexcomposite (COVIDIEN)* — поліестерний матеріал, що не розсмоктується, покритий гідрофільним шаром з суміші окисленого ателоколагену типу I, поліетиленгліколю та гліцерину, який розсмоктується. *Physiomes (ETHICON)* — складається з поліпропілену з великими порами, яка з двох сторін покрита монокрилом (poliglecarpone 25). Характеризується чудовою гнучкістю, зручністю при внутрішньочеревинному розташуванні. Зручна для використання в лапароскопічних та відкритих операціях при післяопераційних грижах живота. *SilPromesh (SURGICALIOC)* — поліпропіленовий ендопротез з силіконовою мембраною для герніопластики вентральних і пупкових гриж, вісцеральна сторона якої має силіконову мембрану, для запобігання утворення спайок. Пристінкова поверхня виготовлена із поліпропіленової плівки, яка сприяє фіброзному укріпленню черевної стінки. Ендопротез напівпрозорий і має розмітку для ідентифікації

центра органної поверхні. Макроперфорація забезпечує дренаж серозної рідини із оточуючих тканин під час операції та у післяопераційному періоді. *C-QURTM із плівковим покриттям 03FA (ATRIUM)* — поєднує у своїй конструкції поліпропіленову сітку ProLite™, виробництва компанії Atrium, і тканиннорозділяючий плівковий шар цілком натуральних жирних кислот омега-3 фармацевтичних марок. *Sepramesh (BARD)* — включає поліпропіленову сітку, яка покрита сформованою антиадгезивною плівкою Sepfilm, яка є комбінацією карбоксиметилцелюлози та гіалуронової кислоти. Цей шар сітки розсмоктується приблизно через 7 днів. *Vypro, Vypro II (ETHICON)* — поєднання поліпропілену та вікрилу. Після розсмоктування вікрилу, поліпропілен, залишаючись у тканинах, сприяє утворенню негрубої сполучної тканини та зменшує вірогідність виникнення ускладнень, що можуть бути пов'язані з імплантацією сітки. *Ultrapro (ETHICON)* відносять до нового покоління композитних легких сіток, яка складається з легкого моноволоконного поліпропілену з великими порами в 3 мм та моноволоконного монокрилу, який виробляють з сегментарного кополімера капролактону і гліколіда. Така комбінація призводить до зниження реакції тканин на «стороннє тіло», у порівнянні з простими легкими сітками з поліпропілену. Монокрил розсмоктується через 84–140 днів без вираженої запальної та фіброзної реакції. Сітка «Ultrapro» використовується для лікування гриж живота усіх різновидів, маючи значні переваги над важкими сітками (поліпропілен, мерсілен) в аспекті виникнення післяопераційних ускладнень. Для підочеревинного розміщення сітка «Ultrapro» не використовується. Система *ULTRAPRO Hernia System (UHS) (Ethicon)* — двошарова композитна система, яка використовується для лікування пахвинних гриж. Нижній шар системи розміщується надочеревинно, верхній — під сім'яним канатиком. *TiMesh (BIOMET)* — легка (35 г/м²) та екстралегка (16 г/м²) з великими порами, композитна сітка складається з поліпропілену, покритого тетаном, демонструючи високу біосумісність. Недоліком є низька межа міцності на розрив (12 Н/см²), тоді як мінімум складає 16 Н/см² [59]. *Флексилен (Лінтекс)* — ендопротез з унікальними фізико-механічними властивостям; Комбінація поліпропіленових та полівінілденфторидних монониток, дозволила досягти високих показників гнучкості у поєднанні зі стабільністю структури, що робить його зручним у маніпуляціях [25]. *Фторекс (Лінтекс)* — виготовлена із поліефірних (лавсанових) комплексних ниток з гідрофобним фторполімерним покриттям, відрізняючись повною відсутністю капілярності. Покриття підвищує біосумісність ендопротеза і забезпечує стійкість до інфікування при збереженні міцності, м'якості і чудового моделювання. Використання композитних

сіток для герніопластики за останні роки стає домінуючим, оскільки крім антиадгезивного ефекту при контакті з тканинами, вони викликають значно меншу запальну та фіброзну реакції, зменшуючи вірогідність виникнення інфекційних ускладнень, хронічного болю та демонструє більш фізіологічне відновлення черевної стінки. При цьому доведено переваги використання легких великопористих сіток над важкими з маленькими порами, що свідчить про перспективу розвитку цього напрямку алогерніопластики [12, 21, 30, 45].

Проте, найбільш суттєвим недоліком любого пластичного матеріалу, який використовується на сьогоднішній день, є прояви місцевого запального процесу у відповідь на імплантацію в організм чужерідного матеріалу. В зв'язку з цим, є необхідність у розробці синтетичних матеріалів, що викликають незначну запальну реакцію, при умові збереження задовільних характеристик по міцності та вартості виробництва. З цією метою було запропоновано використовувати у якості покриття для пластичних матеріалів фетальні фібробласти, безклітинний аутодермальний матрикс, мезенхімні стовбурові клітини [3, 6, 16, 20]. Вивчалась можливість використання ксеноперикарду та інших матеріалів [24, 63].

Доведено, що на поверхні макропористих синтетичних протезів в умовах бактеріальної контамінації *in vitro* протягом 48 годин формуються бактеріальні біоплівки [14]. Тому, при виконанні операцій із застосуванням синтетичних матеріалів в умовах бактеріальної контамінації, необхідно розробляти особливі ендпротези, які мали б властивість протидіяти колонізації та утворенню біоплівки. З цією метою, а також для профілактики місцевих запальних реакцій, деякі автори використовували обробку сітчастого імплантату ліпосомальноантибіотиковим комплексом, та використовували імплантати з антибактеріальними властивостями [5, 23]. Також запропоновано для обробки сітчастого імплантату використовувати протеоглікани, які отримують із ембріональної тканини. Перші експериментальні та клінічні результати свідчать про перспективність цієї методики [15].

Не втрачає своєї актуальності і розробка біологічних матеріалів, які б відповідали сучасним вимогам герніології. З'явилися повідомлення про експериментальне та клінічне випробування нового біоматеріалу з переважним вмістом еластину [18]. Накопичено перший клінічний досвід по застосуванню сітчастого матеріалу на основі титанового шовку. Сітка повністю інтегрується у тканини та не викликає відторгнення [22].

Підводячи підсумок аналізу літературних даних, необхідно зазначити, що пластичні матеріали, які сьогодні використовуються у герніології, на жаль не відповідають вимогам «ідеального» сітчастого імплантату, але вирішення цього питання дозволило б

значно покращити результати хірургічного лікування гриж передньої черевної стінки.

ЛІТЕРАТУРА

1. Адамян А. А. Путь аллопластики в герниологии и современные ее возможности / А. А. Адамян // Современные методы герниопластики и абдоминопластики с применением полимерных имплантатов: матер. I Междунар. конф. – М., 2003. – С. 15–16.
2. Алекберзаде А. В. Сравнительная оценка пластики пахового канала проленовой герниосистемой и по Lichtenstein / А. В. Алекберзаде // Хирургия. – 2009. – № 11. – С. 70–73.
3. Богдан В. Г. Культивирование мезенхимальных стволовых клеток жировой ткани на хирургических сетках / В. Г. Богдан // Герниология. – 2009. – № 3 (23). – С. 7.
4. Винник Ю. С. Оперативное лечение грыж передней брюшной стенки / Ю. С. Винник. – Красноярск, 2011. – 260 с.
5. Дзюбановський І. Я. Ускладнення після алогерніопластик післяопераційних вентральних гриж: шляхи вирішення проблеми / І. Я. Дзюбановський, В. І. П'ятночка // Український журнал хірургії. – 2009. – № 5. – С. 79–82.
6. Дубова Е. А. Морфологические изменения в зоне имплантации сетчатых эндпротезов, покрытых фибробластами: матер. I Междунар. конф. «Современные технологии и возможности реконструктивно-восстановительной и эстетической хирургии» / Е. А. Дубова, В. Н. Егиев, А. И. Щеголев // Альманах Института хирургии им. А. В. Вишневского. – 2008. – № 2 (1). – С. 26–27.
7. Егиев В. Н. Атлас оперативной хирургии грыж / В. Н. Егиев, К. В. Лядов, П. К. Воскресенский. – М.: Медпрактика — М, 2003. – 228 с.
8. Егиев В. Н. Ненатяжная герниопластика / В. Н. Егиев. – М: Медпрактика, 2000. – С. 62–67.
9. Жебровский В. В. Атлас операций при грижах живота / В. В. Жебровский, Ф. Н. Ильченко. – Симферополь: ЧП «Эльнинь», 2004. – 315 с.
10. Жебровский В. В. Хирургия грыж живота / В. В. Жебровский. – М.: МИА, 2005. – 400 с.
11. Жуковский В. А. Полимерные эндпротезы для герниопластики / В. А. Жуковский. – СПб.: Ескулап, 2011. – 104 с.
12. Иоффе А. Ю. Методика интраперитонеальной герниопластики с использованием композитной сетки Proceed / А. Ю. Иоффе, М. П. Захараш, Р. Абу-Шамсия // Герниология. – 2009. – № 3 (23). – С. 17.
13. Использование полипропиленовой сетки при пластике обширных дефектов брюшной стенки // Современные технологии медицины. – 2010. – № 4. – С. 96–97.
14. Исследование *in vitro* микробной биопленки на поверхности синтетических макропористых эндпротезов для пластики брюшной стенки / [В. В.

- Паршиков, И. В. Чоботар, В. А. Ходак, А. А. Самсонов] // Современные технологии медицины. –2012. – № 1. –С.15–20.
15. Лобанов С. А. Роль протеогликанов в трансплантационном морфогенезе / С. А. Лобанов, И. Х. Султанов, Н. С. Черепанов // Морфология. –2012. –Т. 141, № 3. –С.92–93.
16. Лядов В. К. Экспериментальное сравнительное исследование противоспаечных свойств полипропиленовых имплантатов с коллагеновым покрытием: матер. 1 Междунар. конф. «Современные технологии и возможности реконструктивно-восстановительной и эстетической хирургии» / В. К. Лядов, С. Ю. Богомазова, В. В. Феденко // Альманах Института хирургии им. А. В. Вишневского. –2008. –№ 2 (1). –С. 27.
17. Мамедов Р. А. Сравнительная оценка применения синтетических протезов при эндопротезировании передней брюшной стенки у больных с послеоперационными вентральными грыжами / Р. А. Мамедов // Украинський журнал хірургії. –2012. –№ 2. –С.35–39.
18. Морфологическое обоснование использования нового материала для трансплантации при герниопластике / [Р. Т. Нигматулин [и др.] // Морфология. –2012. –Т. 141, № 3. –С.113.
19. Ненатяжная герниопластика. Полурассасывающаяся самофиксирующаяся сетка Parietene™ ProGrip™: материалы Tусо Healthcare Group Lp. –2007. –С.127
20. Никольский В. И. Новые биологические материалы в герниологии / В. И. Никольский, В. А. Баулин, Е. В. Титова // Актуальные проблемы современного практического здравоохранения. –Пенза, 2010 –С.255.
21. Пепенин А. В. Роль и место сетки PROCEED при пластике вентральных грыж / А. В. Пепенин // Герниология. –2009. – Т.3, № 2. – С. 33–34.
22. Первый опыт пластики брюшной стенки эндопротезами из титанового шелка / [В. В. Паршиков [и др.] // Медицинский альманах. –2012. –№ 1. – С.107–110.
23. Пострелов Н. А. Обоснование клинического применения для герниопластики сетчатых эндопротезов с антимикробными свойствами / Н. А. Пострелов, Г. Е. Афиногенов, И. Я. Базин // Вестник хирургии им. И. И. Грекова. –2009. –Т.168, № 6. –С.21–24.
24. Пути улучшения эндопротезов для герниопластики послеоперационных вентральных грыж: матер. 1 Междунар. конф. «Современные технологии и возможности реконструктивно-восстановительной и эстетической хирургии.» / [С. Д. Тарбаев, А. А. Гостевский, А. С. Горелов, И. И. Жуковская] // Альманах Института хирургии им. А. В. Вишневского. –2008. –Т. 2, № 1. –С.21.
25. Сетчатые имплантаты из поливинилиденфторида в лечении грыж брюшной стенки / [В. М. Седов и др.] // Вестник хирургии им. И. И. Грекова. –2008. –№ 2. –С. 16–21.
26. Славин Л. Е. Осложнения хирургии грыж живота / Л. Е. Славин, И. В. Федоров, Е. И. Сигал. –М., 2005. –175 с.
27. Современные технологии в хирургии грыж передней брюшной стенки / [В. В. Паршиков [и др.] // Современные технологии медицины. –2009. –№ 1. –С.32–38.
28. Тимошин А. Д. Хирургическое лечение паховых и послеоперационных грыж брюшной стенки / А. Д. Тимошин, А. В. Юрасов, А. Л. Шестаков. – М.: «Триада Х», 2003. –144 с.
29. Федоров И. В. Протезы в хирургии грыж: столетняя эволюция / И. В. Федоров, А. Н. Чугунов // Герниология. –2004. –№ 2. – С. 45–53.
30. Фелештинський Я. П. Післяопераційні грижі живота / Я. П. Фелештинський. –К.: «Бізнес-Логіка», 2012. – 199 с.
31. Цверов И. А. Хирургическое лечение больных с вентральными грыжами: современное состояние вопроса / И. А. Цверов, А. В. Базаев // Современные технологии медицины. –2010. –№ 4. –С. 122–127.
32. Экспериментально — клиническое обоснование применения синтетического материала «Реперен» в хирургическом лечении грыж передней брюшной стенки / [Р. В. Романов. [и др.] // Нижегородский медицинский журнал. –2008. –№ 1. –С.53–59.
33. Экспериментальное обоснование и клиническое применение отечественного эндопротеза «Эсфил» для пластики брюшной стенки / [Б. С. Суковатых [и др.] // Вестник хирургии им. И. И. Грекова. –2004. –№ 7. –С. 47–50.
34. Biomechanical analysis of polypropylene prosthetic implants for hernia repair: an experimental study / [F. Sergent [et al.] // Am. J. Surg. –2010. –Vol. 200, № 3. –P. 406–412.
35. Bringman S. Hernia repair: the search for ideal meshes / S. Bringman // Hernia. –2010. – № 1. – P. 81–87.
36. Crovella F. Incisional hernia / F. Crovella, G. Bartone, L. Fei. – Berlin: Springer, 2007. –261 p.
37. Cumberland V. H. A preliminary report on the use of prefabricated nylon weave in the repair of ventral hernia / V. H. Cumberland // Med. J. Aust. –1952. – Vol. 1. –P.143.
38. Evaluation of adhesion formation, shrinkage and biomechanics of prosthetic meshes after long-term intraabdominal implantation in a sheep model / [N. B. Zinther [et al.] // Hernia. –2009. –Vol. 1, № 13. –P. 54.
39. Foda M. Enterocutaneous fistula associated with ePTFE mesh: case report and review of the literature / M. Foda, M. A. Carlson // Hernia. –2009. –Vol. 3. –P.323–326.
40. Galun D. Delayed and late mesh infections after inguinal hernia repair / D. Galun, M. Milicevic, P. Bulajic // Hernia. –2011. – Vol. 15, № 2. –P.50.
41. Huschitt N. Open intraperitoneal hernia repair for treatment of abdominal wall defects-early results by

- placement of a polypropylene-ePTFE-mesh / N. Huschitt, M. Feller, E. Lotspeich // *Zentralbl Chir.* –2006. –Vol.131, № 1. –P.57–61.
42. Influence of mesh materials on the integrity of the vas deferens following Lichtenstein hernioplasty: an experimental model / [K. Junge [et al.] // *Hernia* –2008. –Vol.12. –P.621–626.
43. Klosterhalfen B. Functional and morphological evaluation of different polypropylene-mesh modifications for abdominal wall repair / B. Klosterhalfen, U. Klinge, V. Schumpelick // *Biomaterials.* –1998. – Vol.19. –P.2235.
44. Lichtenstein I.L. The tensionfree hernioplasty / I.L. Lichtenstein, A.C. Schulman, P.K. Amid // *Am. J. Surg.* –1989. –Vol.157. – P.188.
45. Liu F. Repair of large abdominal wall defects using the Proceed™ surgical mesh with open intraperitoneum onlay method / F. Liu, J. Li // *Saudi Med J.* –2011. – Vol.32, № 5. –P. 504–509.
46. Lo D.J. Bowel complications after prolene hernia system (PHS) repair: a case report and review of the literature / D.J. Lo, K.J. Bilimoria, C.M. Pugh // *Hernia.* –2008. – Vol.12. –P. 437–440.
47. Long term outcome and quality of life after open incisional hernia repair — light versus heavy weight meshes / [Ladurner R., C. Chiapponi, Linhuber Q., T. Mussack T.] // *BMC Surg.* –2011. – Vol.11. – P.25.
48. Male infertility after mesh hernia repair: A prospective study / [M. Hallen [et al.] // *Surgery.* –2011. –Vol.149, № 2. –P. 179–184.
49. Malik A. Mesh related complications and associated morbidity in hernia surgery/ A. Malik // *Hernia.* –2009. – Vol.1, № 13. – P. 26.
50. Mesh shrinkage — fact or myth? Data from a prospective randomized clinical trial / [H. Forster [et al.] // *Hernia.* –2009. – Vol.1, № 13. –P. 53.
51. Novotny T. Evaluation of a knitted polytetrafluoroethylene mesh placed intraperitoneally in a New Zealand white rabbit model / T. Novotny // *Surg. Endosc.* –2012. – Vol.7. – P.1884–1891.
52. Patient satisfaction, chronic pain and quality of life after incisional hernia repair: effects of recurrence and repair technique / [C.W. Snyder [et al.] // *Hernia.* –2011. –№ 15. –P. 123–129.
53. Penttinen R. Mesh repair of common abdominal hernias: a review on experimental and clinical studies / R. Penttinen, J.M. Grönroos // *Hernia.* –2008. – Vol.12. –P.337–344.
54. Randomized clinical trial comparing lightweight composite mesh with polyester or polypropylene mesh for incisional hernia repair / [J.Conze [et al.] // *Br. J. Surg.* –2005. – Vol.92. –P.1488–1493.
55. Scales J.T. Discussion on metals and synthetic materials in relation to soft tissues: tissue reaction to synthetic materials/ J.T. Scales // *Proc. R. Soc. Med.* –1953. – Vol.46. –P. 647.
56. Seker D. Long-term complications of mesh repairs for abdominal-wall hernias / D. Seker // *J. Long Term Eff Med Implants.* –2011. –Vol.3. –P.205–218.
57. The effect of mesh type and fixation on migration and contraction in the early post-operative period / [S. Bachman [et al.] // *Hernia.* –2009. – Vol. 1, № 13. –P.53.
58. The measurement of chronic pain and health-related quality of life following inguinal hernia repair: a review of the literature / [P. Jonge [et al.] // *Hernia* –2008. –Vol.12. –P. 561–569.
59. Titanised polypropylene meshes: first clinical experience with the implantation in TAPP technique and the results of a survey in 22 German surgical departments / [H.M. Schardey [et al.] // *Zentralbl Chir.* –2004. – Vol.129, № 5. –P. 363–368.
60. Tsirline V. B. Cost analysis of wound complications after ventral hernia repair / V.B. Tsirline, D.A. Klima, K. T. Dacey // *Hernia.* –2011. –Vol.15, № 2. –P.53.
61. Ventralex mesh in umbilical/epigastric hernia repairs: clinical outcomes and complications/ [D.F. Martin, R. F. Williams, T. Mulrooney, G. R. Voeller] // *Hernia.* –2008. – Vol.12. – P.379–383.
62. Vrijland W.W. Intraperitoneal polypropylene mesh repair of incisional hernia is not associated with enterocutaneous fistula / W.W. Vrijland // *Br. J. Surg.* –2000. –Vol.3. – P. 348–352.
63. Winkler A.A. Effect of suture material on tensile strength and complication rate in abdominal fascial defects repaired with acellular dermal matrix / A.A. Winkler, M.L. Milburn, L.T. Holton // *Hernia.* –2008. –Vol.12. – P. 33–38.