

DOI: <https://doi.org/10.25276/0235-4160-2017-4-80-86>
УДК 617.7-007.681

Базовые характеристики антиглаукоматозных дренажей

Н.С. Ходжаев, А.В. Сидорова, М.Н. Коломейцев

ФГАУ «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова» Минздрава России, Москва

РЕФЕРАТ

В обзоре литературы проанализированы наиболее часто используемые дренажи (коллагеновые, металлические, с синтетической полимерной основой, а также биополимерные) исходя из их базовых характеристик: биосовместимости, биорезорбируемости, возможности насыщения лекарственными веществами, способности к транспорту внутриглазной жидкости, а в случае непроникающей глубокой

склерэктомии – поддержания объема интрасклеральной полости. Особое внимание уделялось аспектам и механизмам биорезорбции дренажных имплантатов.

Ключевые слова: резорбция, поверхностный механизм резорбции, дренаж, имплантат. ■

Авторы не имеют финансовых или имущественных интересов в отношении содержания настоящего обзора.

Офтальмохирургия. – 2017. – № 4. – С. 80–86.

ABSTRACT

Basic characteristics of antiglaucomatous drainages

N.S. Khodzhaev, A.V. Sidorova, M.N. Kolomeytsev

The S. Fyodorov Eye Microsurgery Federal State Institution, Moscow

The literature review analyzes the most commonly used drains (collagen, metal, synthetic polymer based, and biopolymer) based on their main characteristics: biocompatibility, bio-resorption, possibilities of the saturation with the drug substances, abilities to a transportation of aqueous humor, and in case of non-penetrating deep sclerectomy – to a maintenance of a volume of intrascleral cavity. A special attention

was paid to aspects and mechanisms of bio-resorption drainage implants.

Key words: resorption, superficial mechanism of resorption, drainage, implants. ■

No author has a financial or proprietary interest in the contents of the present review.

Fyodorov Journal of Ophthalmic Surgery. – 2017. – No. 4. – P. 80–86.

Современный этап развития хирургии глаукомы характеризуется широким использованием дренажных имплантатов. Активный научный и клинический поиск оптимального материала для этих целей обусловлен сохраняющейся дискуссией относительно достоинств и недостатков каждой конкретной модели. В связи с этим очевидно необходимость дальнейшего совершенствования используемых дренажей и (или) поиска новых подходов и технологических решений по их оптимизации и повышению эффективности.

Основные характеристики, определяющие совокупность свойств дренажа, связаны непосредственно

с его основой – материалом, из которого он изготовлен. Именно основа определяет особенности развивающейся ответной воспалительно-репаративной реакции окружающих тканей [44]. Являясь выражением защитной функции соединительной ткани, такая реакция может приводить к рубцовому замещению сформированных путей оттока и потере гипотензивного эффекта. Свести вероятность такого исхода к минимуму позволяет использование материала, обладающего высокой биосовместимостью и, соответственно, низкой токсичностью [44].

Аспект биосовместимости включает иммунологическую, морфофункциональную, биомеханиче-

скую совместимость [27]. Иммунологическая совместимость предполагает использование материалов, совместимых по антигенным свойствам [27, 37]. Нарушение данного условия может привести к развитию реакции отторжения, сенсибилизации организма (повышению чувствительности к основе или продуктам деградации имплантата), идиосинкразии (повышенной чувствительности организма к определенным веществам и воздействиям), аллергии (извращенному иммунному ответу на антигены и гаптены, приводящего к повреждению собственных органов и тканей) [27, 37]. Морфофункциональная совместимость подразумевает структурное

соответствие и обеспечивает своего рода встраивание имплантата в окружающие ткани [27]. Однако помимо замещения дефекта, как правило, необходимо выполнение утраченной или дополнительной функции тканей, что в определённых случаях является целью имплантации и предъявляет дополнительные требования биомеханической совместимости. Уровень биомеханической совместимости имплантата зависит от необходимого сочетания механических свойств его материала, эластичности и предъявляемых нагрузок (механических, гидродинамических или иных других) [36].

Фактором, определяющим характер взаимодействия дренажа с окружающими тканями, является тип биорезорбции (биodeградации) [13]. По типу биорезорбции дренажи можно разделить на имплантаты с поверхностным (гетерогенным) и диффузным (гомогенным) механизмами [13, 44].

Поверхностный механизм биodeградации подразумевает резорбцию во внешнем слое, диффузно доступном для окружающей биологической среды [13, 44]. При этом свойства материала за пределами этой области не изменяются до разрушения верхнего слоя, что даёт ряд преимуществ: минимальная площадь взаимодействия, контролируемый уровень высвобождения лекарственных веществ при необходимости [13, 44].

Гомогенный механизм резорбции характеризуется ранней деформацией исходной структуры и взаимодействием с биологической средой сразу по всему объёму, что, как правило, приводит к быстрому клеточному замещению [13, 44]. Ведущую роль в процессе биорезорбции играют макрофаги и гигантские клетки инородных тел, которые обладают высокой поглощающей и метаболической способностью [44]. А, как известно, выраженная макрофагальная реакция стимулирует выработку фибробластами коллагена в пролиферативную фазу раневого процесса [40, 44]. Также объёмный механизм характеризуется тем, что лекарственные вещества при их наличии высвобождаются путём диффузии трудно контролируемо, что не даёт возможности создания по-

стоянной терапевтической концентрации лекарственного вещества в биологической среде, окружающей имплантат.

Приданое основе дополнительных биоактивных свойств является эффективным инструментом повышения гипотензивной эффективности за счёт коррекции воспалительно-репаративных процессов. [9, 25, 35, 39, 41, 43].

Помимо особенностей биodeградации немаловажное влияние на гипотензивную эффективность также оказывают механизм транспорта внутриглазной жидкости (ВГЖ). ВГЖ является естественным антипролиферативным агентом, поддержание достаточного уровня транспорта которой снижает вероятность избыточных пролиферативных процессов в зоне антиглаукоматозной операции [18]. Достижение поставленной цели осуществляется либо за счёт способности самой основы к транспорту ВГЖ, либо за счёт дополнительных механизмов.

Гомогенный характер биорезорбции отрицательно сказывается на фильтрующей способности дренажа, так как клеточные элементы, проникающие между фрагментами резорбируемого дренажа, формируют пролиферативно-рубцовую ткань, которая механически препятствует току ВГЖ. Этот механизм объясняет развитие повышения внутриглазного давления (ВГД) при визуализации акустически гетерогенных фрагментов дренажа в свете ультразвуковой биомикроскопии (оптической когерентной томографии переднего отрезка) [20, 36, 52].

Дренажи со стабильной основой способны длительное время (несколько лет) находиться в тканях, не подвергаясь каким-либо значимым изменениям. Биodeградация такой основы происходит крайне медленно, что практически не влияет на окружающие ткани. Однако со временем такие имплантаты подвергаются соединительно-тканному инкапсулированию различной степени выраженности.

При непроникающей глубокой склерэктомии дополнительным требованием для дренажей является поддержание достаточного объёма ИСП. Именно этот параметр является ведущим прогностическим

критерием длительной компенсации офтальмотонуса после операции [35]. Поэтому наиболее широкое распространение при непроникающей хирургии глаукомы получили дренажи сетчатого типа (вкладыши), которые заполняют дефект утраченной ткани и поддерживают достаточный объём интрасклеральной полости (ИСП), способствующий транспорту ВГЖ.

Таким образом, базовыми характеристиками основы дренажей являются биосовместимость, особенности биodeградации, возможность насыщения лекарственными веществами, способность к транспорту ВГЖ, а при непроникающей глубокой склерэктомии – поддержание объёма ИСП. Рассмотрим с указанных позиций наиболее часто применяемые дренажи.

Дренажи на основе коллагена

Наиболее распространёнными отечественными дренажами являются дренажи из коллагена. Коллаген – фибриллярный белок, составляющий основу соединительной ткани организма, обеспечивающий её прочность и эластичность [40].

Коллаген является достаточно доступной основой, источниками получения которых могут быть собственные ткани организма, донорский материал, ткани животных, в соответствии с чем дренажи разделяют на следующие группы: аутодренажи, аллодренажи, ксенодренажи.

В качестве дренажа могут быть использованы лоскуты аутосклеры, фрагменты роговицы, капсула хрусталика и т.д. Однако по мере накопления опыта использования аутодренажей отмечено, что они быстро организуются и подвергаются рубцеванию при отсутствии достаточного тока ВГЖ из передней камеры [64].

Доступным сырьём для получения коллагена являются ткани животных, что привлекло внимание многих исследователей и привело к созданию ксенодренажей.

Козлов В.И., Багров С.Н. разработали дренаж из лиофилизированно-

Для корреспонденции:

Коломейцев Максим Николаевич, аспирант
E-mail: maksim-90.90@mail.ru

го (высушенного) коллагена свиной склеры [22]. Дренаж характеризовался слабыми антигенными свойствами, необходимой эластичностью, волокнистой структурой, что обеспечивало высокую биосовместимость. Транспорт ВГЖ осуществляется как по поверхности дренажа, так и по всему объёму за счёт волокнистой структуры. Относясь к группе сетонов, данный дренаж широко использовался при непроникающей глубокой склерэктомии. Его клиническая эффективность показана в исследованиях различных авторов и колебалась в широком диапазоне от 50 до 94%, причем неэффективность операций связывают главным образом с их быстрой резорбцией и рубцеванием сформированных путей оттока [5, 17, 26, 38, 62].

Дренаж из высушенного коллагена с увеличенным временем резорбции – ксенопласт – описан в работах Анисимовой С.Ю., Анисимова С.И. [4, 6]. Дренаж ксенопласт изготовлен на основе костного коллагена I типа животного происхождения и насыщен костными сульфатированными гликозаминогликанами. Дренаж также относился к группе сетонов и применялся при проникающих и непроникающих вмешательствах. В случае ранее оперированной глаукомы после выполнения синустрабекулэктомии с имплантацией дренажа ксенопласт компенсации офтальмотонуса удалось достичь только в 45,5%. При этом отмечали геморрагические осложнения от взвеси эритроцитов до интенсивной гифемы с уровнем от 2 до 6 мм рт.ст. в 9,1%. Мелкую переднюю камеру и ЦХО наблюдали в 15,1%. В 54,5% на различных сроках послеоперационного наблюдения отмечалось повышение ВГД, что потребовало назначения дополнительных гипотензивных средств и в 21,2% – дополнительного хирургического лечения [7].

В целом, характеризуя коллагеновую основу, следует заметить высокую биосовместимость, что достигается за счёт близости структуры основы и окружающей склеры. По мере резорбции дренажа происходит постепенное замещение его соединительной тканью с формированием путей оттока ВГЖ.

Общим недостатком является то, что в процессе биодеградации про-

межуточные продукты распада по каналам обратной связи стимулируют фибробласты к выработке коллагена, что может приводить в некоторых случаях к избыточному рубцеванию и ограничивает длительность гипотензивного эффекта [40].

Дренажи с металлической основой

Металлическая основа дренажа с самого начала привлекала внимание учёных. Так, первые дренажи, описанные в работах De Wecker L., Chiazzaro D., были изготовлены из золотой и магниевой проволоки. Несмотря на то что первые попытки закончились неудачей, на сегодняшний день металлические дренажи активно используются в лечении глаукомы.

Одним из первых дренажей с металлической основой, получивших широкое распространение, стал EX-PRESS, предложенный в 1998 г. Belkin M. и Glovinsky Y [66]. EX-PRESS дренаж позиционируется как альтернатива «золотому» стандарту хирургического лечения глаукомы – трабекулэктомии. Шунт представляет собой бесклапанное устройство из нержавеющей стали длиной 2,64 мм со скошенным заостренным концом. Внешний диаметр его 400 мкм, внутренний 50 мкм. Местная реакция тканей проявляется в формировании тонкой, зрелой фиброзной капсулы толщиной <0,04 мм, лишенной воспалительных клеток [66]. Клинически эффективность EX-PRESS шунта описана в многочисленных работах [15, 24, 59]. Однако многие вопросы, особенно связанные с безопасностью, продолжают быть предметом исследования в связи с имеющимися случаями осложнений. Такие осложнения, как гифема, мелкая передняя камера, цилиохориоидальная отслойка, как правило, проходят самостоятельно. К более серьезным осложнениям относят обструкцию дренажа, фиброз фильтрационной подушки, эндофтальмит [73].

За рубежом широкое применение получил дренаж Gold Shunt, представляющий собой золотой (24-карата) прямоугольный имплантат длиной около 5 мм и шириной около 3 мм [58]. Выбор золота в качестве материала для дренажа обу-

словлен его инертностью по отношению к тканям глаза. В толще пластинки содержатся каналы, по которым осуществляется транспорт ВГЖ. Действие дренажа направлено на увеличение и стабилизацию оттока жидкости из передней камеры в супрахориоидальное пространство. Большинство клинических исследований отражает высокую эффективность золотого шунта. В то же время указывается наличие специфических для такого дренажа осложнений: отслойка сетчатки, эндофтальмит, наличие супрахориоидальных кровоизлияний, хронической воспалении и рубезо радужки [46].

Микрошунт Hydrus выполнен в виде трубчатого каркаса из нитинола длиной 8 мм, имплантируемого ab interno в просвет шлеммова канала. Ahmed I.K. с соавт. (2012) представили первые долгосрочные результаты после факоэмульсификации катаракты с имплантацией Hydrus, где показана достаточно высокая эффективность [47]. Однако также отмечены осложнения в виде субконъюнктивных кровоизлияний, гипотонии, гифемы, периферических гониосинехий [74].

Микрошунт iStent изготовлен из медицинского титана с гепариновым покрытием и представляет собой изогнутую под прямым углом трубку длиной 1 мм с наружным диаметром 250 мкм и внутренним диаметром 120 мкм, который устанавливают заостренным концом в просвет шлеммова канала, второй конец остается обращенным в переднюю камеру [61, 74].

Основным недостатком описанных устройств для интраканаликулярного введения является возможность ликвидации ретенции ВГЖ только на уровне шлеммова канала или внутренней стенки трабекулы. Это ограничивает гипотензивную эффективность и делает предпочтительным их использование на ранних стадиях глаукомы и при сочетании с хирургией катаракты [74].

Среди отечественных работ следует отметить исследования, в которых описывается применение дренажей из медицинской стали [23]. Одна из моделей изготавливается из мягкой стальной проволоки толщиной 80 микрон, имеет прямоугольную фигуру размерами 2,5×0,5 мм.

Дренаж вводят в переднюю камеру через склеральный тоннель и наружный конец фиксируют к задней стенке склерального ложа узловым швом. После имплантации такого дренажа больным с рефрактерной глаукомой при сроке наблюдения до года сохранение глаза как органа отмечалось в 97,5%, устранение болевого синдрома – в 89,2%, нормализация ВГД – в 80%, повышение ВГД – в 20%. Среди осложнений также отмечалось измельчение передней камеры – 8%, ЦХО – 7%, гифема – 3% [20].

Характеризуя в целом данную группу, следует отметить практически абсолютную стабильность основы и её стойкость к резорбции, что выражается отсутствием местной воспалительной реакции при имплантации таких дренажей. Плотная структура металлической основы исключает возможность транспорта ВГЖ по всему объёму дренажа. Как правило, металлические дренажи имеют дополнительные каналы, осуществляющие транспорт ВГЖ, что не всегда обеспечивает необходимого дозирования потока ВГЖ. Со временем вокруг металлических дренажей образуется тонкая соединительнотканная капсула, которая может снижать гипотензивную эффективность. Низкие эластические свойства таких дренажей (недостаточная морфофункциональная совместимость) приводят к нестабильности положения при длительном нахождении в тканях и возможной дислокации, что требует дополнительных профилактических мер.

Дренажи с полимерной основой

В 1950-е гг. в связи с неудовлетворённостью результатами имеющихся в арсенале дренажей учёные-офтальмологи обратились к полимерным материалам. Полимер состоит из большого числа повторяющихся одинаковых или различных по строению атомных группировок – составных звеньев (мономеров). В зависимости от используемого мономера можно выделить две группы существенно отличающихся друг от друга по свойствам: синтетическая полимерная основа и полимерная основа, содержащая природные мономеры (биополимеры).

Дренажи с синтетической полимерной основой

Среди первых дренажи с полимерной основой предложил использовать Болгов П.Я., применивший трубочку из полиэтилена [14]. Позже Bietti G. также применил трубочку из полиэтилена. В 70-е гг. Бедило В.Я. [10], Черкуновым Б.Ф. предложены дренажи, изготовленные из гидроколлоида и лавсана, а также из пенополиуретана. Животовский Д.С. создал дренажи из полихлорвинила и полиэтилена в виде микротрубочек с внутренним просветом 0,5 мм и нити [19]. Юмагулова А.Ф. применяла силиконовые трубочки для дренирования ПК, но методика не нашла широкого применения в клинической практике из-за обрастания наружного конца трубки соединительнотканной капсулой [45].

С целью пролонгации гипотензивного эффекта при хирургическом лечении РГ в 1982 г. Schocket S. в качестве дренажа использовал силиконовую ленту с желобком [53]. В 1986 г. Алексеев Б.Н. и Кабанов И.В. предложили дренаж из силиконового каучука в виде трубки. Наблюдения показали, что только в 40% случаев операция и послеоперационный период протекали без осложнений [2].

Одной из последних разработок дренажей на основе силиконового эластомера является дренаж STARflo (iSTAR Medical SA). Он имеет длину 8 мм, ширину 3-5 мм и толщину 275 мкм. Дренаж используется при проникающих хирургических вмешательствах, и предназначен для транспорта ВГЖ под конъюнктиву и в супрахориоидальное пространство. В ходе экспериментально-морфологического исследования разработчики определили оптимальную внутреннюю структуру, что обеспечивает поддержание транспорта ВГЖ и также уменьшает вероятность соединительно-тканного инкапсулирования [69].

Отечественной разработкой является дренаж из ядерной мембраны на основе лавсана (полиэтилентерефталата, полиэстера) толщиной 10 мкм с диаметром пор 0,05-2,0 мкм. Материал атоксичен, эластичен и хорошо переносим тканями глаза [29]. Однако со временем на поверхности дренажа адсорбируются

белок и элементы крови, что снижает гипотензивную эффективность дренажа. Решение данной проблемы заключается, по мнению авторов, в модификации поверхности в низкотемпературной плазме. Экспериментальные и первые клинические исследования показывают обнадеживающие результаты [29]. Однако не исключается быстрая закупорка пор в дренаже с утратой основной функции – транспорта ВГЖ, что может стать причиной декомпенсации офтальмотонуса [28].

Микростент CyPass – это перфорированная трубочка из полиамидного материала (термостабильный биосовместимый полимер) длиной 6,35 мм, с внутренним диаметром 0,3 мм, наружным – 0,51 мм, которая вводится в супрахориоидальное пространство (ab interno). Первые результаты применения микростента показали его эффективность и безопасность в лечении глаукомы [56, 57]. Однако в литературе описаны случаи гифемы, стойкой гипотонии, персистирующего воспаления, окклюзии ветви ЦВС, обострения диабетического макулярного отёка [57, 58].

Схожий принцип работы имеет дренаж iStent Supra (Glaukos, corporation), изготовленный из полиэфирсульфона и титана [74]. iStent Supra также имплантируется ab-interno, как правило, во время операции по удалению катаракты. Процесс имплантации аналогичен CyPass.

За рубежом широкое распространение получили более сложно устроенные дренажи с полимерной основой – клапанные Krupin (1976), Ahmed (1993) и бесклапанные Molteno (1969), Baerveldt (1990). Объединяющим моментом в строении данных типов дренажей является наличие трубки, устанавливаемой в переднюю камеру либо транссклерально под поверхностным склеральным лоскутом, либо транслимбально, и тела, которое размещают, как правило, в 8-13 мм от лимба в субконъюнктивальном пространстве между верхней и наружной прямой мышцами и фиксируют швами [11, 32, 60, 64]. Однако недостаточная эластичность дренажей ведет к их дислокации, нарушению функций экстраокулярных мышц. По

мнению большинства исследователей, формирование соединительнотканной капсулы вокруг наружного конца дренажа является основной причиной рецидива повышения ВГД. Кроме того, возможна также закупорка просвета дренажа радужкой, стекловидным телом, экссудатом, фиброзной тканью с последующим повышением ВГД [55, 58].

В 80-е гг. Чеглаков Ю.А. разработал дренаж из гидрофильного гидрогеля с 90% содержанием воды на основе полиоксидилметакрилата. Результаты показали, что выполнение глубокой склерэктомии с имплантацией дренажа нормализовало ВГД в отдаленные сроки наблюдения у 76,4% пациентов [42]. Углубленное изучение данного аспекта на основе обобщенного клинического опыта и результатов экспериментально-морфологических исследований показали, что со временем клеточная реакция способствует постепенной инкапсуляции такой основы с последующей резорбцией. С целью профилактики воспалительной клеточной реакции автором предлагается местное применение стероидного противовоспалительного препарата путем насыщения гидрогелевого дренажа [30].

Измайловой С.Б. приведены результаты применения гидрогелевых дренажей, изготовленных на основе полигидроксиэтилметакрилата. Из 86 больных с ранее оперированной первичной, афакичной, псевдофакической глаукомой гипотензивный эффект достигнут в 78,6%, органосохранный – в 93,1% при сроке наблюдения до 2,5 лет [21].

В работе Горбуновой Н.Ю. описаны результаты 3-летнего наблюдения пациентов после применения сетчатого дренажа из дигеля [16]. Так, при непроникающей глубокой склерэктомии нормализация ВГД достигнута в 47,3%, при глубокой склерэктомии – в 37,5%. В 85,2% случаев гипотензивный эффект достигался дополнительной гипотензивной терапией. При этом наблюдались гифема, ЦХО – в 11,6% случаев, гипотония – в 3,9% случаев [16].

Гидрогелевая основа характеризуется высокой биосовместимостью, которая достигается за счёт наличия водной буферной оболочки, полностью окружающей дренаж. Основ-

ной транспорт ВГЖ осуществляется по поверхности дренажа. Однако со временем такая оболочка разрушается, происходит дегидратация дренажа с инкапсулированием [34].

Дренажи с биополимерной основой (содержащие природные мономеры)

Логическим продолжением стремления улучшить свойства применяемых дренажей явился переход к использованию полимерной основы, содержащей природные мономеры.

В отечественной литературе одними из первых появились работы по разработке дренажа из сополимера коллагена на базе МНТК «Микрохирургия глаза им. акад. С.Н. Фёдорова» [8]. Помимо коллагена основа содержала мономеры акрилового ряда, что увеличивало сроки резорбции. Дренаж относится к группе сетонов и широко применяется при операциях непроникающего типа. По данным Зениной М.Л. полимерная основа сохранялась в ИСП на сроке порядка 3 лет. У 85% прооперированных пациентов была достигнута нормализация офтальмотонуса без дополнительной медикаментозной терапии. Однако у 15% больных с развитой и далеко зашедшей стадиями глаукомы был зафиксирован подъём ВГД до 26–32 мм рт.ст.

С целью коррекции иммунновоспалительных процессов предложено насыщать коллагеновый дренаж цитокинами (препарат суперлимф). Это способствует уменьшению пролиферации фибробластов за счёт локального содержания провоспалительных цитокинов и повышения гипотензивной эффективности [41].

Дренаж IGEN представляет собой пористый гликозаминогликановый матрикс, состоящий из коллагена и хондроэтин-6-сульфата. Применение трехмерных коллагеновых гликозаминогликанов и коллагена приводит к снижению регенерации мифибробластов, фибробластов и секретируемого экстрацеллюлярного матрикса (коллагена), в результате чего не возникает формирования грубой рубцовой ткани. Образующиеся в ходе асептической воспалительной реакции фибробласты растут не хаотично, а упорядоченно по пористым туннелям iGen. Через

30-90 дней происходит биодеградация дренажа с формированием разлитой фильтрационной подушки [12, 67, 68]. При сравнительной оценке использования iGen с другими видами хирургического лечения глаукомы получены неоднозначные результаты [49, 51, 54]. Греческие ученые в исследовании на протяжении 6 мес. изучали 40 глаз 40 пациентов и пришли к выводу, что нет никаких существенных преимуществ нового дренажа iGen по сравнению с обычной синустрабекулэктомией [67, 68]. Немецкие ученые, оценивая эффективность iGen, пришли к нескольким другим результатам. Компенсация офтальмотонуса достигнута в 50% в группе с дренажом [70]. При имплантации дренажа iGen пациентам с ранее оперированной глаукомой компенсация офтальмотонуса наблюдалась в 42,9%. У 57,1% на разных этапах после хирургического лечения произошло повышение ВГД, в связи с чем была назначена дополнительная терапия, которая оказалась эффективной в 39,3%. У 17,9% не наблюдалось компенсации ВГД, что потребовало дополнительного вмешательства. Гифема с уровнем в передней камере не более 3 мм была отмечена в 10,7%. Мелкая передняя камера и ЦХО были отмечены у 14,3% на 3-5 день после операции [7].

Aquesys microfistula Implant, как и его новая версия – XEN Gel stent, представляет собой трубку из свиного желатина (частично гидролизованый коллаген), прошедшего обработку крослинкингом с глутаральдегидом, после чего он предположительно может находиться в интрасклеральном пространстве от 6 до 12 мес. За это время формируется склеральный туннель для оттока ВГЖ. Первые клинические результаты носят обнадеживающий характер, однако отдаленные результаты пока представлены не были [74].

Достаточно широко в хирургии глаукомы используются вискоэластичные полимеры [3, 72]. Вискоэластичные соединения обладают универсальными биологическими и химическими свойствами (вязкость, псевдопластичность, адгезивность). Однако быстрая биодеградация (около 3 суток) послужила поводом для создания более стойкого полимерного соединения на основе натрия гиа-

луроната – HealaFlow (Anteis, Швейцария). Он представляет собой стерильный, бесцветный, прозрачный, вискоэластичный гель, состоящий из 22,5 мг/мл гиалуроната натрия неживотного происхождения. Предотвращая адгезию между тканями (склера и конъюнктивы), он создает длительный и устойчивый эффект: стабилизацию субсклерального и субконъюнктивального пространства. Помимо этого, Healaflow обладает противовоспалительным эффектом: гиалуроновая кислота предупреждает воспаление и фиброз, ингибируя цитокины, клетки мигранты, фагоцитоз и лимфоцитоз [48, 50, 65]. В отличие от других вискоэластичных соединений сшивающая формула HealaFlow не позволяет ему рассасываться в течение нескольких месяцев [1]. Roy S. в течение 2 лет наблюдал за результатами применения HealaFlow у 55 пациентов. ВГД ≤ 18 мм рт.ст. без назначения дополнительных медикаментозных препаратов было получено в 70% случаев [71]. В то же время у 32% ВГД повысилось через 1 мес. после операции, а у 25% ВГД было нормализовано гипотензивными препаратами.

Отечественной разработкой является дренаж глаутекс [30]. Это композитный дренаж на основе полимолочной кислоты (полилактида) и полиэтиленгликоля. Дренаж представляет собой пористую биорезорбируемую пленку белого цвета, имеет форму прямоугольной муфты (замкнутого кольца) 2,5×5,5×0,15 мм с диаметром пор около 30 мкм.

Дренаж после имплантации выполняет профилактику склеросклеральных и склероконъюнктивальных сращений, что повышает гипотензивную эффективность операций проникающего типа. Время полной резорбции составляет 4-5 мес. В процессе биодеградации на начальном этапе происходит расщепление длинноцепочковых полимеров. В результате короткие полимерные фрагменты отделяются и гидролизуются до молочной кислоты, при этом молекулярная масса частиц начинает уменьшаться. Молочная кислота метаболизируется до диоксида углерода и воды. Таким образом, и промежуточные и конечные продукты деградации не токсичны для тканей организма, не вызывают вы-

раженной местной воспалительной реакции. Компенсации ВГД после операции при имплантации дренажа глаутекс удаётся достичь в 62,5%, в 31,3% потребовалось назначение дополнительной гипотензивной терапии. В 6,25% компенсации ВГД не наблюдалось, несмотря на гипотензивную терапию, что потребовало повторного вмешательства. Гифема с уровнем в передней камере была отмечена в 12,5%. Мелкая передняя камера и ЦХО у пациентов встречались в 25% [7]. Не исключаются и такие осложнения, как прорезывание дренажа из-под конъюнктивы, расхождение швов, длительные гипотонии [33].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Многообразие используемых на сегодняшний день дренажей соответствует широкому разбросу базовых характеристик основы.

Наиболее сбалансированными свойствами обладают синтетические дренажи из природных полимеров. Они сочетают в себе достоинства всех групп: большая стойкость по сравнению с природными полимерами, высокая биосовместимость, физиологичный транспорт ВГЖ.

Следует выделить биополимерную основу с поверхностным типом резорбции (полилактид). Так как именно поверхностный тип представляется наиболее оптимальным в контексте прогнозируемости сроков резорбции, минимизации тканевой реакции и контроля высвобождения ЛВ.

Однако на сегодняшний день отсутствуют дренажи с поверхностным типом резорбции, удовлетворяющие одновременно всем критериям, в том числе и непроникающей глубокой склеротомии, что требует дальнейших научных поисков.

ЛИТЕРАТУРА

1. Абросимова Е.В., Шава А.И., Балалин С.В., Фокин В.П. Сравнительный анализ применения дренажных имплантов в хирургии первичной открытоугольной глаукомы // *Новости глаукомы*. – 2016. – № 1 (37). – С. 57.
2. Алексеев Б.Н., Кабанов И.Б. Силиконовый дренаж в лечении глаукомы с неоваскуляризацией радужки и иридокорнеального угла // *Вестн. офтальмол.* – 1986. – № 4. – С. 12-15.

3. Алексеев И.Б. Современные технологии хирургического лечения тяжелых форм глаукомы: Дис. ... докт. мед. наук. – М., 2006. – 293 с.
4. Анисимов С.И., Анисимова С.Ю., Дроздова Г.А. и др. Патологические аспекты использования нового биологического материала ксенопласт в хирургическом лечении глаукомы // *Глаукома*. – 2008. – № 2. – С. 40-45.
5. Анисимова С.Ю. Функциональные исходы и гипотензивный эффект непроникающей глубокой склерэктомии с использованием стойкого к биодеградации коллагенового дренажа в зоне операции // *Глаукома*. – 2005. – № 2. – С. 36-41.
6. Анисимова С.Ю., Осипов А.В. Непроникающая глубокая склерэктомия с коллагенопластикой // *Всероссийская научно-практическая конференция молодых учёных. Тез. докл.* – М., 1990. – С. 27-28.
7. Асратян Г.К. Разработка дифференцированного подхода к дренажной хирургии первичной открытоугольной глаукомы: Дис. ... канд. мед. наук. – М., 2015.
8. Багров С.Н., Могилицев В.В., Перова Н.В., Маклакова И.А. Экспериментальное обоснование применения сополимера коллагена в хирургическом лечении глаукомы // *Офтальмохирургия*. – 2001. – № 3. – С. 24-29.
9. Балашова Л.М. Применение субсклеральной лимбэктомии с имплантацией гидрогелевого дренажа и аппликацией цитостатика – антиметаболита митоцина С для лечения больных с вторичной неоваскулярной глаукомой // VII Съезд офтальмологов России: Материалы. – М., 2000. – Ч. 1. – С. 102.
10. Бедило В.Я., Копылова Т.А. О применении пластмасс для дренажа передней камеры в эксперименте // *Материалы II Всероссийского съезда офтальмологов*. – М., 1968. – С. 412-414.
11. Бикбов М.М., Бикбулатов Р.М., Абсалимов М.Ш., Чайка О.В. Применение клапанного дренажа Ahmed при вторичной неоваскулярной глаукоме // *Актуальные проблемы офтальмологии*. – Уфа, 2009. – С. 417-419.
12. Бикбов М.М., Суркова В.К., Хуснитдинов И.И. и др. Результаты хирургического лечения рефрактерной глаукомы с использованием коллагенового биодренажа // *Офтальмология*. – 2014. – Т. 11, № 2. – С. 55-58.
13. Биосовместимые материалы / Под ред. В.И. Севастьянова и М.П. Кирпичникова. – М., 2011. – 544 с.
14. Болгов П.Я. Об операциях Киаццоро при глаукоме // *Вестн. офтальмол.* – 1945. – Т. 24, № 1-2. – С. 77-83.
15. Волкова Н.В., Юрьева Т.Н. Морфогенез путей оттока и оценка гипотензивного эффекта модифицированной имплантации мини-шунта Ex-PRESS // *Офтальмохирургия*. – 2013. – № 3. – С. 66-71.
16. Горбунова Н.Ю. Хирургическое лечение пациентов с рефрактерной глаукомой на основе применения перфорированного эксплантодренажа: Дис. ... канд. мед. наук. – М., 2008. – 145 с.
17. Егоров В.В., Бадогина С.П. Сравнительный анализ результатов хирургии глаукомы с помощью непроникающей глубокой склерэктомии и непроникающей глубокой склерэктомии с аллодренированием // *Офтальмохирургия*. – 1993. – № 1. – С. 62-65.
18. Егоров Е.А., Астахов Ю.С., Еричев В.П. Национальное руководство по глаукоме. – М., 2015. – 452 с.
19. Животовский Д.С., Дога В.Р. Отдаленные наблюдения за больными глаукомой с дренажом передней камеры глаза пластмассовой трубкой // *Офтальмол. журн.* – 1970. – № 6. – С. 451-452.
20. Захидов А.Б., Ходжаев Н.С., Нерсесов Ю.Э. ОКТ-исследование зоны хирургического вмешательства после микроинвазивной непроникающей глубокой склерэктомии с коллагеновым имплантом // *Актуальные проблемы офтальмологии. Всерос. науч. конф. молодых ученых, 4-я*. Сб. науч. работ. – М., 2009. – С. 135-136.
21. Измайлова С.Б. Хирургическое лечение основных форм глаукомы с использованием гидрогелевого дренажа в проникающей хирургии малых разрезов: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2005. – 24 с.
22. Козлов В.И., Багров С.Н., Анисимова С.Ю. Непроникающая глубокая склерэктомия с коллагенопластикой // *Офтальмохирургия*. – 1990. – № 3. – С. 44-46.
23. Кумар В., Душин Н.В. Клинический опыт применения металлического шва в микрохирургии глаза // *Вестн. офтальмол.* – 2003. – № 5. – С. 16-20.
24. Куроедов А.В., Огородникова В.Ю. Микродренирование с помощью Ex-PRESS мини-шунта как вариант выбора оперативного лечения пациентов с первичной открытоугольной глаукомой продвиг-

нутых стадий болезни // Офтальмология. – 2010. – Т. 7, № 1. – С. 23-28.

25. Мамиконян В.Р., Петров С.Ю., Сафонова Д.М. Возможности применения ингибиторов фактора роста эндотелия сосудов (VEGF) в пролонгации гипотензивного эффекта антиглаукомных операций // Глаукома. – 2013. – № 2. – С. 70-74.

26. Мачехин В.А., Шелудченко В.М., Погорелов В.Ф. Результаты антиглаукоматозных операций с применением аллодренажей при различных видах глаукомы // Перспективные направления в хирургическом лечении глаукомы: Сб. науч. ст. – М., 1997. – С. 101-103.

27. Основы взаимодействия биологических тканей с искусственными материалами: Учеб. пособие / И.А. Хлусов, В.Ф. Пичугин, А.А. Пустовалова, А.Н. Дзюман. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2013. – 1225 с.

28. Патент РФ № 256255. Композитный пористый дренаж для хирургического лечения глаукомы / Черных В.В., Ларионов П.М.; Заявитель и патентообладатель ООО «Вертикаль-М»; Заявл. 30.04.2014 г.; Опубл. 10.09.2015 г. // Бюл. – 2015. – № 25. – 4 с.

29. Рязанцева Т.В., Кравец Л.И. Эксплантодренаж с наноструктурированной поверхностью для хирургии рефрактерной глаукомы // Бюллетень сибирской медицины. – 2012. – № 1. – С. 71-77.

30. Семин С.Б. Хирургическое лечение некоторых форм вторичной глаукомы: Дис. ... канд. мед. наук. – М., 2002. – 146 с.

31. Слонимский А.Ю., Алексеев И.Б., Долгий С.С., Корниодский А.Р. Новый биодеградируемый дренаж «Глаутекс» в хирургическом лечении глаукомы // Глаукома. – 2012. – № 4. – С. 55-59.

32. Степанов А.В. Дренаж Ахмеда в хирургии рефрактерной посттравматической глаукомы // Вестн. офтальмол. – 2008. – Т. 124, № 5. – С. 28-31.

33. Степанов А.В., Гамзеева У.Ш., Кравчук С.Ю., Тедеева Н.Р. Разработка новых дренажных операций для лечения рефрактерной посттравматической глаукомы // VIII Российский общенациональный офтальмологический форум: Сб. науч. трудов. – М., 2015. – Т. 1. – С. 173-177.

34. Тахчиди Х.П., Егорова Э.В., Узунян Д.Г. Ультразвуковая биомикроскопия в диагностике патологии переднего сегмента глаза. – М.: Изд-во МНТК «Микрохирургия глаза», 2007. – 128 с.

35. Тахчиди Х.П., Чеглаков В.Ю. Результаты лечения пациентов с рефрактерной открытоугольной глаукомой с использованием гидрогелевого дренажа, оснащенного бетаметазоном // Глаукома: теории, тенденции, технологии: VI Международный конф. науч.-практ. конф.: Сб. науч. ст. – М., 2008. – С. 593-597.

36. Терещенко А.В., Молоткова И.А., Белый Ю.А., Ерохина Е.В. Модификация современной микроинвазивной непроникающей хирургии глаукомы с применением Т-образного дренажа // Офтальмохирургия. – 2011. – № 2. – С. 38-42.

37. Технологии конструктивных наноструктурных материалов и покрытий / Под ред. П.А. Витязя, К.А. Солнцева. – Минск: Белорусская наука, 2011. – 283 с.

38. Трансплантология: Руководство для врачей / Под ред. В.И. Шумакова. – М.: Медицинское информационное агентство, 2007. – 544 с.

39. Федоров С.Н., Багров С.Н., Аксенов А.О., Осипов А.В. Коллагенопластика в офтальмохирургии // Международный симпозиум по рефракционной хирургии, имплантации ИОЛ и комплексному лечению атрофии зрительного нерва, 2-й: Тез. докл. – М., 1991. – С. 9-10.

40. Финк Е.К., Батманов Ю.Е., Колесникова Л.Н. Применение цитостатика и кортикостероида на коллагеновом имплантате в хирургии глаукомы //

Актуальные вопросы офтальмологии. – М., 1996. – Ч. 2. – С. 49-53.

41. Хилькин А.М., Шехтер А.Б. Коллаген и его применение в медицине. – М.: Медицина, 1976. – 256 с.

42. Ходжаев Н.С., Ганковская Л.В., Нересов Ю.Э., Захидов А.Б. Клинико-функциональная оценка эффективности использования коллагеновых имплантов в хирургии первичной открытоугольной глаукомы // Глаукома. – 2010. – № 2. – С. 19-24.

43. Чеглаков Ю.А., Кадимова Ф.Э., Копяева С.В. Эффективность глубокой склерэктомии с применением дренажа из гидрогеля в отдаленном периоде наблюдения // Офтальмохирургия – 1990. – № 2. – С. 28-31.

44. Шмырёва В.Ф., Петров С.Ю., Антонов А.А., Пимениди М.К. Контролируемая цитостатическая терапия в ранние сроки после антиглаукоматозной хирургии (предварительные результаты) // Вестник офтальмологии. – 2007. – № 1. – С. 12-14.

45. Штильман М.И. Полимеры медико-биологического назначения. – М., 2006. – С. 400.

46. Юмагулова А.Ф. Дренажирование полостей глаза при послеоперационной и некоторых других вторичных глаукомах: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Л., 1981.

47. Agnifili L., Costagliola C., Figus M. et al. Histological findings of failed gold micro shunts in primary open-angle glaucoma // Graefes Arch. Clin. Exp. Ophthalmol. – 2011. – Vol. 250. – P. 143-149.

48. Ahmed I.K., Jampel H.D., Saheb H. Clinical outcomes for a schlemm canal scaffold for iop reduction after cataract surgery in mild to moderate open angle glaucoma // American Glaucoma Society 22-th Annual Meeting: Abstract. – New York, 2012.

49. Aznabaev M.T., Imaeva A.R., Bashkatov S.A. et al. Antiinflammatory activity of hyaluronic acid // Eksp. Klin. Farmakol. – 2003. – Vol. 66. – P. 28-29.

50. Boey P.Y., Narayanaswamy A., Zheng C. et al. Imaging of blebs after phacotrabeculectomy with Ologen collagen matrix implants // Br. J. Ophthalmol. – 2011. – Vol. 95, № 3. – P. 340-344.

51. Carol A.C., Karen K.B., Chris D.M. Inflammation and Hyaluronic Acid // Alternative & Complementary Therapies. – 2008. – Apr. – P. 78-84.

52. Cillino S., Di Pace F., Cillino G., Casuccio A. Biodegradable collagen matrix implant vs mitomycin-C as an adjuvant in trabeculectomy: a 24-month, randomized clinical trial // Eye (Lond.). – 2011. – Vol. 25, № 12. – P. 1598-1606.

53. Chiou A.G., Mermoud A., Underlahl J.P. et al. Ultrasound biomicroscopic study of eyes after deep sclerectomy with collagen implant // Ophthalmology. – 1998. – Vol. 105, № 4. – P. 746-750.

54. Demailly P., Kopel J., Kretz G. The Schocket tube in the treatment of irreducible congenital glaucoma // Ophthalmologie. – 1988. – Vol. 2, № 2. – P. 89-92.

55. Elhefney E.M., Al-Sharkawy H.T., Kishk H.M., Abouelkheir H. Safety and efficacy of collagen matrix implantation in infantile glaucoma // Eur. J. Ophthalmol. – 2017. – Vol. 27, № 3. – P. 289-294.

56. Frank J.W., Perkins T.W., Kushner B.J. Ocular motility defects in patients with Krupin valve implant // Ophthalmic Surg. – 1995. – Vol. 26, № 3. – P. 228-232.

57. Hoeh H., Vold S.D., Ahmed I.K. et al. Initial clinical experience with the CyPass Micro-Stent: safety and surgical outcomes of a novel supraciliary microstent // J. Glaucoma. – 2016. – Vol. 25, № 1. – P. 106-112.

58. Hóh H., Grisanti S., Grisanti S. et al. Two-year clinical experience with the CyPass micro-stent: safety and surgical outcomes of a novel supraciliary microstent // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. – 2014. – Vol. 231, № 4. – P. 377-381.

59. Hueber A., Roters S., Jordan J.F., Konen W. Retrospective analysis of the success and safety of gold micro shunt implantation in glaucoma // BMC Ophthalmol. – 2013. – Vol. 13. – P. 35. – Doi: 10.1186/1471-2415-13-35.

60. Jong L.A. The Ex-PRESS glaucoma shunt versus trabeculectomy in open-angle glaucoma: a prospective randomized study // Adv. Ther. – 2009. – Vol. 26, № 3. – P. 336-345.

61. Luttrull J.K., Avery R.L., Baerveldt G., Easley K.A. Initial experience with pneumatically stented Baerveldt implant modified for pars plana insertion for complicated glaucoma // Ophthalmology. – 2000. – Vol. 107, № 1. – P. 143-149.

62. Malvankar-Mehta M.S., Iordanou Y., Chen Y.N. et al. Stent with phacoemulsification versus phacoemulsification alone for patients with glaucoma and cataract: a meta-analysis // PLoS One. – 2015. – Vol. 10, № e0131770.

63. Mermoud A. Deep sclerectomy with collagen implant: 36 months' follow-up // Final Program, 1997 Annual Meeting of the American Academy of Ophthalmology. – San Francisco, 1997. – P. 143.

64. Molteno A.C., Bevin T.H., Herbison P., Houlston M. J. Otago glaucoma surgery outcome study: long-term follow-up of cases of primary glaucoma with additional risk factors drained by Molteno implants // Ophthalmology. – 2001. – Vol. 108, № 12. – P. 2193-2200.

65. Murata M. An experimental study of the outflow pathway of the aqueous humor after glaucoma surgery // Acta Soc. Ophthalmol. Jap. – 1980. – Vol. 84, № 9. – P. 329-335.

66. Nakamura K., Yokohama S., Yoneda M. et al. High, but not low, molecular weight hyaluronan prevents T-cell-mediated liver injury by reducing proinflammatory cytokines in mice // J. Gastroenterol. – 2004. – Vol. 39. – P. 346-354.

67. Nyska A., Glovinsky Y., Belkin M., Epstein Y. Biocompatibility of the Ex-PRESS miniature glaucoma drainage implant // J. Glaucoma. – 2003. – Vol. 12, № 3. – P. 275-280.

68. Papaconstantinou D., Georgalas J., Karmiris E. et al. Trabeculectomy with OloGen versus trabeculectomy for the treatment of glaucoma: a pilot study // Acta Ophthalmol. – 2010. – Vol. 88, № 1. – P. 80-85.

69. Perez C.L., Mellado F., Jones A., Colvin R. Trabeculectomy Combined With Collagen Matrix Implant (Ologen) // J. Glaucoma. – 2016. – Vol. 26, № 1. – P. 54-58.

70. Pourjavan S., Collignon N., De Groot V. STARFO Glaucoma Implant: 12 month clinical results // Acta Ophthalmologica. – 2013. – Vol. 91. – P. 252.

71. Rosentreter A., Schild A.M., Jordan J.F. et al. A prospective randomised trial of trabeculectomy using mitomycin C vs an ologen implant in open angle glaucoma // Eye (Lond.). – 2010. – Vol. 24, № 9. – P. 1449-1457.

72. Roy S., Mermoud A. Cross-linked hyaluronic acid injection maintains long-term filtration after trabeculectomy // Ocular surgery News. – 2010. – Vol. 21. – P. 78-81.

73. Stegmann R.C. Viscocanalostomy // International Congress of Ophthalmology, 18-th. – Amsterdam, 1998. – P. 94.

74. Stein J.D., Herndon L.W., Brent Bond J., Challa P. Exposure of Ex-PRESS Miniature Glaucoma Devices: case series and technique for tube shunt removal // J. Glaucoma. – 2007. – Vol. 16, № 8. – P. 704-706.

75. Vinod K., Gedde S.J. Clinical investigation of new glaucoma procedures // Curr. Opin. Ophthalmol. – 2017. – Vol. 28, № 2. – P. 187-193.

Поступила 18.10.2017