Классификация протезов для пластики грыжевых дефектов передней брюшной стенки (аналитический обзор литературы)

М.В.Ануров, С.М.Титкова, А.П.Эттингер

Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И.Пирогова, отдел экспериментальной хирургии, Москва (зав. отделом — проф. А.П.Эттингер)

В течение последних 10 лет практически все исследователи при систематизации протезов, используемых при пластике грыжевых дефектов передней брюшной стенки, показали, что комплекс свойств, который влияет на биологический ответ и характер взаимодействия с тканевым окружением, закладывается в состав и структуру протезирующего устройства технологией изготовления. Если суммировать литературные данные, то в настоящее время в соответствии с принципом конструкции можно выделить пять классов протезов, у которых тип тканевой интеграции определяет области применения и оптимальные способы имплантации. Такой подход дает возможность объединения в каждом классе множества модификаций и предполагает необходимость внутреннего разделения протезов на группы с использованием специально выделенных критериев.

Ключевые слова: хирургическая сетка, протезирующая пластика, грыжевой дефект, классификация

Classification of Prostheses for Abdominal Hernia Repair: Analytical Literature Review

M.V.Anurov, S.M.Titkova, A.P.Oettinger

Pirogov Russian National Research Medical University, Department of Experimental Surgery, Moscow (Head of the Department — Prof. A.P.Oettinger)

During the past 10 years, almost all researchers when systematizing of prostheses used for abdominal hernia repair indicated that the complex of properties, which affects a biological response and the nature of interaction with the surrounding tissue, depend on manufacturing techniques and structure of the prosthetic device. If summarize the literature data, five classes of prostheses can be distinguished now in accordance with the principle of construction, in which the type of the integration determines the application area and optimal methods of implantation. This approach enables to associate many modifications in each class and requires internal division of prostheses by groups using specially assigned criteria.

Key words: surgical mesh, prosthetic repair, hernia defect, classification

Дизайн современных протезирующих устройств основан на научных исследованиях и инженерных разработках, которые охватывают широкий круг знаний из разных дисциплин, учитывают специфику применения биоматериалов и включают данные об анатомии и физиологии протезируемого органа. В связи с этим классификацию протезов можно рассматривать как способ упорядочить большой объем информации и выделить из него наиболее важные сведения, которые помогают сделать оптимальный выбор, предотвратить возникновение осложнений и найти перспективные технологические решения.

Для корреспонденции:

Ануров Михаил Владимирович, ведущий научный сотрудник отдела экспериментальной хирургии Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И.Пирогова

Адрес: 117997, Москва, ул. Островитянова, 1
Телефон: (495) 434-1192
E-mail: anurov-m@yandex.ru
Статья поступила 15.10.2014, принята к печати 24.12.2014

Фактически существует два принципиально отличающихся способа построения классификации [1]. В одном случае классификация строится на произвольно выделенном признаке по типу каталога, а в другом является одновременно научным методом и результатом исследований. Многие авторы такую классификацию называют содержательной, или научной. При ее создании необходимо четко определить предмет классифицируемого множества и сформулировать концепцию, обосновывающую базовый критерий для формирования классов и дальнейшего разделения на подклассы.

Классификация современных протезов, используемых для хирургического лечения грыж, связана с объективными сложностями, включающими многообразие конструкций, различные варианты пластик, сложное многослойное строение передней брюшной стенки (ПБС), большое число пациентзависимых факторов, влияющих на процесс тканевой интеграции, отсутствие стандартной терминологии и стандартных методов тестирования протезов.

Помочь в решении комплексных проблем может системный подход, который используется при изучении взаимодействия сложных объектов с окружением. При рассмотрении объекта как системы исследуют только те его свойства, которые необходимы для выполнения им предназначенных функций [2]. Эффективность такого подхода была продемонстрирована C.R.Deeken и соавт. [3] при исследовании биологических протезов. Кроме того, было показано, что если исходить из особенностей конструкции, то можно создать математические [4–6] и экспериментальные [7] модели, максимально воспроизводящие условия специфического взаимодействия с тканевым окружением для каждого класса протезов.

В 1997 г. в журнале «Hernia» P.K.Amid опубликовал первую научную классификацию протезов на основе пористости биоматериалов, разделив их на четыре типа. I тип — *Полностью макропористые протезы*, такие как Atrium, Marlex, Prolene и Trelex. Имеют поры размером более 75 мкм, что достаточно для входа макрофагов, фибробластов, кровеносных сосудов и коллагеновых волокон. II тип — *Полностью микропористые протезы*, такие как expanded PTFE (Gore-Tex), Surgical Membrane и Dual Mesh. Имеют поры размером менее 10 мкм. III тип — *Макропористые протезы с мультифиламентными или микропористыми компонентами*, такие как PTFE mesh (Teflon), braided Dacron mesh (Mersilene), оплетенная полипропиленовая сетка (Surgipro) и перфорированная PTFE-заплата (MycroMesh). IV тип — *Биоматериалы с субмикронным размером пор*, такие как силастик, Cellgard (полипропиленовый лист), Preclude Pericardial Membrane и Preclude Dura. Это не протезы, но в комбинации с биоматериалами I типа они могут использоваться для профилактики спаек при интраперитонеальной имплантации [8]. Поскольку, полагал автор, все синтетические биоматериалы с химической точки зрения полностью биосовместимы, то с конкретными осложнениями их связывают некоторые физические и структурные свойства, а именно размер пор и пористость. В итоге целый ряд обязательных качеств, таких как инертность, нетоксичность, неканцерогенность, стерилизуемость и т.д., был переведен в список стандартных требований ко всем биоматериалам и включен в понятие биосовместимости протезов по умолчанию. Исследовательский интерес сместился в сторону структуры и ее взаимодействия с тканями, что позволило автору выявить различия тканевой интеграции у протезов, имевших разный дизайн, и связанные с фактором конструкции осложнения. Принимая во внимание ограниченное число используемых на тот момент биоматериалов и отсутствие сложных протезирующих устройств, с помощью простого критерия была создана логичная одноуровневая классификация, которая помогала хирургам сделать выбор протеза в определенной клинической ситуации и стала отправной точкой дальнейшего развития протезирующей герниологии.

В последующие годы для хирургического лечения грыж стали применяться новые биоматериалы и значительно усложнились технологии изготовления протезов. Были разработаны и внедрены новые виды операций, более четко определены положения протеза относительно анатомического слоя и перекрытия дефекта [9]. Накапливались результаты клинических и экспериментальных исследований о биологическом и биомеханическом поведении протезов, связанном с особенностями их структуры. В 2005 г. J.M.Bellon предложил классификацию, отражающую корреляции между структурой, биологическими и биомеханическими свойствами протезов, разделив их на три группы: сетчатые, пластинчатые и композитные [10]. Разделение протезов в соответствии со структурными особенностями, определяющими тип тканевой интеграции, дало автору возможность определить оптимальное расположение протеза в тканях ПБС для каждой группы. Еще один важный шаг вперед был сделан в 2008 г. Опубликованные в одном номере журнала две статьи содержали новую концепцию протезирования паховых и вентральных грыж [11, 12]. Авторы статей (S.Bachman и B.Ramshaw; D.B.Earle и L.A.Mark) впервые обосновали необходимость системного подхода, когда хирург, выбирая протез, должен поставить задачу, которую он решает при выполнении операции, определить технику и учесть клинический сценарий. С использованием системного подхода был проведен глубокий анализ свойств биоматериалов, хирургических методов и клинических ситуаций. После этого авторы смогли разделить протезы на основе полимерной композиции и дизайна, которые, как было показано, определяют биологический ответ и влияют на характер взаимодействия с тканевым окружением. В результате были выделены четыре группы плоских протезов: синтетические неабсорбируемые, неабсорбируемые с покрытиями, частично абсорбируемые и биологические.

Для наиболее разнородной и многочисленной группы синтетических неабсорбируемых протезов D.B.Earle и L.A.Mark ввели дополнительные градации в соответствии с плотностью и размером пор, обосновав это тем, что оба параметра отражают особенности их структуры, которая в этой группе и определяет тканевую интеграцию. Фактически синтетические протезы были разделены на две подгруппы — микро- и макропористые. При этом протезы из макропористых материалов категоризировались по удельной массе и размеру пор: тяжелые — более 90 г/м^2, средние — 50–90 г/м^2, легкие — 35–50 г/м^2, ультралегкие — менее 35 г/м^2; очень большие поры — более 2000 мкм, большие — 1000–2000 мкм, средние — 600–1000 мкм, малые — 100–600 мкм, микропоры (монолитные материалы) — менее 100 мкм. В этой же статье в разделе хирургических техник авторы подробно проанализировали 3D-конструкции и определили оптимальные сочетания протеза и техники операции.

Первое поколение протезов, или неабсорбируемые синтетические протезы, S.Bachman и B.Ramshaw также рассматривали после разделения на микропористые и макропористые, определив для каждой группы специфические показания в соответствии с особенностями интеграции. Ко второму и третьему поколениям авторы отнесли протезы с покрытием и биологические. В отличие от синтетических сеток протезы с покрытием исходно создавались для интраперитонеального применения, а биологические, находившиеся в стадии исследования, предлагались в качестве коллагеновых скаффолдов, устойчивых к инфекции.

В соответствии с заложенными в их структуру свойствами были проанализированы возможные осложнения, разобраны способы применения, всесторонне описаны клинические ситуации, рассмотрены госпитальные ограничения выбора, проведено сравнение стоимости.

Исследования на основе системного подхода продолжила научная группа в составе C.R.Deeken, B.D.Matthews, M.M.Frisella и др. В статях, опубликованных с 2011 по 2012 г. [3, 13–15], авторы с позиции области применения отдельно рассматривали функциональные свойства у трех типов плоских протезов. Для этого были изучены протезы с сетчатой структурой, композитные с рассасывающимися и нерассасывающимися антиадгезивными барьерами, а также биологические протезы из разных источников с кросслинкингом и без. Для категоризации свойств трех типов протезов, помимо структурных параметров, впервые были введены механические показатели, учитывающие максимальные нагрузки в зависимости от типа операции у пациентов разного пола и телосложения. У биологических скаффолдов дополнительно оценивалась устойчивость к энзиматическим и термальным воздействиям, а также механическая стабильность в процессе ферментной деградации материалов. На основании полученных данных авторы показали, что характеристики у протезов, относящихся к одному типу, могут значительно варьироваться в зависимости от того, какие ресурсы заложены в данную конструкцию. В связи с этим у каждого протеза необходимо оценивать набор характеристик в соответствии с его типом и классифицировать по предлагаемой шкале его свойства. Это позволит оптимизировать выбор протеза определенного типа в конкретной клинической ситуации.

Оригинальное решение представить весь спектр современных устройств нашли в 2011 г. A.Coda и соавт. Они применили каталожный принцип и систематизировали информацию о 166 изделиях от 37 компаний, выделив *простые* (из одного полимера), *композитные* (из двух и более слоев), *комбинированные* (сплетены из двух компонентов) и *биологические* протезы [16]. Дополнительно авторы выделили монофиламентные сетки из полипропилена и произвольно разделили их по массе. Две формализованные классификации отчетливо продемонстрировали огромный набор используемых биоматериалов и многообразие дизайна коммерческих протезов, а также подчеркнули важность выделения и объединения сетчатых протезов в одну группу. Кроме того, авторы аргументированно указали на необходимость проведения комплексных исследований с привлечением разных специалистов, а также на важность разработки общей терминологии и специальных методов тестирования.

В связи с этим нет ничего удивительного в том, что предпринятая в 2012 г. попытка U.Klinge и B.Klosterhalfen в новых обстоятельствах модернизировать классификацию P.K.Amid привела к появлению спорного варианта из шести классов протезов: I — Крупнопористые сетки (текстильная пористость более 60%), II — Мелкопористые сетки (текстильная пористость менее 60%), III — Сетки со специальными свойствами (например, с покрытиями для профилактики спаек), IV — Сетки с пленками (без пористости, с субмикронными порами или вторично вырезанными отверстиями), V — 3D-сетки, VI — Биологические протезы [17]. Получилось, что на базовом уровне авторы, как и все остальные исследователи, выделили плетеные (сетчатые) конструкции протезов и разделили их на два класса. После этого добавили классы, выделенные на основе системного подхода, причем в качестве группирующего признака применили текстильную пористость, которая не отражает большой спектр свойств даже у крупно- и мелкопористых сеток и практически отсутствует как признак у остальных типов протезов [18]. В итоге были введены дополнительные основания для каждого класса, которые создали искусственно сосуществующие классификационные разделы.

В 2014 г. J.M.Bellon выполнил ревизию своей классификации 2005 г. [19]. Для этого к трем классам (сетчатые, ламинарные и композитные) он добавил четвертый класс биологических протезов и разделил сетчатые протезы по массе в соответствии с градацией D.B.Earle и L.A.Mark [12].

Если суммировать опыт работы многих групп исследователей в течение последних 15 лет, теоретическим обоснованием классификации протезов, используемых для пластики ПБС, может служить системный подход, который рассматривает протезы как сложные устройства, выполняющие заданную функцию и находящиеся в динамическом взаимодействии с тканевым окружением в организме хозяина [20]. Механизмы этого взаимодействия включают как неспецифические реакции на инородное тело, так и функциональные взаимоотношения, реализация которых зависит от комплекса свойств, заложенных в состав и организацию протезирующего устройства при его изготовлении. И если в качестве базового критерия разделения протезов на классы установить тип конструкции, то по совокупности структурно-функциональных признаков можно выделить или фактически перечислить уже существующие пять классов: сетчатые, мембранные, композитные, биологические и 3D-протезы (табл. 1). Кроме того, принцип конструкции позволяет на базовом уровне определить границы формируемых множеств и с позиции системы или целевого предназначения охарактеризовать основные свойства и ресурсы каждого класса.

Сетчатые протезы имеют в большинстве случаев трикотажную и редко тканую конструкцию, в которую заложен определенный набор свойств: макропористость, открытые поры, вязкоэластическая растяжимость и механическая анизотропия. Трикотажный способ производства, в отличие от ткацкого, обеспечивает большую устойчивость крупнопористых материалов к различным механическим нагрузкам [21]. Комплекс свойств определяется тремя основными ресурсами — это объем нитей, переплетение нитей (структура материала) и тип полимера, изменяя которые можно влиять на выраженность свойств сетчатых протезов. Это самый многочисленный класс, представленный более чем 150 наименованиями коммерческих продуктов, которые, прежде всего, отличаются по материалоемкости (табл. 2). Оптимальными способами имплантации сетчатых протезов являются пластики типа sublay или onlay с целью укрепления или замещения определенной фасции. Имплантированный протез вместе с фасцией выполняет передачу мышечных сокращений и обеспечивает

Таблица 1. **Структурно-функциональные отличия классов протезов, выделенных по принципу конструкции**

Классы	Технология изготовления	Свойства конструкции	Особенности интеграции	Области применения
Сетчатые *Bellon, 2005, 2014* *Bachman and Ramshaw, 2008* *Coda et al., 2011*	Сплетены из нитей трикотажным (редко — тканым) способом	Макропористость, открытые поры, вязкоэластическая растяжимость и анизотропия	Прорастание соединительной тканью	Sublay, onlay и пластика по Лихтенштейну
Мембранные *Bachman and Ramshaw, 2008* *Bellon, 2005, 2014* *Klinge and Klosterhalfen, 2012*	Являются неткаными или волокнисто-пористыми пластинами, состоящими из хаотично расположенных волокон	Микропористость, преобладают закрытые поры, изотропность и низкая жесткость на изгиб	Инкапсуляция структуры протеза даже при наличии вторичных перфорационных отверстий	Пластика небольших дефектов в случае контакта или высокого риска контакта с висцеральными органами
Композитные *Bellon, 2005, 2014* *Deeken et al., 2010* *Coda et al., 2011* *Klinge and Klosterhalfen, 2012*	Состоят из нескольких слоев материалов разного типа, при этом каждый слой решает определенную функциональную задачу	Структурные и механические характеристики определяются сочетанием свойств каждого слоя и способом их соединения	Смешанный тип интеграции. (Например, наружный слой прорастает, а внутренний покрывается неоперитонеумом)	В настоящее время принцип композитной конструкции реализован только для IPOM-пластики
Биологические *Bachman and Ramshaw, 2008* *Coda et al., 2011* *Deeken et al., 2012* *Klinge and Klosterhalfen, 2012* *Bellon, 2014*	Ацеллюлярные коллагеновые скаффолды из животных или трупных тканей	Биологическая деградация в организме, вязкоэластическая растяжимость, анизотропия	Быстрая васкуляризация и длительная резорбция с последующим замещением соединительной тканью	Sublay, onlay и пластика по Лихтенштейну. Эффективны в условиях бактериальной инфекции
3-D (объемные) *Earle and Mark, 2008* *Klinge and Klosterhalfen, 2012*	Пространственное распределение элементов конструкции. Могут состоять из материалов разного типа	Способны за счет объема заполнять дефект, располагаясь в разных слоях ПБС	Смешанный тип интеграции с преобладанием инкапсуляции за счет скопления материала	В случае невозможности восстановления плоским протезом и при технике облитерации грыжевого кольца

Таблица 2. **Примеры коммерческих протезов, разделенных в соответствии с принадлежностью к определенному классу**

Сетчатые	Мембранные	Композитные	Биологические	3D (объемные)
Тяжелые: Marlex (Bard) Hermesh5 (Herniamesh) Surgipro (Covidien) *Стандартные:* Prolene (Ethicon) Premilene (B.Braun) Esfil Standard (Lintex) *Средние:* Optilenemesh (B.Braun) Parietene Standard (Covidien) *Легкие:* Optilene LP (B.Braun) Parietene Light (Covidien) Esfil Light (Lintex) *Ультралегкие:* Ultrapro (Ethicon) Hermesh7 (Herniamesh) TiMESH (PFM medical)	*Нетканые из ПП:* Surgimesh WN (Aspide) 2D Non-woven (Microval) Promesh NT (Surgical-IOC) *Волокнисто-пористые из ПТФЭ:* Dualmesh и Dualmesh Plus (Gore) Micromesh и Micromesh Plus (Gore) Motifmesh (Proxy Biomedical) Dulex (Bard) Ппэ-Н (Экофлон) *Вторично-перфорированные из ПТФЭ:* Omyra Mesh (B.Braun) Ппэ-П (Экофлон)	*Трикотажный материал и резорбируемое покрытие:* Proceed PP+PDO+ORC (Eticon) Physiomesh PP+PGCA+PDO (Eticon) C-Qur mesh PP+O3 fatty acid (Atrium) Sepramesh PP+hydrogel (Bard) Parietene Composite PP+collagen (Covidien) Parietex Composite PET+collagen (Covidien) *Трикотажный материал и постоянный слой:* Composix E/X и Composix L/P PP+ePTFE (Bard) Relimesh PP+ePTFE (Herniamesh)	*Свиная кожа с кросслинкингом:* Permacol (Covidien) CollaMend FM (Bard) *Свиная кожа без кросслинкинга:* Strattice (LifeCell) XenMatrix (Bard) *Кожа человека без кросслинкинга:* FlexHD (Ethicon) AlloMax (Bard) *Бычий перикард с кросслинкингом:* PeriGuard (Synovis) *Бычий перикард без кросслинкинга:* Veritas (Synovis) *Подслизистая свиной кишки без кросслинкинга:* Surgisis (Cook)	*Plug and Patch:* Parietex Composite Ventral Patch (Covidien) Parietex Plug and Patch System (Covidien) Premilene Mesh Plug (B.Braun) Gore BIO-A Hernia Plug (Gore) Perfix Plug (Bard) Ultrapro Plug, Prolene 3D Patch, Proceed Ventral Patch (Ethicon) *Анатомически заданные формы:* 3D Max Mesh, 3D Max Light Mesh (Bard) *Герниосистемы:* Prolene Hernia System, Ultrapro Hernia System (Ethicon)

ПП — полипропилен, ПТФЭ — политетрафторэтилен

механическую стабильность. Прорастая соединительной тканью, протез интегрируется биологически, а взаимодействуя механически, адаптируется функционально. При этом структурные и механические факторы влияют не только на качество образующейся соединительной ткани, но и на функциональное восстановление протезированной ПБС в целом.

Мембранные протезы являются неткаными или волокнисто-пористыми пластинами преимущественно из полипропилена и политетрафторэтилена (см. табл. 2), материал которых состоит из хаотично расположенных волокон, поэтому обладает слабо анизотропными или изотропными свойствами при растяжении и низкой жесткостью на изгиб. Несмотря на высокую общую пористость (до 90%), большая часть пор имеет закрытый характер, а их размер в одном из направлений не превышает 10 мкм. В отличие от сетчатых протезов микропористая структура инкапсулируется даже в тех случаях, когда пластины вторично перфорированы. Клетки и коллагеновые волокна окружают не элементы структуры, а участки материала. После имплантации протез (мембрана) разделяет ткани и ликвидирует дефект без полноценного механического восстановления, поэтому может использоваться для закрытия небольших или средних дефектов, когда возникает контакт с висцеральными органами или существует высокий риск такого контакта. Основными ресурсами класса являются полимер и технологии соединения волокон, с помощью которых можно формировать разные контактные поверхности, влиять на удельную массу пластин и механические свойства.

Композитные протезы состоят из нескольких слоев материалов разных типов. В композитной конструкции присутствуют как минимум два материала, образующие слои, но не в качестве включений, а как организованные структуры, например, в виде трикотажа и растянутой мембраны. В настоящее время подобный тип конструкции разработан и реализован только для интраперитонеальной пластики (IPOM). Как правило, это трикотажный материал из синтетических нитей со сплошным пленочным покрытием, которое меняет тканевую интеграцию. Концепция идеального IPOM-протеза проста: с внутренней стороны он прорастает соединительной тканью, а с наружной покрывается слоем неоперитонеума, который предотвращает образование перитонеальных спаек. Выделяют две группы IPOM-протезов — с постоянным и рассасывающимся антиадгезивным барьером (см. табл. 2). При интраперитонеальной пластике с помощью IPOM-протеза, как правило, полностью замещают дефект мышечно-фасциального слоя. Поэтому IPOM-конструкции должны отличаться от других плоских протезов повышенной устойчивостью к продавливающим механическим нагрузкам. Основными ресурсами класса являются используемые в качестве составных частей организованные биоматериалы и способы их объединения.

Биологические протезы являются ацеллюлярными скаффолдами из животных или трупных тканей, состоящими из коллагеновых волокон (см. табл. 2). После имплантации они длительно резорбируются с превращением в слой соединительной ткани и таким образом восстанавливают фасцию. Биологическая интеграция в окружающие ткани в наибольшей степени подходит для пластики по типу sublay или onlay. В течение длительного времени биологические протезы выполняют функцию укрепляемой или замещаемой ими фасции, поэтому так же, как и сетчатые протезы, они противостоят мышечным нагрузкам. Однако в отличие от сетчатых биологические протезы не прорастают, а постепенно деградируют и замещаются соединительной тканью, в связи с чем их важной характеристикой является скорость резорбции. Ресурсами системы являются источники материала и технологии получения ацеллюлярного скаффолда. Технологические особенности обработки могут как оптимизировать, так и нарушить структуру коллагеновых соединений. В любом случае технология обработки меняет вязкоэластическую растяжимость исходных тканей, их прочность и природную анизотропию, а также влияет на скорость резорбции протеза.

3D-протезы — это устройства, которые имеют пространственное распределение элементов конструкции. В качестве элементов используются сложные материалы, но в отличие от композитных протезов они ориентированы не в плоскости, а в объеме. Кроме того, это может быть один и тот же материал, например, трикотаж или мембрана из политетрафторэтилена (см. табл. 2). Протезы этого класса способны заполнять дефект, располагаясь в разных слоях ПБС, что является их отличительной особенностью. Комбинации материалов и их пространственная ориентация — важнейшие ресурсы 3D-конструкций, способные не только влиять на их свойства, но и добавлять новые. Применяются в тех случаях, когда сложно произвести восстановление дефекта с помощью плоских сеток, а также при использовании техники облитерации грыжевого кольца.

Заключение

Протезирование передней брюшной стенки направлено на ее анатомическое и функциональное восстановление. В зависимости от способа пластики мышечно-фасциального дефекта, протез может быть помещен в разные слои, что, соответственно, определяет не только тканевое окружение и условия интеграции протеза, но и функциональную задачу. Разделение по типу конструкции решает проблему выбора протеза с позиции его функциональных возможностей, из которых вытекают общие показания для применения и оптимальное расположение относительно мышечного слоя.

Сложность окончательного выбора протеза заключается в том, что принадлежность к одному классу указывает лишь на имеющийся одинаковый качественный набор свойств, однако выраженность этих свойств может значительно различаться у разных представителей одного класса. Из этого следует, что протезы в каждом классе должны быть систематизированы по внутренним критериям, которые в максимальной степени отражают специфический набор функциональных свойств и их возможные изменения. Это позволит сгруппировать протезы с наиболее близкими структурно-функциональными характеристиками, что значительно упростит выбор протеза из определенного класса в соответствии с поставленной клинической задачей.

Поиск параметров для классифицирования всех типов конструкций протезов — крайне важная задача, которая может быть осуществлена только в результате тесного сотрудничества различных групп специалистов, при координации и подчинении исследований общей цели.

Литература

1. Цветков В.Я. Формальная и содержательная классификация // Современные наукоемкие технологии. 2008. №6. С.85–87.
2. Волкова В.Н., Денисов А.А. Основы теории систем и системного анализа. СПб.: СПбГТУ, 2001. 511 с.
3. Deeken C.R., Eliason B.J., Pichert M.D. et al. Differentiation of biologic scaffold materials through physicomechanical, thermal, and enzymatic degradation techniques // Ann Surg. 2012. V.255 (3). P.595–604.
4. Tomaszewska A., Lubowiecka I., Szymczak C. et al. Physical and mathematical modelling of implant-fascia system in order to improve laparoscopic repair of ventral hernia // Clin Biomech (Bristol, Avon). 2013. V.28 (7). P.743–751.
5. Hernandez-Gascon B., Espes N., Pena E. et al. Computational framework to model and design surgical meshes for hernia repair // Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2014. V.17 (10). P.1071–1085.
6. Hernandez-Gascon B., Pena E., Melero H. et al. Mechanical behaviour of synthetic surgical meshes: finite element simulation of the herniated abdominal wall // Acta Biomater. 2011. V.7 (11). P.3905–3913.
7. Podwojewski F., Ottenio M., Beillas P. et al. Mechanical response of animal abdominal walls in vitro: evaluation of the influence of a hernia defect and a repair with a mesh implanted intraperitoneally // J Biomech. 2013. V.46 (3). P.561–566.
8. Amid P.K. Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery // Hernia. 1997. V.1. P.15–21.
9. Muysoms F., Campanelli G., Champault G.G. et al. EuraHS: the development of an international online platform for registration and outcome measurement of ventral abdominal wall hernia repair // Hernia. 2012. V.16 (3). P.239–250.
10. Bellón J.M. Propuesta de una nueva clasificación de prótesis destinadas a la reparación de defectos herniarios en la pared abdominal // Cirugia Espanola. 2005. V.78 (3). P.148–151.
11. Bachman S., Ramshaw B. Prosthetic material in ventral hernia repair: how do I choose? // Surg Clin North Am. 2008. V.88 (1). P.101–112.
12. Earle D.B., Mark L.A. Prosthetic material in inguinal hernia repair: how do I choose? // Surg Clin North Am. 2008. V.88 (1). P.179–201.
13. Deeken C.R., Abdo M.S., Frisella M.M., Matthews B.D. Physicomechanical evaluation of polypropylene, polyester, and polytetrafluoroethylene meshes for inguinal hernia repair // J Am Coll Surg. 2011. V.212 (1). P.68–79.
14. Deeken C.R., Abdo M.S., Frisella M.M., Matthews B.D. Physicomechanical evaluation of absorbable and nonabsorbable barrier composite meshes for laparoscopic ventral hernia repair // Surg Endosc. 2011. V.25 (5). P.1541–1552.
15. Deeken C.R., Faucher K.M., Matthews B.D. A review of the composition, characteristics, and effectiveness of barrier mesh prostheses utilized for laparoscopic ventral hernia repair // Surg Endosc. 2012. V.26 (2). P.566–575.
16. Coda A., Lamberti R., Martorana S. Classification of prosthetics used in hernia repair based on weight and biomaterial // Hernia. 2012. V.16 (1). P.9–20.
17. Klinge U., Klosterhalfen B. Modified classification of surgical meshes for hernia repair based on the analyses of 1,000 explanted meshes // Hernia. 2012. V.16 (3). P.251–258.
18. de Beaux A.C. Invited commentary on modified classification of surgical meshes for hernia repair. [corrected] // Hernia. 2012. V.16 (3). P.259.
19. Bellón J.M. Revisión de una clasificación de materiales protésicos destinados a la reparación herniaria: correlación entre estructura y comportamiento en los tejidos receptores // Revista Hispanoamericana de Hernia. 2014. V.2 (2). P.49–57.
20. Williams D.F. On the mechanisms of biocompatibility // Biomaterials. 2008. V.29 (20). P.2941–2953.
21. Cobb W.S., Peindl R.M., Zerey M. et al. Mesh terminology 101 // Hernia. 2009. V.13 (1). P.1–6.

Информация об авторах:

Титкова Светлана Михайловна, старший научный сотрудник отдела экспериментальной хирургии Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И.Пирогова
Адрес: 117997, Москва, ул. Островитянова, 1
Телефон: (495) 434-1192
E-mail: stitkova63@yandex.ru

Эттингер Александр Павлович, доктор медицинских наук, профессор, заведующий отделом экспериментальной хирургии Российского национального исследовательского медицинского университета им. Н.И.Пирогова
Адрес: 117997, Москва, ул. Островитянова, 1
Телефон: (495) 434-1156
E-mail: oett@rsmu.ru